Fontys Paramedische Hogeschool Eindhoven

Opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken

RADBOUDUMC

De aanvullende waarde en beperkingen van CARE kV en SAFIRE voor de Siemens Biograph mCT TrueV PET/CT scanner: een obese-fantoomonderzoek

Suzan van Bommel
Studentnummer: 2164356
Begeleider: Jos Peeters
3 Juni 2014

Voorwoord

Dit onderzoeksverslag is geschreven in het kader van de afstudeerfase van de opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken (MBRT) aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Dit onderzoek is uitgevoerd in opdracht van de afdeling Nucleaire Geneeskunde van het Radboud Universitair Medisch Centrum (Radboudumc).

In dit onderzoek zijn de functies Combined Applications to Reduce Exposure (CARE) kV en Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) onderzocht op de PET/CT scanner bij een obese-fantoom. Hierbij zijn de gevolgen geanalyseerd bij gebruik van de combinatie reference kV en reference mAs en gebruik van SAFIRE op de stralingsdosis, de beeldkwaliteit en kwantificatie van LD-CT en verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden. Dit onderzoek is uitgevoerd middels een kwantitatief obese-fantoomonderzoek.

Langs deze weg wil ik alle medewerkers van de afdeling Nucleaire Geneeskunde van het Radboudumc bedanken, waarvan in het bijzonder Dennis Vriens en Michel de Groot. Ik wil hen bedanken voor de fijne begeleiding, beschikbaarheid en goede feedback. Dit heeft me erg geholpen bij de totstandkoming van dit onderzoeksverslag. Daarnaast gaat een woord van dank uit naar mijn afstudeerbegeleider, Jos Peeters. Ook hem wil ik bedanken voor de fijne begeleiding, beschikbaarheid en goede feedback. Tevens wil ik de medewerkers van de mouldroom van de afdeling Radiotherapie bedanken voor het produceren van het obesemateriaal, aangezien dit erg belangrijk was voor mijn onderzoek. Ten slotte wil ik een dankwoord uitbrengen naar Yvonne Bakkenes en Maike Coenen. Zij hebben onderzoek gedaan in ditzelfde project, waardoor een nauwe samenwerking heeft plaatsgevonden tijdens het maken van dit onderzoeksverslag. Ik wil hen bedanken voor de motivatie, goede feedback en de prettige samenwerking.

Nijmegen, juni 2014

Suzan van Bommel

Samenvatting

Achtergrond

De softwarefuncties Combined Applications to Reduce Exposure (CARE) kV en Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) zijn begin 2013 beschikbaar gekomen op de PET/CT scanner van de afdeling Nucleaire Geneeskunde in het Radboudumc. Deze functies zijn echter nog onvoldoende onderzocht om klinisch toe te passen. Het doel van dit onderzoek was om te bepalen in hoeverre CARE kV en SAFIRE invloed hadden op de stralingsdosis van de lage dosis Computer Tomografie (LD-CT) ten opzichte van het referentieprotocol, bij een obese-fantoom. Hierbij diende de beeldkwaliteit en kwantificatie van zowel de LD-CT als de PET-beelden te voldoen aan vooropgestelde eisen.

Methode

Dit onderzoek betrof een kwantitatief obese-fantoomonderzoek. De functies CARE kV en SAFIRE zijn onderzocht middels twee fantomen: het obese-Germaniumfantoom en het obese-thoraxfantoom. Aan de hand van het referentieprotocol zijn criteria voor de beeldkwaliteit vastgesteld, uitgedrukt in Hounsfield unit (HU) en Signal to Noise Ratio-HU (SNR-HU). Op basis van een aantal scans, waarbij de functie CARE kV is toegepast, zijn de gemiddelde HU, SNR-HU en volume CT dose index (CTDIvol) bepaald. Deze waarden zijn vergeleken met het referentieprotocol, waaruit vervolgens een dosisreductie is berekend. Daaropvolgend is de functie SAFIRE onderzocht, waarbij de invloed op de beeldkwaliteit is geanalyseerd. Aan de hand van de verkregen resultaten is bepaald of de stralingsdosis van de LD-CT verder gereduceerd kon worden, middels reconstructie met SAFIRE.

Resultaten

De combinatie 140 ref. kV en 30 ref. mAs leidde tot een dosisreductie van de LD-CT van 22,6% bij het obese-Germaniumfantoom en 15% bij het obese-thoraxfantoom, ten opzichte van het referentieprotocol. De uitkomstwaarden van de gemiddelde HU en SNR-HU van deze combinatie voldeden aan de gestelde eisen. Tevens zorgde reconstructie middels SAFIRE voor een verbetering van de SNR-HU, leidende tot een verdere dosisreductie van 54,8%.

Conclusie

Uit dit obese-fantoomonderzoek is geconcludeerd dat dosisreductie van de LD-CT middels het gebruik van CARE kV mogelijk is. Daarnaast leidde reconstructie middels SAFIRE ook tot de mogelijkheid de stralingsdosis verder te reduceren (54,8%) bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit, ten opzichte van de reeds gehanteerde FBP-reconstructietechniek. Daarentegen had SAFIRE geen invloed op de kwantificatie en de beeldkwaliteit van de PET-beelden, gemeten met de gebruikte variabelen.

Abstract

Background

Early 2013 the software functions Combined Applications to Reduce Exposure (CARE) kV and Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) came available at the PET/ CT scanner at the department Nuclear Medicine, Radboudumc. The users, however, consider these functions to be insufficiently investigated for clinical implementation. The aim of this study was to determine the influence of CARE kV and SAFIRE on the low dose Computer Tomography (LD-CT) dose in an obese phantom, with respect to the reference protocol. The image quality and quantification of LD-CT and PET images had to meet the prior specified requirements.

Method

This study was a quantitative obese-phantom study. The functions CARE kV and SAFIRE are investigated with two different phantoms, namely an obese-Germaniumphantom and a obese-thoraxphantom. The criteria for image quality were determined with respect to the reference protocol and were expressed as Hounsfield unit (HU) and Signal to Noise Ratio-HU (SNR-HU). In different acquisitions for which CARE kV was applied, the mean HU, SNR-HU and volume CT dose index (CTDIvol) were determined. These values were compared with the reference protocol. The dose reduction was calculated. Finally, the influence of SAFIRE on the image quality was investigated. Based on these results, it was determined whether a dose reduction of the LD-CT was concidered possible, in case reconstruction with SAFIRE took place.

Results

The combination 140 ref. kV and 30 ref. mAs led to a dose reduction of the LD-CT of 22,6% with the obese-Germaniumphantom and 15% with the obese-thoraxphantom, with respect to the reference protocol. The values of the mean HU and SNR-HU of these combinations met the requirements. Also, reconstruction with SAFIRE improved the SNR-HU, therefore the dose could be reduced further to 54,8%.

Conclusion

From this obese-phantom study was concluded that with use of CARE kV a dose reduction is feasible. In addition, reconstruction using SAFIRE also led to the possibility to reduce the dose further (54,8%). The image quality by using SAFIRE was still acceptable, compared to the current FBP-reconstruction technique. In contrast, SAFIRE has no influence on the quantification and the image quality of the PET-images, measured by the variables used.

Inhoudsopgave

1. Inleiding 6
2. Methode 9
   2.1 Meetinstrumenten 9
   2.2 Basisexperiment standaard Germamiumfantoom 9
   2.2.1 Meetprotocol 10
   2.2.2 Dataverzameling 10
   2.3 Experiment obese-Germaniumfantoom 11
   2.3.1 Meetprotocol 11
   2.3.2 Dataverzameling 12
   2.4 Experiment obese-thoraxfantoom 12
   2.4.1 Meetprotocol 12
   2.4.2 Dataverzameling 12
   2.5 Experiment Obese-Germaniumfantoom SAFIRE 13
   2.5.1 Meetprotocol 13
   2.5.2 Dataverzameling 13
   2.6 Data-analyse 14
   2.7 Ethische paragraaf 15
3. Resultaten 16
   3.1 Resultaten basisexperiment standaard-Germaniumfantoom 16
   3.2 Resultaten experiment obese-Geramaniumfantoom 16
   3.3 Resultaten experiment obese-thoraxfantoom 18
   3.4 Resultaten experiment obese-Germaniumfantoom SAFIRE 19
4. Discussie 22
5. Conclusie 26
6. Literatuurlijst 27
7. Bijlagen 31
   Bijlage I Opstelling standaard Germaniumfantoom 31
   Bijlage II Opstelling obese-Germaniumfantoom 32
   Bijlage III Opstelling obese-thoraxfantoom 33
   Bijlage IV Parameters topogram LD-CT en instelling scanbereik 34
   Bijlage V Standaard acquisitieparameters LD-CT referentieprotocol 35
   Bijlage VI VOI obese-Germaniumfantoom, gelijk aan VOI standaard Germaniumfantoom 36
   Bijlage VII Berekening dikte obese-materiaal 37
   Bijlage VIII PET reconstructies FBP 38
   Bijlage IX Berekening aantal seconden per bedpositie 39
   Bijlage X Gemiddelde HU standaard Germaniumfantoom 40
   Bijlage XI SNR-HU standaard Germaniumfantoom 41
   Bijlage XII Gemiddelde Bq/ml obese-Germaniumfantoom 42
   Bijlage XIII SNR-Bq/ml verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden 43
   Bijlage XIV Gemiddelde HU LD-CT beelden na reconstructie 44

1. Inleiding

Tegenwoordig wordt Positron Emissie Tomografie/ Computer Tomografie (PET/CT) steeds vaker toegepast in de medische beeldvorming.[1] Jaarlijks worden er in Nederland ongeveer 65.000 PET/CT scans uitgevoerd.[2] Hiervan worden ongeveer 2.000 PET/CT scans in het Radboudumc te Nijmegen uitgevoerd. De combinatie van een PET scan en een lage dosis Computer Tomografie (LD-CT) scan in één scanner, leidt in veel gevallen tot een kortere scanduur en tot vermindering van stralingsdosis voor de patiënt, in vergelijking met twee afzonderlijke scans.[1] Daarnaast is door accurate beeldfusie een betere vergelijking van PET- en CT- beelden mogelijk, wat de diagnostiek verbetert.[1] Daarentegen blijft de stralingsdosis van een PET/CT scan voor de patiënt relatief hoog.[1] Eén van de onderzoeken die uitgevoerd wordt middels een PET/CT is een fluorodeoxyglucose (FDG) PET/CT scan.[3] Deze scan wordt onder andere gebruikt voor de detectie van tumoren.[3,4] Een FDG PET/CT scan wordt gestart middels een topogram, gevolgd door een LD-CT, waarna een PET scan volgt.[1] Een patiënt van 70 kg ontvangt binnen het Radboudumc gemiddeld een effectieve PET dosis van 2,13 mSv, ten gevolge van FDG.[5,6] Naast deze dosis levert de LD-CT, bij onderzoek van schedelbasis tot en met liezen, een bijdrage van 1,75 mSv. Deze 1,75 mSv leidt tot een percentage van 43,4% van de totale dosis bij een FDG PET/CT scan. Een nadeel van gebruik van straling bij diagnostisch onderzoek is dat er een licht verhoogde kans is op het induceren van tumoren.[7,8] Deze kans wordt groter naarmate de dosis hoger is.[7] De stralingsdosis die patiënten in Nederland ontvangen bij medisch diagnostisch onderzoek behoren tot de laagste in Europa.[9] Echter is op dit gebied nog veel winst te behalen, mede bij patiënten met overgewicht.[9,10] Om dezelfde beeldkwaliteit te verkrijgen bij patiënten met overgewicht is een hogere stralingsdosis noodzakelijk ten opzichte van patiënten zonder overgewicht.[10]

De afgelopen dertig jaar is het aantal mensen met overgewicht in Nederland fors toegenomen.[11] In 2011 hadden circa 6,5 miljoen mensen in Nederland matig tot ernstig overgewicht.[11] Dit is ongeveer 41% van de gehele bevolking.[11] Deze groep patiënten hebben een groter vetpercentage, wat een negatieve invloed heeft op de beeldkwaliteit van de PET/CT beelden.[12] Het heeft met name invloed op de mate van ruis in de beelden, leidende tot verslechtering van de beeldkwaliteit.[12,13] Aangezien de LD-CT een grote bijdrage levert in de totale dosis van een PET/CT scanner bij patiënten met overgewicht, kan een afname van deze dosis mogelijk leiden tot een lagere incidentie van het ontstaan van tumoren door straling. Het is daarom belangrijk dat er onderzoek wordt gedaan naar de reductie van deze dosis.

Nieuwe technologische ontwikkelingen moeten leiden tot een vermindering van de stralingsdosis in de LD-CT. Om dit te kunnen bereiken heeft Siemens Healthcare nieuwe technieken geïntroduceerd. Tot deze technieken behoren de functies Combined Applications to Reduce Exposure (CARE) kV en Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE).[14,15] CARE kV is een techniek waarbij het systeem, naast het gebruik van CARE Dose4D (mAs regulatie), het kV kan reguleren.[15] Het effectief kV wordt aan de hand van het topogram bepaald, waarna vervolgens een vast kV afgegeven wordt gedurende de gehele scan.[15] CARE kV gebruikt de data verkregen uit het topogram om het kV te

optimaliseren, waarbij de beeldkwaliteit behouden blijft, terwijl een reductie van de stralingsdosis bereikt wordt.[15] Tevens wordt CARE kV in combinatie met CARE Dose4D uitgevoerd. CARE Dose4D bepaalt door middel van een topogram het effectieve mAs. Op basis van de weefseldichtheid in elke slice wordt het aantal mAs gemoduleerd.[16] Bij activatie van de functies CARE kV en CARE Dose4D, kunnen een reference kV (ref. kV) en reference mAs (ref. mAs) worden ingesteld. Dit zijn normwaarden waar het systeem, na het scannen van het topogram, de afgegeven stralingsdosis op baseert.[15] De functie SAFIRE biedt de mogelijkheid om CT scans iteratief te reconstrueren.[17-19] Deze reconstructietechniek wordt op een andere manier uitgevoerd dan de huidige Filtered Back Projection (FBP) methode. Bij gebruik van de functie SAFIRE worden de beelden vanuit de ruwe data gereconstrueerd, terwijl bij de andere iteratieve reconstructiemethoden de beelddata als referentie dienen.[14,17,20] Het uitgangspunt van de functie SAFIRE is het reduceren van de ruis in het verkregen beeld, leidende tot een mogelijke verbetering van de beeldkwaliteit, waarvan met name de Signal to Noise Ratio (SNR). Derhalve zou ook gesteld kunnen worden dat gebruikmakend van de functie SAFIRE de stralingsdosis gereduceerd kan worden, waarbij eenzelfde beeldkwaliteit wordt gerealiseerd in vergelijking met FBP.[17,19,20]

Op de afdeling Nucleaire Geneeskunde in het Radboudumc is er begin 2013 een software upgrade uitgevoerd op de Biograph mCT TrueV PET/CT scanner door Siemens Healthcare. Met deze upgrade is het mogelijk om de functies CARE kV en SAFIRE toe te passen. De afdeling wil graag de mogelijkheden van deze functies benutten om de stralingsdosis voor de patiënt zoveel mogelijk te reduceren. Het is echter niet wenselijk dat verandering van parameters bij gebruik van CARE kV leidt tot problemen met de visuele beeldkwaliteit en kwantificatie van zowel de LD-CT als de verzwakkingsgecorrigeerde PET scans. De verzwakkingsgecorrigeerde PET scans zijn PET-beelden die middels de Attenuatie Correctie CT (AC-CT) gecorrigeerd zijn voor de verzwakking. Het probleem is dat de acquisitieparameters binnen de functie CARE kV nog onvoldoende zijn onderzocht om op verantwoorde wijze te variëren. Deze acquisitieparameters zijn de ref. kV en ref. mAs, die voor het uitvoeren van de LD-CT kunnen worden ingesteld. Tevens is het nog niet bekend in welke mate het gebruik van de functie SAFIRE bijdraagt aan de verbetering van de beeldkwaliteit en of deze verbetering kan leiden tot dosisreductie bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit. Iteratieve reconstructie van CT beelden zorgt voor vermindering van de ruis ten opzichte van de FBP-reconstructies.[17,19,20] Niettemin is voor de afdeling nog onvoldoende bewezen dat de visuele beeldkwaliteit en kwantificatie in lopend wetenschappelijk onderzoek, bij gebruik van CARE kV en SAFIRE, geen nadelige gevolgen ondervindt, aangezien dit nog niet eerder is onderzocht.

Het doel van het huidige onderzoek is tweeledig. Ten eerste is onderzocht wat de invloed van de combinatie ref. kV & ref. mAs was op de stralingsdosis van de LD-CT bij een obese-fantoom, ten opzichte van het huidige protocol. Het was van belang dat de beeldkwaliteit acceptabel bleef, aangezien de LD-CT in de klinische praktijk gebruikt wordt als anatomische referentie voor de PET-beelden. De beeldkwaliteit is hierbij uitgedrukt in de gemiddelde Hounsfield unit (HU) en SNR-HU. De stralingsdosis is uitgedrukt in de volume CT dose index (CTDIvol). Ten tweede is ook de functie SAFIRE onderzocht. Deze functie is vergeleken met de reeds gehanteerde FBP-

reconstructietechniek. De invloed van SAFIRE op de beeldkwaliteit en kwantificatie van de LD-CT en de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden is geanalyseerd, waarbij deze dienden te voldoen aan vooraf vastgestelde criteria.

Naar aanleiding van bovenstaande informatie is de volgende onderzoeksvraag opgesteld:

- *Wat zijn de gevolgen van het gebruik van de combinatie ref. kV en ref. mAs en het gebruik van SAFIRE op de stralingsdosis, de beeldkwaliteit en kwantificatie voor de LD-CT en de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden, bij een obese-fantoom?*

Bovenstaande hoofdvraag is middels twee deelvragen uitgewerkt, namelijk;

- *In welke mate kan de stralingsdosis van de LD-CT verlaagd worden bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit, gebruikmakend van de combinatie ref. kV en ref. mAs, bij een obese-fantoom, ten opzichte van het huidige protocol?*

- *In hoeverre kan door middel van het gebruik van de functie SAFIRE, ten opzichte van het gebruik van FBP, de stralingsdosis gereduceerd worden bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit en kwantificatie van de LD-CT en de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden bij een obese-fantoom?*

2. Methode

Dit kwantitatief onderzoek is een fantoomonderzoek waarbij gebruik gemaakt is van een standaard Germaniumfantoom, een obese-Germaniumfantoom en een obese-thoraxfantoom. Allereerst is gestart met een basisexperiment, gebruikmakend van het standaard Germaniumfantoom, zie bijlage I. Er is gescand met de functie CARE kV, om de invloed van de combinatie ref. kV en ref. mAs te bepalen. Daarnaast is het huidige protocol (120 kV/50 ref. mAs, FBP) gescand dat gehanteerd werd in het Radboudumc, welke als referentie gesteld is. Op basis van dit experiment zijn de combinaties ref. kV en ref. mAs op een snelle en efficiënte manier teruggebracht naar een kleiner bereik voor de vervolgexperimenten. Vervolgens is ditzelfde experiment uitgevoerd op het obese-Germaniumfantoom, waarbij wederom het referentieprotocol gescand is. Zie bijlage II voor de opstelling van het obese-Germaniumfantoom. De combinaties voortkomend uit het experiment met het obese-Germaniumfantoom, welke voldeden aan de vooropgestelde criteria, zijn geïncludeerd voor het experiment met het obese-thoraxfantoom, zie bijlage III. Daaropvolgend is, met de combinatie welke voldeed aan de criteria en leidde tot de meeste dosisreductie middels CARE kV, de functie SAFIRE onderzocht. Deze functie is vergeleken met de huidige FBP-reconstructietechniek. De invloed van SAFIRE op de beeldkwaliteit is geanalyseerd. Van belang was dat de beeldkwaliteit acceptabel bleef en de kwantificatie van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden en CT-beelden nagenoeg onveranderd bleef ten opzichte van het huidige protocol. Aan de hand van deze resultaten is bepaald of de stralingsdosis van de LD-CT, uitgedrukt in de CTDIvol, nog verder gereduceerd kon worden middels reconstructie met SAFIRE.

2.1 Meetinstrumenten

De metingen zijn uitgevoerd op de Siemens Biograph mCT TrueV PET/CT scanner binnen de afdeling Nucleaire Geneeskunde van het Radboudumc. De verkregen PET- en CT-data zijn verwerkt met het computer programma Inveon Research Workplace (IRW). Dit is een softwareprogramma van Siemens, die het mogelijk maakt efficiënt onderzoek te doen en reproduceerbare en betrouwbare analyses van resultaten vervaardigt.[21]

2.2 Basisexperiment standaard Germaniumfantoom

De bepaling van de mogelijke dosisreductie bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit, gebruikmakend van combinaties ref. kV en ref. mAs, is middels een basisexperiment gestart. Dit experiment is uitgevoerd gebruikmakend van een standaard Germaniumfantoom, aangezien deze homogeen en radioactief is. Er was sprake van radioactief verval, echter het effect hiervan was verwaarloosbaar en bij dit experiment niet relevant. Zodoende was het mogelijk enkel de invloed van ref. kV en ref. mAs te bepalen. De omhulling van het fantoom bestond uit perspex en daarbinnen bevond zich het Germanium-68. Het cilindrisch fantoom had een lengte van 31,5 cm en een omvang van 67 cm.

2.2.1 Meetprotocol

Het doel van dit experiment was om het grote bereik in de onafhankelijke variabelen ref. kV en ref. mAs op een snelle en efficiënte manier terug te brengen naar een kleiner bereik en diende mede als uitgangspunt voor de vervolgexperimenten binnen dit onderzoek. Hierbij was het van belang verschillende combinaties van ref. kV en ref. mAs uit te voeren. Allereerst is het fantoom op het bed van de PET/CT scanner geplaatst en gepositioneerd op basis van laserlijnen en markeringen, zie bijlage I. Het fantoom is op het scanbed geplaatst, waardoor de klinische scansetting zo goed mogelijk werd benaderd. Aan de hand van een topogram is het scangebied voor de LD-CT bepaald, zie bijlage IV. Vervolgens zijn er scans gemaakt met verschillende ref. kV waarden namelijk: 80 kV, 100 kV, 120 kV en 140 kV. Deze zijn met verschillende ref. mAs instellingen gecombineerd. De ref. mAs instellingen die hiervoor zijn gekozen zijn: 10 mAs, 20 mAs, 30 mAs, 40 mAs, 50 mAs en 80 mAs. Daarnaast is het huidige referentieprotocol van het Radboudumc gescand, waarbij geen gebruik gemaakt is van de functie CARE kV. Er is hier gescand met een vast kV van 120 en een ref. mAs van 50. De standaard acquisitieparameters van het referentieprotocol zijn weergegeven in bijlage V. Tevens zijn bij dit referentieprotocol de gangbare FBP-reconstructies uitgevoerd.

2.2.2 Dataverzameling

Om de range van het ref. mAs en ref. kV te kunnen bepalen, zijn de afhankelijke variabelen (gemiddelde HU, SNR-HU) en de onafhankelijke variabele (CTDIvol) bepaald middels het IRW uitwerkstation. De waarden van deze variabelen zijn allen bepaald op de verkregen beelden van zowel de combinaties gebruikmakend van CARE kV als het referentieprotocol. De gemiddelde HU-waarde is vastgesteld met behulp van een Volume of Interest (VOI) in een homogeen gebied. Het VOI had een cilindervorm, zodat het VOI met de vorm van het fantoom in de 3D reconstructie overeenkwam. Het VOI omvatte 75% van het totale volume, zodat de zekerheid ontstond dat in het VOI geen ander materiaal aanwezig was dan het homogeen verdeeld Germanium, zie bijlage VI. Vanwege het gegeven dat aan de randen van een bedpositie de telstatistiek verminderd, werden deze voxels derhalve niet meegenomen in de berekening. Middels een kopieerfunctie is telkens dezelfde grootte van het VOI aangenomen. Op die manier ontstond er geen variatie in de uitkomstwaarden ten gevolge van een variatie in VOI grootte en positie. Voor de gemiddelde HU van de LD-CT is vastgesteld dat de afwijking van de met de functie CARE kV verkregen beelden, niet meer dan 10 HU mocht afwijken van het referentieprotocol.[22] Dit criterium was van belang, aangezien de HU gebruikt werd voor de visualisatie en kwantificatie van de LD-CT beelden. Een te groot verschil in HU kan meetfouten veroorzaken, leidende tot een eventuele foutieve diagnose.

Aan de hand van het ingetekende VOI is tevens de SNR-HU-waarde bepaald door middel van de Standaard Deviatie (SD). De SD geeft de ruis aan in een homogeen veld en werd verkregen middels het VOI dat geplaatst is in het homogeen verdeeld Germaniumfantoom. De SNR-HU is volgens de volgende formule berekend: (Gemiddelde HU+ 1000 HU) / SD. De SNR-HU kan niet worden uitgedrukt in een negatief getal, derhalve is 1000 HU opgeteld bij de gemiddelde HU uit de verkregen data. Er is uitgegaan van 1000, aangezien de HU in CT genormaliseerd is voor lucht (-1000 HU) en

water (0 HU). De SNR-HU van de verkregen combinaties mocht niet meer dan 20% additionele ruis bevatten ten opzichte van de SNR-HU van het referentieprotocol.[22]

Een derde variabele was de CTDIvol, welke uitgedrukt is in milligray (mGy). De CTDIvol is een maat voor de geabsorbeerde dosis per rotatie.[16,23] Dit is een onafhankelijke variabele, aangezien het rechtstreeks verband hield met de instelling ref. mAs en ref. kV. Tevens kon deze variabele middels een omrekenfactor direct worden omgerekend naar een effectieve dosis voor de patiënt (mSv.) De CTDIvol is vastgesteld en gedocumenteerd. De combinatie ref. kV en ref. mAs voldeed aan het criterium, wanneer het een lagere CTDIvol-waarde had dan de CTDIvol-waarde van het referentieprotocol.

De drie criteria waaraan de combinaties ref. kV en ref. mAs dienden te voldoen, geldende gedurende het gehele onderzoek, waren dus:

1. Maximale afwijking van 10 HU ten opzichte van gemiddelde HU referentieprotocol.
2. SNR-HU met maximaal 20% additionele ruis ten opzichte van SNR-HU referentieprotocol.
3. CTDIvol < CTDIvol referentieprotocol.

Op basis van de verkregen resultaten uit dit basisexperiment zijn de combinaties ref. kV en ref. mAs bepaald, die vervolgens zijn toegepast op het obese-Germaniumfantoom.

2.3 Experiment obese-Germaniumfantoom

Bij het tweede experiment werd het standaard Germaniumfantoom met behulp van obesemateriaal fysiek vergroot. Het obese-Germaniumfantoom is nagebootst, zodanig dat het representatief was voor een patiënt met een Body Mass Index (BMI) van 30 kg/m^2.[24] Het BMI is gebaseerd op de World Health Organization classificatie en is een BMI die representatief is voor de groep patiënten met overgewicht, welke klinisch gescand werden in het Radboudumc. Uit eerder uitgevoerd wetenschappelijk onderzoek is gesteld dat 3 cm vetequivalent materiaal representatief is voor een patiënt met een BMI van 30 kg/m^2.[25] Het gebruikte obesemateriaal was nagenoeg spierequivalent, waardoor een dikte van 2,5 cm een gelijkwaardige verzwakking vertoonde als 3 cm vetequivalent materiaal.[26] De berekening voor het bepalen van de dikte van het obesemateriaal is weergegeven in bijlage VII. Het obesemateriaal is volledig rondom het fantoom geplaatst, zodanig dat de röntgenstraling een laag van 5 cm extra doorstraalde ten opzichte van het standaard Germaniumfantoom. Het obesemateriaal is middels tape rondom het standaard Germaniumfantoom vastgemaakt, zie bijlage II.

2.3.1 Meetprotocol

Het obese-Germaniumfantoom is gebruikt om het aantal geschikte combinaties van ref. kV en ref. mAs te bepalen. De gebruikte combinaties voor een obese-fantoom zijn minder extreem in aantal, vanwege de toename van ruis in de verkregen beelden.[12,13,25] Het obese-Germaniumfantoom is op dezelfde wijze gepositioneerd als het standaard Germaniumfantoom. Wederom is het referentieprotocol gescand. Tevens zijn aan de hand van de resultaten van het basisexperiment de

ref. kV/ref. mAs combinaties gescand, welke voldeden aan vooropgestelde eisen. Hierbij zijn dezelfde scanparameters gehanteerd als bij het basisexperiment.

2.3.2 Dataverzameling

Aan de hand van de gemiddelde HU, SNR-HU en CTDIvol zijn de combinaties vastgesteld voor het scannen van het obese-thoraxfantoom. Deze variabelen zijn op dezelfde wijze bepaald als bij het basisexperiment. Alle verkregen uitkomstwaarden van de verschillende combinaties ref. kV en ref. mAs zijn vergeleken met de uitkomstwaarden van het referentieprotocol. Hierbij zijn eveneens dezelfde drie criteria gehanteerd als bij het experiment met het standaard-Germaniumfantoom.

2.4 Experiment obese-thoraxfantoom

Het experiment met het obese-thoraxfantoom is eveneens uitgevoerd met vetequivalent obesemateriaal. Dit fantoom is meer representatief voor het menselijk lichaam, leidende tot klinisch meer relevante resultaten ten opzichte van het obese-Germaniumfantoom. De uitkomsten van dit experiment benaderen de medische beroepspraktijk beter in vergelijking met het vorige experiment. De samenstelling van het obese-thoraxfantoom bestond uit een aantal organen; hart, bloedvaten met bloed, longen met luchtwegen, middenrif, botten en huid.

2.4.1 Meetprotocol

Het obese-thoraxfantoom is gebruikt om de optimale ref. kV en ref. mAs setting te bepalen ten behoeve van de stralingsdosis, bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit. Het fantoom is op het scanbed van de PET/CT scanner gepositioneerd, zodanig dat steeds dezelfde positie is toegepast. Dit is gedaan op basis van een aantal markeringen, zie bijlage III. Het fantoom is met de denkbeeldige hals richting de gantry van de PET/CT scanner gelegd, vergelijkbaar met de klinische beroepspraktijk. Na positionering van het obese-thoraxfantoom, is een topogram gemaakt om het scanbereik vast te stellen. Vervolgens zijn de combinaties, gebaseerd op het experiment met het obese-Germaniumfantoom, ingesteld en uitgevoerd. Tevens is wederom het referentieprotocol gescand.

2.4.2 Dataverzameling

De dataverzameling is op dezelfde wijze verkregen als beschreven bij het standaard Germaniumfantoom. De VOI's werden in de afbeeldingen van de LD-CT ter hoogte van bot, long en bloed geplaatst. Dit is uitgevoerd, omdat een PET-beeld alleen tot stand komt indien alvorens een AC-CT is uitgevoerd. Een PET-scan creëert slechts onderscheid tussen weefsels met hoge en lage HU waarden. Daarom is gekozen voor een genuanceerde bepaling van HU-waarden in deze drie weefsels. Zodoende is er een effect op HU nauwkeurigheid in weefsels van uiteenlopende densiteiten verkregen. Het vermijden van grote afwijkingen in HU-waarden van de LD-CT was essentieel, aangezien een dergelijke afwijking indirect zou kunnen leiden tot foutieve kwantificatie van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden. Daarnaast zijn de VOI's gebruikt voor het bepalen van de SNR-HU in deze weefsels. Tevens is het CTDIvol genoteerd ten behoeve van berekening van de mogelijke dosisreductie. Op basis van de drie criteria is vastgesteld wat de beste combinatie ref. kV en

ref. mAs was bij dit experiment. Alvorens deze combinatie gescand werd voor het vervolgexperiment, was het tevens van belang dat de kwantificatie van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden gelijk bleef ten opzichte van het referentieprotocol. De kwantificatie van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden is uitgedrukt in de Bq/ml.

2.5 Experiment Obese-Germaniumfantoom SAFIRE

In dit experiment is wederom gebruik gemaakt van het radioactief obese-Germaniumfantoom. Ditmaal om het effect van het gebruik van diverse sterkten van SAFIRE op de stralingsdosis en kwantificatie van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden te bepalen. Hierbij waren de stralingsaspecten van belang, aangezien onder andere gebruik is gemaakt van PET-beelden. Germanium-68 vervalt naar de positronemitter Gallium-68 en is datgene wat gemeten is bij het vervaardigen van de PET-beelden.[27] Er zijn geen andere variabelen van invloed geweest op de uitkomstwaarden van dit experiment, aangezien er gescand is op een homogeen fantoom.

2.5.1 Meetprotocol

Met dit experiment is bepaald of de stralingsdosis nog verder gereduceerd kon worden, middels het gebruik van de functie SAFIRE. Geanalyseerd is wat de invloed van deze iteratieve reconstructietechniek was op de beeldkwaliteit en kwantificatie, ten opzichte van de reeds gehanteerde FBP-reconstructietechniek. Zie bijlage VIII voor de reconstructieparameters van de FBP-reconstructietechniek. De LD-CT en de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden van de combinatie ref. kV en ref. mAs, voortkomend uit het experiment met het obese-thoraxfantoom, zijn gereconstrueerd middels SAFIRE en FBP. De beelden waarop de reconstructies zijn uitgevoerd, waren dezelfde beelden als verkregen met het obese-Germaniumfantoom experiment. Tevens zijn de SAFIRE en FBP reconstructies uitgevoerd op de LD-CT en verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden van het referentieprotocol. Voor de functie SAFIRE zijn vijf sterkten beschikbaar: sterkte 1, 2, 3, 4 en 5, die van laag naar hoog de verschillende niveaus van ruisonderdrukking in de verkregen beelden aangeven. Tijdens het experiment is gebruik gemaakt van de sterktes 1, 3 en 5. Deze opties voor de functie SAFIRE zijn gebaseerd op het feit dat deze waarden de meeste spreiding hadden, waardoor het verschil tussen de verkregen beelden duidelijker zichtbaar was. Tevens werd sterkte 3 aanbevolen door Siemens Healthcare.[14, 28] De tijd per bedpositie voor de PET-acquisitie is vastgesteld op 20 seconden/bedpositie. Dit was bepaald middels een klinische setting, welke uitgevoerd is in het Radboudumc. Deze tijd per bedpositie is gecorrigeerd voor de activiteit en omvang van het fantoom, vanwege het feit dat deze niet overeenkomen in vergelijking met die van een patiënt. Zie bijlage IX voor de berekening van het aantal seconden per bedpositie.

2.5.2 Dataverzameling

Om te bepalen in hoeverre de stralingsdosis verder gereduceerd kon worden middels SAFIRE, waarbij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit gehanteerd werd, zijn wederom een aantal afhankelijke variabelen gebruikt. De afhankelijke variabelen die gedocumenteerd zijn, betreffen de gemiddelde HU, SNR-HU en SNR-Bq/ml. Deze variabelen zijn verkregen uit de beelden, welke gereconstrueerd zijn

middels FBP en SAFIRE. De gemiddelde HU en SNR-HU zijn op dezelfde wijze verkregen als bij het basisexperiment. Ook hier dienden de combinaties te voldoen aan de eisen met betrekking tot de acceptabele beeldkwaliteit. De SNR-Bq/ml gaf de mate van de in PET-beeld aanwezige ruis weer. Hierbij gold dat een toename van de ruis van maximaal 20% acceptabel was. De SNR-Bq/ml is berekend aan de hand van de volgende formule: Gemiddelde activiteitsconcentratie (Bq/ml)/SD. Er is gekozen voor de eenheid Bq/ml, aangezien dit de originele waarde weergeeft van de radioactiviteit per milliliter in het PET beeld.[29] Voor de Bq/ml is een afwijking van 5% acceptabel gesteld. Deze waarde is aan de hand van de European Association of Nuclear Medicine richtlijnen bepaald.[30] Hierin staat vermeld dat tussen verschillende centra een afwijking van 10% in de Bq/ml acceptabel is.[30] Omdat het hier gaat om één onderzoekscentrum is de Bq/ml afwijking gesteld op 5%. Indien de functie SAFIRE zorgde voor een betere beeldkwaliteit ten opzichte van FBP, werd vervolgens een nieuwe combinatie ref. kV en ref. mAs bepaald. Deze combinatie diende, na uitvoering van SAFIRE reconstructies, dezelfde SNR-HU op te leveren als acceptabel gesteld bij het basisexperiment (20% additionele ruis), waarbij gereconstrueerd is met FBP.

2.6 Data-analyse

De verkregen data zijn aan de hand van een beschrijvende statistiek geanalyseerd middels het programma Excel. Allereerst is onderzocht wat de invloed van de combinate ref. kV en ref. mAs is op de stralingsdosis, bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit en kwantificatie. De uitkomstwaarden met betrekking tot de gemiddelde HU, SNR-HU en CTDIvol zijn overzichtelijk weergegeven in staafdiagrammen en lijngrafieken. Daarbij zijn ook de uitkomstwaarden van het referentieprotocol weergegeven. Aan de hand van deze uitkomstwaarden is bepaald welke combinaties voldeden aan de eisen met betrekking tot de HU en SNR-HU. Vervolgens is bepaald welke van deze combinaties de laagst verkregen waarde van het CTDIvol had. De CDTIvol van deze combinatie is vergeleken met de CTDIvol van het referentieprotocol. De totale dosisreductie is berekend middels een vergelijking van de CTDIvol van de ideale combinatie en het referentieprotocol. Hierin is de afname in SNR-HU meegenomen in de berekening, waardoor de dosisreductie een weergave is van de invloed van ref. kV en de afname in SNR-HU tezamen. Aan de hand van de volgende formule is de dosisreductie bepaald:

((CTDIvol ref. kV/ref. mAs combinatie - CTDIvol referentieprotocol)/ CTDIvol referentieprocol) x 100

Daarnaast is het effect van SAFIRE bepaald op de beeldkwaliteit van de LD-CT. De invloed van SAFIRE op zowel de kwantificatie van de PET-beelden als de kwantificatie van de LD-CT zijn weergegeven in een staafdiagram. De invloed van SAFIRE op de SNR-HU is weergegeven in een lijndiagram. Deze uitkomstwaarden zijn gelabeld, waardoor een berekening uitgevoerd kon worden aan de hand van de aangegeven getallen. Deze berekening gaf in percentages weer wat de invloed van iedere SAFIRE sterkte afzonderlijk was op de SNR-HU ten opzichte van de FBP-reconstructietechniek.

Aan de hand van de volgende formule is de invloed van SAFIRE op de SNR-HU bepaald:

((SNR-HU SAFIRE sterkte 1, 3 of 5 - SNR-HU FBP)/ SNR-HU FBP) x 100%

Deze formule is toegepast voor het referentieprotocol en de combinatie voortkomend uit het obese-thoraxfantoom experiment. Uit deze resultaten is een gemiddeld percentage berekend, waardoor de gemiddelde invloed van iedere SAFIRE sterkte afzonderlijk bepaald is ten opzichte van FBP.

Vervolgens is onderzocht of de stralingsdosis eventueel nog verder gereduceerd kon worden bij gebruik van SAFIRE. De reconstructies zijn uitgevoerd op de combinaties, welke in een eerder stadium zijn geëxcludeerd. Dit is wederom weergegeven in een staafdiagram. De waarden van de SNR-HU bij reconstructie met SAFIRE, zijn vergeleken met de waarden van de SNR-HU welke verkregen zijn middels de reeds gehanteerde FBP-reconstructietechniek, waarbij 20% additionele ruis is geaccepteerd. Hierdoor kon bepaald worden welke combinatie, met iedere SAFIRE sterkte afzonderlijk, weer voldeed aan de eis met betrekking tot de SNR-HU van het referentieprotocol. De laagst verkregen CTDIvol van deze combinaties, welke voldeden aan de eis met betrekking tot de SNR-HU, is vergeleken met het CTDIvol van het referentieprotocol. Zodoende kon de dosisreductie berekend worden bij toepassing van SAFIRE sterkte 1, 3 en 5, berekend met dezelfde formule als bij het eerste experiment.

2.7 Ethische paragraaf

Het onderzoek is uitgevoerd middels een fantoomonderzoek. Hierop is de Wet medisch-wetenschappelijk onderzoek niet van toepassing.

3. Resultaten

3.1 Resultaten basisexperiment standaard Germaniumfantoom

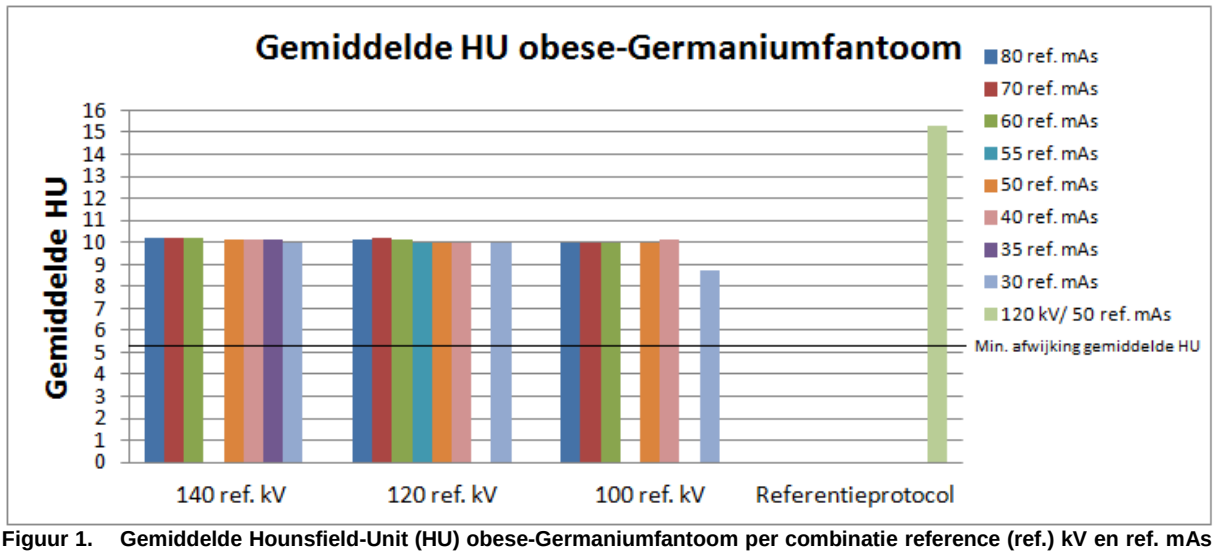
De waarden verkregen met het scannen van het referentieprotocol waren als volgt; een gemiddelde HU-waarde van 9,9, een SNR-HU van 41,2 en een CTDIvol van 1,09 mGy. De minimaal aanvaardbare SNR-HU bij dit experiment is derhalve gesteld op 34,4. Op basis van de gemiddelde HU-waarde zijn 9 van de 24 combinaties geëxcludeerd voor het vervolgexperiment met het obese-Germaniunfantoom, aangezien deze een gemiddelde HU-waarde lager dan -0,1 hadden, zie bijlage X. Tevens zijn op basis van de SNR-HU alle combinaties met een ref. kV van 80 geëxcludeerd. Dit gold ook voor alle combinaties die gescand zijn met een ref. mAs van 10 en 20. Deze combinaties hadden allen een SNR-HU lager dan 34,4, zie bijlage XI. Er zijn geen combinaties geëxcludeerd met betrekking tot de CTDIvol, aangezien het obese-Germaniumfantoom naar verwachting andere uitkomstwaarden zou aantonen dan het standaard Germaniumfantoom. Aan de hand van het basisexperiment zijn de volgende ref. kV/ref. mAs combinaties geïncludeerd voor het vervolgexperiment met het obese-Germaniumfantoom, zie tabel 1.

Tabel 1 Resultaten voortkomend uit basisexperiment voor scannen van obese-Germaniumfantoom.

Reference kV	Reference mAs						
140 kV	80	70	60	50	40	35	30
120 kV	80	70	60	55	50	40	30
100 kV	80	70	60	50	40	30	

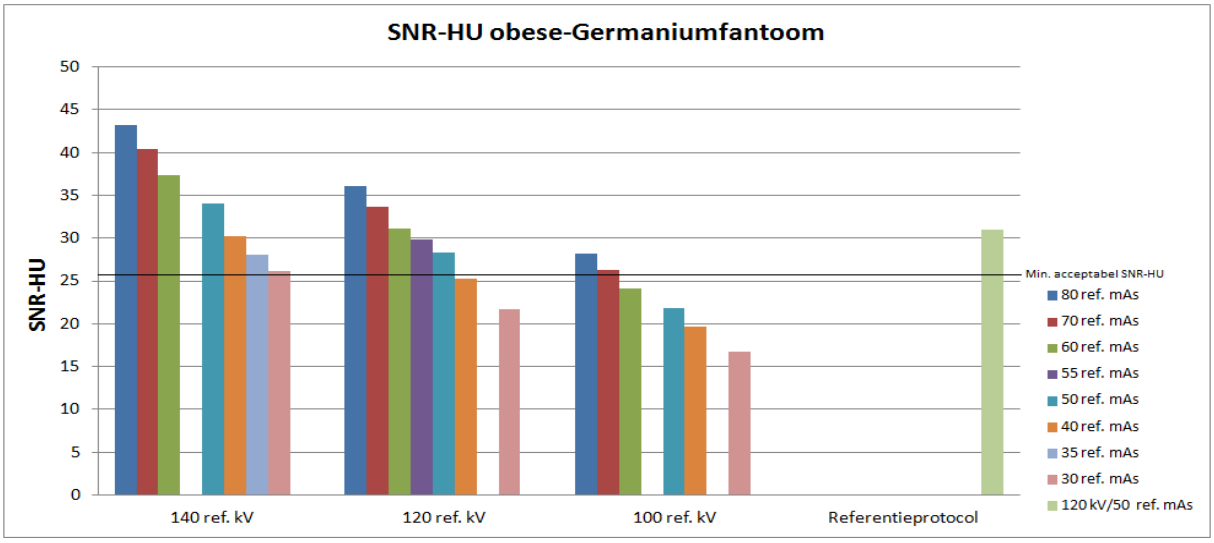
3.2 Resultaten experiment obese-Germaniumfantoom

De waarden verkregen met het scannen van het referentieprotocol, betroffen een gemiddelde HU-waarde van 15,3 HU en een SNR-HU van 31,0. Derhalve is aan de hand van de gestelde criteria een minimale SNR-HU geaccepteerd van 25,9. De CTDIvol van het referentieprotocol bedroeg 1,86 mGy. Van de 20 scans die uitgevoerd zijn, voldeden alle combinaties ref. kV en ref. mAs aan de gestelde eis met betrekking tot de gemiddelde HU, zie figuur 1



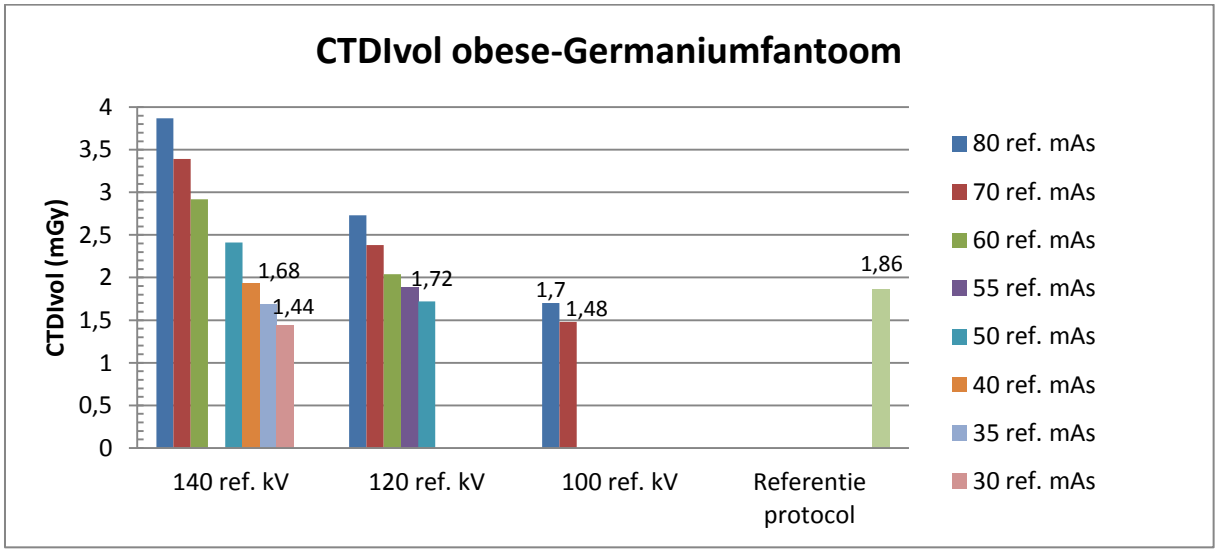
Figuur 1. Gemiddelde Hounsfield-Unit (HU) obese-Germaniumfantoom per combinatie reference (ref.) kV en ref. mAs ten opzichte van het referentieprotocol.

Tevens zijn deze 20 scans geanalyseerd met betrekking tot de SNR-HU. Gebleken is dat 14 van de 20 scans voldeden aan de gestelde eis (SNR-HU > 25,9), zie figuur 2.



Figuur 2. Signal to Noise Ratio-Hounsfield unit (SNR-HU) obese-Germaniumfantoom bij diverse combinaties reference (ref.) kV en ref. mAs ten opzichte van het referentieprotocol.

Met betrekking tot de gemiddelde HU en SNR-HU tezamen, voldeden 6 van de 20 scans niet aan deze gestelde eisen. Vervolgens zijn de overige 14 scans geanalyseerd met betrekking tot de CTDIvol, zie figuur 3. Uit deze figuur is op te maken dat vijf scans voldeden aan het criterium (CTDIvol < 1,86 mGy).

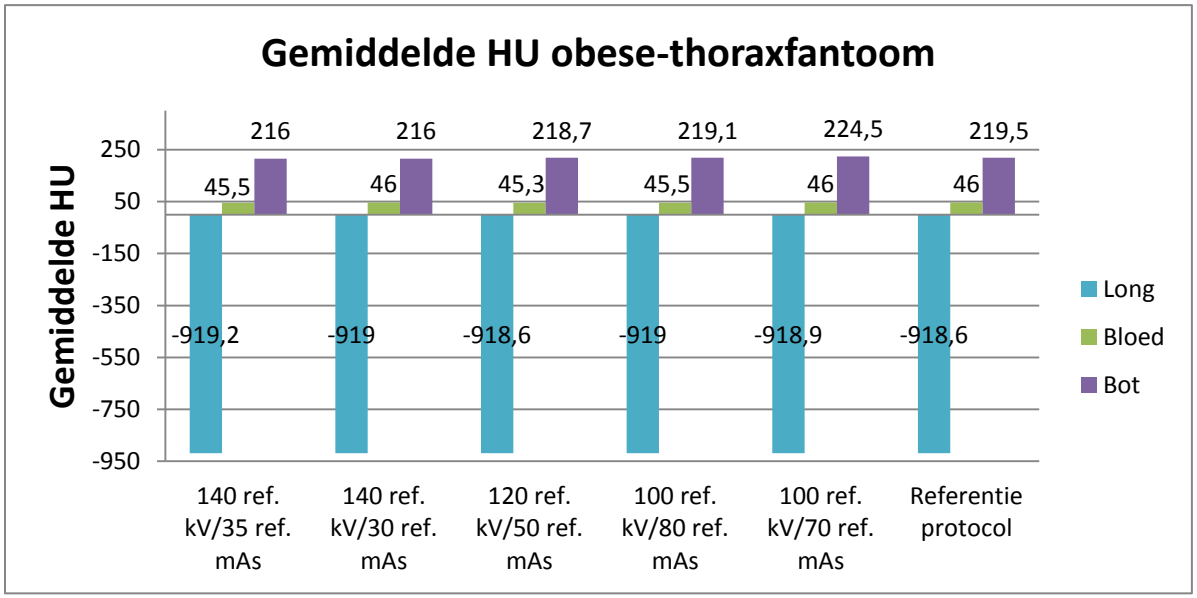


Figuur 3. Volume CT dose index (CTDIvol) per combinatie reference (ref.) kV en ref. mAs ten opzichte van referentieprotocol. De combinaties met een lager CTDIvol dan het referentieprotocol zijn gelabeld.

Van deze vijf scans is de laagst gerealiseerde CTDIvol gemeten bij de combinatie 140 ref. kV/ 30 ref. mAs, namelijk 1,44 mGy. Dit resulteerde in een afname van 0,42 mGy ten opzichte van het referentieprotocol, leidende tot een dosisreductie van 22,6%. De vijf combinaties die weergegeven zijn in figuur 3 voldoen allen aan de drie gestelde criteria.

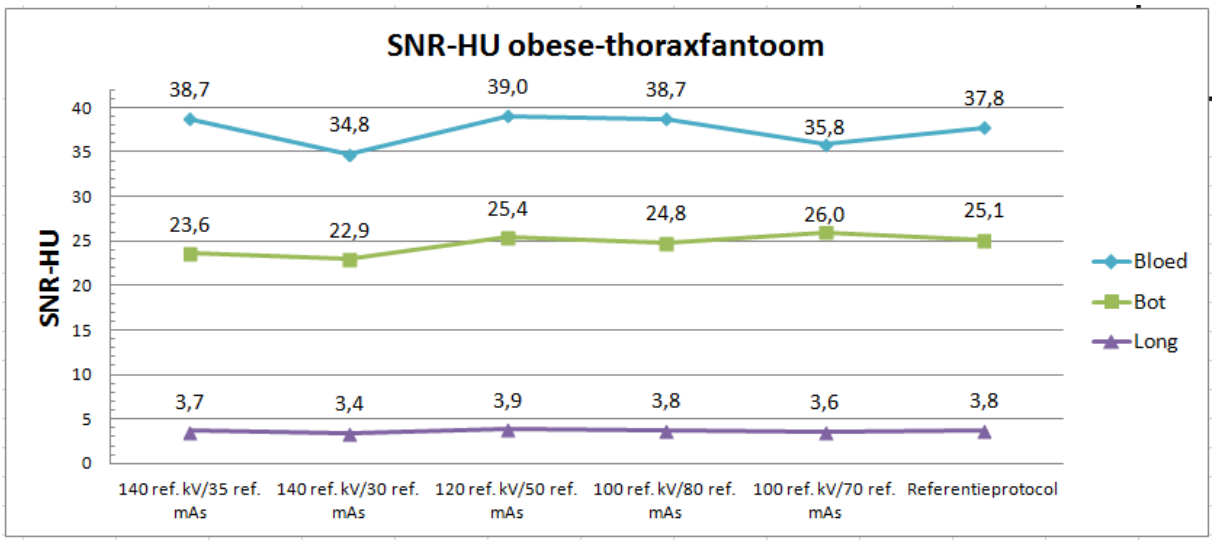
3.3 Resultaten experiment obese-thoraxfantoom

Vervolgens zijn deze vijf overgebleven combinaties van het obese-Germaniumfantoom en het referentieprotocol gescand op het obese-thoraxfantoom. Het referentieprotocol gaf een gemiddelde HU-waarde weer van long (-918,6 HU), bloed (46 HU) en bot (219,5 HU). Aan de hand van deze uitkomstwaarden is geconstateerd dat alle combinaties voldeden aan de eis, geldend voor de gemiddelde HU, zie figuur 4. Bij ieder weefsel afzonderlijk is geen afwijking groter dan 10 HU verkregen in vergelijking met het referentieprotocol.



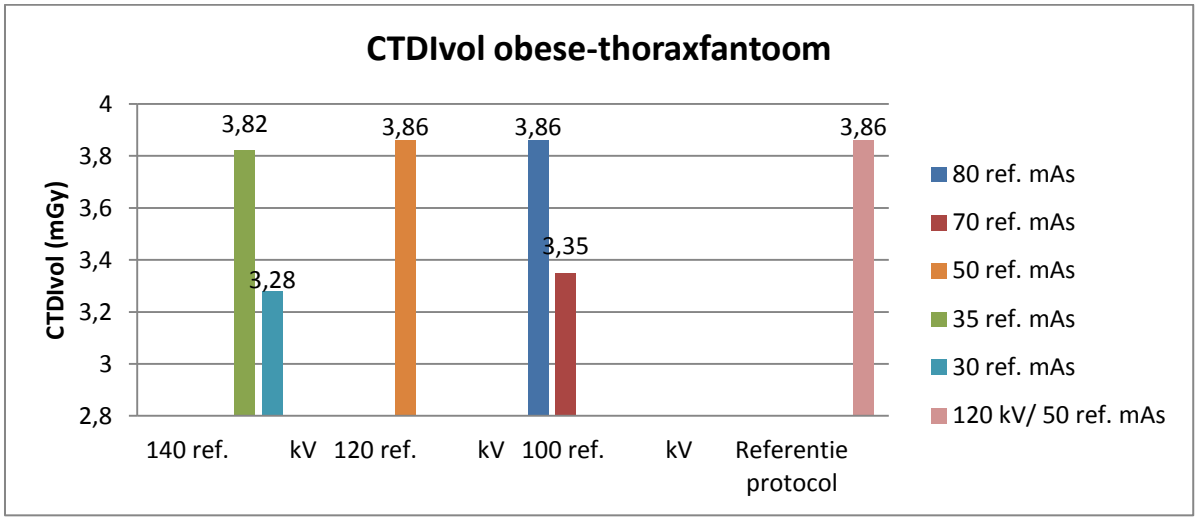
Figuur 4. Gemiddelde Hounsfield-Unit (HU) obese-thoraxfantoom bepaald in longweefsel, bloed en bot bij verschillende combinaties reference (ref.) kV en ref. mAs.

De SNR-HU van het referentieprotocol was bij bloed 37,8, bij bot 25,1 en bij longweefsel 3,8. Hierbij is een minimale SNR-HU geaccepteerd van respectievelijk; 31,5, 21,0 en 3,1. De ref. kV/ref. mAs combinaties en het referentieprotocol zijn met de verschillende SNR-HU-waarden per weefsel uitgezet in figuur 5. Uit deze figuur is te herleiden dat wederom alle gebruikte combinaties binnen de gestelde marges vielen en derhalve voldeden aan het criterium met betrekking tot de SNR-HU.



Figuur 5. Signal to Noise Ratio-Hounsfield unit (SNR-HU) van diverse reference (ref.) kV en ref. mAs combinaties bij het obese-thoraxfantoom bij bloed, bot en long.

De CTDIvol van het referentieprotocol gaf bij dit experiment een dosiswaarde van 3,86 mGy. De combinaties met een lager gerealiseerd CTDIvol in vergelijking met het referentieprotocol waren; 140 ref kV/ 35 ref. mAs, 140 ref. kV/ 30 ref. mAs en 100 ref. kV/ 70 ref. mAs, zie figuur 6.



Figuur 6. Volume CT dose index (CTDIvol) per combinatie reference (ref.) kV en ref. mAs ten opzichte van het referentieprotocol.

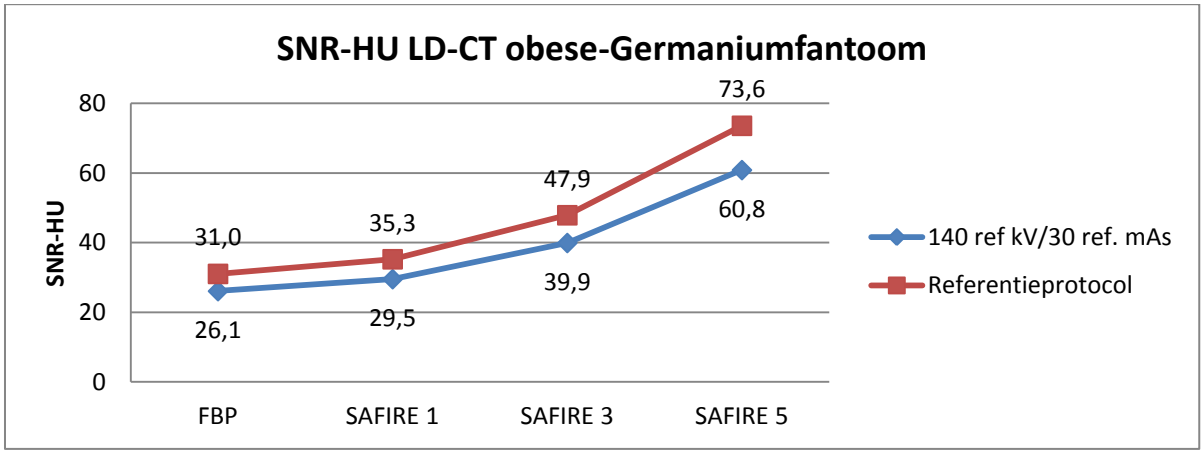
Uit deze figuur is op te maken dat eveneens de laagst verkregen CTDIvol gerealiseerd is bij de combinatie 140 ref. kV/ 30 ref. mAs, namelijk 3,28 mGy. Dit resulteerde in een afname van 0,58 mGy, leidende tot een dosisreductie van 15,0%, ten opzichte van het referentieprotocol.

3.4 Resultaten experiment obese-Germaniumfantoom SAFIRE

De LD-CT en verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden van de combinatie 140 ref. kV/30 ref. mAs en het referentieprotocol, zijn beiden gereconstrueerd middels SAFIRE sterkte 1, 3 en 5. De gemiddelde Bq/ml van de combinatie 140 ref. kV/30 mAs, gereconstrueerd middels FBP, bedroeg 3252,7 Bq/ml. De acceptabele grenswaarden van de gemiddelde Bq/ml voor de SAFIRE gereconstrueerde beelden

(max. 5% afwijking) van deze combinatie, zijn gesteld op 3090,1 en 3415,3. De gemiddelde Bq/ml van het referentieprotocol, welke gereconstrueerd is met FBP, bedroeg 3116,5 Bq/ml. Hierbij werd een gemiddelde Bq/ml van de SAFIRE gereconstrueerde beelden tussen de 2960,7 en 3272,3 getolereerd. De gemiddelde Bq/ml van de SAFIRE gereconstrueerde PET-beelden van zowel de combinatie 140 ref. kV/30 ref. mAs als het referentieprotocol, voldeden aan de gestelde eis, zie bijlage XII.

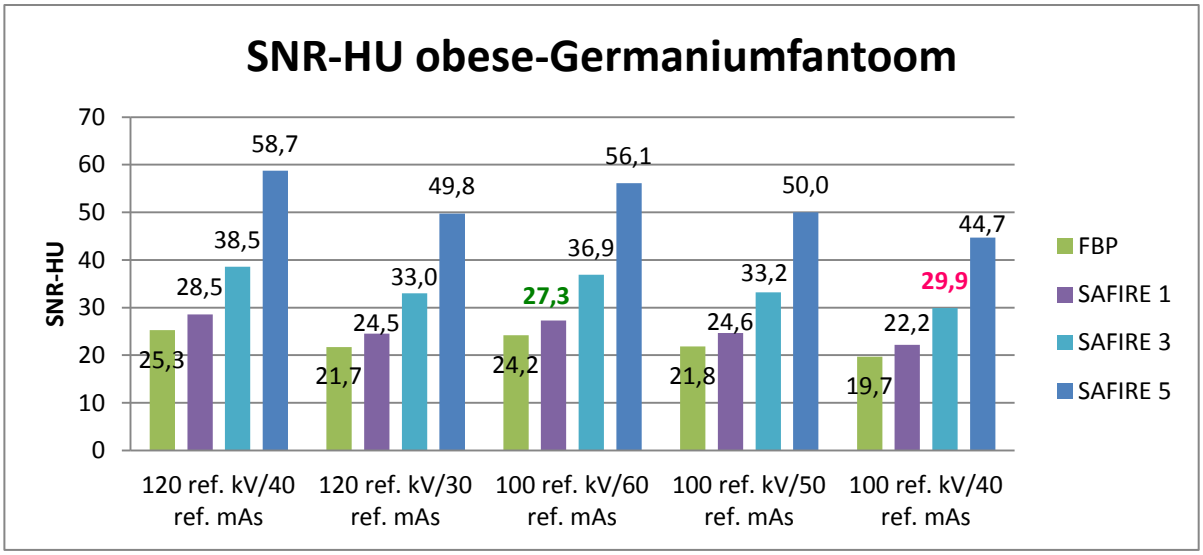
De SNR-Bq/ml welke verkregen zijn middels reconstructie met SAFIRE, zijn vergeleken met de SNR-Bq/ml van het FBP-gereconstrueerde PET-beeld. In bijlage XIII zijn de verkregen SNR-Bq/ml weergegeven per reconstructietechniek. Uit deze staafdiagram is te herleiden dat de gebruikte SAFIRE sterkten voldeden aan de gestelde eis van maximaal 20% additionele ruis, met betrekking tot de SNR-Bq/ml van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden. Tevens bleven de gemiddelde HU-waarden gelijk bij kwantificatie van de LD-CT, zie bijlage XIV. De waarden van de SNR-HU zijn bij iedere reconstructietechniek afzonderlijk berekend om de invloed van SAFIRE te bepalen op de SNR-HU. De uitkomstwaarden van deze berekeningen zijn af te lezen in figuur 7.



Figuur 7. Signal to Noise Ratio-Hounsfield unit (SNR-HU) bij Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) sterkten 1, 3 en 5 ten opzichte van Filter Back Projection (FBP), voor zowel de combinatie 140 ref. kV/30 ref. mAs als het referentieprotocol.

Aan de hand van deze resultaten is berekend dat SAFIRE sterkte 1 een gemiddelde toename van de SNR-HU van 13,5% oplevert in vergelijking met de reeds gehanteerde FBP-reconstructietechniek. SAFIRE sterkte 3 zorgde voor een gemiddelde toename van de SNR-HU van 53,7% en SAFIRE sterkte 5 voor een gemiddelde toename van 135,2% ten opzichte van de FBP-reconstructietechniek.

Aangezien uit de resultaten bleek dat SAFIRE zorgt voor een hogere SNR-HU en een gelijkblijvende kwantificatie in LD-CT, zijn SAFIRE reconstructies uitgevoerd op de combinaties welke bij het vorige experiment niet voldeden aan het gestelde criterium met betrekking tot de SNR-HU. Uitgezonderd hierbij is de combinatie 100 ref. kV/30 ref. mAs, aangezien deze combinatie een kleine afwijking vertoonde met betrekking tot de gemiddelde HU ten opzichte van de andere combinaties. In figuur 8 is af te lezen dat bij alle combinaties de SNR-HU bij toename van de SAFIRE sterkte verbetert.



Figuur 8. Signal to Noise Ratio-Hounsfield unit (SNR-HU) bij diverse Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) sterktes ten opzichte van Filter Back Projection (FBP).

Daarnaast is uit deze grafiek te herleiden dat middels SAFIRE sterkte 1 de combinatie 100 ref. kV en 60 ref. mAs weer voldoet aan de vooropgestelde eis met betrekking tot de SNR-HU (groen gekleurd). Dit betekent dat de SNR-HU, na reconstructie met SAFIRE sterkte 1 hoger is dan 25,9. Dit was namelijk de grenswaarde van het referentieprotocol, waarbij 20% additionele ruis is geaccepteerd. Deze combinatie (100 ref. kV/ 60 ref. mAs) had een CTDIvol van 1,25 mGy. Het referentieprotocol had een CTDIvol van 1,86 mGy. SAFIRE sterkte 1 maakte het in dit geval mogelijk dat een dosisreductie van de LD-CT van 32,8% bereikt werd. Indien gereconstrueerd werd met SAFIRE sterkte 3, voldeed de combinatie 100 ref. kV/40 ref. mAs aan de gestelde eis (roze gekleurd). Deze combinatie heeft de laagst verkregen CTDIvol van 0,84 mGy, leidende tot een dosisreductie ten gevolge van reconstructie met SAFIRE sterkte 3 van 54,8%, ten opzichte van het referentieprotocol (1,86 mGy). Indien gereconstrueerd werd met SAFIRE sterkte 5 vielen alle gereconstrueerde marges binnen de gestelde eis. Aangezien er geen combinaties gescand zijn met een CTDIvol lager dan het CTDIvol welke gerealiseerd is bij de combinatie 100 ref. kV en 40 ref. mAs, was het niet mogelijk om te onderzoeken welke combinatie met SAFIRE sterkte 5 maximaal nog voldeed. Binnen de gescande protocollen is ook bij SAFIRE sterkte 5 een maximale dosisreductie van 54,8% geconstateerd.

4. Discussie

In dit onderzoek is een antwoord gezocht op de vraag wat de gevolgen zijn van het gebruik van de combinatie ref. kV en ref. mAs en het gebruik van SAFIRE op de stralingsdosis, de beeldkwaliteit en de kwantificatie voor de LD-CT en de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden bij een obese-fantoom. De combinatie 140 ref. kV en 30 ref. mAs zorgde voor een dosisreductie van een FBP gereconstrueerde LD-CT van 22,6% bij het obese-Germaniumfantoom en 15% bij het obese-thoraxfantoom. De HU en SNR-HU voldeden bij deze combinatie aan de gestelde eisen. Daarnaast bleek uit huidig onderzoek van de functie SAFIRE dat SAFIRE geen invloed had op de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden, geldend voor zowel de beeldkwaliteit als de kwantificatie. Daarentegen had SAFIRE wel invloed op de beeldkwaliteit van de LD-CT, met name op de SNR-HU. SAFIRE sterkte 1 zorgde er om deze reden voor dat de combinatie 100 ref. kV/60 ref. mAs weer voldeed aan de eis met betrekking tot de SNR-HU. Deze verbetering van de SNR-HU leidde tot een dosisreductie van 32,8%. Reconstructie middels SAFIRE sterkte 3 en 5 zorgden voor ten minste een dosisreductie van 54,8%, geldend voor de combinatie 100 ref. kV/40 ref. mAs. Hierbij is een gelijkblijvende kwantificatie van zowel de LD-CT als de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden verkregen.

Volgens de literatuur leidt de functie CARE kV tot reductie van de stralingsdosis, met behoud van beeldkwaliteit.[15] Echter is uit het experiment van het obese-thoraxfantoom juist een afname van de beeldkwaliteit geconstateerd ten opzichte van het referentieprotocol. De SNR-HU van de combinatie 140 ref. kV/30 ref. mAs was namelijk gemiddeld 8,4% lager dan de SNR-HU van het referentieprotocol. De functie CARE kV heeft bij het experiment met het obese-thoraxfantoom dus wel geleid tot dosisreductie, echter zonder behoud van beeldkwaliteit ten behoeve van de SNR-HU. Daarentegen komt de bewering met betrekking tot de functie SAFIRE wel overeen met de literatuur.[17,19,20,31-33] Het uitgangspunt van de functie SAFIRE is het reduceren van de ruis in de verkregen beelden, leidende tot een verbetering van de beeldkwaliteit waarvan met name de SNR.[17,19,20] Op basis van de resultaten van dit experiment blijkt dat deze bewering overeenkomt met de literatuur en dat SAFIRE kan leiden tot een verbetering van de SNR-HU van 135,2%. Tevens blijkt dat SAFIRE sterkte 5 de meeste invloed heeft op de ruisreductie in de verkregen LD-CT beelden, met als gevolg dat de SNR-HU verbetert.

Tijdens dit onderzoek zijn een aantal opvallende bevindingen geconstateerd. De HU-waarde van het Germaniumfantoom vertoont een opmerkelijk verschil, zowel in het basisexperiment als in het experiment met het obese-Germaniumfantoom . Bij het experiment met het obese-Germaniumfantoom gaven alle combinaties met toepassing van ref. kV en ref. mAs een HU-waarde weer van 10 HU, terwijl het referentieprotocol een HU-waarde van 15,3 weergaf. Iedere combinatie ref. kV en ref. mAs is gescand met een effectief kV van 100. Daarentegen is het referentieprotocol gescand met 120 kV. Vanwege het gegeven dat een weefsel gekenmerkt wordt door eenzelfde HU-waarde, ongeacht welk kV is afgegeven, werd derhalve een gelijke HU-waarde verwacht als het referentieprotocol. Diverse experts zijn hierover geïnformeerd en bevraagd, maar ook zij konden hier geen verklaring voor geven.

Deze bevinding is tevens niet in de literatuur terug te vinden en zal verder onderzocht moeten worden. Daarnaast is opmerkelijk dat bij de metingen van de HU-waarden in het standaard Germaniumfantoom negatieve waarden zijn geconstateerd. Deze bevinding is geconstateerd bij de combinaties met zeer lage doses. De mogelijke oorzaak hiervan zou kunnen zijn dat het systeem niet in staat is de juiste HU-waarde te bepalen, omdat de verkregen beelden te veel ruis bevatten. In deze beelden bestaat de mogelijkheid dat de ruis overheerst ten opzichte van het signaal, waardoor het systeem de data niet goed kan verwerken. Hierdoor kan het systeem geen juiste berekening uitvoeren, leidende tot een afwijkende waarde van de HU. Daarnaast is opvallend dat de SNR-HU van het obese-thoraxfantoom minder sterk afneemt in vergelijking met de SNR-HU van het obese-Germaniumfantoom. De verwachting was dat een grotere massa (obese-thoraxfantoom) leidt tot een sterkere afname van de SNR-HU ten opzichte van een object met minder massa (obese-Germaniumfantoom). De oorzaak van deze constatering zou kunnen liggen bij het feit dat het obese-thoraxfantoom minder dens is, leidende tot een hoger signaal ten opzichte van het obese-Germaniumfantoom. Een hoger signaal leidt bij nagenoeg gelijkblijvende ruis tot een verbetering van de SNR-HU.

Er zijn diverse sterke punten te benoemen in dit onderzoek. Eén van deze punten is dat er gebruik gemaakt is van een fantoom. Een fantoom maakt het mogelijk om de beeldkwaliteit op een objectieve wijze te beoordelen. De karakteristieken met betrekking tot de beeldkwaliteit kunnen door het gebruik van een fantoom gemeten en berekend worden en zijn derhalve onafhankelijk van een beoordelaar. Daarnaast bevat het fantoom geen andere variabelen die van invloed zijn op de uitkomstwaarden. Bovendien is een onderzoek met een fantoom goed reproduceerbaar, aangezien het fantoom niet verandert gedurende de tijd. Echter zal er wel rekening gehouden moeten worden met de halveringstijd van het obese-Germaniumfantoom. Tevens is een sterk punt van het onderzoek dat gebruik gemaakt is van eenzelfde VOI-grootte door gebruik van een kopieerfunctie, leidende tot betrouwbaardere metingen.[29] Hierdoor kunnen de resultaten direct met elkaar worden vergeleken, aangezien het volume continu gelijk blijft. Daarnaast zijn de ingetekende VOI's geplaatst in een homogeen gebied. Derhalve zijn deze metingen voor alle scans representatief en kan een betrouwbare analyse gedaan worden met betrekking tot de aanwezige ruis in de beelden. Verder zijn alle scans uitgevoerd op dezelfde PET-CT scanner, waardoor geen variatie in uitkomstmaten kan ontstaan ten gevolge van het gebruik van verschillende systemen. Positief is ook dat alle combinaties gescand zijn zonder tussentijdse verplaatsing van het fantoom. Derhalve hoeft er geen correctie doorgevoerd te worden ten gevolge van positievariatie van het fantoom.

Dit onderzoek bevat echter ook een aantal beperkingen. Aangezien er gebruik gemaakt is van een fantoom, zijn de resultaten minder representatief voor de klinische praktijk. Alhoewel er gescand is met een obese-thoraxfantoom, welke authentieke organen bevat, zullen de resultaten afwijken van de realiteit. Bovendien is bij beide fantomen gebruik gemaakt van obesemateriaal, dat niet geheel overeenkomt met de dichtheid van vet. Met de berekening van de dikte van het materiaal is hier rekening mee gehouden, desondanks kan er een onnauwkeurigheid zijn ontstaan. Deze onnauwkeurigheid kan leiden tot een afwijking in de berekening van de resultaten ten opzichte van

een werkelijke patiënt met een BMI van 30 kg/m^2. Tevens is geen rekening gehouden met het feit dat obese-patiënten over het algemeen veel visceraal vet bevatten.[34] Dit vet leidt ook tot verslechtering van de beeldkwaliteit, maar is niet meegenomen in de berekening. Daarnaast zijn bij het scannen van het fantoom luchtlagen ontstaan tussen de diverse lagen van het obesemateriaal, wat onvermijdelijk was. Dit kan leiden tot een verschil in verzwakking, in tegenstelling tot het gebruik van een geheel compacte massa. Echter is de verzwakking in lucht gering, aangezien gebruik gemaakt is van hoog energetische röntgenstraling, waardoor dit als verwaarloosbaar gezien kan worden.[35] Daarnaast is een beperking dat de functie CARE kV alleen toegepast zal kunnen worden in ziekenhuizen die over een Siemens systeem beschikken, waardoor de onderzoeksgegevens niet generaliseerbaar zijn. Tevens zijn de dosisstandaarden waarnaar in dit onderzoek gerefereerd is, gericht op die van het Radboudumc. Deze dosisstandaarden kunnen afwijken van andere ziekenhuizen, leidende tot een dosisreductie die niet in alle ziekenhuizen overeen zal komen. Een beperking is ook dat wellicht een lagere ref. kV/ref. mAs combinatie had kunnen voldoen aan de gestelde eisen met betrekking tot de functie SAFIRE. Doordat deze combinaties niet gescand zijn, kon niet worden onderzocht hoeveel dosisreductie reconstructie middels SAFIRE sterkte 5 maximaal had kunnen opleveren.

Indien men in de praktijk de functies CARE kV en SAFIRE toe wil passen, is middels dit fantoomonderzoek aangetoond dat dosisreductie van de LD-CT wordt bereikt. Hierbij is het overigens van belang dat een afname in SNR-HU wordt getolereerd en hierdoor de objectieve beeldkwaliteit vermindert. De beslissing is aan de afdeling of deze afname in SNR-HU wordt geaccepteerd. Een gevolg van het verlagen van de stralingsdosis in LD-CT is dat de kans op het induceren van tumoren lager wordt.[7,8] Dit is een groot voordeel, waardoor het van belang is om deze functies verder te onderzoeken. Daarentegen zijn er ook nadelen van het gebruik van de functie SAFIRE. Deze functie leidt namelijk tot meer dataopslag en een langere reconstructietijd ten opzichte van FBP. Reconstructie middels FBP kan 50 images per second (ips) reconstrueren ten opzichte van 20 ips bij reconstructie met SAFIRE.[36] Bovendien zijn de verkregen beelden middels SAFIRE gereconstrueerd met een ander reconstructiefilter dan bij de FBP-reconstructietechniek. Echter zijn de filters wat betreft de mate van ‘smoothing’ nagenoeg hetzelfde. Daarnaast is een klinisch relevant nadeel van de functie SAFIRE dat het FOV beperkt is tot 500 mm. SAFIRE heeft namelijk niet de mogelijkheid om een extended FOV te activeren. Daarentegen kan bij de FBP-reconstructietechniek het extended FOV (780 mm) wel worden toegepast. In dit onderzoek heeft deze beperking van SAFIRE niet geleid tot afwijkende resultaten, aangezien de obese-fantomen binnen het FOV van 500 mm vielen. Obesepatiënten hebben over het algemeen een grotere omvang, waardoor de kans bestaat dat niet het gehele lichaam binnen het FOV van 500 mm valt. Dit heeft als gevolg dat alles buiten dit FOV op een andere wijze gereconstrueerd wordt, waardoor informatie gemist kan worden. Additioneel leidt dit tot onjuiste en onvoldoende verzwakkingscorrectie van de PET-beelden, immers met een deel van het verzwakkende weefsel wordt geen rekening gehouden. Indien in de klinische praktijk gereconstrueerd gaat worden met SAFIRE, zal rekening gehouden moeten worden met deze beperking, met name bij obesepatiënten. De mogelijkheden van CARE kV en SAFIRE zijn desondanks veelbelovend en zullen in de klinische praktijk mogelijk zorgen voor een lagere stralingsdosis van de LD-CT ten opzichte van

de reeds gehanteerde protocollen. De voordelen van deze functies wegen dus zeker op tegen de eventuele beperkingen.

Daarnaast heeft de combinatie 140 ref. kV/30 ref. mAs in dit onderzoek geleid tot de beste resultaten met betrekking tot een acceptabele beeldkwaliteit en tot het grootste percentage in dosisreductie, uitgedrukt in CTDIvol. Desondanks kan er gediscussieerd worden over het feit dat met deze combinatie een hoog ref. kV ingesteld wordt. Hoe hoger het kV, hoe groter het doordringend vermogen in een object. Dit gegeven leidt tot een lagere contrastresolutie in de verkregen LD-CT beelden en heeft nadelige gevolgen indien gebruik gemaakt wordt van intraveneus contrast. Daarentegen heeft de mAs met name effect op de ruis in de LD-CT beelden. Het kan om deze reden wellicht beter zijn te kiezen voor een lager ref. kV in combinatie met een hoger ref. mAs. Uit de resultaten van dit huidige onderzoek is gebleken dat de combinatie 100 ref. kV/70 ref. mAs leidt tot een mindere dosisreductie, maar tevens voldoet aan de gehanteerde criteria met betrekking tot de beeldkwaliteit. Deswege kan het wellicht verstandig zijn om te kiezen voor de combinatie 100 ref. kV/70 ref. mAs in plaats van de combinatie 140 ref. kV/30 ref. mAs, bij het scannen van patiënten met een BMI van 30 kg/m^2.

Aan de hand van dit onderzoek wordt de afdeling aanbevolen om de functies CARE kV en SAFIRE verder te onderzoeken in de klinische praktijk. Daarbij is allereerst aan te raden om, bij patiënten met een BMI van 30 kg/m^2, de combinatie 140 ref. kV en 30 ref. mAs toe te passen. Vervolgens zou hier een SAFIRE reconstructie op uitgevoerd kunnen worden, middels SAFIRE sterkte 3. Als blijkt dat de beeldkwaliteit volgens nucleair geneeskundigen dermate verbetert, zullen ref. kV/ref. mAs combinaties met een nog lagere CTDIvol kunnen worden gescand, waarop vervolgens wederom een SAFIRE reconstructie op uitgevoerd kan worden. Echter is het effect op beoordeelbaarheid van de PET en LD-CT in dit onderzoek niet onderzocht.

Aanbevelingen voor toekomstig onderzoek zijn om de acceptabel gestelde beeldkwaliteit van de LD-CT en PET/CT visueel te laten beoordelen, bij voorkeur door meerdere nucleair geneeskundigen. Tevens zou de detail waarneembaarheid onderzocht moeten worden. Dit is van belang, aangezien kleine laesies nog goed te onderscheiden dienen te worden van omliggend weefsel. Daarnaast is aan te bevelen om verder onderzoek te doen naar de ref. kV en ref. mAs combinaties op het obese-Germaniumfantoom. De maximaal mogelijke dosisreductie die bereikt had kunnen worden middels reconstructie met SAFIRE, is in dit onderzoek namelijk niet bereikt. De resultaten van huidig onderzoek tonen aan dat een dermate grote ruisreductie ontstaat door toepassing van SAFIRE sterkte 5 (135,2%), en dat deze sterkte toegepast had kunnen worden op combinaties met een nog lagere stralingsdosis. Door andere (lagere) combinaties te scannen op het obese-Germaniumfantoom zal de dosisreductie verder geoptimaliseerd kunnen worden. Tevens is het aan te bevelen om de resultaten die uit dit onderzoek naar voren zijn gekomen, te onderzoeken in de klinische beroepspraktijk.

5. Conclusie

Uit dit fantoomonderzoek kan geconcludeerd worden dat dosisreductie middels het gebruik van de combinatie ref. kV en ref. mAs mogelijk is, bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit. De combinatie 140 ref. kV en 30 ref. mAs zorgt voor een dosisreductie van 22,6% bij het obese-Germaniumfantoom en 15% bij het obese-thoraxfantoom, ten opzichte van het huidige protocol. Daarnaast leidt reconstructie middels SAFIRE ook tot de mogelijkheid de stralingsdosis verder te reduceren bij een acceptabel blijvende beeldkwaliteit. SAFIRE sterkte 3 en 5 kunnen bij de combinatie 100 ref. kV/40 ref. mAs leiden tot een dosisreductie van 54,8% ten opzichte van FBP. Daarentegen heeft SAFIRE geen invloed op de kwantificatie en de beeldkwaliteit van de verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden, gemeten met de gebruikte variabelen.

6. Literatuurlijst

1. Bijwaard H. Inventarisatie van ontwikkelingen van PET-CT. “Rijksinstituut voor Volksgezond en Milieu (RIVM).” 2011;

2. Jap- a- Joe S. Troonredes 18e Radiologendagen 2013 [Internet]. Nederlandse Vereniging voor Radiologie. Beschikbaar via: http://www.radiologen.nl/210/7291/radiologendagen/18e-radiologendagen-2013.html?searchvalue=troonredes. Geraadpleegd op 6 februari 2014.

3. Fletcher JW. PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to Therapy. NIH Public Access, Semin Ultrasound CT MR. 2011;31(6):496–505.

4. Willowson KP, Bailey E a, Bailey DL. A retrospective evaluation of radiation dose associated with low dose FDG protocols in whole-body PET/CT. Australas Phys Eng Sci Med [Internet]; 2012. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22160927. Geraadpleegd op 30 januari 2014.

5. Groot M de, Kok P. PET-CT FDG Wholebody, Nucleaire geneeskunde. Radboudumc, Nucleaire Geneeskunde; 2012

6. SteriPET, 250MBq/ml. Oplossing voor injectie. Eindhoven, Nederland: GE healthcare B.V.; 2011.

7. Waard IR De. Informatiesysteem Medische Stralingstoepassingen Gegevens 2009. ’Rijksinstituut voor Volksgezond en Milieu. 2010;

8. Practicum IS. Effecten van ioniserende straling. Univ Utrecht, Fac betawetenschappen.

9. Stam R. Dosisbesparing bij radiologische apparatuur. ’Rijksinstituut voor Volksgezond en Milieu (RIVM),. 2013;

10 Minder straling voor dikke patiënten. Technologietijdschrift De Ingenieur. Beschikbaar via: http://www.deingenieur.nl/nl/nieuws/18459/minder-straling-voor-dikke-patienten.html. Geraadpleegd op 11 april 2014.

11. Groot I. de, Bruggink JW. Steeds meer overgewicht. Centraal Bureau voor de Statistiek 2012. Beschikbaar via: http://www.cbs.nl/nl-NL/menu/themas/gezondheid-welzijn/publicaties/artikelen/archief/2012/2012-3651-wm.htm. Geraadpleegd op 10 februari 2014.

12. Landelijke CBO richtlijn ‘pijn bij kanker’. Uitvoering van de schildwachtklierprocedure bij het mammacarcinoom in Nederland. Yttrium-90 radioembolisatie ter behandeling van niet-reseceerbare levermaligniteiten. Tijdschrift voor nucleaire geneeskunde 2010. Beschikbaar

via: http://www.tijdschriftvoornucleairegeneeskunde.nl/public/files/Archief/TvNG0110.pdf. Geraadpleegd op: 8 februari 2014.

13. Stralingsbeperking op CT-scan. Dienst medische beeldvorming AZ Alma Sijsele Damme 2010. Beschikbaar via: http://www.almaradiologie.be/Nieuws/stralingsbeperking%20CT%20door%20ASIR.html. Geraadpleegd op 15 februari 2014.

14. Grant K, Raupach R. SAFIRE : Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction SAFIRE † : Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. Siemens Med Solut USA. 2012;

15. Grant K, Schmidt B, PhD. CARE kV: Automated Dose-Optimized Selection of X-ray Tube Voltage. Siemens Med Solut USA. 2011.

16. Hakkert M, Tempelman G, Dam T, Jansen-Dol J, Gemeren van-Geers S. Computertomografie techniek, onderzoek en stralenhygiëne. Amsterdam: Elsevier gezondheidszorg; 2010.

17. Shin HJ, Chung YE, Lee YH, Choi J-Y, Park M-S, Kim M-J, et al. Radiation dose reduction via sinogram affirmed iterative reconstruction and automatic tube voltage modulation (CARE kV) in abdominal CT. Korean J Radiol [Internet];2013. Beschikbaar via: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3835635&tool=pmcentrez&rendertype=abstract. Geraadpleegd op 16 februari 2014.

18. Kataria B, Smedby O. Patient dose and image quality in low-dose abdominal CT: a comparison between iterative reconstruction and filtered back projection. Acta Radiol [Internet];2013. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23474768. Geraadpleegd op 18 februari 2014.

19. Baumueller S, Winklehner A, Karlo C, Goetti R, Flohr T, Russi EW, et al. Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions. Eur Radiol [Internet]; December 2012. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22699873. Geraadpleegd op 24 januari 2014.

20. Willemink MJ, de Jong P a, Leiner T, de Heer LM, Nievelstein R a J, Budde RPJ, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: technical principles. Eur Radiol [Internet]; Juni 2013. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23314600. Geraadpleegd op 18 februari 2014.

21. Siemens Healthcare. Inveon Research Workplace [Internet]. Beschikbaar via: http://usa.healthcare.siemens.com/molecular-imaging/preclinical-imaging/inveon-workplace/inveon-research-workplace. Geraadpleegd op 14 februari 2014.

22. Frigren S. Stralingsbescherming 91; Criteria voor de aanvaardbaarheid van apparatuur voor

radiologie (inclusief radiotherapie) en nucleaire geneeskunde. Europese Commissie; 1999.

23. Harold E, Karremans M, Sefati O, Valies C. Optimalisatie van de dosis bij MSCT onderzoek van kinderen. Beschikbaar via: http://hbo-kennisbank.uvt.nl/cgi/fontys/show.cgi?fid=4389. Geraadpleegd op 12 februari 2014.

24. World Health Organization. BMI classification. Beschikbaar via: http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html. Geraadpleegd op 13 februari 2014.

25. Sebastian T, Schindera MD, Rendon C, et al. Abdominal Multislice CT for Obese Patients: Effect on Image Quality and Radiation Dose in a Phantom Study[1]. Academic Radiology; 2007.

26. Bos AJJ, Draaisma FS, Okx WJC. Inleiding tot de stralingshygiëne. Den Haag; 2007.

27. Rösch F. ^{68}Ge/^{68}Ga Generators and ^{68}Ga Radoipharmaceutical Chemistry on Their Way into a New Century. Journal of Postgraduate Medicine, Education and Research; 2013.

28. Winklehner A, Karlo C, Puippe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, et al. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. Eur Radiol [Internet]: December 2011. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21822785. Geraadpleegd op 14 maart 2014.

29. Phelps ME. PET: Physics, instrumentation, and Scanners. Springer. Beschikbaar via: http://books.google.nl/books?id=R6PtsA1gikC&pg=PA93&lpg=PA93&dg=bg/ml+in+PET&source=bl&ots=sULZRBhYBt&sig=d7DCFhh1n2isxhrWGdmWFh_GmT4&hl=nl&sa=X&ei=iH6IU-_5HIGvO5gzgbgL&ved=0CG8Q6AEwBQ#v=onepage&g=cilin&f=false. Geraadpleegd op 16 maart 2014.

30. Boellaard R, O'Doherty MJ, Weber W a, Mottaghy FM, Lonsdale MN, Stroobants SG, et al. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]: Januari 2010. Beschikbaar via: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2791475&tool=pmcentrez&rendertype=abstract. Geraadpleegd op 29 januari 2014.

31. Wang R, Schoepf UJ, Wu R, Gibbs KP, Yu W, Li M, et al. CT coronary angiography: image quality with sinogram-affirmed iterative reconstruction compared with filtered back-projection. Clin Radiol [Internet]: Maart 2013. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22981731. Geraadpleegd op 23 maart 2014.

32. Han BK, Grant KLR, Garberich R, Sedlmair M, Lindberg J, Lesser JR. Assessment of an iterative reconstruction algorithm (SAFIRE) on image quality in pediatric cardiac CT datasets. J

Cardiovasc Comput Tomogr [Internet]. Mosby, Inc; 2012. Beschikbaar via: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22682262. Geraadpleegd op 31 maart 2014.

33. Von Falck C, Bratanova V, Rodt T, Meyer B, Waldeck S, Wacker F, et al. Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach. PLoS One [Internet]: Januari 2013. Beschikbaar via: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3572072&tool=pmcentrez&rendertype=abstract. Geraadpleegd op 31 maart 2014.

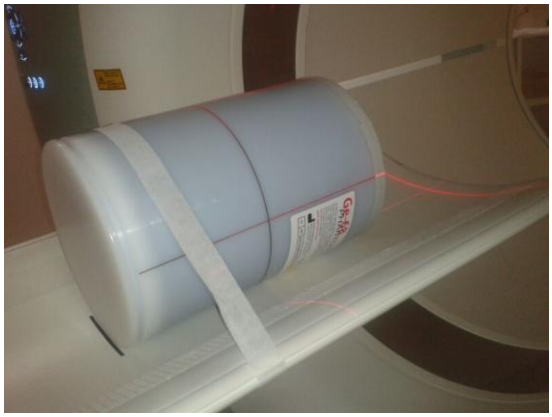
34. Roderick Voordouw. Visceraal vet. Fitness-science. Beschikbaar via: http://www.fitness-science.nl/index.php/encyclopedie/217-visceraal-vet. Geraadpleegd op 26 mei 2014.

35. Technische universiteit Eindhoven. Rekentechnieken. Centrum Stralingsbescherming en Dosimetrie. Stralingsbeschermingsdienst SDB/TUE. Beschikbaar via: http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Basiscursus/SF/9756A_DICT_Rekentechnieken.pdf. Geraadpleegd op 23 april 2014.

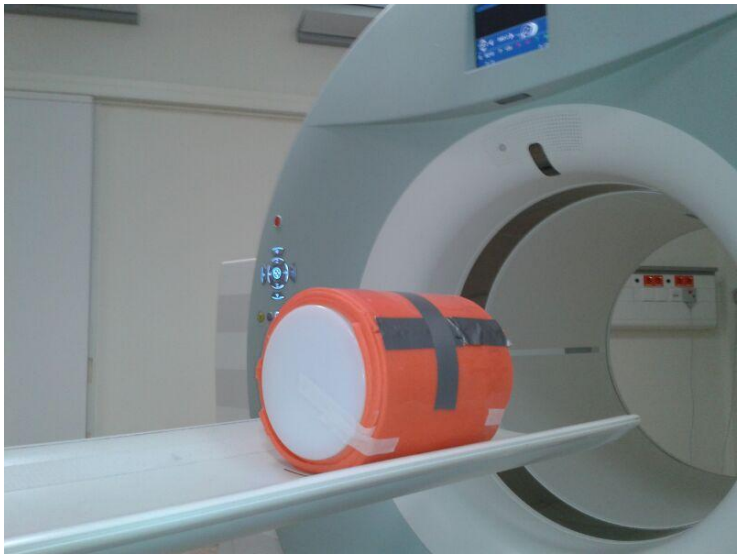
36. Siemens Healthcare. Iterative Reconstruction SAFIRE. 2012;(Application Training CT). Geraadpleegd op 30 mei 2014.

7. Bijlagen

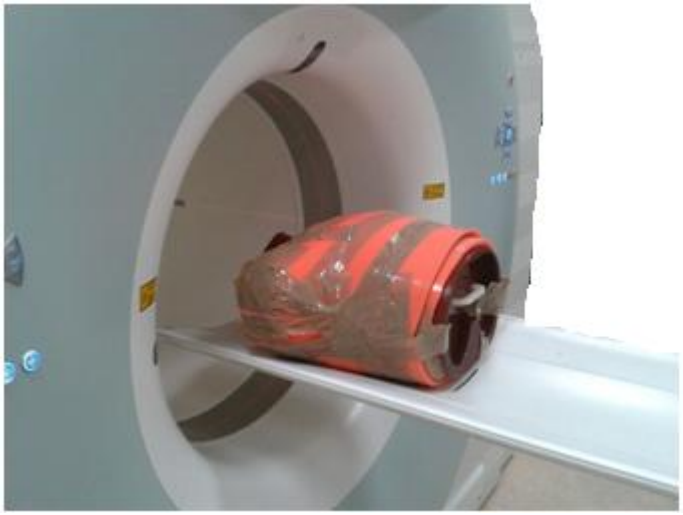
Bijlage I Opstelling standaard Germaniumfantoom



Bijlage II Opstelling obese-Germaniumfantoom

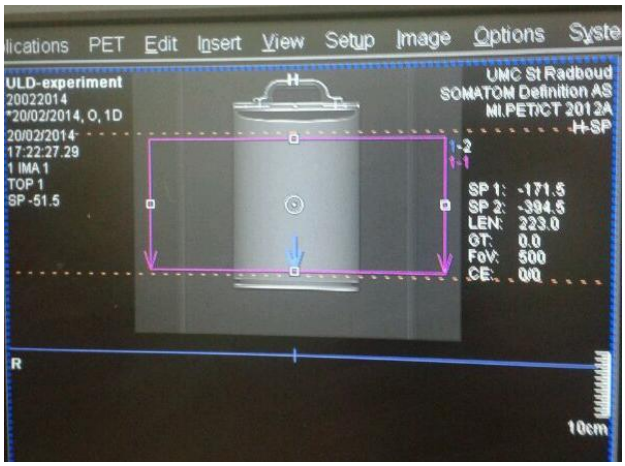


Bijlage III Opstelling obese-thoraxfantoom



Bijlage IV Parameters topogram LD-CT en instelling scanbereik

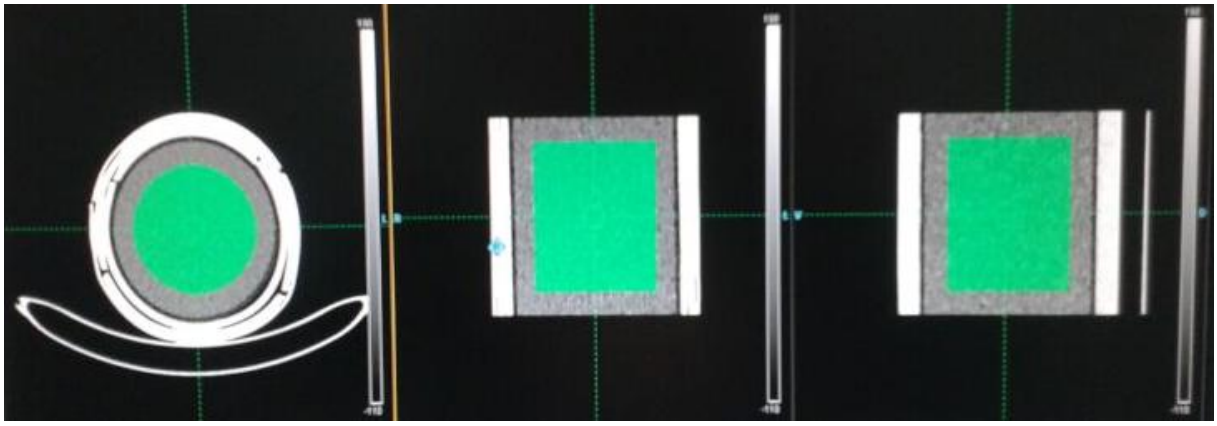
mA	*35*
kV	*120*
Plak (mm)	*0.6*
Lengte (cm)	*1 bedpositie (22,6 cm)*
Kernel	*T80 sharp*
Direction	*Cranio - caudaal*



Bijlage V Standaard acquisitieparameters LD-CT referentieprotocol

Reference mAs	*50*
kV	*120*
Plak	*5.0 mm*
Rotatietijd	*0,5 sec*
Pitch	*1.0*
Scanrichting	*Cranio-caudaal*

Bijlage VI VOI obese-Germaniumfantoom, gelijk aan VOI standaard Germaniumfantoom



Bijlage VII Berekening dikte obesemateriaal

Allereerst is de effectieve fotonenergie bepaald. Als referentie is 120 kV gekozen, aangezien momenteel in het Radboudumc gescand wordt met 120 kV. Een buisspanning van 120 kV geeft een spectrum aan fotonen, vergelijkbaar met 40-60 kEv monochromatische fotonen. Volgens Bos et al. heeft spierweefsel een dichtheid (*ρ)* van 1,05 g/cm^3, dat nagenoeg gelijk is aan het te gebruiken obese-materiaal. De massieke verzwakkingscoëfficiënt *(μ/ρ)* van spierweefsel is 0.267 (40 kEv) en 0.204 (60 kEv).
ICRU-44 Vetweefsel heeft een dichtheid van 0,95 g/cm^3. De massieke verzwakkingscoëfficiënt hiervan is 0,2396 cm^{2}g (40 kEv) en 0,1974 cm^2/g (60 kEv).
Om een berekening te kunnen maken is met de volgende gegevens, volgens Bos et al., gerekend:

40 kEv

	Vetweefsel	Spierweefsel
ρ (g/cm3)	0,95	1,05
μ / *ρ* (cm2/g)	0,2396	0,267
μ (/cm)	0,22762	0,28035
d (cm)	3,0	2,44
Verzwakking	51%	51%

60 kEv

	Vetweefsel	Spierweefsel
ρ (g/cm3)	0,95	1,05
μ / *ρ* (cm2/g)	0,1974	0,204
μ (/cm)	0,18753	0,2142
d (cm)	3,0	2,63
Verzwakking	57%	57%

De verzwakking is berekend op basis van het feit dat het een exponentiële relatie betreft. Dit percentage is berekend met de formule: verzwakking = exp(-*μ* *d). Om hieruit de dikte te bepalen zijn de volgende formules gebruikt:
Exp(-*μ*(vet)*3cm)=exp(-*μ*(spier)*d)
Oftewel: d=3* *μ*(vet)/*μ*(spier)

Uit deze gegevens kan geconcludeerd worden dat 3 cm vetweefsel 51% (40 kEv) tot 57% (60kEv) straling doorlaat. Om hetzelfde te bereiken met spierequivalent materiaal is er in plaats van 3 cm, 2,4 cm (40 kEv) tot 2,6 cm (60 kEv) nodig. Dit betekent dat 2,5 cm spierequivalent materiaal leidt tot eenzelfde verzwakking als 3 cm vetequivalent materiaal.

Bijlage VIII PET reconstructies FBP

Serie naam	**PET WB**	**PET WB EANM STD**
Reconstructie methode	TrueX + TOF (ultraHD-PET)	TrueX + TOF (ultraHD-PET)
Iteraties	3	3
Subsets	21	21
Zoom	1	1
Filter	Gaussian	Guassian
FWHM (mm)	3 mm	8 mm
Verzwakkingscorrectie	AC CT	AC CT

Bijlage IX Berekening aantal seconden per bedpositie

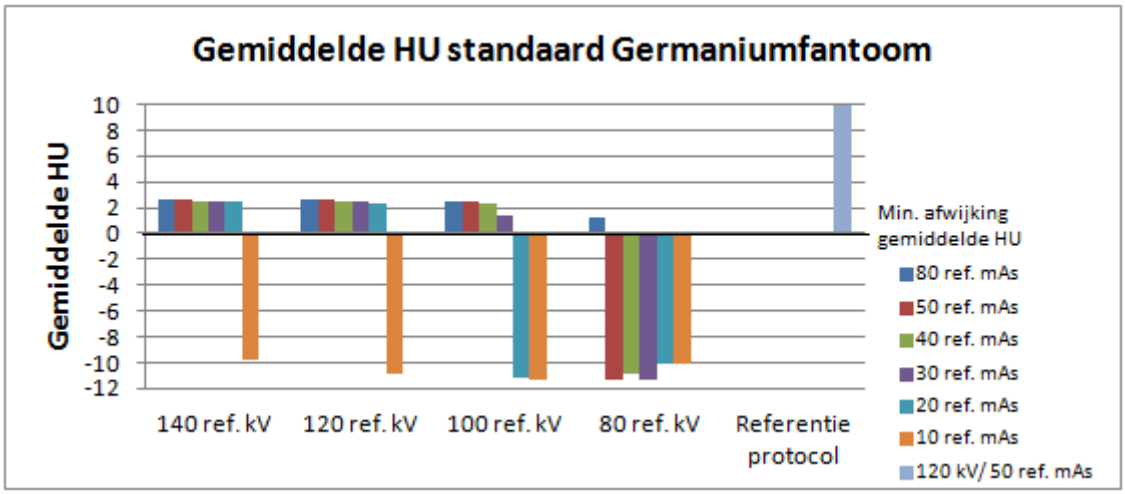
Fantoom = 6283cm^3.
Patiënt (70kg; 1050kg/m^3) = 0,067m^3 (=67000cm^3).

Gemiddelde activiteit fantoom: 92MBq op 1-11-2012. Dat is ongeveer 25MBq op 1-3-2014 = d.w.z. 3979 Bq/cm^3.
Gemiddelde geïnjecteerde activiteit patiënt: 112 MBq ((6,4 * 70)/ 4) = d.w.z. 1672 Bq/cm^3.

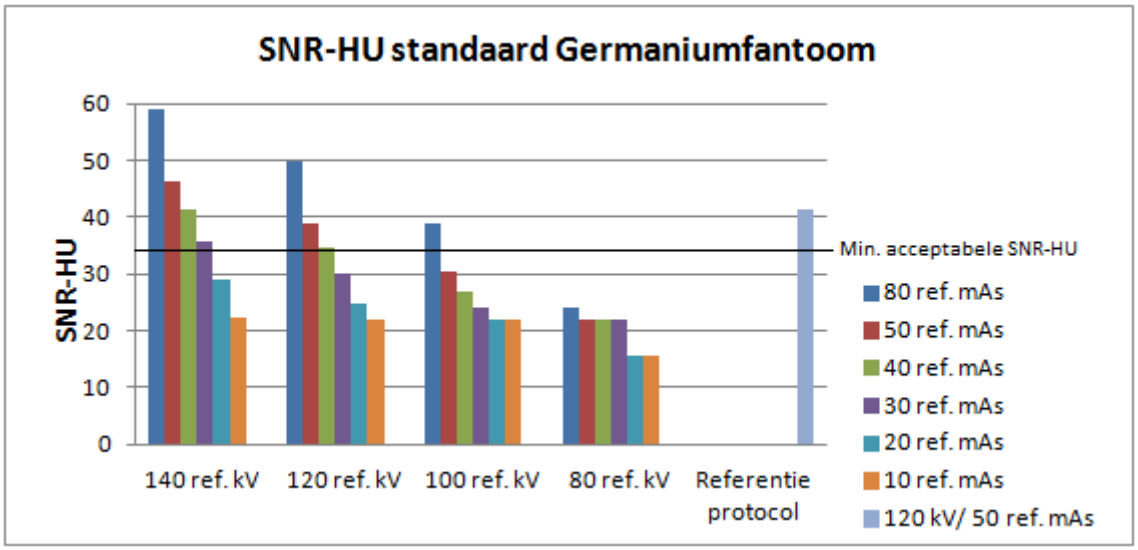
Ervan uitgaande dat je van een patiënt maar 1/5 van de geïnjecteerde activiteit scant (in verband met uitplassen en het verval), geeft dit een dosis van 334 Bq/cm^3.

Dit is een activiteitsverschil van ongeveer een factor 12 (3979 / 334).
Een patiënt wordt 4 minuten (240s) per bedpositie gescand. Voor het fantoom zal dit dus een factor 12 lager zijn om evenveel counts te registreren. Dit komt uit op 20s.

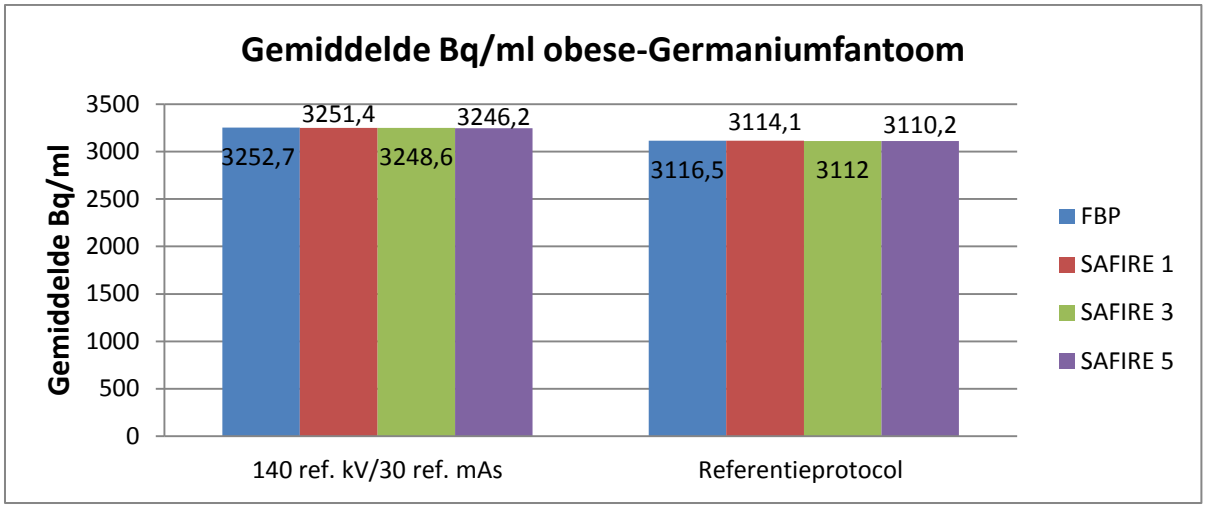
Bijlage X Gemiddelde HU standaard Germaniumfantoom



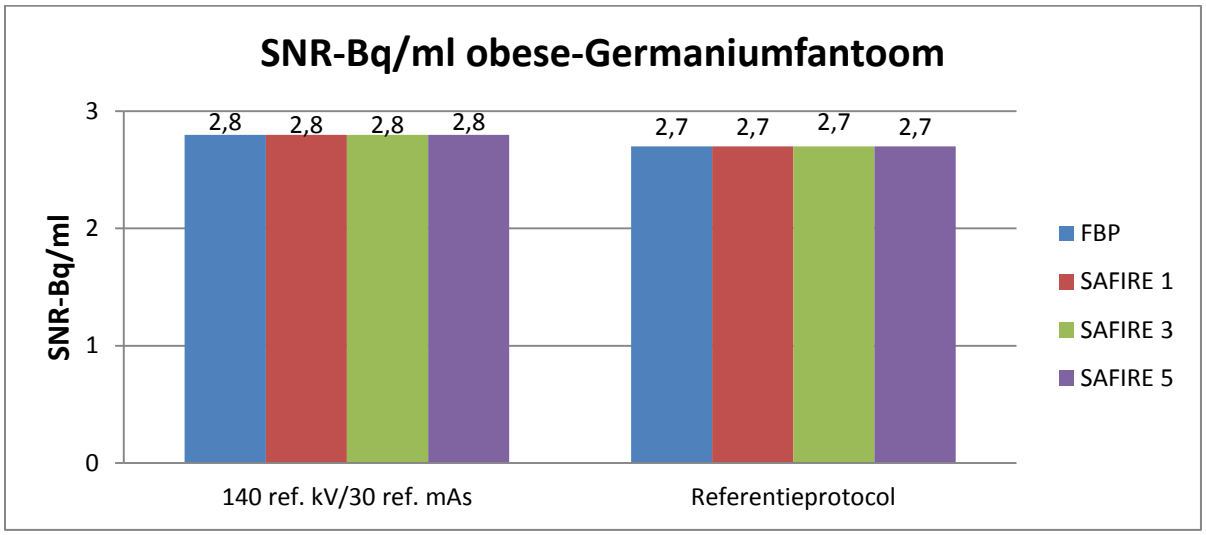
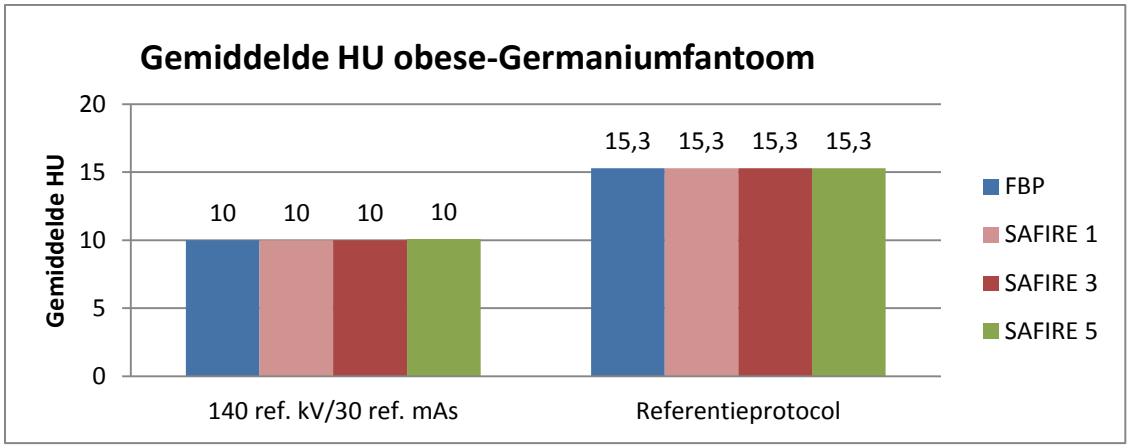
Bijlage XI SNR-HU standaard Germaniumfantoom



Bijlage XII Gemiddelde Bq/ml obese-Germaniumfantoom



Bijlage XIII SNR-Bq/ml verzwakkingsgecorrigeerde PET-beelden



Bijlage XIV Gemiddelde HU LD-CT beelden na reconstructie