

Absolute kwantificatie SPECT/CT: Invloed dichtheid

Afstudeerfase MBRT 2011-2012



Door:
Youri Verwers
Studentnummer:
2130854
PCN:
212119
Datum:
31-05-2012

Voorwoord

Voor u ligt het afstudeerartikel over absolute kwantificatie SPECT/CT: Invloed dichtheid. Dit artikel is geschreven in het kader van het afstudeertraject van de opleiding Medische Beeldvormende en Radiotherapeutische technieken. Hoewel ik met veel interesse en plezier aan deze studie gewerkt heb, ging niet alles geheel zoals ik verwacht had bij aanvang van het 4^e jaar MBRT. Gelukkig zijn er altijd mensen die meehelpen, meedenken en hun visie delen. Daarom zou dit artikel niet tot stand zijn gekomen zonder de hulp en bijdrage van de volgende mensen:

- Roel Wierds, klinisch fysicus azM, voor al zijn tijd, geduld, heldere uitleg en leuke opdracht. Natuurlijk ook voor de liften naar station Heerlen. ☺.
- Christian Urbach, MNW-er azM, voor zijn hulp en inzet bij het prepareren en scannen van het fantoom.
- Angela Tops, afstudeerbegeleidster van school. Voor al haar tijd, geduld en constante vertrouwen in ons (Jullie zijn op de goede weg!).
- Guido van Weert, Teamleider NG in het Atrium medisch centrum, voor de peptalks, coöperatie en flexibiliteit op de afdeling.
- Familie, vrienden en andere mensen die me gesteund hebben tijdens het afstuderen,

En last, but not least mijn afstudeergenoten Froukje Geurts en Cindy Ariëns; fijn dat we er ons samen met een lach en een traan doorheen hebben geslagen!

Ik wens u veel leesplezier en hopelijk nieuwe kennis.

Youri Verwers
31-05-2012

Samenvatting

Doel:

Het doel van dit onderzoek was om te kijken of het mogelijk is om met behulp van een Philips Precedence SPECT/CT scanner absolute kwantificaties van de 3D activiteitsconcentraties uit te voeren. In dit artikel werd gekeken wat de invloed is van materiaal met een lage (lucht) en hoge dichtheid (contrast en calcium oplossing) op de kwantificatie.

Methode:

Gebruik makend van het NEMA 2007/IEC 2008 PET body fantoom werden de bollen gevuld met een stockoplossing van circa 200 MBq ^{99m}Tc in 1 liter water. De achtergrond van het fantoom werd gevuld met circa 9,8 liter water en circa 200 MBq ^{99m}Tc . Gebruikmakend van de SPECT/CT werd het fantoom gescand. Middels de Astonish reconstructiemethode werden de SPECT gegevens uitgewerkt. Gebruikmakend van de CT werd gecorrigeerd voor attenuatie. Met behulp van de attenuatiecorrectie methode van Chang werden tevens correcties gemaakt om het verschil in attenuatiecorrectie waar te nemen. Tijdens het meten werd materiaal met een hoge dichtheid (contrast of calcium) en een lage (lucht) dichtheid aan het fantoom toegevoegd. Dit om het effect van de wijziging van dichtheid op de kwantificatie te meten. De gereconstrueerde data werden met behulp van in Matlab R2011b uitgewerkt. Hiermee zijn de calibratie factoren en recovery coëfficiënten berekend. De resultaten werden in Excel verwerkt tot grafieken. De metingen werden volgens beschrijvende statistiek geanalyseerd.

Resultaten:

Tijdens de 0-meting is het fantoom gescand met dezelfde scanparameters als de dichtheidsmetingen, zonder verandering in dichtheid. De calibratiefactor, welke nodig is om de recovery coëfficiënt mee te kunnen berekenen, wijkt bij de metingen met contrast 8,9% af van de 0-meting. Voor lucht is de afwijking 3,4% en voor calcium is de afwijking 2,8% ten opzichte van de 0-meting. Hier valt op dat de contrastmetingen meer afwijken dan de metingen met lucht en calcium. Wanneer de recovery coëfficiënten bepaald worden, en gebruik gemaakt wordt van de Chang attenuatiecorrectie, vindt bij een onderzoek met lucht een overschatting plaats bij een volume van 5,3 ml. De overschatting is circa 120% ten opzichte van de 0-meting. Bij de CT attenuatiecorrectie is een overschatting van activiteit vanaf een volume van 5,3 ml. Dit komt neer op een overschatting van circa 20%.

De resultaten uit het calcium onderzoek laten ook een overschatting van activiteit zien bij een volume van 5,3 ml. Wat opvalt is dat wanneer er gebruik gemaakt wordt van de Chang methode, bij gebruik van jodiumhoudend contrastmiddel in verhouding een lagere recovery coëfficiënt gevonden wordt dan bij de 0 meting. Deze bedraagt circa 50% tussen de 0-meting en de calcium CT attenuatie correctie. Uit alle metingen blijkt dat de Astonish reconstructie een consequente fout maakt. De recovery coëfficiënten van de metingen worden overschat.

Conclusie:

Voordat absolute kwantificatie mogelijk is met de SPECT/CT is verder onderzoek nodig. Uit de metingen blijkt dat de Astonish reconstructiemethode recovery coëfficiënten overwaardeert. Hoewel het mogelijk is om Chang als attenuatiecorrectie toe te passen blijkt dat CT-attenuatiecorrectie geschikter is.

Summary

Purpose:

The goal of this paper was to see whether it is possible to perform quantitative analysis with a Philips Precedence SPECT/CT scanner. This paper focuses on the influence of the quantification with materials with a low density (air) and high density (iodinated contrast and calcium solution)

Methods:

Using the NEMA 2007/IEC 2008 PET body phantom the spheres were filled with a stock solution of 200 MBq ^{99m}Tc in 1 liter water. The background of the phantom is filled with 9,8 liter of water and 200 MBq ^{99m}Tc . Using the SPECT/CT scanner the phantom is scanned. The acquired SPECT/CT data was processed with the Astonish reconstruction method. The CT is used for attenuation correction. The SPECT/CT data was also processed with the Chang reconstruction method. This way it is possible to see whether there is a difference between the CT based attenuation correction and the Chang attenuation correction method. Each individual measurement was performed with a high density solution (iodinated contrast and calcium solution) or a low density additive (air). This was done to see the effects of change in density at the quantification. The reconstructed data was analyzed with the use of Matlab R2011b. The recovery coefficient and calibration factors were calculated. The results were processed in Excel. Descriptive statistics were used to analyze the data.

Results:

During the baseline measurement the phantom is scanned using the same scan parameters as are used during the high and low density solution measurements. The calibration factor, which is necessary to calculate the recovery coefficient, differs scanning iodinated contrast 8.9 percent from the baseline measurement. For air the difference is 3.4 percent and for calcium is the difference 2.8 percent of the base measurement.

When the recovery coefficient are being calculated and the Chang attenuation correction is chosen, when measuring air, there is an overestimation of the volume of 5.3 ml. The overestimation is approximately 120 percent pertaining to the base measurement. When using CT based attenuation correction the overestimation of a volume of 5.3 ml is approximately 20 percent.

The result of the calcium also shows a overestimation of activity at a volume of 5.3 ml. What strikes is when using the Chang based attenuation correction overall a lower recovery coefficient is found.

Between the base measurement and the CT attenuation correction there is no significant difference. The results of the iodinated contrast agent show a underestimation of 50 percent pertaining the base measurement. It appears that the Astonish reconstruction method fails constantly. The recovery coefficients are all overestimated.

Conclusion:

Before absolute quantification is possible with the SPECT/CT, there is additional research necessary. All measurements show a consequent error in the Astonish reconstruction method. All measurements (base measurement, air, iodinated contrast and calcium) are overvalued. Although it is possible to use a Chang based attenuation correction method this paper shows that it is better to use CT based attenuation correction.

Inhoudsopgave

Voorwoord	2
Samenvatting.....	3
Summary	4
Inleiding	6
Methode.....	7
Onderzoeksopzet	7
Camera en fantoom.....	7
Procedure	8
Calcium.....	8
Contrast	9
Lucht.....	9
Processing.....	10
Variabelen.....	11
Analyse	11
Resultaten.....	11
Discussie	13
Conclusie	14
Literatuurlijst	15
Bijlage 1 : Checklist metingen 0-meting, Lucht, Calcium en Contrast.	17
Bijlage 2 : Vergroting Matlab programma.....	22
Bijlage 3: Resultaten Scandata	23
Bijlage 4: Visuele resultaten.	24

Inleiding

Absolute activiteitskwantificatie van SPECT/CT opnames is nuttig in de nucleaire geneeskunde voor een aantal klinische en wetenschappelijke toepassingen. Bij de bepaling van de stralingsdosis voor patiënten is kwantificatie van belang. Zowel voor radionuclide therapie als diagnostiek met radiotracers. In de behandeling van kanker is kwantificatie bruikbaar voor de evaluatie van het aanslaan van therapeutische behandelingen. Ook binnen de PET/CT worden absolute kwantificaties standaard toegepast, hierbij geeft de absolute kwantificatie een objectieve aanvulling aan visuele beoordeling van laesies.¹ Bij SPECT/CT onderzoeken wordt verwacht dat de absolute kwantificatie een meerwaarde aan een onderzoek kan geven.²

De SPECT/CT heeft een aantal voordelen ten opzichte van de PET/CT. PET/CT onderzoeken zijn duurder dan SPECT/CT onderzoeken.³ Waar een gemiddelde PET/CT scan 1500 euro kost, kost een gemiddelde botscan rond de 130 euro.³

Vandaag de dag zijn meer verschillende radiofarmaca voor SPECT onderzoeken op de markt. Deze zijn voor diverse ziektebeelden specifiek toepasbaar. Een voorbeeld is $^{123}\text{I}/^{131}\text{I}$ -MIBG voor opsporing/behandeling van bijvoorbeeld een feochromocytoom. Hierdoor neemt de specificiteit van SPECT onderzoeken in zijn algemeenheid toe. Tegenwoordig zijn slechts enkele PET-tracers commercieel verkrijgbaar. Doorgaans zijn deze weliswaar heel erg sensitief en kan in veel gevallen aangetoond worden dat er een ziektebeeld is.⁴ Echter, door de gebrekkige specificiteit van de beschikbare tracers, is de specificiteit van PET onderzoeken in zijn algemeenheid beperkt.⁵ Tevens is de stralingsbelasting bij SPECT/CT onderzoeken meestal lager. De effectieve dosis van $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA is 0,011 mSv/MBq, waarbij wordt uitgegaan van een standaarddosis van 100MBq. Bij gebruik van ^{18}F -FDG is een effectieve dosis van 0,019 mSv/MBq gemeten. Hierbij wordt uitgegaan van een standaard dosis van 185MBq.⁵ Hierbij dient rekening te worden gehouden dat dit niet voor alle onderzoeken geldt. Vanwege de lage gevoeligheid van SPECT onderzoeken dient de dosering vaak hoger te zijn dan bij PET.

Een van de voornaamste mogelijkheden is om de opname van het radiofarmacon in een specifieke orgaan te kwantificeren. Therapie met behulp van ^{90}Y -microspheres is hier een voorbeeld van.^{6,7}

Jaarlijks ontwikkelen meer dan 1 miljoen mensen een colorectaal carcinoom. Levermetastasen als gevolg van colorectaal carcinoom hebben een hoge incidentie in de westerse wereld. Bij 25% van de patiënten met een colorectaal carcinoom heeft de patiënt op moment van diagnose al levermetastasen.⁷ Er zijn meerdere methoden om levermetastasen te behandelen. Voorbeelden zijn neoadjuvante chemotherapie en chirurgische resectie. In Maastricht, op de afdeling nucleaire geneeskunde, wordt binnen afzienbare tijd gestart met een nieuwe therapie als behandeling tegen levermetastasen. Intra-arteriële radiotherapie is de vorm van deze behandeling. Met behulp van ^{90}Y -microspheres is het mogelijk om de levermetastasen lokaal te bestralen.⁶

De vaatstructuren van de lever moeten in kaart worden gebracht voor over kan gaan tot de toediening van de ^{90}Y -microspheres. Een angiografie wordt hiervoor vooraf gemaakt. Middels de angiografie kunnen coils geplaatst worden om vaten zoals de a. gastrica dextra en de a. gastroduodenalis af te sluiten. Op deze manier wordt gezorgd dat geen microsferen in de maag of pancreas kunnen komen, maar alleen in de lever (shunting). Om zeker te zijn dat het juiste deel van de lever wordt behandeld, kan met behulp van gecontroleerd worden of het te behandelen deel van de lever is bereikt. De $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA kan tijdens de angioprocedure worden geïnjecteerd. Op deze manier kan tevens gekeken worden hoe of, en hoe groot de shunting is naar de pulmonaal arteriën.⁷

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA werkt in principe hetzelfde als ^{90}Y -microspheres; na toediening worden mini embolieën gecreëerd. Door gebruik te maken van een SPECT/CT is het mogelijk om de verdeling van $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA te kwantificeren. Door shunting mee te nemen in de berekening kan op deze manier de toe te dienen dosis worden aangepast aan de patiënt. Inmiddels zijn wereldwijd meer dan 8000 mensen behandeld met ^{90}Y -microspheres.⁷

In dit onderzoek werden twee verschillende waarden, welke betrekking hebben op de absolute kwantificatie berekend, namelijk de calibratiefactor en de recovery coëfficiënt. De calibratiefactor is een omrekeningsfactor om van ruwe SPECT data (counts per pixel) naar een activiteitsconcentratie te komen. Deze is specifiek per nuclide en collimator. Ook is de calibratiefactor specifiek voor scanparameters, zoals scantijd en matrix.¹¹ De recovery coëfficiënt is een verhouding tussen de gemeten activiteitsconcentratie met de gammacamera bij uitvoering van een SPECT opname en de werkelijke activiteitsconcentratie in het fantoom, bepaald door de dosiscalibrator.

Het uiteindelijke doel van dit onderzoek was om te onderzoeken op welke manier het mogelijk is met behulp van de Philips Precedence SPECT/CT Scanner kwantificaties uit te voeren. Specifiek werd gekeken of een wijziging in dichtheid een verandering van kwantificatie teweeg brengt.

Methode

Onderzoeksopzet

Het onderzoek werd uitgevoerd middels een fantoomstudie. Tijdens de fantoomstudie werd gebruik gemaakt van de huidige SPECT/CT acquisitie- en reconstructie protocollen in het academisch ziekenhuis Maastricht (azM). Allereerst werd de invloed van verandering van dichtheid op de gereconstrueerde activiteitsconcentratie in de SPECT beelden visueel beoordeeld. Hierbij wordt gelet of de activiteitsverdeling homogeen is. De wijziging van dichtheid bestaat uit een hoge en een lage dichtheidsverandering. In het geval van een hoge dichtheid werd gebruik gemaakt van een calciumoplossing en een contrast oplossing. In het geval van een lage dichtheid werden zakjes met piepschuim balletjes gebruikt. Hierbij werd gekeken naar de verschillen in de beelden gereconstrueerd zonder en met attenuatiecorrectie. De homogeniteit van de scan werd hierbij visueel beoordeeld. Bij de scans met lucht werd gelet of op de plaatsen waar lucht hoort te zitten geen activiteit te zien was. Ook werd visueel en grafisch gekeken naar het verschil tussen CT-based attenuatiecorrectie en de Chang attenuatiecorrectiemethode.⁵ Bovendien kon de invloed op de kwantificatie van de radioactiviteitsconcentratie bepaald worden, door de bepaling van een calibratiefactor en deze te vergelijken met de baseline meting (0-meting). Bij de 0-meting is het fantoom uitsluitend met water en activiteit is gevuld. Zie vergelijking 1 voor de formule van de calibratiefactor.

$$\text{Vergelijking 1: } Cf = \frac{A_g}{C_{pv}}$$

Hierbij is Cf de berekende calibratiefactor, A_g de gemeten activiteit en C_{pv} het aantal counts per voxel. Zie vergelijking 2 voor de formule van de recovery coëfficiënt.

$$\text{Vergelijking 2: } R_c = \frac{A_g}{A_d} \times 100\%$$

Hierbij is R_c de berekende recovery coëfficiënt. A_g is de gemeten activiteit met de SPECT/CT, A_d is de gekalibreerde activiteit volgens de dosiscalibrator. Met behulp van deze recovery coëfficiënten is het mogelijk om de invloed van wijziging van dichtheden te vergelijken met elkaar.

Camera en fantoom

Om antwoord te geven op de onderzoeksvraag was een aantal materialen nodig. Het onderzoek werd uitgevoerd op de Philips Precedence SPECT/CT scanner. De Philips Precedence SPECT/CT wordt gebruikt voor zowel het stellen van diagnosen als het monitoren van behandelingen. Dit hybride systeem bevat een 6- slice CT scanner welke zorgt voor anatomische beelden en een Skylight dubbelkops gammacamera om de fysiologische activiteitsverdeling te meten.⁸ De NaI kristaldikte van de Precedence is 9.5 mm. De CT opnames kunnen met drie verschillende röntgenbuis hoogspanningen gemaakt worden, namelijk 90, 120 en 140 kV. Hierbij is het mogelijk om de buisstroom te variëren tussen de 20 en 500 mA. Met behulp van dit systeem is het mogelijk om in combinatie of afzonderlijk SPECT-, CT- of planaire nucleair geneeskundige beelden te acquireren. Nucleair geneeskundigen kunnen gefuseerde SPECT/CT beelden gebruiken om de lokalisatie en omvang van aandoeningen beter te beoordelen en visualiseren. In de literatuur naar absolute kwantificatie werd gebruikgemaakt van verschillende SPECT/CT systemen.^{9,10,11}

In gevonden literatuur wordt gebruik gemaakt een fantoom met bollen (het Jaszczak en het NEMA 2007/IEC 2008 PET body fantoom).^{9,12,13} In dit onderzoek werd gebruik gemaakt van het NEMA 2007/IEC 2008 PET body fantoom (vanaf hier fantoom genoemd). In eerste instantie is het fantoom gemaakt om PET systemen te controleren. Volgens de handleiding van het fantoom is het mogelijk om SPECT, CT en MRI systemen met dit fantoom te scannen.¹⁴ Een bekende hoeveelheid ^{99m}Tc is nodig om activiteit in de patiënt te simuleren. ^{99m}Tc wordt verkregen door een $\text{Mo}^{99}/^{99m}\text{Tc}$ generator te elueren. Calcium en jodiumhoudend contrastvloeistof oplossingen zijn nodig om weefsels met een hoge dichtheid en de invloed van contrastmiddel toegediend aan de patiënt na te bootsen. Om weefsels met een lage dichtheid te simuleren wordt er gekozen voor zakjes met piepschuimen balletjes. In het midden van het fantoom is het mogelijk om een holle cilinder te plaatsten.

Deze cilinder is waterdicht, waardoor het mogelijk is om hier een oplossing met een andere dichtheid in te plaatsen. In het geval van de studie met lucht werd de koker gevuld met water en werden de zakjes met piepschuim balletjes eromheen gebonden.

De keus was op het NEMA 2007/IEC 2008 PET body fantoom gevallen omdat het fantoom geen metaal bevat en verschillende maten van bollen bezit die gevuld kunnen worden met activiteit. Omdat de bollen verschillen in grootte werd op deze manier de kwantificatie van de activiteitsconcentratie van de bolgrootte getest. Zie voor de doorsnede en volume van de bollen tabel 1: Doorsnede en volume van de bollen. (Verderop in de paragraaf wordt beschreven hoe de volumes van de bollen gemeten zijn.) Hierbij wordt gebruik gemaakt van de recovery coëfficiënt. Met de verkregen SPECT/CT data is het dan mogelijk om de recovery coëfficiënt voor iedere bolgrootte te bepalen.

Tabel 1: Doorsnede en volume van de bollen.¹⁴

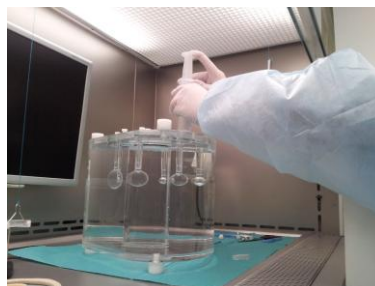
Bol nummer:	Doorsnede (mm)	Volume van de bollen fabrikant (ml)	Volume van de bollen gemeten (ml)
1	10	0,52	0,6
2	13	1,15	1,0
3	71	2,57	2,7
4	22	5,57	5,3
5	28	11,49	11,5
6	37	26,52	26,6

In deze tabel staan de doorsneden en volumes van de fabrikant. In de handleiding van de fabrikant werd aanbevolen om de bolvolumes zelf na te meten.¹⁴ Door de fabrikant zijn de ideale volumes aangegeven, maar door verschil in fabricage zijn deze niet 100% accuraat.

Procedure

Het fantoom werd in lege toestand gewogen op een balans. Het gewicht werd genoteerd. Er werd een cilindrisch insert in het midden van het fantoom geplaatst.

Deze cilinder werd bij de ene meting gevuld met een contrast oplossing, bij de andere meting werd de cilinder gevuld met een calciumoplossing. In afbeelding 1 is te zien hoe het fantoom gevuld wordt in het hotlab.



Afbeelding 1: Het vullen van het fantoom in het hotlab.

De manier van bepaling hoeveel contrast en calciumoplossing nodig is voor het gewenste resultaat is bepaald middels een kort zijonderzoek.

Calcium

Middels een Stockoplossing werd 50 g calcium opgelost in 100 ml water. Vervolgens werd hiervan een deel in een plastic reageerbuisje gedaan. Vervolgens werd een verdunning gemaakt zodat 25 g calcium in 100 ml water overblijft. Dit wordt ook in een reageerbuisje gedaan. Hetzelfde wordt gedaan bij een oplossing van 12,5 g calcium in 100 ml water.

Hierna werden de reageerbuisjes middels de CT van de SPECT/CT gescand en de Hounsfield units (HU) bepaald. Uit deze metingen bleek dat een calciumoplossing van 50 g per 100 ml, 829 HU oplevert. Aangezien het niet mogelijk is om meer calcium op te lossen in water werd de uiteindelijke oplossing van 50 g calcium per 100 ml water gekozen.

Contrast

Dezelfde procedure werd uitgevoerd voor het bepalen van de hoeveelheid contrastmiddel. Het gebruikte contrastmiddel is ultravist-300. De oplossing was als volgt: 4 ml contrast, aangevuld tot een totaal van 8 ml met water, 2 ml contrast, aangevuld tot een totaal van 8 ml water.

Hetzelfde gold voor het reageerbuisje met 1, 0,5 0,25 en 0,125 ml contrast, deze werden allemaal aangevuld tot 8 ml in het reageerbuisje met water. Het laatste buisje werd gevuld met 8 ml puur contrastmiddel. Na het uitvoeren van de CT was de conclusie dat wanneer er 3,75 ml contrast per 100 ml water opgelost werd, 830 HU gemeten moest worden.

Na de bepalingen van het zijonderzoek werden de oplossingen meting voor meting in de cilinder geplaatst. Als extra werd een klein beetje activiteit toegevoegd zodat de cilinder niet als een cold spot gezien zou worden op de scan. De activiteitsconcentratie in de cilinder was hetzelfde als de activiteit in de achtergrond. Nadat de cilinder geplaatst was, werd het fantoom gevuld met water tot deze vol was en werd deze opnieuw gewogen. Vervolgens werd circa 200 MBq ^{99m}Tc toegevoegd aan het water. Dit om activiteit in de achtergrond te simuleren.

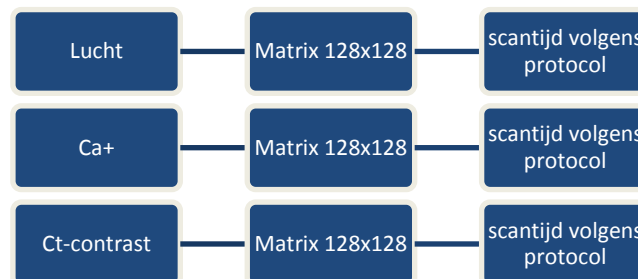
Voor het vullen van de bollen werd een verdunning van ^{99m}Tc gemaakt. Er wordt circa 200 MBq in 1 liter water gemengd (stockoplossing). Uit deze stockoplossing werden de bollen een voor een gevuld. Telkens na het vullen van een bol, werd het fantoom opnieuw gewogen. Op deze manier was het mogelijk om precies uit te rekenen hoeveel ml in een bol zit. Zie tabel 1 voor de gemeten waarden van de bollen. Nadat het fantoom gevuld was, werd begonnen met scannen.

Lucht

Het vullen van het fantoom bij lucht was vergelijkbaar met dat van contrast en calcium. Het verschil was dat in de koker dit keer geen oplossing van contrast of calcium werd aangebracht maar gevuld werd met water. Aan deze cilinder werd met behulp van elastieken de zakjes met piepschuimen balletjes op de plaats gehouden. Bij deze studie werd net als bij de studie met het contrast en het calcium als toevoeging een klein beetje activiteit toegevoegd zodat de koker niet als een cold spot gezien werd op de scan. Ook bij deze meting is de activiteitsconcentratie in de cilinder hetzelfde als de activiteit in de achtergrond.

In Excel werden de gegevens genoteerd welke verkregen waren bij het vullen van het fantoom. Hierbij werd gecorrigeerd voor verval tussen de calibratietijden van de volle en de lege spuit en het verschil in activiteit van de volle en de lege spuit, gemeten door de dosiscalibrator. Zie voor een overzicht van het Excel bestand bijlage 1: Checklist metingen.

Om vervolgens inzicht te krijgen welke factoren van invloed zijn op de absolute kwantificatie, werd een aantal metingen uitgevoerd met de Philips Precedence SPECT/CT. Bij deze metingen werd telkens één variabele gewijzigd. In schema 1: overzicht wat te scannen, is weergegeven welke metingen zijn uitgevoerd.



Schema 1: Overzicht wat te scannen (detail).

De collimator tijdens de metingen was een Low Energy High Resolution, omdat dit de reguliere collimator voor patiëntenonderzoek met ^{99m}Tc is. Het scannen van het fantoom gebeurde middels standaard acquisitie instellingen. Hierbij werd gebruik gemaakt van een matrix van 128x128, een teltijd van 45 seconden per view en 64 views (per kop 32 views).

In afbeelding 2-4 is te zien hoe het fantoom gescand wordt door de SPECT/CT.



Afbeelding 2-4: Het scannen van het fantoom.

Elke meting werd 3 keer uitgevoerd, om toevalligheden uit te sluiten en de reproduceerbaarheid van de metingen te vergroten. De gebruikte low dose CT scan parameters waren 120 kV, 30 mAs.

Processing

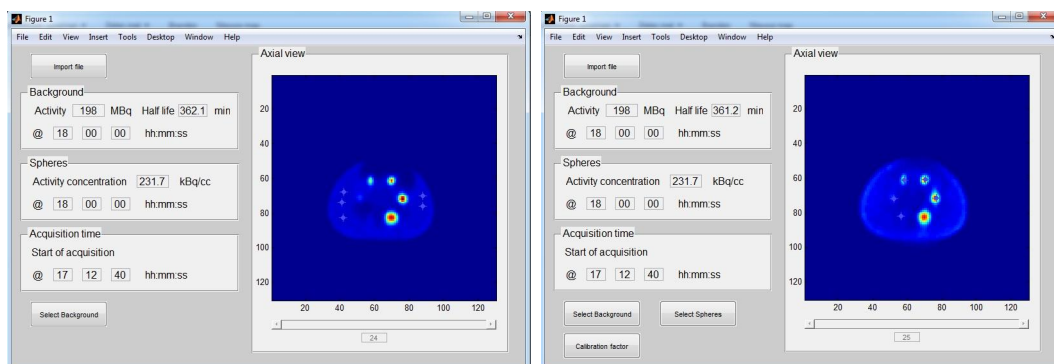
Voor het processen van de verkregen scandata werd gebruik gemaakt van het Philips uitwerkstation (EBW) met het programma AutoSPECTPro. Middels reconstructiemethodes is het mogelijk om uit de verkregen 2D projectiebeelden een goede benadering te verkrijgen van de 3D verdeling van de radioactiviteit in de patiënt of het fantoom.

In dit onderzoek werd gebruik gemaakt van de standaard reconstructieparameters; Astonish met 2 iteraties en 16 subsets. Van deze reconstructies werden 2 versies gemaakt. Een versie is met behulp van de CT gecorrigeerd voor attenuatie, de ander zonder attenuatiecorrectie.

Bij de versie zonder attenuatiecorrectie werd een aanvullende reconstructie gemaakt welke met behulp van de Chang methode voor attenuatiecorrectie gecorrigeerd werd. Bij deze methode wordt elke pixel van het transversale beeld vermenigvuldigd met een correctiefactor die door de afstand van de betreffende pixel tot de lichaamscontour wordt bepaald, gemiddeld over de verschillende projectierichtingen van waaruit het transversale beeld is opgebouwd.⁵ Er werd een vergelijking gemaakt tussen de CT-based attenuatiecorrectie en de Chang attenuatiecorrectiemethode.

Met behulp van Matlab, versie R2011b, werden de gereconstrueerde data uitgewerkt. Dit werd gedaan met behulp van een speciaal voor dit onderzoek programma.ⁱ De volgende stappen zijn doorlopen:

De gebruiker diende eerst de achtergrond in te tekenen. Hierbij moest rekening gehouden te worden met het feit dat de Volumes of interest (VOI's) niet te dicht bij de bollen of de rand van het fantoom ingetekend werden. Middels deze VOI's berekende het programma de calibratiefactor volgens vergelijking 1. Het programma corrigeerde voor het verval van de activiteit doordat de gebruiker de halfwaardetijd, calibratietijd van de activiteit en de start tijd van de acquisitie in moest voeren. Voor het intekenen van de bollen werd de zogenoemde region growing techniek gebruikt. Door het midden van een bol aan te geven werd de beginpositie van de region growing techniek bepaald. De gebruiker herhaalde deze stap voor iedere bol van klein naar groot. Wanneer de berekening gestart werd, vond het programma het voxel in de bol met de maximale voxelwaarde. Vanuit deze voxel werd vervolgens gekeken naar alle directe buurvoxels. Indien de voxelwaarde van het buurvoxel hoger is dan een ingestelde thresholdwaarde van 40% van de maximale voxelwaarde, zal het voxel aan de region worden toegevoegd.



Afbeelding 5 en 6: Overzicht processing data met Matlab R2011b. In de linker afbeelding wordt de achtergrond ingetekend, in de rechter worden de bollen gemarkeerd. Zie bijlage 1 voor gedetailleerde afbeeldingen.

ⁱ Programma ontwikkeld door R. Wierds, Klinisch fysicus in het azM.

Wanneer een lagere waarde gevonden werd, werd deze niet geïncorporeerd. Dit proces werd net zo lang herhaald voor alle voxels in de region tot geen nieuwe voxels meer toegevoegd werden. Vervolgens berekende het programma de recovery coëfficiënten van de verschillende bollen volgens vergelijking 2. Het programma berekende tevens het volume van de bollen. Voor de recovery coëfficiënt was de verwachting dat de waarde groter wordt (dichter bij 1) naarmate de bolgrootte toeneemt. Op afbeelding 5 en 6 is te zien hoe de achtergrond en de bollen ingetekend werden. Deze zijn ingetekend zonder toevoeging van CT beelden. Dit omdat het Matlab programma deze optie niet ondersteunt. Zie bijlage 2 voor grotere foto's. Na intekening van de opnames werden resultaten geproduceerd. Deze zijn met behulp van Excel in tabellen geplaatst.

Variabelen

Onafhankelijke variabelen:

In dit onderzoek zijn de onafhankelijke variabelen de dichtheid en het volume van de bollen.

Afhankelijke variabelen:

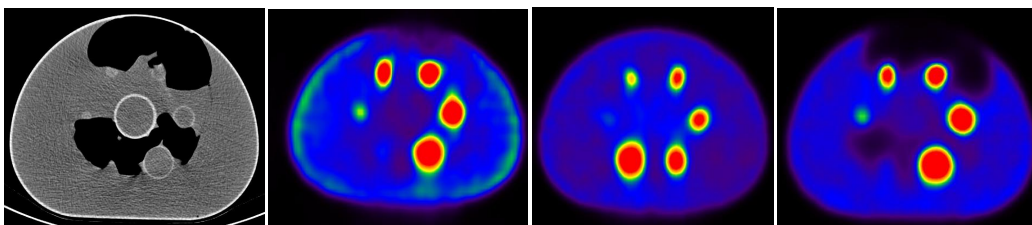
De variabele die hier afhankelijk van is, is de recovery coëfficiënt. De recovery coëfficiënt is een continue schaal. Idealiter zou de recovery coëfficiënt 1 zijn. De activiteit welke gemeten wordt met de SPECT/CT zal gelijk moeten zijn aan de bekende toegediende activiteit. De onderschatting van de recovery coëfficiënt ontstaat door resolutie- en partial volume effecten. Gevolg is dat spill-out optreedt vanuit de bol waardoor de recovery coëfficiënt afneemt. Hierdoor zal de minimale waarde de 0 benaderen. De maximale waarde zal de 1 benaderen. Specifiek wordt gekeken naar de invloed van de calibratiefactor en de recovery coëfficiënt bij een wijziging van dichtheid. Voor iedere bol wordt de recoverycoëfficiënt bepaald voor 3 verschillende condities. Voor materiaal met een hoge dichtheid zijn dit contrast en calcium. Voor materiaal met een lage dichtheid zal dit lucht zijn. In het geval van lucht worden piepschuim balletjes in 2 zakjes verdeeld. Dit zal in Hounsfield units rond de -1000 liggen.

Analyse

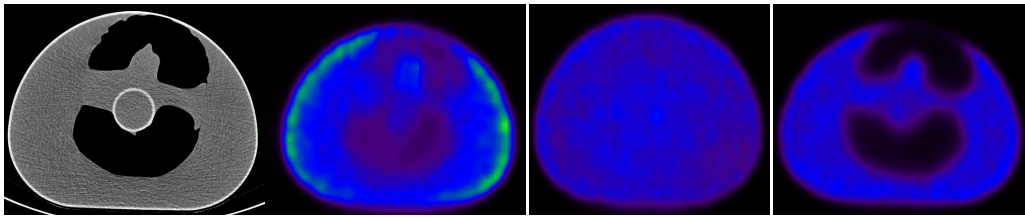
Middels Excel werd de verkregen data verwerkt in tabellen. Om antwoord te geven op de vraag of een verschil in dichtheid een verandering in kwantificatie teweeg kan brengen, werden zowel de calibratiefactor als de recovery coëfficiënt beschouwd. Scatterplot grafieken zijn gemaakt waarbij de maximale recovery coëfficiënt uitgezet werd tegen het volume van de bollen. De scatterplots van de 0-meting, contrast, calcium en lucht metingen werden in een grafiek gezet waarbij de recovery coëfficiënt is uitgezet tegen de bolgrootte. Hierbij werd de x-as verdeeld van 0 tot 30 ml. De 0-meting werd per grafiek als referentie gebruikt. De in de vierde grafiek werd de recovery coëfficiënt ook uitgezet tegen de bolgrootte. Hierbij werd de x-as wederom verdeeld van 0 tot 30 ml. In deze grafiek werden de 0-meting, calcium, contrast en lucht tegen elkaar uitgezet. De verkregen data werden geanalyseerd volgens de beschrijvende statistiek.

Resultaten

Onderstaande afbeeldingen zijn CT en SPECT opnames van de meting met lage dichtheid. Hier is het verschil te zien van SPECT opnames, zonder attenuatiecorrectie, met de Chang attenuatiecorrectie en met CT attenuatiecorrectie.



Afbeelding 7: Meting met lage dichtheid (lucht). De meest linkse afbeelding is de CT opname ter hoogte van de bollen. De overige 3 afbeeldingen zijn gereconstrueerde SPECT beelden met van links naar rechts respectievelijk geen attenuatiecorrectie, de Chang attenuatiecorrectie en als laatste de CT attenuatiecorrectie.



Afbeelding 8: Meting met lage dichtheid (lucht). De meest linkse afbeelding is de CT opname in het midden van het fantoom. De overige 3 afbeeldingen zijn reconstructies met van links naar rechts respectievelijk geen attenuatiecorrectie, de Chang attenuatiecorrectie en als laatste de CT attenuatiecorrectie.

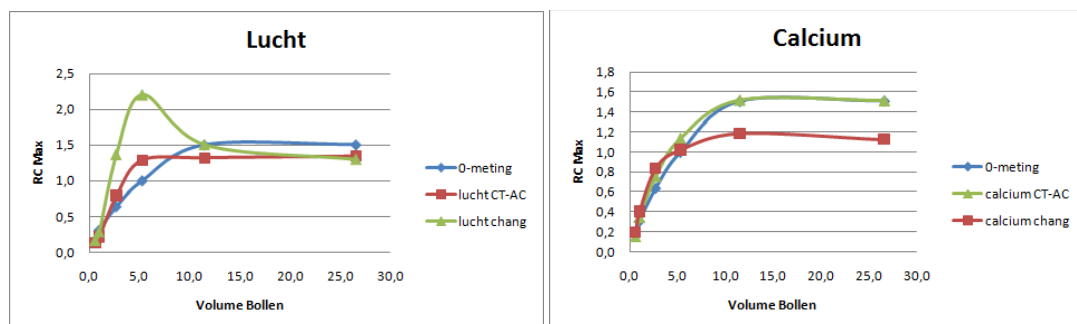
In tabel 2 zijn de calibratiefactoren te zien van de 0-meting en de metingen met lucht, contrast en calcium. Deze tabel geeft zowel de gemiddelde als de minimaal en maximaal gevonden waarden van de 3 metingen. Ook is in de tabel de percentuele afwijking ten opzichte van de 0-meting te zien. De resultaten van de 0-meting zijn verkregen door gebruik te maken van de data van Cindy Ariëns studie: Absolute kwantificatie SPECT/CT: invloed matrixgrootte en scan-tijd

Tabel 2: calibratiefactor per meting.

Meting	Gemiddelde calibratiefactor	Min – Max waarde meting	Afwijking t.o.v. 0-meting
0-meting	35,02	34,82 – 35,28	
Lucht	33,81	33,63 – 33,99	3,4%
Contrast	31,91	31,78 – 32,02	8,9%
Calcium	34,01	33,87 – 34,11	2,8%

De calibratiefactor werd berekend door de gemeten activiteitsconcentratie te delen door het gemiddelde aantal counts per voxel (zie vergelijking 1). Met behulp van de calibratiefactor is het mogelijk om per bol een recovery coëfficiënt te bepalen. Middels Excel werd de recovery coëfficiënt uitgezet tegen het volume van de bollen. Grafiek 1: Lucht, laat de resultaten van de lucht metingen zien. Hierin zijn de gegevens verwerkt van de 0-meting, als referentie, de meting met CT-attenuatiecorrectie en, ter illustratie, de Chang reconstructiemethode.

In grafiek 2: Calcium, zijn de resultaten te zien uit het calcium onderzoek. Ook hier zijn de recovery coëfficiënt en het volume van de bollen tegen elkaar uitgezet.

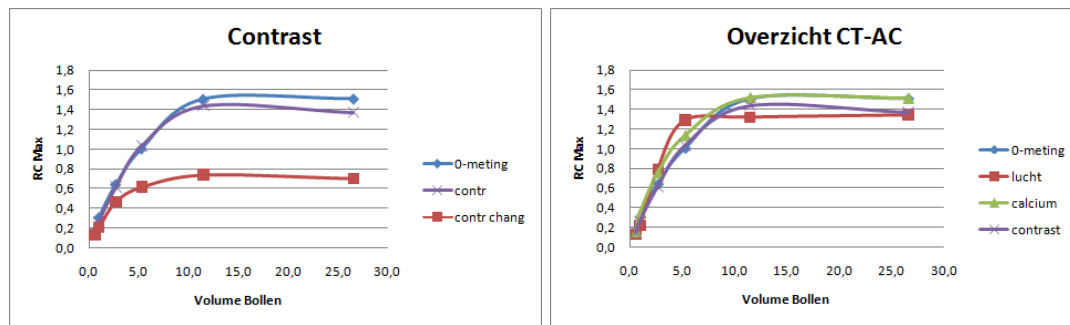


Grafiek 1 en 2: In de linker grafiek is de invloed van lucht te zien op de RC. In de rechter grafiek is de invloed van calcium te zien op de RC.

In grafiek 3: Contrast, zijn de resultaten gepresenteerd zoals verkregen in het onderzoek. In deze grafiek zijn de wederom de recovery coëfficiënt uitgezet tegen het volume van de bollen.

In grafiek 4 zijn de resultaten van de metingen welke met CT zijn gecorrigeerd bij elkaar gezet om in een oogopslag de verschillen tussen de metingen te kunnen laten zien.

In bijlage 3 Resultaten Scandata, zijn de grafieken groter afgebeeld voor een beter inzicht in de resultaten.



Grafiek 3 en 4: In de linker grafiek is de invloed van contrast te zien op de RC. In de Rechter grafiek zijn de resultaten van de CT-AC metingen bij elkaar geplaatst.

Discussie

Deze fantoomstudie toont aan dat er nog werk te doen is voordat absolute kwantificatie met behulp van de SPECT/CT mogelijk is.

Het eerste punt ter discussie is het onderzoek waarbij gekeken werd welke contrast- en calciumoplossing gebruikt zou worden in de cilinder. Hierbij is met behulp van reageerbuisjes met oplossing van respectievelijk contrast en calcium, een meting uitgevoerd. Er werd verondersteld in het zijonderzoek dat, wanneer gebruik gemaakt wordt van 3,75 ml contrast per 100 ml water, er rond de 830 HU gemeten zou worden. Hetzelfde gold voor de meting met calcium. Hierbij is gebruik gemaakt van 50 gr per 100 ml water. De gemeten Hounsfield units (HU) zouden tevens rond de 830 uit komen. Wanneer tijdens de metingen de cilinder in het fantoom nagemeten werd op de low dose CT kwam bij de calciumoplossing 457 HU en bij de contrastoplossing 233 HU uit. De gewenste 830 HU zijn tijdens de metingen niet bereikt. Een mogelijke verschijnsel is beam hardening. Een voorbeeld hiervan is een CT in gebieden met veel bot. Bijvoorbeeld een CT onderzoek van de schouders. In dit gebied zijn de HU lager ten gevolge van de beam hardening.¹⁵ Een ander effect wat kan spelen is het scatter (verstrooiing)effect. Dit ontstaat door de grote omvang van het fantoom.¹⁶ Aanbevolen is dan ook om de metingen met contrast en calcium oplossing blanco in het fantoom te scannen. Dit ter controle of de gewenste Hounsfield units bereikt worden.

Bij de visuele resultaten is te zien, bij de afbeeldingen welke niet voor attenuatie gecorrigeerd zijn, dat een verhoogde activiteit wordt waargenomen aan de randen van het fantoom. Wanneer wordt gekeken naar de Chang attenuatie correctie methode is duidelijk te zien in afbeelding 7, dat het lijkt alsof er geen sprake is van lucht in het fantoom. Zie voor deze en de andere afbeeldingen bijlage 4: Visuele resultaten.

Wat verder opvalt aan de Chang attenuatie correctie methode is dat Chang alles gelijk stelt aan water.¹⁷ Hieruit wordt de attenuatie berekend. Wanneer er gebruik gemaakt wordt van lucht in het fantoom gaat het fout. In grafiek 1 is duidelijk te zien dat wanneer voor een Chang attenuatiecorrectie gekozen wordt, een overwaardering plaatsvindt. Uitgaande van bol 4 is te zien dat wanneer CT attenuatiecorrectie gebruikt wordt, het verschil zo'n 20 procent ten opzichte van de 0-meting is, terwijl Chang circa 120% overschat. Bol 4 bevindt zich het meeste omringd door lucht.

In grafiek 2 is een overschatting van activiteit te zien bij bol 4 met een volume van 5,3 ml. Wat opvalt is dat wanneer er gebruik gemaakt wordt van de Chang methode in verhouding een lagere recovery coëfficiënt gevonden wordt.¹⁷ Tussen de 0-meting en de calcium CT-AC meting zit nagenoeg geen verschil. Wanneer gekeken wordt naar de metingen met contrast, in grafiek 3, wordt gezien dat er een forse onderwaardering van de recoverycoëfficiënt wordt waargenomen bij gebruik van de Chang reconstructie. Deze onderwaardering bedraagt bij bol 5 circa 50%.

Volgende discussiepunt is de calibratiefactor. Bij de calibratiefactor valt op dat deze van contrast 8,9 % afwijkt van de 0-meting. Voor lucht is de afwijking 3,4 % en voor calcium is de afwijking 2,8 % van de 0-meting. Opvallend is dat de meting van lucht meer dan 5 % afwijkt.

Wat verder opvalt aan de resultaten is dat consequent een overwaardering van activiteit in de bollen plaatsvindt. De metingen waarbij calcium gebruikt werd, was de recoverycoëfficiënt lager dan bij de metingen met contrast.

Een ander punt wat opvallend is, is dat bij alle metingen, vanaf bol 4 met een volume van 5,3 ml, (waarbij gebruik gemaakt wordt van de Astonish reconstructie) een overwaardering in activiteit te zien is. De verwachting is dat de recovery coëfficiënt van de metingen de 1 zouden benaderen. Dit is niet het geval. Het vermoeden is dan ook dat de overwaardering niet aan de meetresultaten liggen maar aan de reconstructiemethode.¹⁸ Voor verdere informatie zie het artikel van Froukje Geurts: Absolute kwantificatie SPECT/CT: Reconstructiemethoden. Mogelijke oorzaak hiervan is dat de correctie die Philips toepast (combinatie weefsel-bot of weefsel-lucht) niet juist geïnterpreteerd wordt wanneer contrastmiddel gebruikt wordt. De rede is dat fotonen door jodium meer geabsorbeerd worden bij lagere energieën.¹⁹ Wanneer een CT gemaakt wordt om attenuatie te kunnen corrigeren, worden op deze manier de lagere energieën weggefilterd als gevolg van het contrastmiddel wat in het lichaam zit. De camera denkt dat meer verzwakking heeft plaatsgevonden. Hierdoor zal de attenuatiecorrectie die de camera gebruikt om te corrigeren voor de verzwakking, niet overeenkomen met de werkelijke situatie.¹⁹ Dit effect is ook te zien bij de waarden van de calibratiefactor.

De camera corrigeert teveel voor de plaatsgevonden verzwakking. Een aanbeveling is om de metingen met een andere reconstructiemethode nogmaals uit te voeren.

Een ander punt is dat er sprake is van het partial volume effect bij de kleine bollen. Het partial volume effect wordt veroorzaakt door een verminderde spatiële resolutie.²⁰ Een voxel kan één intensiteit aangeven. Wanneer de overgang van hoge naar lage activiteit in een voxel plaatsvindt, raakt de activiteit uitgesmeerd. Activiteit welke zich buiten de ROI bevindt wordt niet meegerekend. Hierdoor vindt onderwaardering plaats van activiteit binnen het object (spill out effect). Gevolg is dat een lagere activiteitsconcentratie in de bollen gemeten wordt dan in werkelijk aanwezig is. De recovery coëfficiënt zal lager dan 1 zijn. Bij kleine bollen is het partial volume effect groter dan bij grote bollen.¹¹

Tevens is sprake van spill in en spill out effect. De kleinste bollen zijn relatief zo klein dat ze wegvallen in de achtergrond. Hier is sprake van spill out, immers de activiteit van de achtergrond overstraalt de activiteit van de bollen. Bij de grotere bollen vindt dit proces ook plaats maar doordat ze in vergelijking met de kleine bollen meer activiteit bevatten zal de spill in groter zijn dan de spill out.

Het laatste punt in deze discussie is betreffende het aantal meetmomenten. Per meting (0-meting, lucht, contrast, calcium) zijn 3 meetmomenten geweest. Voor betrouwbaardere resultaten is de aanbeveling om het aantal meetmomenten te vergroten zodat een solide gemiddelde berekend kan worden.

Verder onderzoek naar het kwantificeren met behulp van de SPECT/CT is nodig voordat het procedureel kan worden ingezet. Aanbevolen wordt dan ook om op korte termijn verder fantoom onderzoek uit te voeren alvorens gestart zal worden met patiëntenbehandeling met ⁹⁰Y-microspheres. Een aanbeveling is om het fantoom te vullen met ^{99m}Tc-MAA.⁷ Hiermee kan onderzocht worden of kwantificatie afwijkt bij gebruik van een gekoppeld radiofarmacon. Ook is het aan te bevelen meerdere scanparameters te onderzoeken. Hierbij dient gekeken te worden welke invloed dit heeft op de recovery coëfficiënt en de calibratiefactor. Een andere aanbeveling is om het onderzoek te herhalen gebruik makend van een torso fantoom. Nadat deze aanvullende fantoomstudies gedaan zijn kan gestart worden met patiëntenonderzoek.

Conclusie

Voordat absolute kwantificatie mogelijk is met de Philips Precedence SPECT/CT scanner is verder onderzoek nodig. Uit de metingen blijkt dat de Astonish reconstructiemethode een consequente fout maakt. Alle (0-meting, lucht, contrast, calcium) recovery coëfficiënten vanaf een volume van 5,3 ml zijn overgewaardeerd. Hoewel het mogelijk is om Chang als attenuatiecorrectie methode toe te passen, komt uit dit onderzoek naar voren dat het beter is om gebruik te maken van de CT-attenuatiecorrectie. Hierbij dient rekening te worden gehouden met het feit dat de ratio van verzwakking tussen jodiumhoudend contrast en water anders is dan bij de gemiddelde energie van de CT. Hierdoor kan de CT-attenuatiecorrectie afwijken.

Literatuurlijst

- 1 Vriens, D., Visser, E. P., de Geus-Oei, L., & Oyen, W. J. G. (2010). *Methodological considerations in quantification of oncological FDG PET studies*. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 37(7), 1408-1425.
- 2 Garin, E., Rolland, Y., Lenoir, L., Pracht, M., Mesbah, H., Porée, P., et al. (2011). *Utility of quantitative 99mTc-MAA SPECT/CT for 90yttrium-labelled microsphere treatment planning: Calculating vascularized hepatic volume and dosimetric approach*. International Journal of Molecular Imaging, 2011
- 3 UMCG Tarieven. *Overzicht tarieven onderlinge dienstverlening UMCG per 1 januari 2011* Verkregen op: 12-04-2012 http://www.umcg.nl/SiteCollectionDocuments/Tarieven%20UMCG%20_1-1-2011.xls.pdf
- 4 Geerts, M.C., Quarles van Ufford, H.M.E., Kramer, M.H.H., et al. (2006) *De waarde van gefuseerde PET-CT-beelden bij 2 lymfoompatiënten met skeletlokalisaties*. Nederlands tijdschrift voor geneeskunde. 4 (9)
- 5 Broek, W. J. M. v. d. (2008). *Nucleaire geneeskunde: Red.: W.M.J. van den broek* [et al.]. Maarsen: Elsevier gezondheidszorg.
- 6 Sirtex Medical. (z.d.) SIR-Spheres® Training Program Physicians and Institutions. Verkregen op: 10-01-2012. <http://www.sirtex.com/files/TRN-US-05.pdf>
- 7 Vente, M.A.D., Smits, M.L.J., Zonneberg, B.A., et al. (2008) *Intra-arteriële radio-embolisatie met yttrium-90-gelabelde microsferen ter behandeling van niet-reseceerbare colorectale levermetastasen*. Nederlands tijdschrift voor oncologie 5 (8)
- 8 Buck, A. K., Nekolla, S., Ziegler, S., Beer, A., Krause, B. J., Herrmann, K., et al. (2008). *SPECT/CT*. Journal of Nuclear Medicine : Official Publication, Society of Nuclear Medicine, 49(8)
- 9 Pereira, J.M., Stabin, M.G., Lima, F.R.A., et al (2010) *Image Quantification for radiation dose calculations – limitations and uncertainties*. Health Physics Society, 99(5)
- 10 Beauregard, J., Hofman, M. S., Pereira, J. M., Eu, P., & Hicks, R. J. (2011). *Quantitative (177)lu SPECT (QSPECT) imaging using a commercially available SPECT/CT system*. Cancer Imaging : The Official Publication of the International Cancer Imaging Society, 11, 56.
- 11 Ritt, P., Vija, H., Horneegger, J., & Kuwert, T. (2011). *Absolute quantification in SPECT*. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 38(1)
- 12 Zeintl, J., Vija, A. H., Yahil, A., Horneegger, J., & Kuwert, T. (2010). *Quantitative accuracy of clinical 99mTc SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction*. Journal of Nuclear Medicine : Official Publication, Society of Nuclear Medicine, 51(6)
- 13 Youngho Seo, Carina Mari Aparici, Matthew R Cooperberg, Badrinath R Konety, & Randall A Hawkins. (2010). *In vivo tumor grading of prostate cancer using quantitative ¹¹¹In-capromab pendetide SPECT/CT*. The Journal of Nuclear Medicine, 51(1)
- 14 Greer, k., Perry, T.(2006) *Data spectrum corporation NEMA IEC Body Phantom SET User's Manual*. Data spectrum corporation.
- 15 Ramakrishna, K., Muralidhar, K., & Munshi, P. (2006). *Beam-hardening in simulated X-ray tomography*. NDT and E International, 39(6)
- 16 Siegel, J. A., Wu, R. K., & Maurer, A. H. (1985). *The buildup factor: Effect of scatter on absolute volume determination*. Journal of Nuclear Medicine : Official Publication, Society of Nuclear Medicine, 26(4)

-
- 17 Prekegens, J. (2009). *Nuclear medicine instrumentation*. Sudbury: Jones & Bartlett Publishers
- 18 Santos, J.A.M., Dias, A.G., Bastos, A.L. (2009) *Philips Astonish image processing software phantom evaluation used on planar mode acquisition images*. IFMBE Proceedings.
- 19 Bonta, D. V., & Wahl, R. L. (2010). *Overcorrection of iodinated contrast attenuation in SPECT-CT: Phantom studies*. Medical Physics, 37(9)
- 20 Soret, M., Bacharach, S. L., & Buvat, I. (2007). *Partial-volume effect in PET tumor imaging*. Journal of Nuclear Medicine : Official Publication, Society of Nuclear Medicine, 48(6)

Bijlage 1 : Checklist metingen 0-meting, Lucht, Calcium en Contrast.

Let op: In het Excel schema wordt niet gecorrigeerd voor verval op het moment dat de scan gestart wordt. Dit verval wordt meegenomen in de berekening van het Matlab programma.

0-meting:

tabel 1: gewicht

	Gewicht (gram)	Netto gewicht bol
Ledig gewicht fantoom (gr)	2559,8	
Gewicht fantoom bol 1 gevuld (gr)	12723,3	0,6
Gewicht fantoom bol 2 gevuld (gr)	12724,3	1,0
Gewicht fantoom bol 3 gevuld (gr)	12727,0	2,7
Gewicht fantoom bol 4 gevuld (gr)	12732,3	5,3
Gewicht fantoom bol 5 gevuld (gr)	12743,8	11,5
Gewicht fantoom bol 6 gevuld (gr)	12770,4	26,6
Gewicht gevuld fantoom (gr)	12722,7	
Gewicht gevuld fantoom met activiteit (gr)	12771,4	12723,7

Volume (ml)	T1/2 Tc- 99m
10163,9	361,20

Tabel 2: Activiteit gecalibreerd

	A-active vol MBq	A-active vol tijd	A-active rest MBq	A-active Time rest	Tijdverschil (h)	Gecorr Act-rest MBq	Werkelijk act MBq
Activiteit achtergrond	200,2	11:00	0,122	10:30	0,5	0,12	200,1
Activiteit Stock bollen	208,0	11:00	0,570	10:30	0,5	0,54	207,5

Tabel 3: Activiteit stock

Gewicht Leeg (gr)	Gewicht Vol (gr)	Gewicht met activiteit (gr)	Netto gewicht (gr)	kbq/cc
158,2	1158,3	1159,1	1000,9	207,28

Tabel 4: Tijden Acquisitie

	scandatum	Start scantijd	Einde scantijd
Matrix 128x128 scantijd normaal	17-3-2012	11:10	12:01
Matrix 128x128 scantijd normaal	17-3-2012	12:15	13:11
Matrix 128x128 scantijd normaal	17-3-2012	13:16	14:08

Lucht:

tabel 1: gewicht

	Gewicht (gr)
Gewicht ledig fantoom met lucht en koker (incl activiteit in koker) (g)	3019,1
Gewicht fantoom met H2O, lucht en koker (g)	11338,7
Gewicht fantoom met H2O en koker (g)	12752,8
Gewicht lucht (g)	35,4
Gewicht lege koker	147,4
Gewicht volle koker	430,6

Volume (ml)	T1/2 Tc-99m
8271,9	361,20

Tabel 2: Activiteit gecalibreerd

	A-active vol MBq	A-active vol tijd	A-active rest MBq	A-active Time rest	Tijdverschil (h)	Gecorr Act-rest MBq	Werkelijk act MBq
Activiteit achtergrond	192,7	18:00	0,349	18:00	0	0,35	192,4
Activiteit Stock bollen	195,4	18:00	0,241	18:00	0	0,24	195,2
Activiteit koker	5,6	18:00	0,004	18:00	0	0,00	5,6

Tabel 3: Activiteit stock

Gewicht Leeg (gr)	Gewicht Vol (gr)	Gewicht met activiteit (gr)	Netto gewicht (gr)	kbq/cc
158,2	1000,0	1000,5	842,3	231,70

achtergrond totaal
198,0

Tabel 4: Tijden Acquisitie

	scandatum	Start scantijd	Einde scantijd
Matrix 128x128 scantijd normaal Lucht 1	10-4-2012	17:12	17:35
Matrix 128x128 scantijd normaal Lucht 2	10-4-2012	17:47	18:11
Matrix 128x128 scantijd normaal Lucht 3	10-4-2012	18:29	18:53

Calcium:

Tabel 1: gewicht

	Gewicht (gr)
Gewicht fantoom leeg met koker (gr)	3057
Gewicht fantoom met koker en activiteit (gr)	3057,8
Gewicht koker met calcium (gr)	495,1
Gewicht fantoom compleet (excl activiteit)	12833,7

Volume (ml)	T1/2 Tc-99m
9729	361,20

Tabel 2: Activiteit gecalibreerd

	A-active vol MBq	A-active vol tijd	A-active rest MBq	A-active Time rest	Tijdverschil (h)	Gecorr Act-rest MBq	Werkelijk act MBq
Activiteit achtergrond	206,5	18:00	0,021	16:00	2	0,02	206,5
Activiteit Stock bollen	212,8	18:00	0,024	16:00	2	0,02	212,8
Activiteit koker	7,1	18:00	0,031	16:00	2	0,02	7,1

Tabel 3: Activiteit stock

	Gewicht Vol (gr)	Gewicht met activiteit (gr)	Netto gewicht (gr)	kbq/cc	
Gewicht Leeg (gr)	158,2	1000,0	1000,2	842,0	252,71

achtergrond totaal
213,5

Tabel 4: Tijden Acquisitie

	scandatum	Start scantijd	Einde scantijd
Matrix 128x128 scantijd normaal Calcium 1	13-4-2012	17:54	18:18
Matrix 128x128 scantijd normaal Calcium 2	13-4-2012	18:31	18:55
Matrix 128x128 scantijd normaal Calcium 3	13-4-2012	19:10	19:34

Contrast:

Tabel 1: gewicht

	Gewicht (gr)
Gewicht fantoom leeg met koker (gr)	2559,8
Gewicht fantoom met koker en activiteit (gr)	1000,4
Gewicht koker met calcium (gr)	435,6
Gewicht fantoom compleet (excl activiteit)	12766,4

Volume (ml)	T1/2 Tc-99m
10158,9	361,20

Tabel 2: Activiteit gecalibreerd

	A-active vol MBq	A-active vol tijd	A- active rest MBq	A-active Time rest	Tijdverschil (h)	Gecorr Act- rest MBq	Werkelijk act MBq
Activiteit achtergrond	207,0	18:00	0,647	16:00	2	0,51	206,5
Activiteit Stock bollen	197,4	18:00	0,108	16:00	2	0,09	197,3
Activiteit koker	5,6	18:00	0,081	16:00	2	0,06	5,5

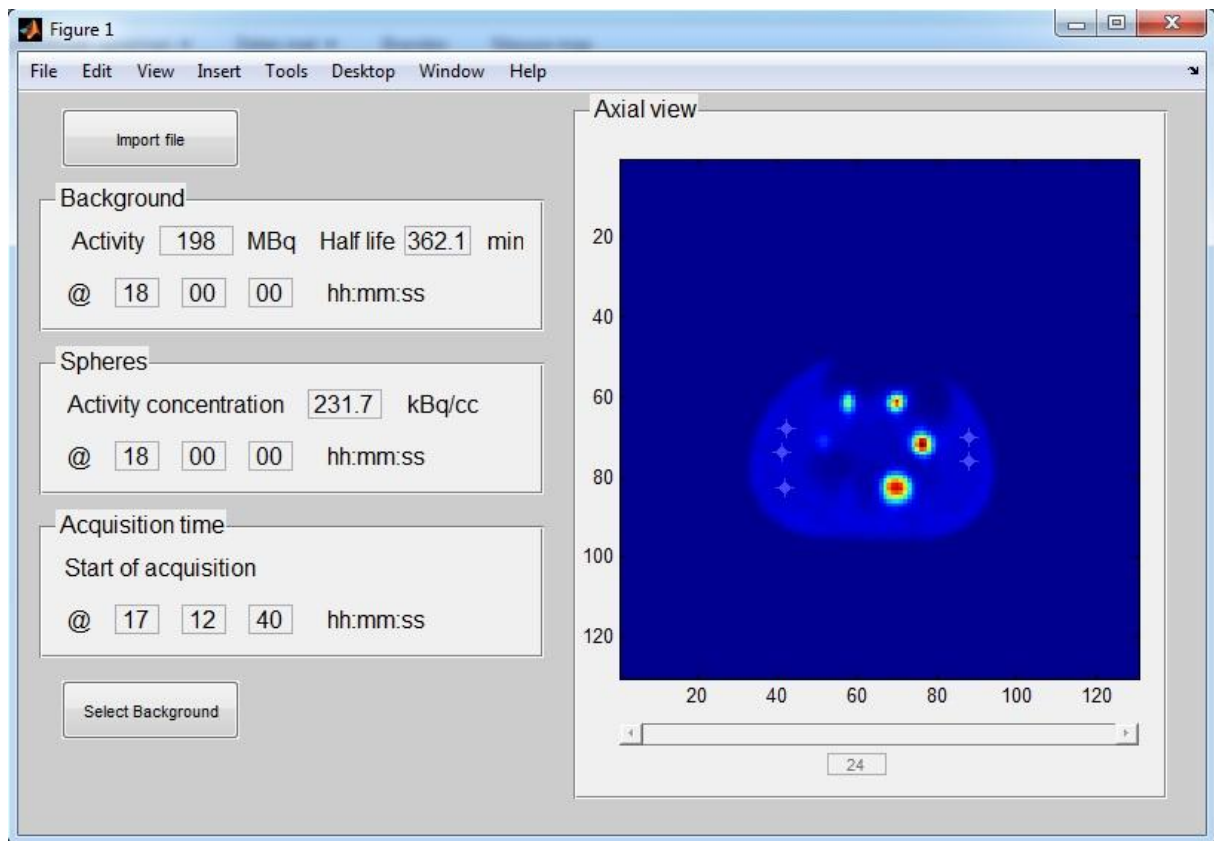
Tabel 3: Activiteit stock

	Gewicht Vol (gr)	Gewicht met activiteit (gr)	Netto gewicht (gr)	kbq/cc	achtergrond totaal
Gewicht Leeg (gr)					
158,2	1000,1	1000,3	842,1	234,31	212,0

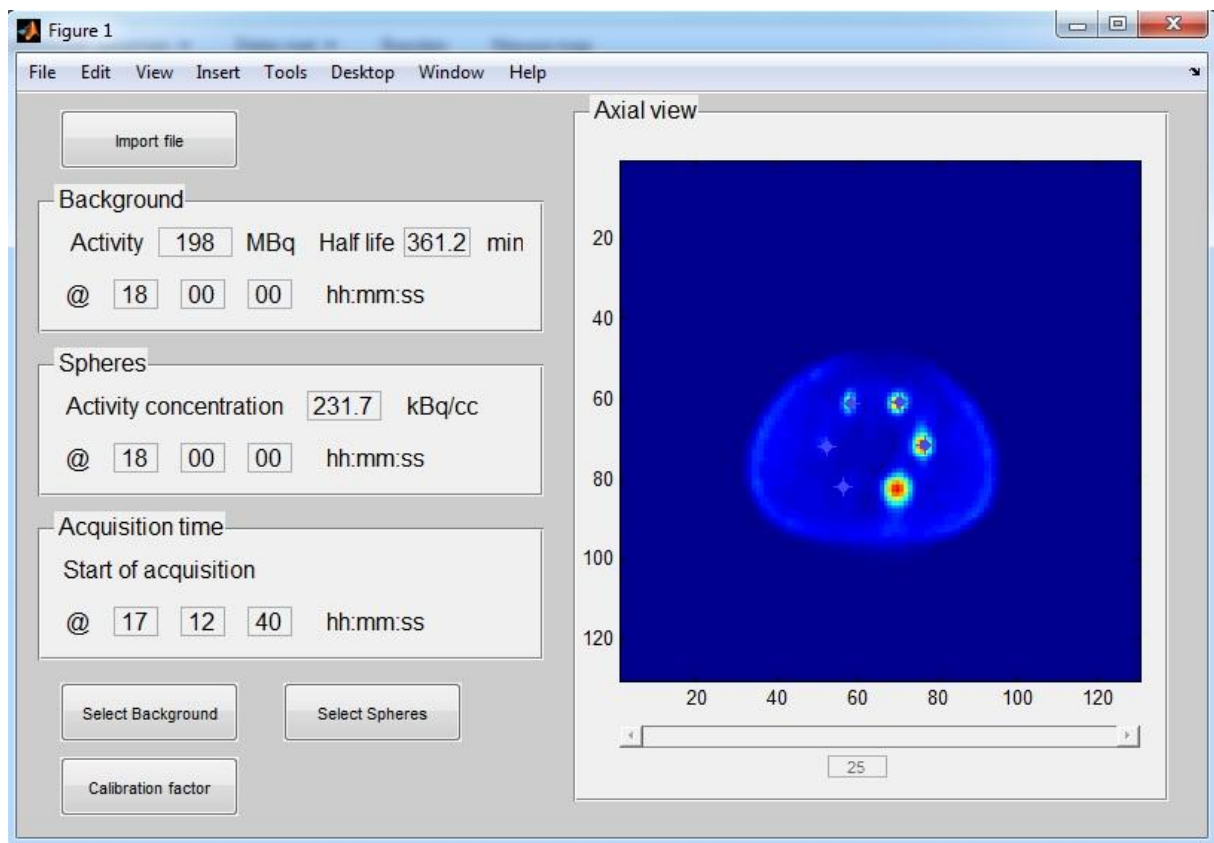
Tabel 4: Tijden Acquisitie

	scandatum	Start scantijd	Einde scantijd
Matrix 128x128 scantijd normaal Calcium 1	13-4-2012	17:54	18:18
Matrix 128x128 scantijd normaal Calcium 2	13-4-2012	18:31	18:55
Matrix 128x128 scantijd normaal Calcium 3	13-4-2012	19:10	19:34

Bijlage 2 : Vergroting Matlab programma

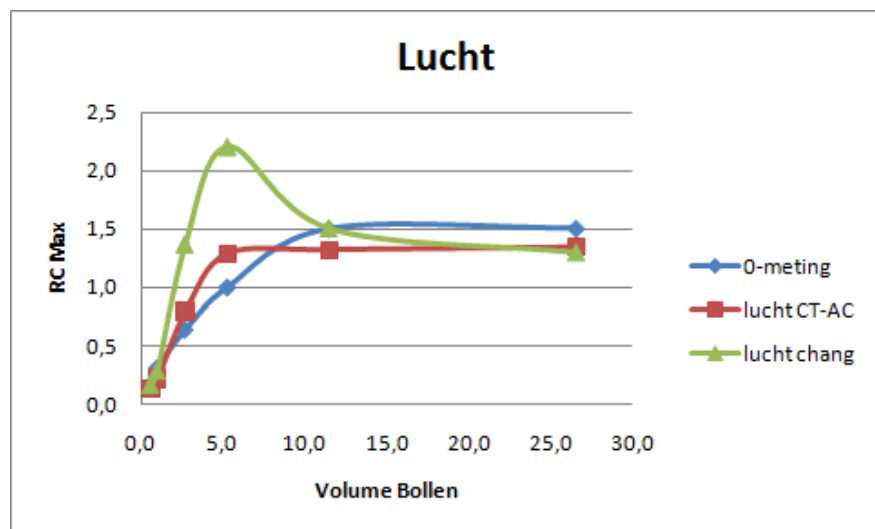


In deze afbeelding is te zien dat in het Matlab programma de achtergrond activiteit wordt ingetekend.

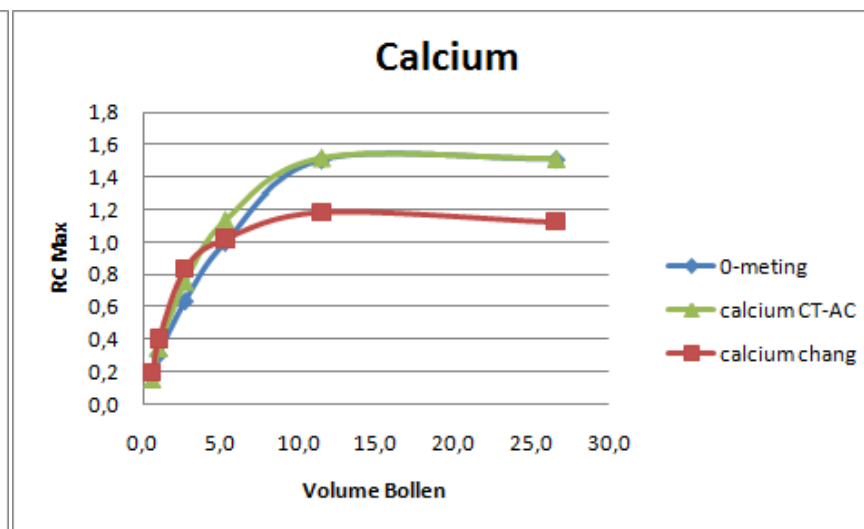


In deze afbeelding worden de bollen ingetekend.

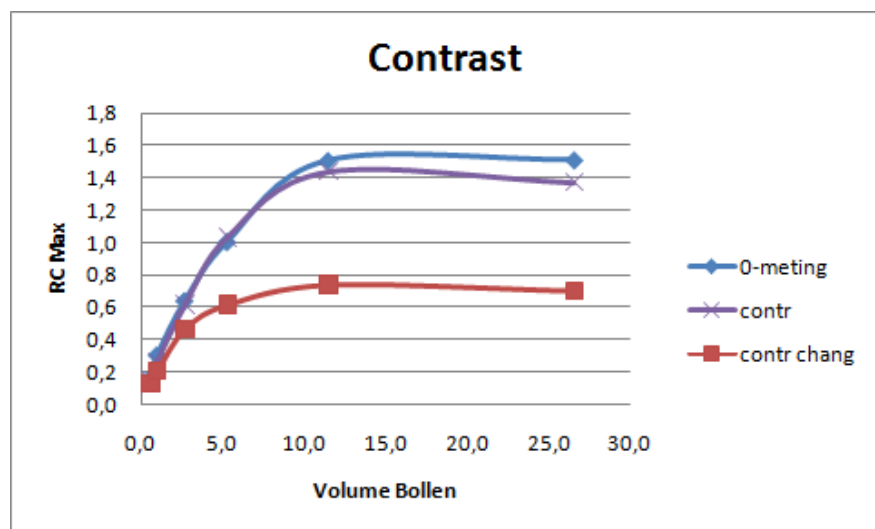
Bijlage 3: Resultaten Scandata



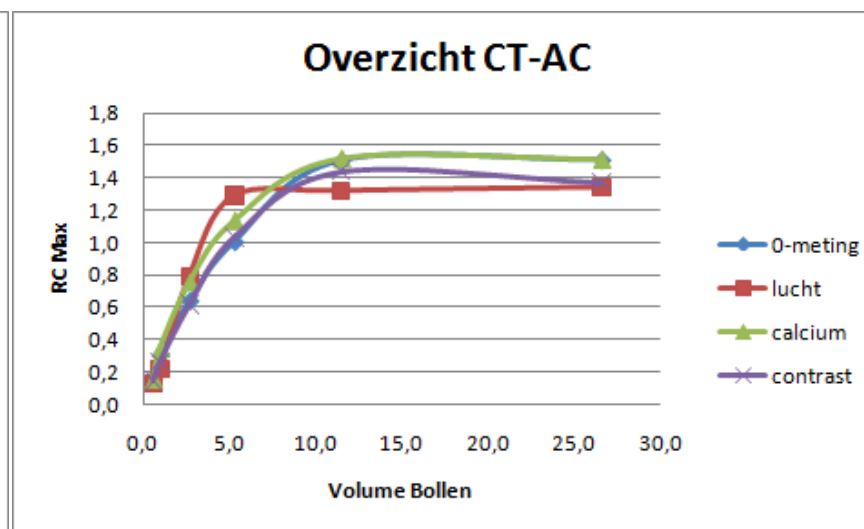
Grafiek 1: Invloed van de maximale recoverycoëfficiënt in lage dichtheid v.s. 0-meting.



Grafiek 2: Invloed van de maximale recoverycoëfficiënt in hoge dichtheid v.s. 0-meting.



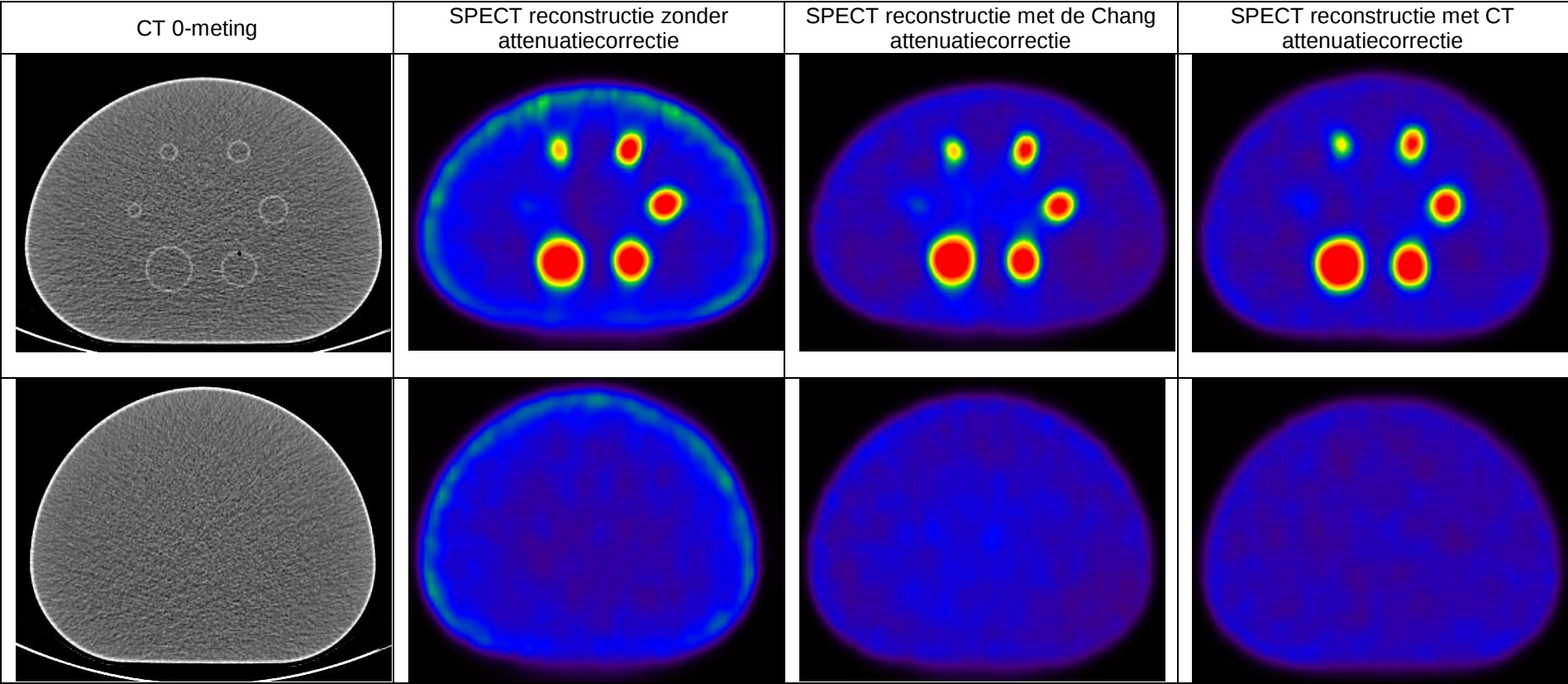
Grafiek 3: Invloed van de maximale recoverycoëfficiënt in hoge dichtheid v.s. 0-meting.



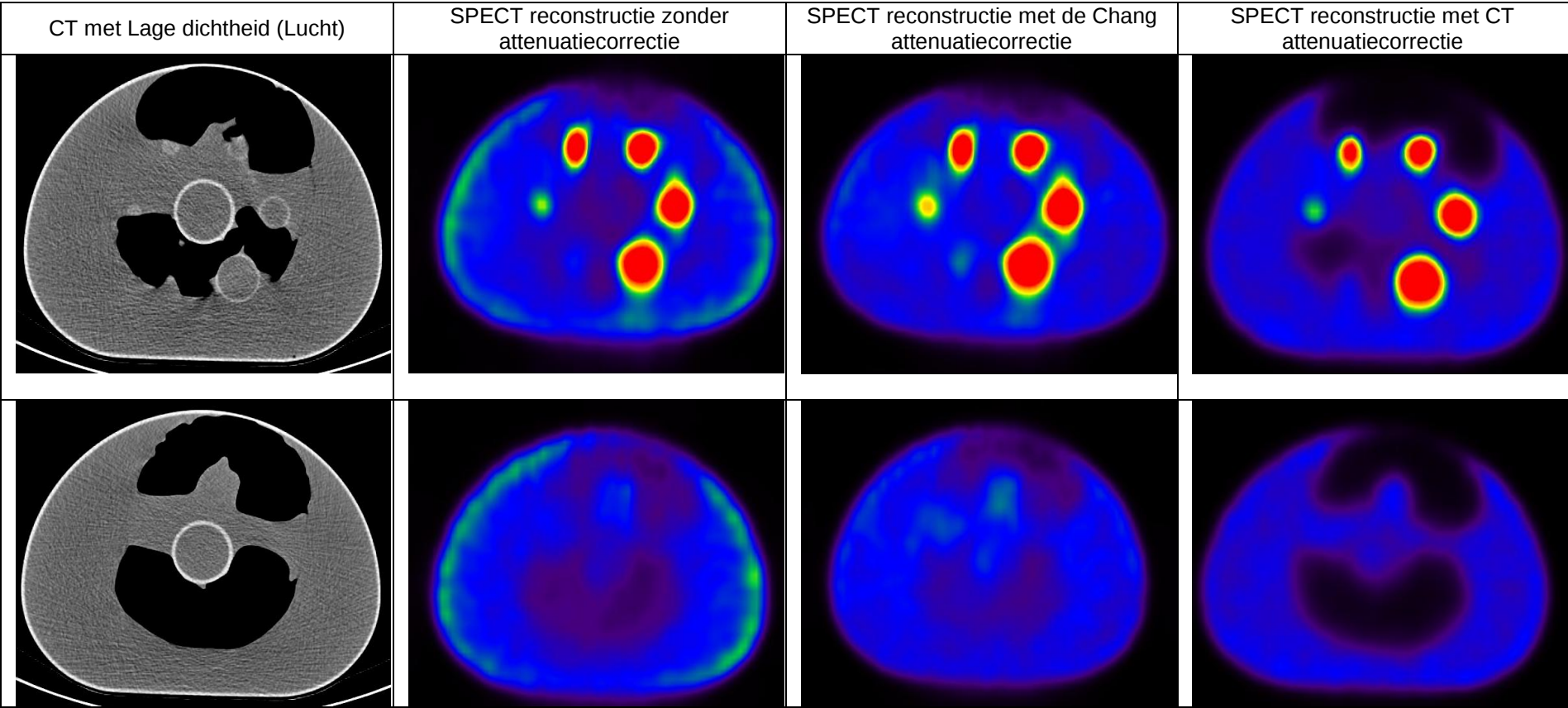
Grafiek 4: Overzicht invloed van de maximale recoverycoëfficiënt in lage en hoge dichtheden v.s. 0-meting.

Bijlage 4: Visuele resultaten.

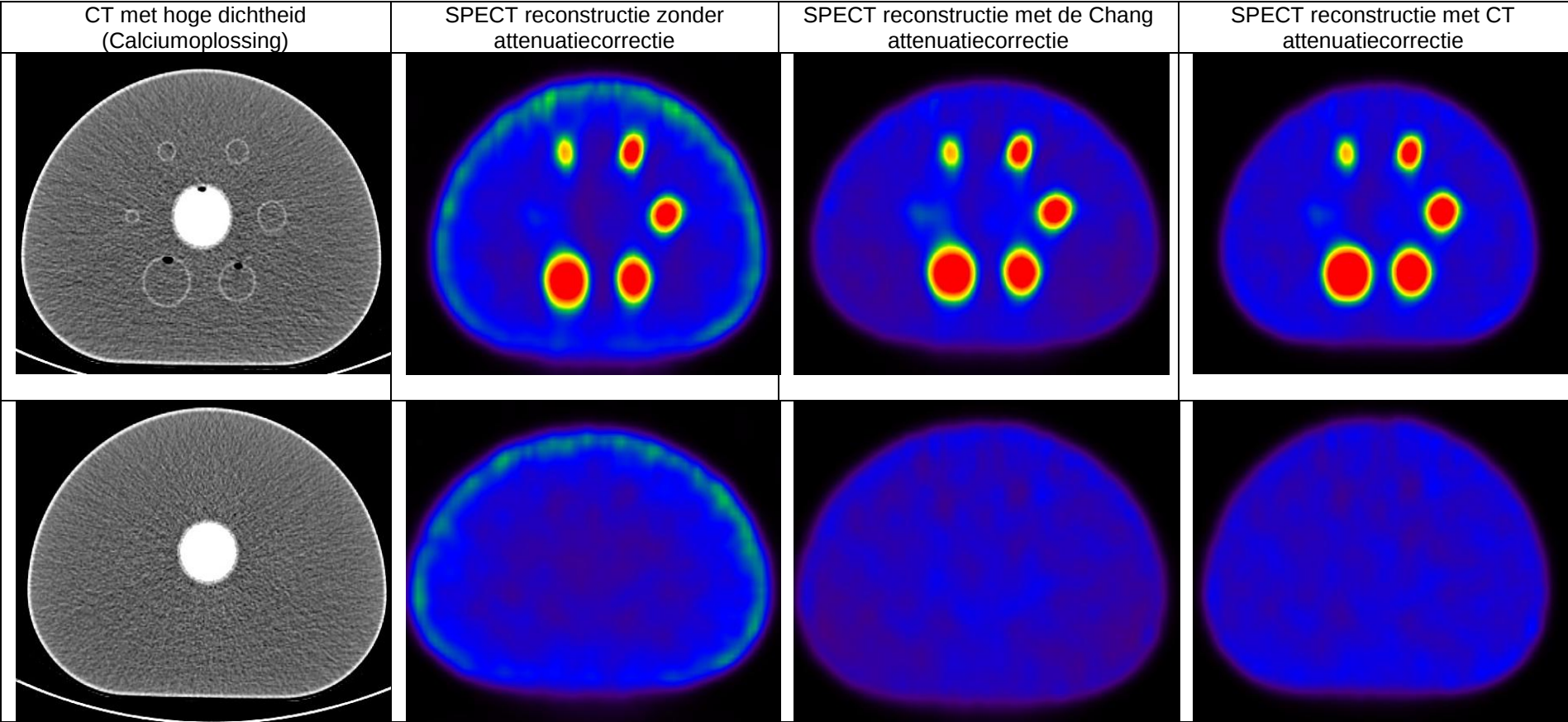
0-meting



Resultaten metingen met lage dichtheid (Lucht)



Resultaten metingen met hoge dichtheid (Calciumoplossing)



Resultaten metingen met hoge dichtheid (Contrastoplossing)

