

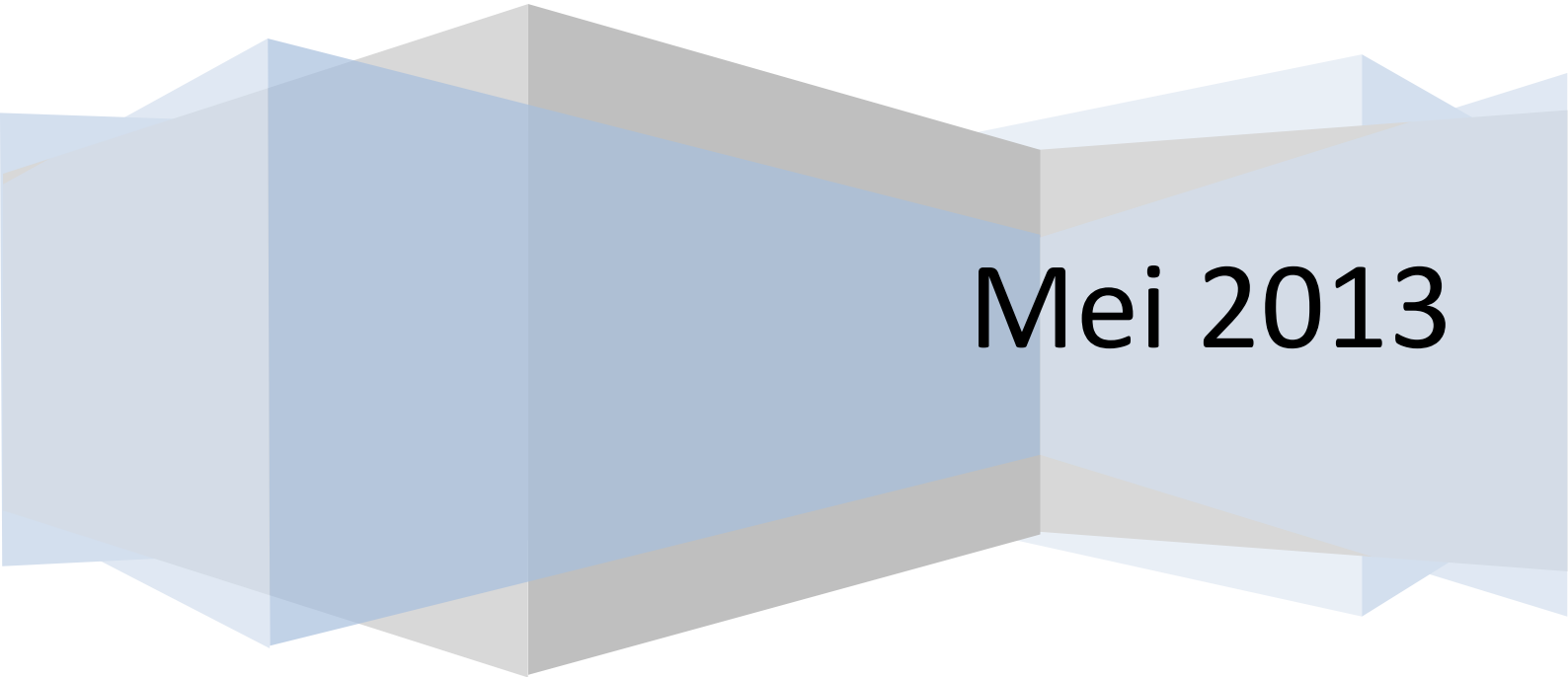
Onderzoek ten behoeve van de toepassing van ASiR

Afstudeerscriptie MBRT

Auteur: Martijn van den Dries

Studentnummer: 2146767

Begeleider Fontys: Rob Vogels



Mei 2013

Personalia

Student

Martijn van den Dries

Functie: Radiodiagnostisch laborant i.o.

Adres: Hendrik Marsmanhof 3, 5044 NA Tilburg

Contact: 013-4639232

E-mailadres: m.vddries@live.nl

Afstudeerpartner

Katja van Meerendonk

Functie: Radiodiagnostisch laborant i.o.

Adres: Hoefstraat 182, 5014 NN Tilburg

Contact: 013-5365011

E-mailadres: katja_meerendonk@hotmail.com

Hogeschool

Fontys Paramedische Hogeschool Eindhoven

Adres: Ds.Th. Fliednerstraat 2, 5631 BN Eindhoven

Contact: 088-5077011

Begeleider Hogeschool

Rob Vogels

Functie: Docent MBRT aan de Fontys Hogeschool te Eindhoven

Adres: Ds.Th. Fliednerstraat 2, 5631 BN Eindhoven

Contact: 088-5084136

E-mailadres: r.vogels@fontys.nl

Opdrachtgever

TweeSteden Ziekenhuis

Afdeling: Radiologie

Adres: Dr. Deelenlaan 5, 5042 AD Tilburg

Contact: 013-4655623

Begeleiders TweeSteden Ziekenhuis

Drs. M.A. Molenaar

Functie: Radioloog

Adres: Dr. Deelenlaan 5, 5042 AD Tilburg

Contact: 013-4655409

Dr. ir. N.A.M. de Beer

Functie: Klinisch Fysicus

Adres: Dr. Deelenlaan 5, 5042 AD Tilburg

Contact: 013-4655460

Voorwoord

Dit onderzoeksverslag “Onderzoek ten behoeve van de toepassing van ASiR” is geschreven naar aanleiding van mijn afstudeerscriptie voor de opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken. Deze opleiding volg ik aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Momenteel ben ik werkzaam op de afdeling radiologie van het TweeSteden ziekenhuis te Tilburg hier is ook het onderzoek uitgevoerd.

Voor haar grote hulp en inzet wil Dr. ir. N.A.M. de Beer, klinisch fysicus, bedanken. Zij was tijdens dit onderzoek een constante steunpilaar. Daarnaast wil ik Drs. M.A. Molenaar, radioloog, bedanken voor zijn tijd en advies. Van het CT team wil ik Ton v.d. Nieuwenhuizen bedanken voor zijn hulp bij het scannen en advies. Voor het contact met de Fontys Paramedische Hogeschool en zijn begeleiding bedank ik Rob Vogels, docent MBRT.

Als laatste wil ik mijn afstudeerpartner Katja van Meerendonk bedanken. Tijdens het onderzoek hebben we een constante prettige samenwerking gehad. We vullen elkaar goed aan en hebben beide mooie resultaten geboekt met onze afstudeerscripties.

Martijn van den Dries, mei 2013

Samenvatting

Inleiding:

Binnen de huidige radiologische diagnostiek heeft Computertomografie (CT) een steeds grotere rol gekregen door ontwikkelingen van de CT-scanner zelf zoals de huidige multislice CT-scanners met snellere scantijden als gevolg. Ook door het gebruik van contrastmiddelen in combinatie met een CT-scan met betere beeldkwaliteit als gevolg. Daardoor is de gemiddelde stralingsbelasting van patiënten toegenomen. Om de stralingsbelasting van de patiënt te reduceren zijn er binnen de CT verschillende ontwikkelingen geweest op het gebied van dosisreductie, waaronder de Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) van General Electric (G.E.). Aan de hand van deze studie is voor het CT-abdomen veneus en CT-low dose urografie protocol onderzocht wat de optimale verhouding van ASiR is om een zo laag mogelijke dosis te verkrijgen zonder dat er beeldkwaliteit verloren gaat. De onderzoeken zijn uitgevoerd op een G.E. 64 slice LightSpeed VCT. Via experimenteel onderzoek is onderzocht wat de optimale verhouding van ASiR is om een zo laag mogelijke dosis te verkrijgen bij een CT-abdomen veneus en CT-low dose urografie protocol bij een fantoomstudie zonder dat er beeldkwaliteit verloren gaat in vergelijking met het huidige protocol met respectievelijk 40% en 60% ASiR.

Methode:

Tijdens de fantoomstudie is als basis gebruik gemaakt van de twee huidige protocollen voor deze onderzoeken in het Tweesteden ziekenhuis te Tilburg. Hierin is de auto-mA wegens onnauwkeurigheden met het fantoom uitgezet en gekozen voor een manual-mA. Om de beeldkwaliteit te beoordelen van de fantoomscans en deze te kunnen vergelijken met patiëntenscans is er gebruik gemaakt van twee vaste mA-waarden als basislijnen. Hier tussen zijn de verschillende mA-waarden gescand. Van deze scans zijn reconstructies gemaakt met 0, 20, 40, 60, 80 en 100% ASiR. Via een G.E. Centricity PACS RA1000 workstation zijn hierop metingen naar de spatiële resolutie, hoog-contrast, ruis en uniformiteit en laag-contrast. Deze metingen zijn vergeleken met de basislijnen. De analyse is uitgevoerd met beschrijvende statistiek.

Conclusie:

Voor het CT-abdomen veneus is nog een dosisreductie van 10% mogelijk met 60% ASiR en voor het CT-low dose urografie is geen dosisreductie meer mogelijk. Deze dosisreductie berust alleen op een fantoomstudie en dient getest te worden op patiënten.

Summary

Introduction:

Within the current radiological diagnostics Computed tomography (CT) has an increasing role. Because of the development of the CT scanner itself like the current multislice CT scanners scantimes have decreased, and through the use of contrast materials in combination with a CT scan image quality has improved. This results in increased average radiation doses to patients. To reduce the radiation dose of the patient, there have been various developments within CT dose reduction, including the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) from General Electric (GE). In this study the CT-abdominal venous and CT-low dose urography protocol is investigated for the optimal ratio of ASiR to obtain the lowest possible dose without any loss in image quality. The studies were carried out on a G.E. 64 slice LightSpeed VCT. Through experimental research the optimal ratio of ASiR to obtain the lowest possible dose without loss of image quality for the CT-abdominal venous and CT-low dose urography protocol is investigated in a phantom study compared to the current protocol with 40% en 60% ASiR.

Method:

During the phantom study the current two protocols for these studies in the TweeSteden hospital provide a basis during the research. The auto-mA is off due to inaccuracies with the phantom the manual-mA is used. To assess the image quality of the phantom scans and to compare these with patient scans two fixed mA values are used as baselines. Between these values different mA values are scanned. Of these scans reconstructions are made containing 0, 20, 40, 60, 80 and 100% ASiR. With a G.E. Centricity PACS RA1000 Workstation measurements are made of the spatial resolution, high-contrast, noise and uniformity and low contrast. These measurements are compared to the base lines. The analysis was performed using descriptive statistics.

Conclusion:

Looking at all the measurements a dose reduction of 10% with 60% ASiR is possible for the CT-abdominal venous and for the CT-low dose urography no dose reduction is possible. This dose reduction is based only on a phantom study and needs to be tested in patients.

Inleiding

Binnen de huidige medische beeldvorming heeft Computertomografie (CT) een steeds grotere rol gekregen door ontwikkelingen van de CT-scanner zelf zoals de huidige multislice CT-scanners en het gebruik van contrastmiddelen in combinatie met een CT-scan [1]. Al deze ontwikkelingen hebben tot gevolg dat de CT-scan een onmisbaar diagnostisch onderzoek is geworden binnen de radiologie [1]. Volgens het Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu (RIVM) werden in 1991 ongeveer 360.000 CT-onderzoeken uitgevoerd, in 2010 is dit 1,16 miljoen [1]. De gemiddelde stralingsbelasting van patiënten is hierdoor toegenomen [1]. In 2010 wordt door het RIVM de gemiddelde effectieve dosis per jaar door CT-onderzoeken per inwoner geschat op 0,41 mSv. Deze gemiddelde effectieve dosis lag het jaar daarvoor nog op 0.39 mSv per jaar [2].

Röntgenstraling is een ioniserende straling en kan in verschillende stoffen de molecuulstructuur beschadigen. Een patiënt kan door een hogere stralingsbelasting gevolgen ondervinden [3-5]. Als het hierbij gaat om weefsels van een patiënt kan hieraan schade worden toegebracht [6]. Het DNA in een cel raakt beschadigd en dit verstoort de celdeling waardoor deze muteert [6]. Deze mutaties kunnen de patiënt een verhoogde kans op het krijgen van kanker geven [6]. Er wordt geschat dat 1.5%-2% van alle vromen van kanker wordt veroorzaakt door CT-scans [4]. Dit wordt berekend aan de hand van de stralingsweegfactor van organen en de dosis gegeven bij een CT-scan [4]. Daarom wordt er bij een radiodiagnostisch onderzoek altijd gestreefd naar een zo'n laag mogelijke stralingsbelasting van de patiënt.

Om de stralingsbelasting van de patiënt te reduceren zijn er binnen de CT verschillende ontwikkelingen geweest op het gebied van dosisreductie, waaronder de Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) van General Electric (G.E.) Healthcare [7-8]. ASiR is een iteratieve reconstructie methode om ruis te verminderen in de gereconstrueerde CT-coupees en zo een betere signal-to-noise ratio (SNR) te verkrijgen. Door een betere SNR bevatten de CT-coupees minder ruis en zijn beelddetails beter te zien [9]. ASiR kan ook gebruikt worden om de stralingsdosis te verlagen en ingestelde SNR te behouden [9]. Zo kan dezelfde beeldkwaliteit behaald worden bij gebruik van een lagere stralingsdosis tijdens de CT-scan [8]. De beeldkwaliteit is van een aantal factoren afhankelijk [10]. De spatiële resolutie is bepalend voor het detecteren van randen van structuren [10]. Hoog-contrast is belangrijk voor de detailwaarneembaarheid van kleine details [10]. Het laag-contrast bepaalt de mate van zichtbaarheid van kleine contrast verschillen [10]. Bijvoorbeeld van tumoren met een lage densiteit in weefsels met tevens een lage densiteit. Ruis kan de detecteerbaarheid van laag contrast afwijkingen verminderen [10]. Daarom dient er een zo hoog mogelijke SNR te zijn.

Uit eerder onderzoek is gebleken dat dit kan oplopen tot een dosisreductie van 24%-40% met een ASiR percentage van 50%-70% [8]. Ziekenhuizen gebruiken hun eigen scanparameters voor de CT-protocollen. Dit is afhankelijk van een aantal factoren waaronder het type scanner en de persoonlijke voorkeur van de radiologen gevestigd in het ziekenhuis. Hierdoor is er geen standaard die in alle ziekenhuizen gebruikt wordt. Er zijn veel protocollen voor dezelfde diagnostiek met allemaal enigszins verschillende parameters. Op dit moment is niet duidelijk wat het percentage ASiR is om de meeste

dosisreductie te realiseren met behoud van de diagnostische beeld-details. Uit een rapport van het RIVM blijkt dat het CT-abdomen onderzoek sinds 2007 het meest uitgevoerde CT onderzoek is [2]. In dit rapport is duidelijk te zien dat het aantal CT onderzoeken van het abdomen toeneemt met de stijgende gemiddelde effectieve dosis per inwoner tot gevolg [2].

Binnen het TweeSteden ziekenhuis te Tilburg worden veel CT-abdomen onderzoeken uitgevoerd met de vraagstelling diverticulitis, pancreatitis en ureter stenen. Voor deze vraagstellingen zijn twee protocollen opgesteld. Momenteel wordt al gebruik gemaakt van ASiR bij deze protocollen. Bij het CT-abdomen veneus 40% en het CT-abdomen low dose urografie 60%. Er heeft echter nog geen onderzoek plaatsgevonden op deze afdeling of dit percentage ASiR voldoende is en daarmee de maximale dosisreductie bereikt wordt. Aan de hand van deze studie is voor beide CT-protocollen onderzocht wat de optimale verhouding van ASiR is om een zo laag mogelijke dosis te verkrijgen bij een CT-abdomen veneus en CT-low dose urografie protocol zonder dat er beeldkwaliteit verloren gaat in vergelijking met het huidige protocol met respectievelijk 40% en 60% ASiR.

Methode

Deze studie is uitgevoerd op de afdeling Radiologie in het TweeSteden ziekenhuis te Tilburg. De CT-scans zijn uitgevoerd op een G.E. 64 slice LightSpeed VCT. Er is gebruik gemaakt van een CT fantoom van G.E. Dit is het G.E. Helios Quality Assurance Phantom modelnummer 2206352. In dit fantoom zitten verschillende targets waarop de beeldkwaliteit gemeten kan worden. Deze targets zijn perspex, lijnparen en een polystyreen membraan. De lijnparen hebben een oplopende grootte van 0,5 mm, 0,6 mm, 0,8 mm, 1,0 mm, 1,3 mm en 1,6 mm. Het polystyreen membraan is voorzien van gaten, met een variërende diameter van 10,0 mm, 7,5 mm, 5,0 mm, 3,0 mm en 1,0 mm.

Het huidige protocol in tabel 1 voor CT-abdomen veneus en CT-low dose urografie onderzoek ziet er als volgt uit: De patiënt is in rugligging gepositioneerd, Feet First en Cranio-Caudaal gescand. Hierna worden twee overzichtsfoto's (scouts) gemaakt om de scan op in te plannen. De PA en Laterale scout, beide met een buisspanning van 120 kV en respectievelijk een buisstroom van 10 mA en 20 mA. De reconstructies worden verstuurd naar een GE Healthcare Centricity Picture Archiving and Communication System (PACS) versie 3.6.

Tabel 1 Huidige scanparameters

	CT-Abdomen Veneus	CT-Low Dose Urografie
Pitch/mode	0.984:1	1.375:1
Speed	39.37	27.50
Bundelcollimatie	0.625 x 64= 40 mm	0.625 x 32 = 20 mm
kV	120	100
Auto-mA	180-550 mA	180-550 mA
Rotatietijd	0.6 sec.	0.6 sec.
Noise index	40.00	56.57
Slicethickness / Interval / ASiR	5.0 / 5.0 / 40% ASiR	2.5 / 2.5 / 60% ASiR
Filter / WW-WL	STND / 400 - 40	/ 400 – 40

Legenda: Window With (WW), Window Level (WL), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De dosis tijdens de scans is in mSv en wordt uitgedrukt als de computed tomography dose index (CTDI). De CTDI verandert lineair met de buisstroom, dus een verdubbeling van het aantal mA geeft ook een verdubbeling van de CTDI [10]. Bij het gebruik van auto-mA is er een mA ondergrens ($I_{\min}$) en een mA bovengrens ($I_{\max}$). Er wordt door middel van de scouts per slice een buisstroom gekozen tussen deze twee grenzen. De gekozen auto-mA is afhankelijk van het volume van het object in de

slice. De $I_{\max}$ is afhankelijk van de Noise Index (NI) en staat voor de hoeveelheid ruis die de CT-scanner toestaat in zijn slices.

Onderzoeksopzet:

Tijdens de fantoomstudie is als basis gebruik gemaakt van de twee protocollen uit tabel 1. Hierin is de auto-mA wegens onnauwkeurigheden met het fantoom uitgezet en gekozen voor een manual-mA. Om de beeldkwaliteit te beoordelen van de fantoomscans en deze te kunnen vergelijken met patiënten scans is er gebruik gemaakt van twee vaste mA-waarden. De $I_{\text{optimaal,min}}$ ($I_{\text{opt,min}}$) die door de scanner wordt gekozen voor het fantoom bij de ingestelde NI van het protocol. En de $I_{\text{optimaal,max}}$ ($I_{\text{opt,max}}$) behorend bij de NI waarbij de scanner in een gemiddelde patiënt de ingestelde $I_{\min}$ van de auto-mA niet meer voldoende vindt.

Voor het bepalen van $I_{\text{opt,min}}$ is een scout van het fantoom gemaakt met het huidige patiënten protocol. Daarna is de $I_{\min}$ op een waarde van 10 mA ingesteld te worden. Dit is de laagste mA-waarde waarmee de CT-scanner kan scannen. In de mA-table is de minimale mA voor zowel de x- als y-as afgelezen. De mA-table is een tabel die de CT-scanner maakt op basis van de scouts. Hierin is per scan rotatie de voorspelde mA-waarde in PA en Laterale richting weergegeven. De gemiddelde minimale mA-waarde van de x- en y-as is de $I_{\text{opt,min}}$ en is gelijk aan de buisstroom waarbij de scanner een beeldkwaliteit behorend bij de ingestelde NI behaalt.

Voor het bepalen van $I_{\text{opt,max}}$ is een scout van 5 gemiddelde patiënten gemaakt. Een gemiddelde patiënt voldoet aan de volgende inclusiecriteria: een bepaalde Body Mass Index (BMI) en leeftijd. De BMI waarde moet tussen de 20 en 25 zijn en wordt berekend door de formule: $\text{BMI} = \text{gewicht in kilogram} / \text{lengte in meters}^2$ [10]. Patiënten moeten ook ouder dan 18 jaar zijn omdat de BMI berekening voor volwassenen is opgesteld [11]. Daarna is de NI verlaagd zodat de laagste mA-waarde in de mA-table boven de $I_{\min}$ uitkomt. Deze NI is gebruikt bij het bepalen van de $I_{\text{opt,max}}$. Met het standaard patiënten protocol is een scout gemaakt van het fantoom. De $I_{\min}$ is op een waarde van 10 mA ingesteld en de NI op de genoteerde waarde van de patiënten scans. In de mA-table is de maximale mA voor zowel de x- als y-as afgelezen. De gemiddelde maximale mA-waarde van de x- en y-as is de $I_{\text{opt,max}}$ en is gelijk aan de buisstroom waarbij de scanner een beeldkwaliteit behorend bij de ingestelde NI behaalt. Dit is de minimale beeldkwaliteit van een patiënten scan.

Beide protocollen zijn gescand met een manual-mA ingesteld op $I_{\text{opt,min}}$ en $I_{\text{opt,max}}$. De $I_{\text{opt,min}}$ is gescand met de gemiddelde minimale mA, verlaagd mA van 20% en een verhoogd mA van 20 en 40%. De scan met $I_{\text{opt,max}}$ is gescand met de gemiddelde maximale mA en een verlaagd mA van 10, 20, 30 en 40% totdat een mA van 20% onder $I_{\text{opt,min}}$ is bereikt. Zo zijn alle verschillende mA-waarden tussen $I_{\text{opt,min}}$ en $I_{\text{opt,max}}$ gescand. De manual-mA kan alleen in veelvouden van 5 mA veranderd worden. Dit kan betekenen dat in de praktijk een reductie van 10 of 30% niet mogelijk is.

Van deze scans zijn reconstructies gemaakt met 0, 20, 40, 60, 80 en 100% ASiR volgens de scanparameters in tabel 1. Via een G.E. Centricity PACS RA1000 workstation zijn metingen naar ruis en uniformiteit, spatiële resolutie, laag- en hoog-contrast uitgevoerd [12]. De waardes uit de scans van

$I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$ vormen de basislijnen en komen overeen met de huidige beeldkwaliteit. Het mogelijke percentage verlaging van de basislijn mA-waarde is recht evenredig aan het percentage dosisreductie.

De ruis en uniformiteit is gemeten in Standard Deviation (SD) en Hounsfield Unit (HU) door het plaatsen van drie Regions of Interest (ROI's) met elk een oppervlakte van 270 mm^2 . De plaatsing is in het midden, 12 en 3 uur op een blanco perspex fantoom coupe zonder fantoomtargets. Het hoog-contrast is gemeten in SD door middel van een vierkant ROI geplaatst om de lijnparen. De oppervlakte van de ROI's is voor de 1,6 mm lijnparen 340 mm^2 , 1,3 mm lijnparen 270 mm^2 , 1,0 mm lijnparen 200 mm^2 , 0,8 mm lijnparen 130 mm^2 , 0,6 mm lijnparen 70 mm^2 en 0,5 mm lijnparen 50 mm^2 . Voor het bepalen van de spatiële resolutie is de zichtbaarheid van de lijnparen gebruikt. Het laag-contrast is gemeten in HU door middel van ROI's geplaatst in en boven de gaten van 10,0 mm en 7.5 mm. Voor het gat van 10 mm is de oppervlakte van de ROI 79.0 mm^2 en de ROI voor het gat van 7.5 mm is 44 mm^2 . Deze ROI's zijn in het midden en rechtsboven de gaten geplaatst in het membraan. Het aantal zichtbare gaten is visueel bepaald. De uiteindelijke CTDI is per mA-waarde genoteerd. De metingen zijn uitgewerkt in het programma Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versie 20.

Analyse:

Alle metingen van beeldkwaliteit zijn afzonderlijk vergeleken met de waarden afkomstig van de basislijnen $I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$. Deze metingen zijn voor de spatiële resolutie uitgedrukt in lijnparen per mm, hoog-contrast in SD, ruis en uniformiteit in SD en HU en het laag-contrast uitgedrukt in HU. De metingen zijn uitgezet in een kruistabel met de mA-waarden ten opzichte van de percentages ASiR. Hierin is gezocht naar de optimale verhouding van ASiR met een zo laag mogelijke dosis, waarvoor de geanalyseerde metingen niet of nauwelijks afwijken ten opzichte van de basislijn. Deze zijn gezocht voor $I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$ en zijn de vernieuwde $I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$. De dosisreductie is uitgedrukt in een $CTDI_{auto}$ en is het gemiddelde van de CTDI van de vernieuwde $I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$. Bij deze methode wordt aangenomen dat de gemiddelde buisstroom bij een CT-scan gelijk is aan het gemiddelde van $I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$. De dosisreductie kan gerealiseerd worden door bij het huidige protocol de NI aan te passen zodat de geschatte CTDI door de CT-scanner gelijk is aan de berekende $CTDI_{auto}$.

Resultaten

De resultaten van de fantoomscans staan onder in een aantal tabellen verwerkt. In totaal zijn er 9 verschillende mA-waarden voor het CT-abdomen veneus gescand en 5 voor het CT-low dose urografie. Voor de basislijn $I_{opt,max}$ behorend bij de NI waarbij de CT-scanner in een gemiddelde patiënt de ingestelde I_{min} van de auto-mA niet meer voldoende vindt was de NI voor het CT-abdomen veneus 26 en voor het CT-low dose urografie 50. Hierna zijn de bijbehorende mA-waarden opgezocht door het gebruik van de beschreven methoden voor $I_{opt,min}$ en $I_{opt,max}$. Voor het CT-abdomen veneus is $I_{opt,min}$ 25 mA en $I_{opt,max}$ 65 mA. Bij het CT-low dose urografie is $I_{opt,min}$ 20 mA en $I_{opt,max}$ 25 mA.

De spatiële resolutie in zichtbare lijnparen in mm is voor het CT-abdomen veneus weergegeven in tabel 2. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 2 CT-abdomen spatiële resolutie in zichtbare lijnparen in mm

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	1,0	1,0	1,0	1,0	1,3	1,3
	25	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	30	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	35	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	40	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	45	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	50	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,3
	60	0,8	0,8	1,0	1,0	1,0	1,0
	65	0,8	0,8	0,8	0,8	1,0	1,0

Legenda: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De spatiële resolutie in zichtbare lijnpaaren in mm is voor het CT-low dose urografie weergegeven in tabel 3. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 3 CT-low dose urografie spatiële resolutie in zichtbare lijnpaaren in mm

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	-	-	-	-	-	-
	15	-	-	-	-	-	-
	20	-	-	-	-	-	-
	25	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6
	30	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6

Legenda: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 1,6 mm lijnenpaar is voor het CT-abdomen veneus weergegeven in tabel 4. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 4 CT-abdomen veneus hoog-contrast in SD van het 1,6 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	48,9	46,1	43,4	40,6	38,4	35,7
	25	46,8	44,6	42,0	39,4	37,2	35,7
	30	44,3	41,9	39,7	37,6	35,6	34,8
	35	43,5	41,4	39,4	37,3	35,2	34,3
	40	44,8	42,9	40,8	38,8	36,9	34,9
	45	43,5	41,8	39,8	37,7	35,3	34,3
	50	43,7	42,3	40,5	38,2	36,9	35,1
	60	43,0	41,7	39,8	37,9	36,2	34,5
	65	44,0	43,1	41,4	39,5	38,1	36,3

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 1,3 mm lijnenpaar is voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 5. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 5 CT-abdomen veneus hoog-contrast in SD van het 1,3 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	46,3	43,4	40,1	37,3	34,7	32,9
	25	44,9	42,1	39,5	36,9	34,6	34,2
	30	42,4	40,2	38,0	36,0	34,1	33,1
	35	41,5	39,4	36,8	34,6	32,6	32,9
	40	43,0	41,0	38,6	36,7	34,8	33,1
	45	41,5	39,7	37,3	35,3	33,6	32,1
	50	41,8	39,8	37,4	35,5	33,6	31,9
	60	40,3	38,4	36,5	34,5	32,9	31,5
	65	39,1	37,5	35,8	34,3	32,5	31,4

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 1,0 mm lijnenpaar is voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 6. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 6 CT-abdomen veneus hoog-contrast in SD van het 1,0 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	45,2	42,1	40,2	36,7	35,8	32,0
	25	37,8	35,7	33,8	31,8	29,9	31,1
	30	41,3	38,9	36,7	34,4	32,6	33,0
	35	37,9	36,1	34,7	32,6	31,3	30,6
	40	37,6	35,5	33,6	32,1	30,6	29,5
	45	37,5	35,5	33,5	32,3	30,5	29,1
	50	37,7	36,0	34,2	32,3	31,1	29,7
	60	37,2	35,4	33,6	32,0	30,6	29,5
	65	36,0	34,2	32,9	31,5	30,5	29,5

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 0,8 mm lijnenpaar is voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 7. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 7 CT-abdomen veneus hoog-contrast in SD van het 0,8 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	38,0	35,5	33,2	31,2	29,4	28,2
	25	36,2	33,7	31,3	29,7	28,1	27,6
	30	34,8	32,8	31,1	29,9	28,6	26,4
	35	39,4	37,5	35,9	34,3	32,8	29,0
	40	35,7	33,7	31,8	30,6	29,3	28,3
	45	34,1	32,2	30,4	29,0	27,9	26,7
	50	33,1	31,6	30,2	29,1	28,2	27,5
	60	33,1	31,5	30,5	29,7	28,6	28,0
	65	34,1	32,6	31,4	30,1	29,3	28,6

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 0,6 mm lijnenpaar is voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 8. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 8 CT-abdomen veneus hoog-contrast in SD van het 0,6 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	34,4	32,0	29,9	28,5	27,0	26,3
	25	35,7	34,0	31,9	31,0	29,5	29,8
	30	36,5	35,2	32,6	31,6	30,3	24,7
	35	33,4	31,7	30,2	28,8	27,7	28,1
	40	30,8	30,5	28,2	27,0	27,5	25,2
	45	32,9	31,2	30,1	28,8	27,2	26,0
	50	33,1	31,3	30,3	28,7	28,2	27,2
	60	31,1	28,5	28,1	26,3	26,0	25,0
	65	30,9	29,9	28,9	26,3	26,1	25,4

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 0,5 mm lijnenpaar is voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 9. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 9 CT-abdomen veneus hoog-contrast in SD van het 0,5 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	30,2	28,0	27,5	25,8	23,5	26,0
	25	33,0	30,5	28,1	26,8	25,1	26,9
	30	36,0	34,4	32,1	30,8	29,2	23,7
	35	35,2	33,9	32,2	30,5	29,0	24,1
	40	29,3	27,5	27,2	25,1	24,7	23,6
	45	27,3	25,8	25,5	23,4	23,7	21,6
	50	32,1	31,1	29,5	28,5	27,2	26,1
	60	29,6	28,0	27,6	25,6	25,2	24,1
	65	28,6	27,0	26,3	24,5	23,7	23,0

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 1,6 mm lijnenpaar is voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 10. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 10 CT-low dose urografie hoog-contrast in SD van het 1,6 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	92,4	82,6	74,0	65,6	57,8	51,3
	15	77,4	70,7	64,6	58,3	53,2	48,5
	20	64,9	55,4	50,9	46,5	42,5	39,4
	25	55,6	51,0	47,3	43,5	39,3	36,2
	30	54,2	50,3	46,6	43,3	39,7	36,3

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 1,3 mm lijnenpaar is voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 11. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 11 CT-low dose urografie hoog-contrast in SD van het 1,3 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	90,5	79,1	71,8	65,1	57,4	51,1
	15	67,1	60,9	55,3	49,5	44,5	40,4
	20	61,8	56,9	51,8	46,6	42,2	39,2
	25	52,4	48,5	44,3	39,7	36,4	33,0
	30	52,8	48,6	45,0	40,4	36,0	33,4

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 1,0 mm lijnenpaar is voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 12. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 12 CT-low dose urografie hoog-contrast in SD van het 1,0 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	81,6	77,6	71,8	63,1	56,5	50,7
	15	67,6	61,2	55,4	51,8	47,0	40,7
	20	57,7	53,0	48,4	44,3	40,0	36,9
	25	56,2	51,5	46,3	42,9	38,4	35,8
	30	52,2	48,2	45,2	40,9	38,2	35,9

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 0,8 mm lijnenpaar is voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 13. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 13 CT-low dose urografie hoog-contrast in SD van het 0,8 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	85,8	75,1	67,6	59,6	50,6	43,7
	15	63,2	58,3	50,9	46,3	40,3	37,7
	20	58,3	54,2	48,3	44,2	39,7	36,3
	25	54,3	48,9	43,9	39,9	36,7	32,4
	30	55,1	48,9	46,3	41,3	38,2	36,7

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 0,6 mm lijnenpaar is voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 14. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 14 CT-low dose urografie hoog-contrast in SD van het 0,6 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	89,0	71,9	64,1	55,0	43,4	41,5
	15	67,2	58,6	51,4	48,8	40,6	37,9
	20	49,8	47,4	42,6	35,3	33,2	30,0
	25	53,8	49,1	43,7	41,8	37,3	35,5
	30	46,8	43,6	39,3	36,8	33,3	28,9

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het hoog-contrast in SD van het 0,5 mm lijnenpaar is voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 15. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 15 CT-low dose urografie hoog-contrast in SD van het 0,5 mm lijnenpaar

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	79,3	69,1	62,1	54,1	40,2	41,8
	15	70,5	55,8	48,7	43,2	38,3	35,8
	20	46,5	40,4	32,6	29,6	23,0	21,4
	25	47,1	41,5	41,9	35,2	30,1	30,7
	30	38,3	33,7	33,1	27,5	26,3	22,5

Legenda: Standard Deviation (SD), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI midden is voor het CT-abdomen veneus weergegeven in tabel 16. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 16 CT-abdomen veneus ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI midden

		ASiR											
		0%		20%		40%		60%		80%		100%	
		SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU
mA	20	21,90	4,30	18,90	3,30	16,60	3,20	14,40	3,10	12,80	2,80	10,70	2,30
	25	21,10	3,00	18,50	2,60	16,30	2,30	13,30	2,20	11,60	2,10	9,90	1,80
	30	18,30	3,10	15,60	1,90	13,80	1,70	11,80	1,30	10,10	,91	8,40	1,10
	35	18,20	1,80	14,80	1,50	13,30	,94	10,90	,54	9,50	,33	7,90	1,40
	40	16,50	3,10	14,60	1,60	11,80	1,50	10,50	1,10	9,10	,94	7,70	,84
	45	15,00	2,90	13,10	2,10	11,10	1,90	9,70	1,20	8,00	1,00	6,60	,86
	50	13,70	1,90	12,00	1,40	10,00	1,10	9,10	,86	7,20	,83	6,50	,85
	60	12,90	2,40	11,10	1,30	9,20	1,20	7,60	1,00	6,40	,92	5,50	,83
	65	12,40	2,50	10,80	1,40	9,00	1,40	7,80	1,20	7,00	1,00	5,30	,93

Legenda: Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 12 uur is voor het CT-abdomen veneus weergegeven in tabel 17. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 17 CT-abdomen veneus ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 12 uur

		ASiR											
		0%		20%		40%		60%		80%		100%	
		SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU
mA	20	20,80	2,30	18,20	1,70	15,90	1,60	13,60	1,50	11,80	1,40	10,70	1,10
	25	18,90	2,90	16,00	2,40	14,10	2,10	12,20	1,20	10,50	1,10	9,30	,90
	30	18,40	1,60	15,70	1,50	13,80	1,40	11,70	1,20	9,80	1,10	7,40	,20
	35	16,60	1,00	14,30	,73	12,30	,65	10,20	,54	8,70	,46	7,20	,38
	40	15,40	2,20	12,00	1,50	10,70	1,30	9,60	1,00	7,70	,82	6,90	,70
	45	14,30	1,00	11,80	,66	10,10	,50	9,40	,35	7,70	,33	6,20	,29
	50	13,70	1,20	8,00	,88	10,00	,67	8,80	,51	7,50	,41	6,30	,31
	60	12,00	1,10	9,50	,83	8,80	,72	7,90	,72	6,50	,68	6,00	,61
	65	11,70	1,80	9,70	1,30	8,30	,69	7,20	,46	6,10	,34	5,10	,29

Legenda: Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 3 uur is voor het CT-abdomen veneus weergegeven in tabel 18. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 18 CT-abdomen veneus ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 3 uur

		ASiR											
		0%		20%		40%		60%		80%		100%	
		SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU
mA	20	23,60	3,20	20,20	2,70	18,40	2,30	15,50	2,10	13,20	1,80	10,2	1,20
	25	19,30	2,70	17,00	2,50	14,30	2,20	12,50	2,10	10,00	1,90	9,80	,78
	30	17,90	1,60	15,40	1,40	13,30	1,30	11,70	1,00	9,60	,98	8,70	,38
	35	16,50	1,50	14,10	1,40	12,10	1,30	9,90	1,20	8,50	1,10	7,50	,50
	40	16,40	2,10	13,90	,91	10,30	,83	10,40	,71	8,00	,67	6,70	,62
	45	14,90	1,40	13,30	,77	10,60	,69	9,30	,54	8,00	,46	7,00	,39
	50	13,50	1,10	10,80	,92	9,80	,71	8,60	,69	7,60	,63	6,00	,53
	60	12,80	1,90	10,50	1,10	9,10	,90	7,20	,73	6,70	,61	5,50	,60
	65	11,70	1,30	9,30	,85	7,60	,45	6,90	,38	5,60	,24	5,20	,22

Legenda: Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI midden is voor het CT-low dose urografie weergegeven in tabel 19. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 19 CT-low dose urografie ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI midden

		ASiR											
		0%		20%		40%		60%		80%		100%	
		SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU
mA	10	63,60	10,50	55,30	9,80	49,10	9,70	43,10	8,90	35,70	8,40	30,20	7,20
	15	53,00	5,60	45,90	4,70	39,30	4,30	34,60	4,30	29,40	4,10	23,80	3,60
	20	44,30	3,80	39,60	3,60	34,30	2,60	29,70	2,30	27,00	1,70	21,70	1,40
	25	39,30	4,90	34,20	4,70	30,10	3,90	28,00	2,30	24,20	1,60	19,50	1,00
	30	34,30	2,40	30,20	2,20	26,50	1,60	22,00	1,50	18,00	1,10	15,00	,98

Legenda: Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 12 uur is voor het CT-low dose urografie weergegeven in tabel 20. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 20 CT-low dose urografie ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 12 uur

		ASiR											
		0%		20%		40%		60%		80%		100%	
		SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU
mA	10	62,80	3,80	55,30	3,10	50,60	2,60	44,20	2,50	36,40	2,50	33,10	2,30
	15	51,60	3,60	44,80	3,10	40,30	2,90	33,50	2,70	27,90	2,50	23,70	2,10
	20	41,20	2,60	36,90	2,40	31,30	1,40	26,70	1,20	23,20	1,10	20,90	,77
	25	37,10	1,50	32,10	1,30	28,10	1,10	24,50	,89	20,50	,54	17,00	,23
	30	33,00	2,40	27,90	2,30	23,90	2,10	21,00	1,70	18,90	1,50	15,70	1,20

Legenda: Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

De ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 3 uur is voor het CT-low dose urografie weergegeven in tabel 21. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 21 CT-low dose urografie ruis en uniformiteit in SD en HU van het ROI 3 uur

		ASiR											
		0%		20%		40%		60%		80%		100%	
		SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU
mA	10	66,60	9,00	59,50	8,70	48,50	8,20	43,50	7,30	35,40	6,90	34,10	6,30
	15	51,60	2,70	45,40	2,50	41,20	2,10	35,20	1,80	30,70	1,50	27,10	1,30
	20	41,40	2,30	36,80	2,10	31,90	2,00	28,70	1,90	24,30	1,70	20,80	1,40
	25	36,20	2,40	30,80	2,20	27,80	2,00	25,10	1,80	20,30	1,40	18,00	1,20
	30	34,90	1,30	32,30	1,10	26,50	,98	24,20	,76	19,80	,51	17,40	,49

Legenda: Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het laag-contrast verschil in HU van het 10 mm gat voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 22. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 22 CT-abdomen veneus laag-contrast verschil in HU van het 10 mm gat

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	9,60	9,30	6,70	8,50	8,20	14,20
	25	5,50	6,90	4,90	5,90	5,60	9,00
	30	8,30	7,50	7,70	7,30	6,60	11,80
	35	9,60	7,70	8,20	8,70	6,80	11,60
	40	11,90	9,80	10,00	9,10	9,10	10,21
	45	6,40	5,70	5,60	6,10	6,20	5,20
	50	10,70	11,60	11,50	9,20	8,70	10,00
	60	9,70	9,40	10,10	10,30	9,10	9,60
	65	8,90	8,90	10,00	8,80	9,30	8,30

Legenda: Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het laag-contrast verschil in HU van het 7,5 mm gat voor het CT-abdomen veneus is weergegeven in tabel 23. Hierin zijn de mA-waarden van 20 tot 65 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 25 mA met 40% ASiR en $I_{opt,max}$ van 65 mA met 40% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 23 CT-abdomen veneus laag-contrast verschil in HU van het 7,5 mm gat

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	20	10,60	11,80	10,40	9,30	9,10	10,10
	25	6,10	6,30	6,50	5,50	5,40	6,90
	30	9,90	8,80	10,90	7,40	8,00	8,40
	35	10,10	9,30	8,40	8,90	8,00	11,90
	40	13,40	13,25	11,39	12,73	12,02	9,68
	45	11,40	9,30	9,60	8,10	8,40	8,30
	50	12,29	12,67	9,90	11,74	9,33	10,22
	60	9,10	9,70	8,30	9,60	10,02	9,25
	65	11,00	10,90	10,70	10,50	9,30	10,30

Legenda: Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het laag-contrast verschil in HU van het 10 mm gat voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 24. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{opt,min}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{opt,max}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{opt,min}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{opt,max}$ met een blauwe kleur.

Tabel 24 CT-low dose urografie laag-contrast verschil in HU van het 10 mm gat

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	23,80	20,00	22,10	22,90	20,60	20,50
	15	30,70	27,80	29,20	29,70	31,40	29,30
	20	30,70	30,47	28,50	30,40	30,60	28,80
	25	33,70	33,50	33,70	32,30	27,80	31,30
	30	27,60	28,72	28,46	28,66	27,90	28,37

Legenda: Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Het laag-contrast verschil in HU van het 7,5 mm gat voor het CT-low dose urografie is weergegeven in tabel 25. Hierin zijn de mA-waarden van 10 tot 30 mA uitgezet tegen ASiR van 0% tot 100%. De basislijnen zijn $I_{\text{opt,min}}$ van 20 mA met 60% ASiR en $I_{\text{opt,max}}$ van 25 mA met 60% ASiR. $I_{\text{opt,min}}$ is weergegeven met een bruine kleur en $I_{\text{opt,max}}$ met een blauwe kleur.

Tabel 25 CT-low dose urografie laag-contrast verschil in HU van het 7,5 mm gat

		ASiR					
		0%	20%	40%	60%	80%	100%
mA	10	43,70	32,90	42,20	35,20	37,60	41,30
	15	33,50	34,90	30,00	32,70	33,70	35,10
	20	30,60	40,50	36,90	38,70	41,40	40,00
	25	26,80	27,60	26,40	30,00	26,50	25,30
	30	32,10	31,30	29,70	27,40	29,80	31,30

Legenda: Hounsfield Unit (HU), Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)

Discussie

Met deze fantoomstudie is geprobeerd de optimale verhouding van ASiR vast te stellen om een zo laag mogelijke dosis te verkrijgen bij een CT-abdomen veneus en CT-low dose urografie protocol zonder dat er beeldkwaliteit verloren gaat in vergelijking met het huidige protocol met ASiR. Voor het CT-abdomen veneus zou een dosisreductie van 10% nog mogelijk zijn met 60% ASiR. Bij het CT-low dose urografie protocol is er geen dosisreductie meer mogelijk.

Uit de resultaten komt naar voren dat er geen grote dosisreductie meer mogelijk is. Tijdens het onderzoek zijn er vier metingen gedaan naar belangrijke aspecten van de beeldkwaliteit: spatiële resolutie, hoog-contrast, ruis en uniformiteit en laag-contrast.

De spatiële resolutie van het CT-abdomen veneus in tabel 2 blijft grotendeels gelijk. Bij 20 mA met 80% ASiR is een duidelijk verschil met de basislijn te zien. In tabel 3 is voor het CT-low dose urografie protocol te zien dat de spatiële resolutie slechter wordt dan de basislijn bij een mA van 20 en lager.

De SD van het hoog-contrast in tabel 4-15 loopt bij het verminderen van de mA-waarde zoals verwacht op. Een lagere dosis betekent meer ruis in het beeld en deze draagt ook bij aan de SD. Bij de dikkere lijnparen is er een vlakker verloop van de SD te zien voordat de mA afneemt. Dit komt doordat bij de dikkere lijnparen het contrast van de lijnen zwaarder weegt dan de ruis. Er is ook nog een duidelijke afscheiding te zien tussen de lijnen. Bij de dunnere lijnparen heeft ruis eerder invloed omdat het contrast van de lijnen ten opzichte van de achtergrond minder is. Dit zie je terug in het feit dat de SD langer laag blijft bij de dunnere lijnparen bij het toenemen van de mA. Voor beide protocollen is ook te zien dat bij een verhoging van het percentage ASiR de SD afneemt. Dit heeft als gevolg een afname van het hoog-contrast. Dit ontstaat doordat ASiR het beeld smooth waardoor ruis gefilterd wordt. De lijnen lopen over in de achtergrond waardoor ook de spatiële resolutie verslechterd.

Binnen de verschillende ROI's van de ruis en uniformiteit metingen in tabel 16-21 is een duidelijk verschil te zien met de metingen aan de rand en het midden van de CT coupe. De SD en HU van het ROI in het midden zijn hoger dan die van 3 en 12 uur. Dit is te verklaren doordat er in het midden van het fantoom meer scatter is dan aan de randen van het fantoom. Bij een hoger percentage ASiR is af te lezen dat de hoeveelheid ruis in het beeld vermindert en de SD afneemt. De $I_{opt,max}$ voor het CT-abdomen veneus kan 25% gereduceerd worden naar 50 mA met 60% ASiR zonder dat dit de ruis en uniformiteit veel zou verslechteren. De $I_{opt,min}$ kan 20% gereduceerd worden naar 20 mA met 60% ASiR. Voor het CT-low dose urografie kan $I_{opt,max}$ met 20% gereduceerd worden naar 20 mA met 80% ASiR en $I_{opt,min}$ kan 25% gereduceerd worden naar 15 mA met 80% ASiR.

Bij het laag-contrast in tabel 22-25 is te zien dat het verschil in HU tussen de voor- en achtergrond toeneemt bij een hogere mA-waarde. Dit komt doordat er minder ruis in het beeld zit waardoor de verschillen in HU beter te zien zijn. Er zijn uitzonderingen zichtbaar in de tabellen. Deze zijn moeilijk te verklaren aangezien de exacte werking van ASiR niet bekend is. Het polystyreen membraan zou ook niet exact evenwijdig aan de slice kunnen lopen waardoor er variatie is in de HU van de gaten. Bij 35 mA of lager is een verbetering te zien in het laag-contrast met 100% ASiR. Dit is het duidelijkst te zien

tabel 22. Aangezien ASiR het beeld smooth is dit een niet te verwachten ontwikkeling. Waarschijnlijk maakt ASiR gebruik van de omgeving om te bepalen hoe er gesmoothd wordt. Bij het 7,5 mm gat in tabel 23, 25 is dit niet meer te zien, waarschijnlijk komt dit door de grootte van het gat. ASiR maakt waarschijnlijk gebruik van patroonherkenning technieken en is het 7,5 mm gat te klein voor ASiR om details te zien waarvan het contrast moet worden verscherpt.

Voor het CT-abdomen veneus zou een dosisreductie van 10% nog mogelijk zijn met 60% ASiR. Kijkend naar de ruis en uniformiteit is dit acceptabel hetzelfde geldt voor het hoog- en laag-contrast. Er is echter verlies in spatiële resolutie waardoor een reductie misschien niet meer mogelijk is. Bij het CT-low dose urografie protocol is er geen dosisreductie meer mogelijk. Uit de tabel van de spatiële resolutie blijkt dat er geen dosis reductie meer mogelijk is. Een reductie van 15% met 80% ASiR zou nog mogelijk zijn kijkend naar de ruis en uniformiteit. Maar er treedt dan verlies van hoog- laag-contrast en spatiële resolutie op. Een reductie voor dit protocol wordt dus niet meer mogelijk geacht.

De dosisreductie voor het CT-abdomen veneus is berekend zoals beschreven in de methode. De $CTDI_{opt,min}$ van 20 mA is 1,79 mSv en de $CTDI_{opt,max}$ van 60 mA is 5,36 mSv. Dit komt uit op een $CTDI_{auto}$ van 3,575 mSv. Met behulp van de CT-scanner en het fantoom is de $CTDI_{auto}$ waarde opgezocht door de NI te verhogen. Deze kwam uit op een NI van 56,2. Met deze nieuwe NI kan gescand worden waardoor voor alle patiënten de gestelde dosisreductie behaald wordt.

Er is veel onderzoek gedaan naar dosisreductie door middel van ASiR en soortgelijke software. Meerdere studies geven aan dat er een grote dosisreductie mogelijk is zonder verlies van beeldkwaliteit [13-19]. Als er echter al veel dosisreductie is toegepast in het huidige CT-protocol van een ziekenhuis is het succes van ASiR minder [20, 21]. Binnen het TweeSteden ziekenhuis te Tilburg is al veel dosisreductie toegepast binnen de twee onderzochte protocollen.

Bij de interpretatie van de resultaten moet wel met een aantal feiten rekening gehouden worden. De resultaten zijn geldig voor een patiënt met een gemiddeld BMI tussen de 20 en 25. De beeldkwaliteit kan zich anders gedragen voor een patiënt met een hoger of lager BMI dan gemiddeld. Er is geen rekening gehouden met eventuele artefacten die alleen in een patiënt kunnen ontstaan.

Bij de beoordeling van de objectieve metingen dient er rekening gehouden te worden dat deze zijn uitgevoerd door een onderzoeker. De subjectieve beoordeling van de spatiële resolutie is uitgevoerd door twee onderzoekers, beide radiodiagnostisch laboranten in opleiding. De intra- en inter-operator variatie is niet bestudeerd tijdens dit onderzoek. Een radioloog zal anders naar de spatiële resolutie kijken dan de onderzoekers. Bij vervolg of herhaling onderzoek zou een radioloog de spatiële resolutie kunnen beoordelen zodat deze nauwkeuriger bepaald wordt..

Bij de dosisreductie berekening zijn mA-waarden gebruikt die nodig zijn op het fantoom om tijdens het scannen een bepaalde CTDI te verkrijgen. Tijdens het scannen van een patiënt dient door middel van het verhogen van de NI $I_{opt,min}$ voor 10% verlaagd te worden. Bij een gemiddelde patiënt zou dit moeten resulteren in een $I_{opt,max}$ van 10% lager dan de huidige $I_{opt,max}$ met de standaard NI. Met deze methode is waarschijnlijk nauwkeuriger te berekenen wat de nieuwe NI moet zijn. Dit komt doordat er

met een lagere mA-waarde is gescand op het fantoom dan op een gemiddelde patiënt. Ook is de mA-waarde alleen te variëren in stappen van 5 mA. Dit geeft een onnauwkeurigheid in de reductiepercentages.

De resultaten geven weer dat er nog een dosisreductie te behalen is voor het CT-abdomen veneus. Deze dosisreductie is alleen geschikt voor het TweeSteden ziekenhuis te Tilburg. De huidige en nieuwe scanparameters zijn berust op de eisen aan beeldkwaliteit van de radiologen werkzaam in dit ziekenhuis. Hoeveel reductie nog mogelijk is in andere ziekenhuizen berust op de kwaliteit van het huidige protocol voor deze onderzoeken [20, 21].

De resultaten zijn alleen gebaseerd op een fantoomstudie. Onderzoek op patiënten dient nog steeds uitgevoerd te worden met als observers twee radiologen werkzaam in het TweeSteden ziekenhuis. Deze kunnen de beeldkwaliteit subjectief beoordelen.

Conclusie

Kijkend naar alle metingen is er voor het CT-abdomen veneus nog een dosisreductie van 10% mogelijk met 60% ASiR door middel van een NI van 56,2. Voor het CT-low dose urografie protocol is er geen dosisreductie meer mogelijk. Deze dosisreductie is alleen gebaseerd op een fantoomstudie en dient getest te worden op patiënten. Dit zou onder begeleiding van twee radiologen moeten die de beeldkwaliteit beoordelen.

Literatuurlijst

1. RIV-M. (z.j.) Medische Stralingstoepassingen Diagnostiek (verkregen op: 18-12-2012)
http://www.rivm.nl/Onderwerpen/Onderwerpen/M/Medische_Stralingstoepassingen/Trends_en_stand_van_zaken/Diagnostiek
2. RIV-M. (2010) Medische stralingstoepassingen: Gegevens 2010 (verkregen op: 18-12-2012)
http://www.rivm.nl/Bibliotheek/Wetenschappelijk/Rapporten/2012/augustus/Medische_stralingstoepassingen_Gegevens_2010
3. Hall, E. J., & Brenner, D. J. (2008). Cancer risks from diagnostic radiology. *The British Journal of Radiology*, 81(965), 362-362. doi: 10.1259/bjr/01948454
4. Brenner, D., & Hall, E. (2007). Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *The New England Journal Of Medicine*, 357(22), 2277-2284.
5. Schmidt, C. W. (2012). CT Scans: Balancing Health Risks and Medical Benefits. *Environmental Health Perspectives*, 120(3), A118-21.
6. Richardson, L. (2010). Radiation exposure and diagnostic imaging. *Journal Of The American Academy Of Nurse Practitioners*, 22(4), 178-185. doi:10.1111/j.1745-7599.2010.00494.x
7. Launders, J. (2011). Radiation risks: CT dose-reduction technologies: A review. *Biomedical Instrumentation & Technology / Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, 45(6), 453.
8. Lee, T., & Chhem, R. K. (2010). Impact of new technologies on dose reduction in CT. *European Journal of Radiology*, 76(1), 28-35. doi: 10.1016/j.ejrad.2010.06.036
9. Rampado, O., Bossi, L., Garabello, D., Davini, O., & Ropolo, R. (2012). Characterization of a computed tomography iterative reconstruction algorithm by image quality evaluations with an anthropomorphic phantom. *European Journal of Radiology*, 81(11), 3172. doi: 10.1016/j.ejrad.2012.06.017
10. Dam, T. F., & Lip, R. (2003). *Techniek in de radiologie*: Red.: T. dam, R. lip, F. weissman. Maarssen: Elsevier gezondheidszorg.
11. Gezondheidsnet. (z.j.) Bereken je BMI (verkregen op: 20-12-2012)
<http://www.gezondheidsnet.nl/alles-over-afvallen/artikelen/1133/bereken-je-bmi>
12. CE Essentials Online Radiography Continuing Education for Radiologic X ray Technologist (z.j.) Quality Assurance and the Helical (Spiral) Scanner 22-12-2012
<http://www.ceessentials.net/article33.html#Test%204%20%20%20%20%20Low%20Contrast%20Resolution/Detectability>

13. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W et al (2010) Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR* 195:713–719
14. Prakash P, Kalra MK, Kambadakone AK et al (2010) Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Invest Radiol* 45:202–210
15. Hara AK, Paden RG, Silva AC et al (2009) Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR* 193:764–771
16. Flicek KT, Hara AK, Silva AC et al (2010) Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: a pilot study. *AJR* 195:126–131
17. Prakash P, Kalra MK, Ackman JB et al (2010) Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Radiology* 256:261–269
18. Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B et al (2010) Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *AJR* 195:655–660
19. Leipsic J, Nguyen G, Brown J et al (2010) A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *AJR* 195:1095–1099
20. Seung, H. L., Myung-Joon, K., Choon-Sik, Y., Mi-Jung, L. (2012). Radiation dose reduction with the adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR) technique for chest CT in children: an intra-individual comparison. *European Journal of Radiology*, 81(7), e938-e943. Doi: 10.1016/j.ejrad.2012.06.013.
21. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-tube-voltage, high-tube-current multi-detector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm – initial clinical experience. *Radiology* 2010;254:145–53

Bijlage

Bijlage I Goedkeuring projectplan pagina 1

B4 Beoordelingsformulier projectplan

Naam: Martijn van den Dries

Studentnr:

Datum: 6 mei 2013

Titel: ONDERZOEK TEN BEHOEVE VAN DE TOEPASSING VAN ASIR

Algemeen

- Spelling en taalgebruik zijn correct ja / nee

Inleiding (Probleemomschrijving en probleemstelling)

- De probleemomschrijving is voldoende helder geformuleerd ja / nee

- Uit de probleemomschrijving, blijkt de maatschappelijke en paramedische relevantie ja / nee

- Op basis van de probleemstelling wordt een concrete en relevante vraagstelling (of meerdere) geformuleerd met eventueel sub vragen ja / nee

Opmerking [WA1]: Je hebt een heel stuk methode in de inleiding staan, dat hoort daar niet thuis.

Doelstelling

De doelstelling is:

- Voldoende helder en concreet geformuleerd ja / nee

- Relevant voor een gekozen doelgroep binnen de (paramedische) beroepspraktijk ja / nee

- Praktisch uitvoerbaar ja / nee

- Haalbaar binnen de tijd ja / nee

Methode

- Er wordt voldoende inzicht gegeven in soorten activiteiten en soorten bronnen voor het uitvoeren van het onderzoek en het tot stand komen van het product ja / nee

- De uitkomstmaten worden beschreven ja / nee

- De gebruikte meetinstrumenten worden beschreven en de gemaakte keuzes beargumenteerd. ja / nee

- De deelnemers worden beschreven inclusief in- en exclusiecriteria ja / nee

- De beoogde analyse wordt beschreven en beargumenteerd ja / nee

- Er is een ethische paragraaf toegevoegd (uitzondering: literatuurstudie) n.v.t.

Projectproduct (indien van toepassing)

Het projectproduct:

- Sluit aan bij de probleemstelling, vraagstelling en doelstelling ja / nee

- Is bruikbaar voor de gekozen doelgroep ja / nee

- Sluit aan bij de wens van de opdrachtgever ja / nee

- De producteisen zijn nauwkeurig omschreven nvt

Tijdpad

- Het tijdpad geeft voor het project als geheel een globale fasering en tijdbesteding en voor de eerstkomende weken een steeds gedetailleerdere invulling ja / nee
- In de tabel zijn belangrijke momenten (typografisch opvallend) vastgelegd, (bv. contactmomenten, inlevermomenten e.d.) ja / nee
- In het tijdpad wordt al een globale invulling gegeven van de taakverdeling bij de geplande activiteiten ja / nee

Begrote kosten

Er wordt een helder inzicht gegeven in:

- De te verwachten soorten kosten qua geld en uren ja / nee
- De verdeling van deze kosten (projectleider, student, opleiding) ja / nee

Literatuur

- Gebruikte en geplande literatuur is specifiek en in voldoende omvang genoemd ja / nee
- Er wordt verwezen naar relevante en recente literatuur ja / nee
- Literatuurverwijzingen, in lopende tekst en in literatuurlijst, worden gegeven volgens de Schrijfwijzer (Wouters 2012) ja / nee

Toelichting:

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

Beoordeling:

Voldoende

Naam beoordelaar:

Datum + Handtekening

Lydia Willemse

6 mei 2013

Rob Vogels

6 mei 2013