

2018 • 2019
Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie

Masterthesis

Optimalisatie van de reconstructieparameters van de Vereos digitale PET/CT-scanner

PROMOTOR :

Prof. dr. Brigitte RENIERS

PROMOTOR :

ing. Heidi ANDRIES

Hannah Loots

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie, afstudeerrichting nucleaire technieken / medisch nucleaire technieken

Gezamenlijke opleiding UHasselt en KU Leuven



KU LEUVEN



KU LEUVEN

2018•2019

Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie

Masterthesis

Optimalisatie van de reconstructieparameters van de Vereos digitale PET/CT-scanner

PROMOTOR :

Prof. dr. Brigitte RENIERS

PROMOTOR :

ing. Heidi ANDRIES

Hannah Loots

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie, afstudeerrichting nucleaire technieken / medisch nucleaire technieken



KU LEUVEN

Woord vooraf

Deze masterproef “Optimalisatie van de reconstructieparameters van de Vereos digitale PET/CT-scanner” is geschreven in het kader van het afronden van mijn 4-jarige opleiding industrieel ingenieur in de nucleaire technologie aan de UHasselt en KU Leuven. Ik heb mijn studies gedurende deze vier jaar met veel genoegen en motivatie doorlopen. Ik ben dan ook trots dat ik mijn opleiding mag afronden met deze masterproef en de resultaten die hierin bekomen zijn.

Door de nieuwe Vereos digitale PET/CT-scanner, geïnstalleerd in het Jessa ziekenhuis te Hasselt is het onderwerp van deze masterproef tot stand gekomen. Vandaar wil ik allereerst het Jessa ziekenhuis, in het bijzonder de dienst nucleaire geneeskunde, bedanken voor het delen van hun toestellen, ruimtes en kennis voor de nodige onderzoeken en voor de waardevolle ondersteuning. In het bijzonder wil ik mijn externe promotor Andries Heidi bedanken voor alle vrijheid die ik gekregen heb in dit onderzoek. Ik voelde me gesteund en ben haar zeer dankbaar voor haar input, tijd en enthousiasme.

Tevens wil ik graag mijn interne promotor Prof. dr. Reniers Brigitte bedanken voor haar raad, kennis en input. Dit niet enkel gedurende mijn masterproef maar eveneens doorheen heel mijn opleiding. Als laatste zou ik graag mijn familie, vrienden en medestudenten bedanken voor al hun steun. Met een bijzonder bedankje voor de ondersteuning en hulp die ik de afgelopen vier jaar van mijn ouders mocht ontvangen.

Inhoudstafel

Woord vooraf	1
Lijst van tabellen	5
Lijst van figuren	7
Abstract	9
Abstract in English	11
1 Inleiding	13
2 Literatuurstudie	15
2.1 PET/CT in het algemeen	15
2.2 Beeldreconstructie	21
2.3 PSF-technologie	24
2.4 Gauss filter	25
2.5 Vereos digitale PET/CT-scanner.....	25
3 Materialen en methoden	33
3.1 Extreme reconstructieparameters elimineren	33
3.2 Het NEMA IEC body fantoom™	34
3.3 Invloed van het aantal iteraties en subsets.....	36
3.4 Invloed van de PSF-technologie.....	36
3.5 Invloed van de Gauss filter.....	37
3.6 Resterende reconstructieparametercombinaties	37
3.7 Patiëntenstudie.....	37
4 Resultaten	39
4.1 Extreme reconstructieparameters elimineren	39
4.2 Het NEMA IEC body fantoom™	39
4.3 Invloed van het aantal iteraties en subsets.....	40
4.4 Invloed van de PSF-technologie.....	41
4.5 Invloed van de Gauss filter.....	43
4.6 Resterende reconstructieparametercombinaties	44
4.7 Patiëntenstudie.....	46
5 Discussie.....	49
5.1 Extreme reconstructieparameters elimineren	49
5.2 Het NEMA IEC body fantoom™	49
5.3 Invloed van het aantal iteraties en subsets.....	49
5.4 Invloed van de PSF-technologie.....	50
5.5 Invloed van de Gauss filter.....	52
5.6 Resterende reconstructieparametercombinaties	52
5.7 Patiëntenstudie.....	54
6 Conclusie.....	57
Bibliografie.....	59
Annex	61
Annex A: Resultaten van de reconstructies.....	61

Lijst van tabellen

Tabel 1: Specificaties van de Vereos digitale PET/CT-scanner.....	26
Tabel 2: Diameter en volume van de zes sferen van het NEMA IEC body fantoom™	34
Tabel 3: Resultaten van de bekomen minimum- en maximumwaarde per reconstructieparameter	39
Tabel 4: Berekeningen voor de totale activiteit aanwezig in het fantoom op het moment dat de scan gestart werd	39
Tabel 5: Berekeningen voor het scantijdstip om een activiteit van 1,82 kBq/ml te bekomen.....	39
Tabel 6: Berekeningen voor de activiteit in het fantoom na 1 u 19 min 54 s (activiteitdosis van 1,82 kBq/ml).....	40
Tabel 7: Berekeningen voor het bepalen van de theoretische SUV-waarden van zowel de sferen als de achtergrond.....	40
Tabel 8: Resterende reconstructieparametercombinaties	44

Lijst van figuren

Figuur 1: Het positron emissie proces en het positron elektron annihilatie proces	16
Figuur 2: Voorbeeld van een coïncidentie detectie van twee annihilatiefotonen	16
Figuur 3: Schematische voorstelling van een PET/CT-scanner design.....	17
Figuur 4: Werking TOF-technologie.....	18
Figuur 5: Voorstelling van de drie meest voorkomende events. Met A een coïncidentie event, B een verstrooid event en C een willekeurige event.....	18
Figuur 6: Effect van de attenuatiecorrectie op een uniforme cilinder	19
Figuur 7: Schematische voorstelling van Compton verstrooiing	19
Figuur 8: 2D- versus 3D-PET-beeldvorming. A: 2D-scan-modus, B: 3D-scan-modus.....	20
Figuur 9: Samenvatting van het iteratiefproces bij PET-beeldvorming	22
Figuur 10: Schematische voorstelling van vervagen van PET-beelden door de systeemresolutie.....	24
Figuur 11: Corrigeren van de systeemresolutie a.d.h.v. het PSF-algoritme	24
Figuur 12: DPC-technologie in de praktijk met detectie van fotonen en tijdsmetingen	27
Figuur 13: Data-acquisitie cyclus voor elke DPC-element	28
Figuur 14: Cumulatief logaritmische plot van de donkere telsnelheid in functie van het aantal actieve cellen	28
Figuur 15: Vergelijking van analoge en digitale fotontelling.....	29
Figuur 16: De detector resolutie, rode lijn = het Vereos-systeem, zwarte streeplijn = een analogo systeem.....	29
Figuur 17: Voorbeeld van het verschil tussen een beeld afkomstig uit een analogo systeem en het Vereos digitale PET/CT-systeem	30
Figuur 18: Doorsnede van het NEMA IEC body fantoom TM	34
Figuur 19: Voorbeeld van een 3D ROI m.b.v. het Philips ISP programma, (a) transverse doorsnede en (b) frontale doorsnede van het NEMA IEC body fantoom TM gereconstrueerd met de standaardinstellingen	35
Figuur 20: Bepalen van de achtergrond SUV en standaardafwijking in de standaardreconstructie.....	35
Figuur 21: Gemiddelde SUV-waarden in functie van het aantal updates	40
Figuur 22: Signal-to-noise ratio in functie van het aantal updates	40
Figuur 23: Contrast ratio's in functie van het aantal updates	41
Figuur 24: Procentuele volumeverschillen in functie van het aantal updates	41
Figuur 25: Gemiddelde SUV-waarden in functie van de PSF regularisatiefactor in mm	41
Figuur 26: Signal-to-noise ratio in functie van de PSF regularisatiefactor in mm.....	41
Figuur 27: Contrast ratio's in functie van de PSF regularisatiefactor in mm.....	42
Figuur 28: Procentuele volumeverschillen in functie van de PSF regularisatiefactor in mm	42
Figuur 29: Gemiddelde SUV-waarden in functie van het aantal PSF iteraties	42
Figuur 30: Signal-to-noise ratio in functie van het aantal PSF iteraties	42
Figuur 31: Contrast ratio's in functie van het aantal PSF iteraties	43

Figuur 32: Procentuele volumeverschillen in functie van het aantal PSF iteraties	43
Figuur 33: Gemiddelde SUV-waarden in functie van de Gauss filter FWHM in mm	43
Figuur 34: Signal-to-noise ratio in functie van de Gauss filter FWHM in mm.....	43
Figuur 35: Contrast ratio's in functie van de Gauss filter FWHM in mm.....	44
Figuur 36: Procentuele volumeverschillen in functie van de Gauss filter FWHM in mm	44
Figuur 37: Gemiddelde SUV-waarden van de grootste (links) en kleinste (rechts) sfeer voor de resterende parametercombinaties	45
Figuur 38: Contrast ratio's van de grootste (links) en kleinste (rechts) sfeer voor de resterende parametercombinaties.....	45
Figuur 39: Procentuele volumeverschillen van de grootste (links) en kleinste (rechts) sfeer voor de resterende parametercombinaties	46
Figuur 40: Signal-to-noise ratio voor de resterende parametercombinaties.....	46
Figuur 41: Gemiddelde SUV-waarden van de grote (links), middelgrote (midden) en kleine (rechts) laesie voor de resterende parametercombinaties	47
Figuur 42: Contrast ratio's van de grote (links), middelgrote (midden) en kleine (rechts) laesie voor de resterende parametercombinaties	48
Figuur 43: Volume van de grote (links), middelgrote (midden) en kleine (rechts) laesie voor de resterende parametercombinaties	48
Figuur 44: Gemiddeld signal-to-noise ratio van patiënt 1 en patiënt 2 voor de resterende parametercombinaties.....	48
Figuur 45: Vergelijking tussen de standaard "3x9" reconstructie (links) en de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" reconstructie (rechts) van het fantoom	54
Figuur 46: Vergelijking tussen de standaard "3x9" reconstructie (links) en de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" reconstructie (rechts) van patiënt 1 (middelgrote en kleine laesie)	55
Figuur 47: Vergelijking tussen de standaard "3x9" reconstructie (links) en de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" reconstructie (rechts) van patiënt 2 (grote laesie).....	56

Abstract

In deze masterthesis wordt de optimalisatie van de reconstructieparameters van de Vereos digitale PET/CT-scanner onderzocht en besproken. Door deze optimalisatie komen de gereconstrueerde beelden beter overeen met de reële toestand van de patiënt. Eerst wordt de invloed van de reconstructieparameters afzonderlijk nagegaan a.d.h.v. een fantoomstudie. Dit wordt beoordeeld door te kijken naar de ruis, de SUV-waarden, de volumes en de contrast ratio's. Nadien worden de parameters met elkaar gecombineerd in zowel een fantoom- als een patiëntenstudie. Deze reconstructies worden vervolgens op dezelfde manier beoordeeld.

Uit de invloeden van de parameters afzonderlijk is besloten dat er minimum 18 en maximum 30 updates (aantal iteraties x subsets) nodig zijn. Indien PSF wordt ingeschakeld, wordt één iteratie en een regularisatiefactor van 6 mm aangeraden. Bij de Gauss filter is er een FWHM tussen de 1 en 3 mm gekomen. Deze reconstructies vertoonden weinig ruis met correcte SUV-waarden, correcte volumebepaling en voldoende contrast.

Bij het combineren van de parameters bedraagt de “3x6, PSF: uit, Gauss filter FWHM van 3 mm” reconstructie de minste ruis. De “3x7, PSF: 1x6, Gauss filter: uit” reconstructie geeft de meest correcte SUV-waarden en het hoogste contrast. De beste combinatie, met zo weinig mogelijk ruis en een verbetering van de overige variabelen, is de “3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm” reconstructie. Deze resultaten worden bevestigd door een visuele vergelijking van de fantoom- en patiëntreconstructies.

Abstract in English

The optimization of the reconstruction parameters of the Vereos digital PET/CT scanner are discussed in this Master's thesis. This optimization ensures that the obtained images better match the actual condition of the patient, resulting in an improved image quality. First, the influence of the reconstruction parameters individually is examined based on a phantom study. This is assessed, studying the noise, the SUV-values, the volumes and the contrast ratios. Afterwards, the parameters are combined for both a phantom and a patient study. These reconstructions are then assessed in the same way.

From the influences of the parameters individually was decided that a minimum of 18 and a maximum of 30 updates (number of iterations x subsets) are required. If PSF is switched on, one iteration and a regularization factor of 6 mm are recommended. With the Gauss filter, an FWHM between 1 and 3 mm is obtained. These reconstructions represented a lower noise level with correct SUV-values, correct volume determination and sufficient contrast.

When combining these parameters, the "3x6, PSF: off, Gauss filter FWHM of 3 mm" reconstruction has the least noise. The "3x7, PSF: 1x6, Gauss filter: off" reconstruction has the most correct SUV-values and the highest contrast. The best combination, with minimal noise and an improvement for the other variables, is the "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM of 2 mm" reconstruction. These results are confirmed by a visual comparison of the phantom and patient reconstructions.

1 Inleiding

In de medische wereld worden de soorten beeldvormingstechnieken almaar belangrijker. Veel van deze technieken werken m.b.v. ioniserende straling. Eén hiervan is de PET/CT-beeldvorming, welke gebruikt is voor deze masterproef met als titel “Optimalisatie van de reconstructieparameters van de Vereos digitale PET/CT-scanner”. Aangezien er dankzij deze techniek, een breed scala aan ziekten in beeld wordt gebracht, is het uiterst belangrijk dat deze beelden een correcte weergave van de werkelijkheid geven [1]–[5].

Positron emissie tomografie (PET) is een beeldvormingstechniek waarbij ziekten kunnen worden gevisualiseerd, zo kunnen bijvoorbeeld laesies gedetecteerd worden. Het is een techniek die gebruik maakt van positron emitterende tracers, geïnjecteerd in de patiënt. Deze positronen annihilieren met een elektron waarbij twee fotonen worden uitgezonden. Het PET/CT-principe waarbij CT voor computertomografie staat, berust op het detecteren van deze twee fotonen. Hierdoor is het mogelijk om kwantitatieve in vivo metingen van de activiteitsverdeling in het lichaam van een patiënt te maken. Deze activiteitsverdeling wordt omgezet in beelden, deze beelden kunnen vervolgens geëvalueerd worden door een ervaren nucleair geneeskundige [1]–[5].

Voor de omzetting van de activiteitsverdeling in beelden kunnen verschillende reconstructiemethoden gebruikt worden. Het doel van deze methoden is om het bekomen beeld zo goed mogelijk te laten overeenkomen met de werkelijke toestand van de patiënt. Deze reconstructiemethoden kunnen met verschillende parameters worden ingesteld. Het goed instellen van deze parameters heeft dus een grote invloed op de beeldkwaliteit.

In augustus 2018 is een nieuwe digitale PET/CT-scanner, namelijk de *Vereos Digital PET/CT scanner* (Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, Nederland), geïnstalleerd op de dienst nucleaire geneeskunde in het Jessa ziekenhuis te Hasselt. Met deze nieuwe generatie van PET/CT-scanners zou de performantie opmerkelijk beter moeten zijn. Hierdoor zou dezelfde of zelfs betere beeldkwaliteit bekomen kunnen worden met een lagere radiotracerdosis, toegediend aan de patiënt of een kortere scantijd in vergelijking met vergelijkbare analoge systemen [3], [6].

Om deze verbeteringen optimaal te benutten en een zo goed mogelijke beeldkwaliteit te bekomen, moeten de reconstructieparameters geoptimaliseerd worden. Dit wilt zeggen dat er in het beeld zo weinig mogelijk ruis aanwezig mag zijn, samen met een correcte validering van het beeld. Deze validering komt overeen met een correcte activiteitsconcentratie bepaling, m.b.v. SUV-waarden. Eveneens moeten de volumes van de mogelijke laesies overeenkomen met de realiteit en moet er voldoende contrast zijn tussen de laesies en de achtergrond, organen etc.

Het doel van deze masterproef is om ten eerste de invloed van de reconstructieparameters op de bekomen beelden afzonderlijk na te gaan. Vervolgens worden deze parameters gecombineerd en kunnen mogelijke optimale reconstructieparameters bepaald worden, om zo reconstructies te bekomen die de werkelijke toestand van een patiënt zo goed mogelijk benaderen. De resultaten van deze parameters worden niet enkel visueel vergeleken maar eveneens worden de reconstructies wetenschappelijk geëvalueerd. Er werd gestart met een fantoomstudie en vervolgens werd er gekeken of de resultaten van de fantoomstudie ook toepasbaar zijn op patiënten m.b.v. een patiëntenstudie.

In deze masterproef wordt allereerst de PET/CT-scanner in het algemeen besproken met zijn werking, de radiotracers, de nodige correcties etc. Dit wordt aangehaald in de literatuurstudie samen met de mogelijke beeldreconstructiemethoden, de PSF-technologie en de Gauss filter. Vervolgens wordt de Vereos digitale PET/CT-scanner uitgebreid besproken in de literatuurstudie. Hierna wordt overgegaan naar de materialen en methoden voor het bepalen van de optimale reconstructieparameters. Hierbinnen wordt zowel de fantoom- als de patiëntenstudie aangehaald. Daarop volgend worden de resultaten van deze studies getoond en besproken in de discussie. Tot slot wordt er een algemene conclusie gevormd a.d.h.v. deze studies omtrent de optimale reconstructieparameters.

2 Literatuurstudie

2.1 PET/CT in het algemeen

Zoals al vermeld in “1 Inleiding” staat PET voor Positron emissie tomografie en is het een medische beeldvormingstechniek met klinische waarde voor detectie, enscenering en monitoring. Een breed scala aan ziekten wordt in beeld gebracht dankzij deze techniek, zoals het detecteren van maligniteiten. Het is een techniek die kwantitatieve in vivo metingen van de 3D-verspreiding van positron emitterende tracers, mogelijk maakt. Voor een PET-scan wordt een radiotracer toegediend via injectie, deze radiotracer wordt vervolgens extern gemonitord waarbij de absolute radionuclideactiviteit wordt gemeten. Tijdens een PET-scan worden actieve functionele processen in levende weefsels, zoals het glucose metabolisme, gemeten [1]–[5].

Oorspronkelijk was PET-beeldvorming beperkt omwille van het hoge ruisniveau en een relatief slechte ruimtelijke resolutie. De kwaliteit van de beelden is er sinds de eerste ontwikkelingen sterk op vooruit gegaan dankzij de *time of flight* (TOF) techniek, de combinatie van PET met andere beeldvormingstechnieken, 3D- i.p.v. 2D-PET-gegevens, verbeterde reconstructiemethoden, de grotere rekenkracht en dergelijke. Hierdoor is het visualiseren van kleine en zwakke laesies één van de kwaliteiten van een PET/CT-systeem [1], [4], [5], [7].

2.1.1 PET/CT Radiotracers

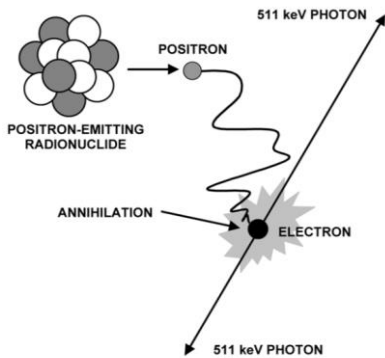
Om PET-beelden te bekomen moet een radiotracer die positronen uitzendt, worden geïnjecteerd in de bloedbaan van de patiënt. ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG) is een β^+ -straler met een halfwaardetijd 110 min en is de meest gebruikte PET-tracer wereldwijd. Dit is ook het geval in het Jessa ziekenhuis te Hasselt waar deze masterproef werd uitgevoerd. FDG biedt een maatstaf voor het in beeld brengen van het glucoseverbruik en wordt hoofdzakelijk gebruikt voor het detecteren van maligniteiten. Doordat maligne weefsels meer glucose nuttigen dan gezonde weefsels kunnen kankerweefsels overal in het lichaam worden geïdentificeerd, zelf als ze niet zichtbaar zijn op de CT-scan. Hierdoor wordt PET met ^{18}F -FDG vooral gebruikt bij oncologie, cardiologie en neurologie. ^{18}F wordt gevormd m.b.v. een cyclotron door middel van protonen op ^{18}O te bombarderen [2], [5], [6], [8], [9].

Door het gebruik van verschillende soorten radiotracers kunnen verschillende parameters zoals de bloedstroom, het glucose- en zuurstofverbruik, de geneesmiddelfgifte etc. worden onderzocht bij een patiënt. Naast ^{18}F -FDG kunnen ook andere radiotracers gebruikt worden namelijk: ^{11}C , ^{13}N en ^{15}O . Deze drie isotopen hebben echter een korte halfwaardetijd waardoor het moeilijker is om klinische toepassingen uit te voeren. Hersenscans gebruiken sporadisch ^{15}O , hierbij moet de radiotracer vanwege de korte halfwaardetijd rechtstreeks van de cyclotron naar de scanruimte worden gevoerd. Andere mogelijke radiotracers zijn ^{82}Rb , ^{68}Ga en ^{124}I . ^{82}Rb heeft een halveringstijd van slechts 75 seconden maar kan verkregen worden in een $^{82}\text{Sr}/^{82}\text{Rb}$ generator [2], [8], [9].

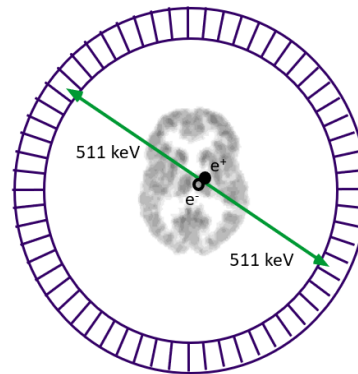
2.1.2 Principe van PET/CT

PET is zoals eerder vermeld een moleculaire beeldvormingstechniek die de spreiding van een radioactieve tracer in het lichaam van de patiënt in vivo meet. Als de radiotracer vervalt naar een stabiele toestand zendt deze positronen uit. Dit positron annihileert met een elektron in het lichaam na enkele millimeters afgelegd te hebben. Bij een annihilatie ontstaan twee fotonen, elk met een energie van 511 keV. Deze twee fotonen worden in tegengestelde richtingen uitgezonden (zie Figuur 1) en kunnen buiten het lichaam gedetecteerd worden door de detector [1], [2], [5], [10].

PET-beeldvorming is gebaseerd op gelijktijdige/coïncidentie detectie van deze twee fotonen. Als de twee fotonen, gevormd bij de annihilatie, beide gedetecteerd worden binnen een korte tijdsspanne, worden deze fotonen samen gepaard en worden deze detecties gekoppeld als een coïncidentie event, zie Figuur 2. Een coïncidentie event komt dus voort uit een gelijktijdige detectie van twee annihilatiefotonen die uit één positronemissie zijn gevormd [1], [2], [9], [10].



Figuur 1: Het positron emissie proces en het positron elektron annihilatie proces [10, p. 6]



Figuur 2: Voorbeeld van een coïncidentie detectie van twee annihilatiefotonen [9, p. 12]

De lijn die gevormd kan worden tussen de twee detectoren wordt de responsielijn (LOR, *line of response*) genoemd. Ergens op deze lijn heeft het event, en dus de annihilatie, plaatsgevonden. Deze coïncidentie events worden vervolgens opgeslagen in een sinogram. Een sinogram is een 2D-matrix waarin elke detectie van annihilatiefotonparen wordt opgeslagen. Hierbij komt elk element in de matrix overeen met het aantal gebeurtenissen dat is vastgelegd op een bepaalde LOR en dus heeft plaats gevonden tussen een bepaald detectorpaar. Een sinogram brengt dus de detecties per detectorpaar in kaart [1], [2], [9], [10].

Indien er geen versturende fysische effecten aanwezig zijn, dit wil zeggen dat alle events coïncidentie events zijn, zou het aantal gedetecteerde events op een LOR evenredig moeten zijn met de totale tracerhoeveelheid die zich bevindt in deze LOR. Dit principe is de basis van PET-beeldvorming. Tijdens een PET-scan worden miljoenen coïncidentie events verzameld in het sinogram, deze verschaffen informatie over de verdeling van de radiotracer in het lichaam en de weefsels van de patiënt [1], [2].

PET is een kwantitatieve beeldvormingsmethode, deze kwantificering is belangrijk bij o.a. de beoordeling van tumorrespons op de therapie en het bepalen van de *standardised uptake value* (SUV). SUV is een dimensieloze index die op een eenvoudige manier de geïnjecteerde dosis en het lichaamsgewicht normaliseert en kan bepaald worden a.d.h.v. formule (1) uit [5, p. 28]. Het normaliseren elimineert de verschillen in detecties tussen een groter lichaam wat meer weefsel t.o.v. het weefsel van belang heeft en een kleiner lichaam wat minder weefsel heeft [1], [2], [5], [11], [12].

$$SUV = \frac{\text{Radioactieve concentratie}}{(\text{geïnjecteerde dosis})/(\text{lichaamsgewicht})} \quad (1)$$

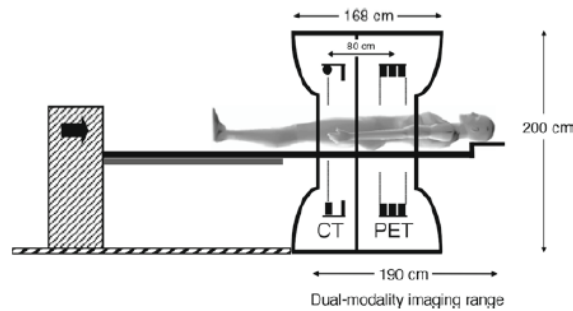
Een andere manier om SUV te definiëren is de verhouding van de concentratie radiotracer in de regio van belang t.o.v. de gemiddelde concentratie in het lichaam. Hierdoor is SUV-waardering van PET-onderzoeken afhankelijk van de patiënt en de gebruikte methoden tijdens PET-acquisitie, -reconstructie en data-analyse. Daarom is het belangrijk om de invloed van deze parameters op de kwantificering te kennen [1], [2], [5], [12], [13].

De kwaliteit van een PET/CT-onderzoek hangt af van veel factoren. Vele hiervan worden hieronder uitvoerig besproken, zoals de mogelijke correcties en de verschillende reconstructiemethoden. Er kunnen echter ook verschillen in de beeldkwaliteit optreden als gevolg van veranderlijke scannergevoeligheid, bed overlap tussen bedposities, beweging van de patiënt en het gewicht van de patiënt. Door deze factoren ontstaat er een variabiliteit in de bekomen SUV-waarden voor verschillende scanners, instituten en patiënten [2].

De invloed van deze factoren kan geminimaliseerd worden door bijvoorbeeld een FDG-dosering te gebruiken in functie van het gewicht van de patiënt. Zo wordt er een dosering van 3,70 kBq/ml geïnjecteerd bij patiënten in het Jessa ziekenhuis. Aangezien een patiënt één uur na injectie gescand wordt, blijft er op het moment van de scan nog 1,82 kBq/ml over vanwege biologisch en fysisch verval.

2.1.2.1 Gecombineerde PET/CT-scanners

Bij een gecombineerde multimodaliteit PET/CT-scanner kan de functionele informatie van de PET-scan gecombineerd worden met de anatomische informatie van de CT-scan. Bij een CT-scan kunnen maligniteiten pas worden gedetecteerd als er abnormale massa's of veranderingen aanwezig zijn. PET kan deze afwijkingen wel identificeren maar minder nauwkeurig lokaliseren. Daarom kan de combinatie van deze twee beeldvormingstechnieken leiden tot betere diagnose en monitoring van de ziekten. Een bijkomend voordeel van een PET/CT-systeem is het gebruiken van de CT-beelden voor attenuatiecorrecties van de PET-gegevens verder besproken in "2.1.4.1 Attenuatiecorrectie". Meestal hebben PET/CT-systemen een geïntegreerd, systeemontwerp waarin de CT-scanner voor het PET-onderdeel wordt geplaatst, zie Figuur 3 [1], [2], [5].



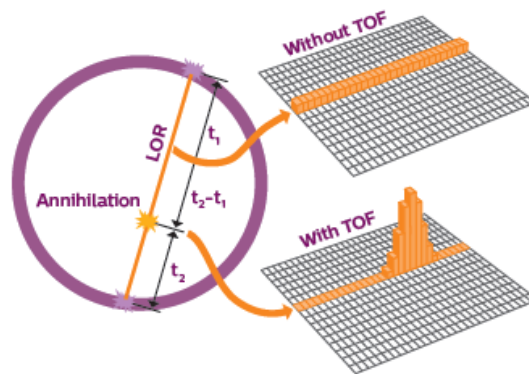
Figuur 3: Schematische voorstelling van een PET/CT-scanner design [5, p. 31]

2.1.3 TOF-technologie

Zoals reeds vermeld geeft de LOR een lijn weer waarop de annihilatie van twee fotonen heeft plaatsgevonden. De annihilatie is dus ergens op deze LOR gebeurd maar niet per se in het midden van deze lijn. *Time of flight* (TOF) is een methode die gebruikt wordt om de exacte locatie van deze annihilatie en dus de positronemissie langs de LOR te bepalen. Bij niet-TOF-PET-systemen wordt er aangenomen dat er een uniforme waarschijnlijkheid is dat de annihilatie heeft plaatsgevonden op elk punt langs de LOR. TOF-PET-systemen proberen de locatie te bepalen van deze annihilatie op de LOR. TOF kan worden toegepast op systemen met een snelle tijdsresolutie om annihilaties te lokaliseren. Hierbij wordt het verschil in detectietijd gemeten tussen de aankomst van deze twee annihilatiefotonen in de twee detectoren (Figuur 4). Indien de annihilatie dicht bij detector x dan bij detector y heeft plaatsgevonden zal het foton sneller gedetecteerd worden door detector x. Uit het verschil in aankomsttijd Δt en de lichtsnelheid c kan de afstand d t.o.v. het midden van de LOR bepaald worden met vergelijking (2) uit [10, p. 7] [1], [2], [10], [11], [13].

$$d = \frac{\Delta t \times c}{2} \quad (2)$$

Het gaat hierbij echter om zeer kleine tijdsverschillen van enkele picoseconden. TOF vereist dus zeer snelle detectoren met een hoge gevoeligheid, kleine tijdsresolutie en snelle elektronica. De tijdsresolutie van een systeem is het minimale tijdsinterval dat nodig is tussen twee fotonen om deze als afzonderlijke events te beschouwen. Zo komt een tijdsresolutie van 100 ps overeen met een resolutie van 1,5 cm voor het bepalen van de annihilatie langs de LOR. Door TOF te gebruiken verlaagt de ruis, wordt er een betere resolutie bekomen en stijgt de algemene beeldkwaliteit. Hierdoor is het mogelijk om de scantijd te verlagen bij TOF-PET-systemen [1], [2], [10], [13].



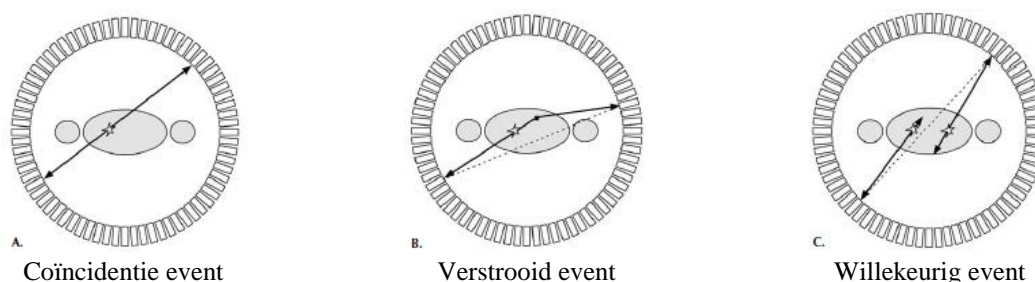
Figuur 4: Werking TOF-technologie [13, p. 9]

Door het toepassen van TOF in kleinere voxels (2 mm i.p.v. 4 mm) is het mogelijk om kleinere laesies te detecteren, hierbij wordt een verbetering van de SUV en de *signal-to-noise ratio* (SNR) bekomen volgens [7]. TOF is met name gunstig bij grotere, zwaardere patiënten waarbij er meer verzwakking en verspreiding is op de bekomen gegevens. Hoe beter de technologie rond TOF en de detectoren zich ontwikkelt hoe nauwkeuriger het bepalen van de plaats van de positronemissie [7], [13]–[15].

2.1.4 Correcties bij PET/CT

Helaas worden niet enkel de coïncidentie events gedetecteerd maar ook de ongewenste events. Met als gevolg dat niet alle gedetecteerde events gebruikt kunnen worden om de verdeling van de radiotracer te bepalen. Bovenop het signaal als gevolg van twee fotonen die foutief worden gepaard als een coïncidentie event, ontstaat er achtergrondruis. Dit foutief detecteren kan enerzijds doordat fotonen interageren en dus verstrooien voordat ze gedetecteerd worden en anderzijds door detectie van twee niet-gecorrleerde fotonen, zogenaamde willekeurige events [1], [2], [5], [10].

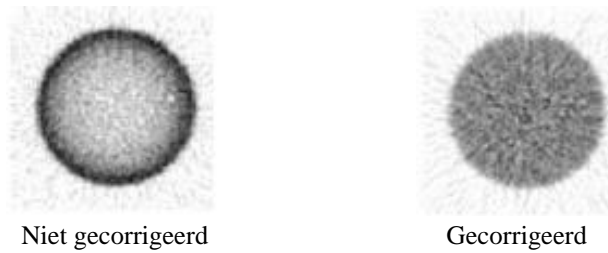
Onderstaande Figuur 5 toont de verschillen tussen coïncidentie, verstrooide en willekeurige events. Om kwantitatieve beelden te bekomen waarbij elke voxel- of pixelwaarde de werkelijke activiteitsconcentratie weergeeft, moeten er een aantal correcties worden toegepast voor deze ongewenste events [1], [2], [5], [10].



Figuur 5: Voorstelling van de drie meest voorkomende events. Met A een coïncidentie event, B een verstrooid event en C een willekeurige event [10, p. 36]

2.1.4.1 Attenuatiecorrectie

Als de fotonen na annihilatie worden uitgezonden met elk een energie van 511 keV zal een groot deel van de uitgezonden fotonen interageren door verstrooiing of absorptie alvorens het lichaam te verlaten. Het signaal verzwakt door een verlaging van de fotonenergie als gevolg van deze interacties, ook wel attenuatie genoemd. Attenuatie is de belangrijkste factor in het verlies van PET-gegevens. Zonder correctie voor attenuatie lijkt het centrale deel van de patiënt een lagere activiteit te hebben dan het buitenste deel (Figuur 6). Dit komt doordat de fotonen die in het midden van het lichaam ontstaan meer materie tegenkomen om mee te interageren dan de fotonen aan de randen van het lichaam. De binnenste fotonen zullen meer interacties ondergaan en dus meer energie verliezen waardoor deze minder goed worden gedetecteerd [1], [5], [9], [10].



Figuur 6: Effect van de attenuatiecorrectie op een uniforme cilinder [10, p. 57]

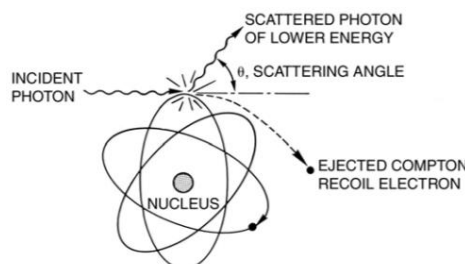
De attenuatiewaarschijnlijkheid voor een bepaald paar annihilatiefotonen is onafhankelijk van de positie langs de LOR. Hierdoor is er geen verschil voor de attenuatiewaarschijnlijkheid als de bron zich binnen of buiten het lichaam bevindt. Hierdoor is eenvoudige correctie van deze effecten mogelijk m.b.v. transmissie- of CT-scans. Bij een transmissiescan wordt de hoeveelheid attenuatie rechtstreeks gemeten m.b.v. een externe stralingsbron. De verhouding tussen het blanco sinogram en het transmissie sinogram komt overeen met de attenuatiecorrectiefactor. Deze factor is een directe maat voor het attenuatie verlies per LOR. Het voordeel van deze methode is dat de verzwakking direct gemeten kan worden. Het nadeel is echter dat er veel ruis ontstaat vanwege het lage aantal tellingen voor elke LOR, in de transmissie scans [1], [2], [5], [10].

Bij PET/CT-scanners worden de CT-gegevens gebruikt om de attenuatiecorrectiefactor af te leiden waardoor er minder ruis ontstaat. Er wordt een 511 keV attenuatie map opgesteld a.d.h.v. de CT-beelden. Aangezien de fotonenergie van de röntgenbuis veel lager ligt dan 511 keV worden de attenuatiecoëfficiënten van de CT-scan omgezet naar de gepaste coëfficiënten bij 511 keV PET-beelden. Deze schaalverandering wordt vervolgens gebruikt om de attenuatiecorrectiefactoren per LOR af te leiden [1], [2], [5], [10].

Er zijn twee nadelen bij het gebruik van de CT-scan voor de attenuatiecoëfficiënten, ten eerste het ontstaan van artefacten door bundelverharding omdat de attenuatie afhangt van de fotonenergie. Ten tweede zorgen metalen implantaten en dergelijke voor artefacten op de CT-beelden terwijl deze geen invloed hebben op de PET-gegevens, al kan hiervoor tegenwoordig worden gecorrigeerd. Aan de andere kant vertoont een PET/CT-scan met attenuatiecorrectie a.d.h.v. de CT-scan veel minder ruis dan de attenuatiecorrectie via de transmissiescan en dit bij een veel snellere scansnelheid dan de conventionele apparatuur [1], [2], [5].

2.1.4.2 Verstrooiingcorrectie

De coïncidentie events worden zoals eerder vermeld verstoord door het fysische effect verstrooiing. Bij een verstrooid event zijn één of beide fotonen verstrooid wat resulteert in een foutieve LOR en dus dislocatie van de correcte eventdetectie. De belangrijkste oorzaak van verstrooiing bij PET is Compton verstrooiing. Hierbij interageert het foton met een elektron met als gevolg een energieverlaging en een verandering van richting, zie Figuur 7. Verstrooide events zijn een vrij uniform foutsignaal met een lage frequentie over de gehele scan. Toch is dit de moeilijkste correctie bij PET net omdat een verstrooide event moeilijk te onderscheiden is van een coïncidentie event [1], [2], [5], [10].



Figuur 7: Schematische voorstelling van Compton verstrooiing [10, p. 13]

De detectie van verstrooide events wordt geminimaliseerd door het schatten van de spreidingsverdeling van de verstrooide events door energie-discriminatie. Dit is mogelijk doordat een foton dat Compton verstrooiing ondergaat een lagere fotonenergie heeft. Indien PET-detectoren in staat zouden zijn om enkel 511 keV fotonen te detecteren, zouden er geen verstrooide events gedetecteerd kunnen worden. Dit is praktisch echter onmogelijk vanwege de energieresolutie van detectoren. Hierdoor wordt er gebruik gemaakt van een energievenster, meestal 350 – 650 keV, om een deel van de verstrooide fotonen te onderscheiden van de niet verstrooide fotonen. Maar zelfs met deze energie-discriminatie zijn er nog altijd extra correctiemethoden nodig [1], [2], [10].

2.1.4.3 Willekeurigheidcorrectie

Een willekeurig event betekent een gelijktijdige detectie van twee fotonen die afkomstig zijn van afzonderlijke annihilaties. Deze events worden foutief gezien als coïncidentie events en zullen leiden tot een verminderd beeldcontrast en beeldartefacten. De eerste belangrijke methode voor willekeurigheidcorrecties wordt de *delayed time window* methode genoemd, waarbij een venster wordt gebruikt met vertraagde detectietijd. Door deze vertraging worden geen coïncidentie events gedetecteerd en worden enkel de willekeurige events gedetecteerd. Zo wordt een schatting gemaakt van de verdeling van de willekeurige events in een scan [1], [2], [5].

Een tweede methode bestaat uit het schatten van de snelheid van de willekeurige events uit de *single counting rate* van een gegeven detectorpaar en het tijdsvenster. Beide methoden corrigeren voor het gemiddeld aantal willekeurige events over de gehele scan. Hierdoor zijn de beelden, na het toepassen van deze correcties, nog steeds lichtjes beïnvloed door de ruis afkomstig van willekeurige events [1].

2.1.4.4 Normalisatiecorrectie

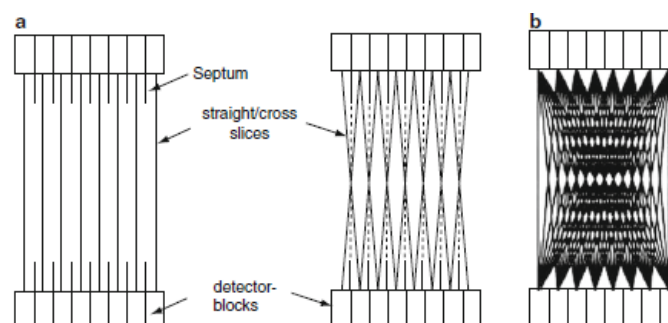
Door o.a. kleine variaties, niet-uniformiteiten in het detectormateriaal, de elektronica en de geometrie zijn er geen identieke detectoren. Hierdoor zijn er verschillen in coïncidentiedetectie efficiëntie tussen detectorparen. M.b.v. normalisatie wordt elke LOR afzonderlijk gecorrigeerd met een vermenigvuldigingsfactor die compenseert voor deze niet-uniformiteiten. Om de normalisatiecorrectie toe te passen wordt de efficiëntie van elke detector afzonderlijk gemeten [1], [10].

2.1.4.5 Dode tijd correctie

Een ander effect dat de detectie van coïncidentie events beïnvloedt is de dode tijd van een detector. Dit is de tijdsperiode na een fotondetectie waarin een detector geen nieuw foton kan detecteren. Deze factor heeft vooral invloed op de detectie efficiëntie bij een hoge telsnelheid, de telsnelheid zal dus niet evenredig toenemen met de activiteit. Correcties voor de dode tijd zijn gebaseerd op een model dat het gedrag van de dode tijd bij verschillende telsnelheden voorspelt [1], [10].

2.1.5 2D- versus 3D-PET-beeldvorming

Hoewel PET een 3D-beeldvormingsmethode is, waren er in het verleden veel PET- en PET/CT-scanners uitgerust met septa (2D-modus) om het aantal ongewenste events te verminderen, zie Figuur 8. Septa zijn ringvormige loden- of wolframafschermingen die werden geplaatst tussen de detectoren. Ondertussen bestaan er nog maar amper 2D-PET-systemen. Vereenvoudigde uitleg over de werking van de reconstructiemethoden wordt uitgelegd a.d.h.v. deze 2D-systemen [1], [2], [11].



Figuur 8: 2D- versus 3D-PET-beeldvorming. A: 2D-scan-modus, B: 3D-scan-modus [11, p. 5]

De meeste moderne scanners zijn niet meer uitgerust met deze septa. Acquisitie in 3D-modus is dus de enige optie. 3D-acquisitie omvat LOR's die zich ook in schuine vlakken kunnen bevinden (zie Figuur 8). Volledig 3D-PET-beeldvorming verwerft gegevens van zowel transversale als schuine beeldvormingsvlakken. 3D-acquisities hebben een hogere detectiekans resulterend in een hogere gevoeligheid en verbeterende ruis prestaties. Maar ook een verhoogd aantal ongewenste events, zij worden door de betere detectoren in de moderne scanners gecompenseerd. In het algemeen resulteert 3D-modus in een betere beeldkwaliteit [1], [2], [11].

2.2 Beeldreconstructie

Beeldreconstructie is het proces waarbij het bekomen sinogram omgezet wordt naar PET-beelden die de activiteitsverdeling van de radiotracer in de patiënt weergeven. Beeldreconstructiemethoden kunnen worden ingedeeld in twee grote groepen namelijk de analytische en iteratieve methoden. Zowel 2D- als 3D-sinogrammen bevatten informatie die wordt omgezet in 3D-beelden. Reconstructies gebaseerd op 2D- en 3D-gegevens geven dus 3D-volumetrische informatie over de activiteitsverdeling in de patiënt [1], [2], [10], [11].

2.2.1 Analytische beeldreconstructie

Bij analytische reconstructiemethoden wordt er vanuit gegaan dat de PET-gegevens ruisvrij zijn. Deze methoden proberen een beeld te reconstrueren door een directe wiskundige oplossing te zoeken van de activiteitsverdeling in de patiënt. De meeste analytische methoden zijn snel en makkelijk te implementeren, de nauwkeurigheid ervan is echter gelimiteerd door bepaalde factoren. Zo kunnen de degraderende factoren van de PET-scanner, zoals het positronbereik en het verlies van lineariteit, niet worden gemodelleerd en brengen deze methoden de stochastische variabiliteit van de fotondetectie niet mee in rekening [1], [10].

2.2.1.1 2D analytische beeldreconstructie

Enkele voorbeelden van 2D analytische reconstructiemethoden zijn het *central section theorem*, de directe Fourier reconstructie en de *Filtered backprojection* (FBP). De werking van deze methoden wordt uitgebreid uitgelegd in [2] en [10]. FBP is de meest gebruikte analytische reconstructiemethode, ook voor de reconstructie van CT-beelden. Zijn populariteit komt voort uit een combinatie van nauwkeurigheid, snelheid en eenvoudige implementatie. Het is een lineaire en kwantitatief robuuste methode die geen foutieve kleine laesies doet verschijnen, in tegenstelling tot sommige iteratieve methoden. FBP heeft tevens een grote gevoeligheid voor ruis en streepartefacten. Een verbetering van de FBP methode is de standard FBP, welke een ander soort filter gebruikt [1], [2], [5], [10].

2.2.1.2 3D analytische beeldreconstructie

3D analytische PET-reconstructies worden verkregen door eerst de 3D-gegevens om te zetten naar ontkoppelde 2D-gegevens en daarna een 2D-reconstructiestrategie toe te passen. Het 3D-reconstructie probleem wordt dus ontbonden in een reeks 2D problemen, *rebinning* genoemd, waarbij het signaal wordt uitgemiddeld. Dit vermindert aanzienlijk de vereisten voor gegevensopslag- en -verwerking. Deze 2D-reeksen kunnen dan gereconstrueerd worden volgens 2D-reconstructiemethoden. In het algemeen zorgt de rebinning-methode voor ruimtelijke vervorming of ruisversterking [1], [10].

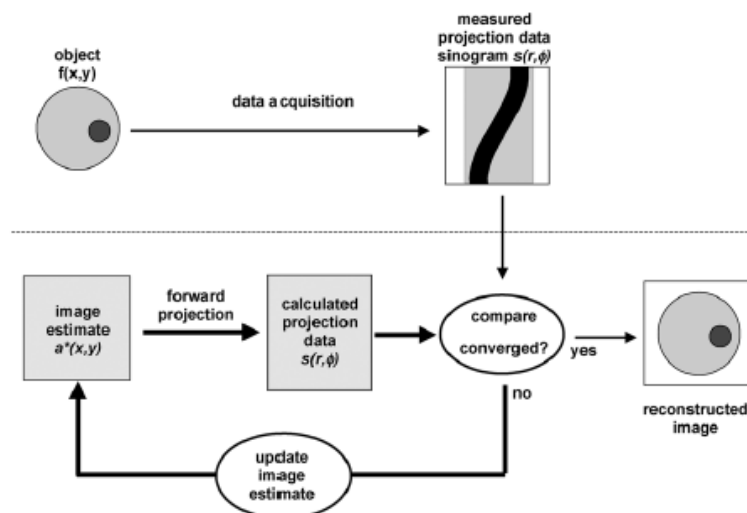
De meest directe rebinning methode is de *single-slice rebinning* methode. Een meer accurate methode is het *Fourier rebinning* (FORE)-algoritme. FORE versterkt de statische ruis en vermindert de resolutie maar leidt tot aanzienlijk minder vervorming t.o.v. de single-slice rebinning methode. Voor meer info over deze methodes zie [1], [2] en [10]. Om het resolutieverlies als gevolg van rebinning te voorkomen, worden tegenwoordig 3D-reconstructiemethoden toegepast die het volledige 3D-sinogram gebruiken. Zo kan de FBP-methode ook rechtstreeks gebruikt worden op 3D-gegevens, al is het niet mogelijk om het Fourier-transformatie-algoritme te gebruiken. In vergelijking met 2D-FBP-reconstructies kan het 3D-FBP-algoritme de ruis aanzienlijk doen verlagen [1], [2], [10].

2.2.2 Iteratieve beeldreconstructie

Doordat analytische methoden gepaard gaan met veel ruis zijn er iteratieve reconstructiemethoden ontwikkeld. Door het modelleren van de statische ruis en de fysieke effecten van het beeldvormingsmodel zijn de resultaten van de iteratieve reconstructies van grotere kwaliteit dan bij de analytische reconstructies. Dit gaat echter gepaard met een hogere complexiteit waardoor er geen directe oplossingen meer mogelijk zijn. Tijdens een iteratieve reconstructie wordt een afbeelding gegenereerd door herhaaldelijk (iteratief) een beeld en het bijbehorende sinogram te schatten. Het beeld wordt telkens geüpdatet totdat er een optimale match is tussen het geschatte en gemeten sinogram. De nadelen van deze methoden zijn de kwantitatieve onnauwkeurigheid bij weinig iteraties, de stijgende ruis bij veel iteraties en de nodige rekenkracht en opslag [1], [2], [5], [10].

2.2.2.1 Basisprincipe van iteratieve reconstructie

Het basisproces van iteratief reconstrueren bij PET-beeldvorming wordt samengevat weergegeven in Figuur 9. Bij iteratieve reconstructies wordt er gestart met een initiële schatting van de activiteitsverdeling in de patiënt. Hierna wordt er berekend welke projectiegegevens gemeten moeten worden voor de activiteitsverdeling in deze schatting. De eenvoudigste manier hiervoor wordt de voorwaartse projectie genoemd. Een set geschatte projectiegegevens wordt gevormd a.d.h.v. de initiële schatting en deze voorwaartse projectie. De geschatte en gemeten projecties worden met elkaar vergeleken. Door de verschillen tussen de waargenomen en gemeten projecties kan de initiële schatting worden geoptimaliseerd. De schatting wordt aangepast volgens bepaalde criteria om zo de gemeten projectie beter te benaderen. Hierna kan heel het proces worden herhaald. Er wordt dus een soort van “voorwaartse projectie, vergelijk, achterwaartse projectie en aanpassen” stramien bekomen totdat het beeld de gewenste oplossing bereikt en de schatting de werkelijke activiteitsverdeling weergeeft [1], [10].



Figuur 9: Samenvatting van het iteratiefproces bij PET-beeldvorming [10, p. 87]

Er zijn twee belangrijke componenten binnen dit iteratief proces. Ten eerste is er een criterium nodig dat het ideale beeld definieert. Dit criterium wordt weergegeven als een functie, de waarschijnlijkheidsfunctie genoemd, die de gelijkheid weergeeft tussen de geschatte en gemeten projecties die geoptimaliseerd worden. Het doel is om op een zo snel mogelijke manier op een betrouwbare wijze te convergeren naar het minimum of maximum van de waarschijnlijkheidsfunctie. Hiervoor wordt de *maximum likelihood* (ML) aanpak het meeste gebruikt. Een andere aanpak is het kleinste kwadratenprincipe. Ten tweede vereisen alle iteratieve methoden een numeriek algoritme om te bepalen hoe de schattingen van de beelden moeten worden bijgewerkt bij elke iteratie. Het *expectation-maximization* (EM) algoritme wordt vaak gebruikt als algoritme om de ML schatting te vinden [1], [10].

In tegenstelling tot analytische methoden waarbij een extra stap rebinning nodig is voor de ruimtelijke variantie van de 3D-gegevens, kunnen iteratieve reconstructiemethoden direct worden toegepast op de 3D-PET-gegevens. De methodes die hieronder worden aangehaald zijn zowel toepasbaar op de 2D- als 3D-gegevens alhoewel 3D iteratieve reconstructiemethoden de rekencomplexiteit drastisch verhogen in vergelijking met 2D. De grootste uitdaging voor volledige 3D iteratieve reconstructie is de rekenkracht, aangezien het beeldvormingsmodel extreem groot wordt vanwege de toegevoegde dimensionaliteit [1], [5], [10].

2.2.2.2 Maximum-likelihood estimation methode

Maximum-likelihood estimation method (MLEM) is een standaard statistische methode waarbij een schatting wordt geproduceerd die de waarschijnlijkheidsfunctie maximaliseert. Hierdoor wordt het verschil tussen de schatting en de meting geminimaliseerd. Het EM-algoritme is een efficiënt algoritme om de optimale oplossing te vinden voor het optimalisatiecriterium ML. Deze methode ligt aan de basis van vele iteratieve methoden. Het EM-algoritme is oorspronkelijk een numeriek algoritme om onvolledige gegevensproblemen in statistieken op te lossen en wordt ondertussen ook toegepast in reconstructiemethoden [1], [10].

Het MLEM-algoritme heeft een consistent en voorspelbaar convergentiegedrag al heeft het ook twee nadelen. Ten eerste zorgt deze methode voor zeer veel ruis door de slechte conditionering van het probleem. Een oplossing kan zijn het algoritme stoppen voordat convergentie wordt bereikt of een afvlakkingsfilter gebruiken. Deze oplossingen verlagen wel de ruis, ten koste van een stijgende statistische afwijking [1], [10].

Ten tweede is er de trage convergentie. Ook al wordt het algoritme vroeg gestopt, het heeft doorgaans nog 30 tot 100 iteraties nodig om een acceptabele oplossing te bekomen. Omdat elke iteratie een voorwaartse en achterwaartse projectie omvat en een FBP-reconstructie gelijk is aan één achterwaartse projectie, vereisen MLEM-methoden aanzienlijk meer rekentijd dan FBP-methoden [1], [10].

2.2.2.3 Ordered subsets methode

Er zijn verschillende methoden voorgesteld om de convergentie van MLEM te versnellen. *Ordered Subsets EM* (OSEM) behoort tot de categorie van methoden die de convergentie versnellen door slechts een deel van de gegevens genaamd een subset, te gebruiken bij elke update. Bij het OSEM-algoritme worden de gegevens opgedeeld in x aantal subsets en wordt slechts één subset tegelijk gebruikt om de geschatte afbeelding bij te werken. Dit wordt herhaald voor de volgende subsets en zo ontstaat één iteratie [1], [10], [16].

Elke passage van de volledige dataset omvat dus een groot aantal updates (aantal iteraties \times aantal subsets). Door het aantal subsets te vergroten daalt het aantal volledige iteraties dat nodig is om een acceptabel beeld te bekomen. Dit leidt tot een aanzienlijke versnelling t.o.v. MLEM aangezien de tijd per iteratie recht evenredig is met het aantal keer dat voorwaarts geprojecteerd moet worden. Het aantal subsets bepaalt dus de mate van versnelling [1], [10], [16].

Door de samenhang tussen het aantal iteraties en subsets zijn de resultaten, bekomen uit verschillende reconstructies met hetzelfde aantal updates, gelijk. Zo is bij een reconstructie met tien updates het resultaat uit bijvoorbeeld tien iteraties met één subset gelijk aan één iteratie met tien subsets. Al zal deze eerste combinatie ongeveer tien keer de berekeningstijd nodig hebben van de tweede combinatie [1], [10].

Het nadeel van de OSEM-methode is dat er geen garantie is op convergentie naar dezelfde oplossing als bij de MLEM-methode. Bij OSEM wordt net zoals bij MLEM het algoritme vroegtijdig gestopt door het toenemende ruisniveau bij een stijgend aantal updates [1], [16].

2.3 PSF-technologie

Het *point spread function* (PSF) algoritme herstelt de resolutie en corrigeert voor partiële-volume-effecten (PVE) in PET-beelden. Door PVE is het moeilijk om de activiteitsconcentratie van kleine volumes nauwkeurig te bepalen. Kleinere volumes lijken door PVE een lagere activiteitsconcentratie te hebben dan grotere volumes met gelijke concentratie [1], [10], [17].

PVE ontstaat door twee verschijnselen, ten eerste ontstaat er beeldvervalsing door de beperkte ruimtelijke resolutie van een PET/CT-systeem. De ruimtelijke resolutie van PET kan beïnvloed worden door het positronbereik, niet-lineariteit van annihilatiefotonen, kristal- en detectorgrootte en door de reconstructieparameters. De resolutie van de PET-scanner is ruimtelijk afhankelijk en eindig. Een tweede oorzaak van PVE is het feit dat de gebruikte voxels niet overeenkomen met de werkelijke contouren van de weefsels. De meeste voxels bevatten daarom informatie over verschillende soorten weefsels. De voxelwaarde komt dus overeen met de gemiddelde activiteitsconcentratie van alle weefsels aanwezig in dat voxel [1], [10], [17].

Zo is duidelijk zichtbaar in Figuur 10 dat er door PVE een overloop is van de activiteit in de sferen naar de achtergrond. Dit uitsmeren resulteert in lagere gemeten activiteitconcentraties in kleinere objecten. Een algemene vuistregel is dat een object niet meer wordt beïnvloed door PVE indien het object groter is dan vier keer de systeemresolutie [1], [10], [13], [18].



Figuur 10: Schematische voorstelling van vervaagen van PET-beelden door de systeemresolutie [18, p. 1]

Resolutiehersteltechnieken kunnen worden gebruikt om te corrigeren voor het verlies aan activiteitsconcentratie in kleinere objecten. Om de variabele resolutie van een PET-systeem te meten worden puntbronnen op verschillende locaties in de scanner geplaatst en gemeten. Deze metingen vertegenwoordigen dan de PSF van de scanner in 3D (x, y en z). Door te corrigeren met het PSF-algoritme is het mogelijk om een beeld te vormen dat nauwer aansluit met het ware object, zie Figuur 11. Zo verbetert PSF de visualisatie en de kwantificering van structuren en worden de randen van objecten verscherpt waardoor er een betere afbakening zichtbaar is [13], [18].



Figuur 11: Corrigeren van de systeemresolutie a.d.h.v. het PSF-algoritme [13, p. 10]

Het PSF-algoritme moet zorgvuldig worden gebruikt omdat PSF de bekomen SUV-waarden verhoogt en de reeds aanwezige ruis in het beeld versterkt. Hierdoor is PSF een methode waarbij er een wisselwerking ontstaat tussen het verbeteren van de resolutie en het verminderen van de ruis. Er kunnen twee parameters worden aangepast in het PSF-algoritme: het aantal iteraties en de regularisatiefactor. Verschillende onderzoeken geven aan dat één of twee iteraties voldoende zijn om de resolutie te herstellen. Meer iteraties zouden enkel leiden tot meer ruis en kwantificatiefouten. Indien de regularisatiefactor gelijkaardig wordt gekozen aan de resolutie van de scanner wordt er volgens [13] en [18] een goede resolutie bekomen zonder extra ruis of kwantificatiefouten [13], [18].

Uit het onderzoek van [18] bleek dat wanneer er voor een grote regularisatiefactor (15 of 20 mm) werd gekozen, er een overschatting van de activiteit in de sferen werd bekomen en er randartefacten ontstonden. Uit dit onderzoek [18] en [7] bleek eveneens dat reconstructies met PSF en 2 mm voxelgrootte betere resultaten gaven dan bij de 4 mm reconstructies, vooral bij de kleinere sferen. Dit zowel voor de SUV-waarden, voor het contrast en voor de kwantificeringsnauwkeurigheid. In het algemeen werd in dit onderzoek [18] besloten dat een reconstructie met 2 mm en PSF met één iteratie en een regularisatiefactor van 6 mm het beste is wanneer kwantitatieve nauwkeurigheid, zonder overmatige ruis versterking, het doel is [7], [18].

2.4 Gauss filter

De Gauss filter is een filter die de beelden afvlakt en dus gladder maakt. Deze filter wordt niet enkel gebruikt voor het reconstrueren van PET-beelden maar bij elke beeldverwerkingssoort. De Gauss filter werkt a.d.h.v. het uitmiddelen van de voxels m.b.v. hun naburige voxels. Hierbij wordt het gewogen gemiddelde van een pixel bepaald a.d.h.v. zijn eigen pixelwaarde en de naburige pixelwaarden. Aangezien de Gauss filter kan worden opgesplitst in 1D componenten is het een snelle methode. De Gauss filter werkt a.d.h.v. de intrinsieke spatiale resolutie die Gaussisch verloopt met een bepaalde *full with half maximum* (FWHM). Dit is de breedte van de spreiding van de resolutie op een hoogte die gelijk is aan de helft van het maximum. De mate van afvlakking wordt bepaald door de FWHM van de Gauss filter [1], [10], [11], [19].

De Gauss filter wordt gebruikt om de ruis te verminderen, dit gaat echter gepaard met een daling van de activiteitsconcentratie in kleinere objecten. De voordelen van de Gauss filter t.o.v. andere afvlakkingfilters zijn een symmetrische en zachtere afvlakking, hierdoor worden de randen van de objecten beter behouden. De Gauss filter vertoont geen oscillaties in zijn frequentierespons en verzwakt vooral de hoge frequenties waar de ruis zich bevindt. Een ander groot voordeel is dat de resolutie van een PET-systeem meestal een Gaussiaanse verloop heeft, waardoor een Gauss filter uitermate geschikt is voor PET-beeldvorming [10], [16], [19].

2.5 Vereos digitale PET/CT-scanner

2.5.1 Detectortechnologie van de Vereos digitale PET/CT-scanner

De 511 keV fotonen detecteren is het belangrijkste doel van de PET/CT-scanner. Hierdoor is het kunnen stoppen en detecteren van deze fotonen een vereiste van het detectormateriaal. De meeste moderne PET/CT-scanners zijn uitgerust met betere detectoren dan de analoge fotomultiplierbuis (PMT) systemen, zoals bijvoorbeeld nieuwe scintillatie kristallen of *digital photon counting* (DPC) detectoren zoals bij de Vereos digitale PET/CT-scanner. Dit leidt tot betere prestaties van de telsnelheid. Hierdoor kan er een korter coïncidentie tijdsvenster worden toegepast, wat resulteert in een reductie van de ongewenste events [2], [10].

De Vereos digitale PET/CT is de eerste commerciële scanner die volledig digitale PET-beeldvorming aanbiedt. Het is een systeem met een volledige digitale foton telling voor de PET-scanner, in combinatie met een 64- of 128-kanaals CT-systeem. Digitale PET is mogelijk door DPC, de snelle TOF-technologie en de één op één koppeling tussen het scintillator- en detectorelement. Dit resulteert in betere prestaties in vergelijking met een analoog systeem (m.b.v. PMT's). Zo heeft het Vereos-systeem ongeveer een verdubbeling van de resolutie, de gevoeligheid en de nauwkeurigheid in vergelijking met een vergelijkbaar analoog systeem. Onderstaande Tabel 1 geeft de specificaties van de Vereos digitale PET/CT-scanner weer [13], [20].

Tabel 1: Specificaties van de Vereos digitale PET/CT-scanner [13, p. 1]

Aantal detectoren	23 040
Spatiale resolutie	4,1 mm
Effectieve systeemgevoeligheid	22,9 kcps/MBq
Effectieve piek NECR*	650 kcps bij 50 kBq/ml
Piekwaarde**	> 900 kcps
Tijdsresolutie	325 ps
Kwantitatieve nauwkeurigheid	± 5%

*NECR = effectieve versterking gedefinieerd als de verhouding tussen de grootte van de patiënt (diameter van 20 cm gebruikt in deze specificaties) en de nauwkeurigheid TOF lokalisatie

**Piekwaarde = maximale werkelijke telsnelheid

2.5.1.1 DPC-technologie

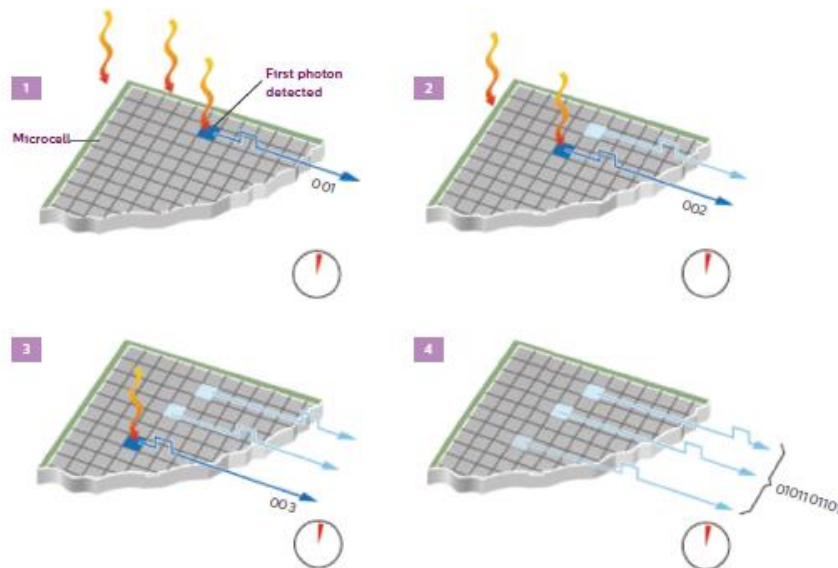
De basis van het Vereos-systeem is de DPC-technologie. Het accuraat detecteren en lokaliseren van de twee uitgezonden annihilatiefotonen is het hoofddoel. Voor de detectie van deze 511 keV fotonen worden scintillatiekristallen gebruikt. Het scintillatiekristal zet het ingevallen foton om in zichtbaar licht, dit wordt vervolgens gedetecteerd door een lichtsensor. Deze geeft een fotonsignaal vrij in de vorm van een elektrisch signaal, dat wordt gebruikt voor de reconstructie van de beelden [13], [20].

Er bestaan verschillende soorten lichtsensoren, zoals een PMT, *avalanche photodiode* (APD), analoge silicone fotomultiplier (SiPM) en *single photon avalanche diodes* SPAD's gebuikt in de DPC-technologie. PMT's zijn de basis van de analoge PET-beeldvorming en hebben vanwege hun grootte en tijdsresolutie, limieten qua telprestaties. APD's hebben een hogere gevoeligheid dan PMT's maar hebben een lagere versterking en snelheid en kunnen dus geen TOF toepassen [13], [14], [20].

Analoge SiPM's zijn een array van APD's, hierbij wordt één foton per APD gedetecteerd. Een nadeel van analoge SiPM's is dat er voor meerdere foton detecties aanvullende verwerking vereist is. Hierbij moeten om de telsnelheid van de fotonen en hun aankomsttijd te bepalen, alle fotonsignalen gecombineerd worden in één analoog signaal. Een ander nadeel van analoge SiPM's is dat tijdens het voortplanten van de fotonen de analoge ruis interfereert met het signaal. Dit resulteert in een verlaging van de nauwkeurigheid voor het bepalen van het aantal fotonen en hun tijdstip [13], [14], [20].

Bij DPC-technologie wordt er gebruik gemaakt van SPAD's waarbij elk LYSO scintillatiekristal rechtstreeks verbonden wordt met een SPAD. Hierdoor kan de detectie en het tellen van elke SPAD afzonderlijk worden uitgevoerd. De ingevallen fotonen die zijn omgezet in een lichtsignaal, worden rechtstreeks door deze chip geteld wat resulteert in een zuiver binair signaal (0 of 1) per foton. Doordat er geen extra versterking of analoog-naar-digitaal verwerking nodig is, wordt de ruis op het signaal geminimaliseerd. De DPC-technologie is veel minder gevoelig voor temperatuurverschillen dan analoge SiPM's. Hierdoor is er geen actieve compensatie nodig voor temperatureffecten bij DPC's, eenvoudige omgevingscontrole volstaat. Ook zorgt de DPC-technologie door het gebruik van SPAD's voor een compacter ontwerp en grote verbeteringen voor TOF [13], [14], [20], [21].

Figuur 12 toont hoe de DPC-metingen in de praktijk worden toegepast. Wanneer het eerste foton invalt op de scintillator wordt dit foton omgezet in een lichtsignaal. Dit lichtsignaal wordt opgevangen door de sensor (SPAD). Hierbij verhoogt de geïntegreerde fotonteller op de chip met één (001) en meet de geïntegreerde timer de aankomsttijd van dit foton, zie deel 1 van Figuur 12. Wanneer het tweede foton de sensoren raakt stijgt de fotonteller naar 002 en zo verder (deel 2 en 3 van Figuur 12). Aan het einde van de gewenste detectietijd kunnen de waarden van de fotonteller en de timer rechtstreeks worden uitgelezen (deel 4 van Figuur 12) [13], [20].



Figuur 12: DPC-technologie in de praktijk met detectie van fotonen en tijdsmetingen [13, p. 3]

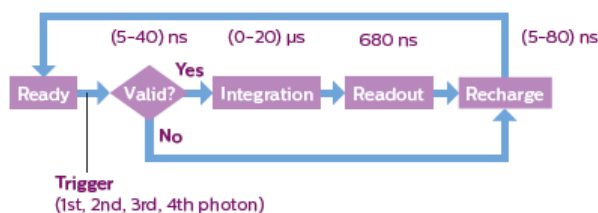
Zowel de sensor als de gegevensverwerking worden uitgevoerd op één siliciumchip, hierdoor gebeurt het tellen van de fotonen sneller, nauwkeuriger en volledig schaalbaar. Om zowel de sensor als de gegevensverwerking op één chip te krijgen wordt er *complementary metal oxide semiconductor* (CMOS) technologie gebruikt [13], [20].

Indien het aantal fotonen dat door een chip is gedetecteerd, de ingestelde drempelwaarde overschrijdt, wordt door een triggersignaal de data-acquisitie gestart. Indien de drempelwaarde laag wordt ingesteld zodat er getriggerd wordt bij vroege scintillatiefotonen, dan wordt er een betere tijdsresolutie bekomen [13], [20].

2.5.1.2 Detector design

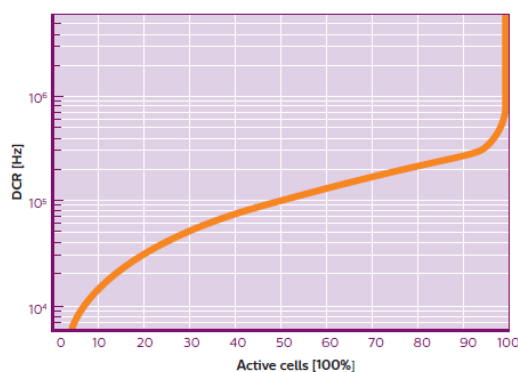
Het DPC-systeem, geïntegreerd in de Vereos, bestaat uit heel wat arrays, ook wel tegels genoemd. Deze tegels bevatten meer dan 200 000 cellen die elk één foton kunnen detecteren. Elke tegel bestaat uit 16 onafhankelijke chipsensoren, gerangschikt in een 4x4 array. Elke chip bestaat uit vier pixels in een 2x2 array en elke pixel (één DPC-element) omvat 3200 cellen. Elke cel is een SPAD met een digitale uitlezing. Alle vier de pixels op een chip hebben een fotontelwaarde en elke chip heeft een paar tijd-naar-digitaal converters. Deze genereren een tijdspuls bij elke fotondetectie [13], [20].

Figuur 13 toont de volledige opeenvolging van de gegevensverwerking en desbetreffende tijdsperiodes. Wanneer het triggersignaal ontstaat (er worden meer fotonen gedetecteerd in een pixel dan de drempelwaarde) wordt de tijdspuls opgeslagen (“ready” op Figuur 13) en het validatieproces gestart. Hierbij worden fotonen verder gedetecteerd binnen een bepaalde tijdsspanne. Deze validatie wordt goedgekeurd indien het aantal fotonen de validatiedrempel overschrijdt. Hierna start de integratieperiode waarbij vier foton tel-waarden worden geregistreerd, één per pixel op de chip van vier pixels en een tijdstempel voor elke gebeurtenis. Deze gegevens worden doorgestuurd naar de uitleesbuffer. In de uitleesbuffer worden de fotonteller en de tijd uitgelezen voor deze bepaalde periode. Na het uitlezen wordt de chip gereset, hierbij worden de cellen opnieuw opgeladen zodat de chip klaar is voor verdere gegevensverzameling. Indien de gebeurtenis niet wordt gevalideerd worden de cellen ook direct terug gereset [13], [20].



Figuur 13: Data-acquisitie cyclus voor elke DPC-element [13, p. 4]

Dankzij het ontwerp van de DPC-technologie waarbij elke DPC individueel gekalibreerd is, is het mogelijk om elke cel afzonderlijk te activeren. Hierdoor kan de achtergrondruis (ook wel de donkere telsnelheid genoemd) effectief worden gemeten door elke cel in een volledig donkere omgeving, afzonderlijk in- en uit te schakelen. Figuur 14 toont dat door het uitschakelen van enkele cellen (1 tot 5%) die het meeste ruis bevatten het mogelijk is om de achtergrondruis drastisch te doen dalen. Hierdoor is er niet enkel minder achtergrondruis maar kan er ook tijd worden bespaard voor het verwerken van deze achtergrondruis [13], [20].

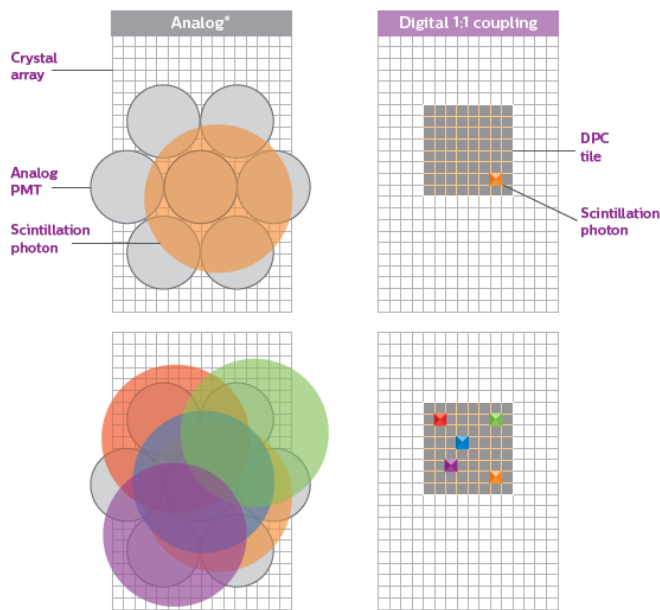


Figuur 14: Cumulatief logaritmische plot van de donkere telsnelheid in functie van het aantal actieve cellen [13, p. 5]

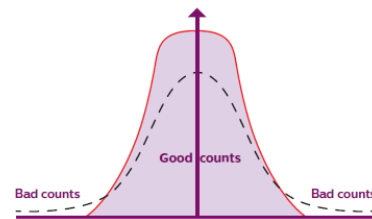
2.5.1.3 Eén op één koppeling

In het Vereos-systeem wordt er gebruik gemaakt van één op één koppeling, dit betekent dat elk scintillatiekristal is aangesloten op één DPC-element. Deze 1:1 koppeling zorgt voor een hoge telsnelheid capaciteit, een verbetering van de ruimtelijke resolutie en de mogelijkheid om elke detector afzonderlijk te kalibreren. De uiteindelijke ruimtelijke resolutie is afhankelijk van enkele factoren zoals de annihilaties, de interacties en het detectiesysteem. De invloed van het detectorsysteem is afhankelijk van de scintillatiekristal grootte, de prestaties en de decodering. Door de 1:1 koppeling heeft decoderen een minder grote invloed op de ruimtelijke resolutie. Het decoderen zorgt echter voor andere verbeteringen zoals het elimineren van vervormingen en randeffecten. Bij de 1:1 koppeling wordt de hoge resolutie grotendeels bepaald door de kristal grootte, zie Figuur 15 [13], [20].

Door deze hoge resolutie wordt het grootste deel van de distributietaarten van de detector resolutie verwijderd waardoor een minder Gaussisch verloop wordt bekomen, zie Figuur 16. Hierdoor zullen er, in het midden van de distributie, meer tellingen plaatsvinden waardoor de effectieve gevoeligheid stijgt. Aangezien een deel van de reconstructie bestaat uit het herstellen van de verdeling van de gegevens, wordt het reconstrueren eenvoudiger. Het kleine verschil tussen deze twee verdelingen zorgt voor een groot verschil bij 3D-plots. Zo moet een analoog systeem, om dezelfde systeemgevoeligheid te bekomen, een veel lagere resolutie hebben. Door al deze factoren wordt er met het Vereos-systeem een uniformer beeld bekomen [13].



Figuur 15: Vergelijking van analoge en digitale fotontelling [13, p. 6]



Figuur 16: De detector resolutie, rode lijn = het Vereos-systeem, zwarte streeplijn = een analog systeem [13, p. 7]

Omdat digitale detectoren gepixeld zijn, hebben ze een uniforme resolutie over hun oppervlak. In tegenstelling tot PMT's: zij hebben direct onder de buizen en aan de randen, een slechtere resolutie. Door de 1:1 koppeling is de impact van de telsnelheid op de energie- en tijdsresolutie verminderd, wat resulteert in stabielere prestaties voor grote telsnelheden. Door deze uniforme resolutie en de stabiele digitale PET-elektronica kunnen de SUV-waarden nauwkeuriger en uniformer bepaald worden dan bij analoge systemen [13], [20].

2.5.2 Veranderingen en verbeteringen bij de Vereos digitale PET/CT

2.5.2.1 Tijdsresolutie en TOF-technologie

Zoals bij "2.1.3 TOF-technologie" vermeld, komt de tijdsresolutie overeen met de minimale tijdsspanne die nodig is om twee fotonen als afzonderlijke events te zien. De tijdsresolutie van het Vereos-systeem bedraagt 325 ps, wat overeen komt met een TOF-lokalisering van 4,9 cm. Hierdoor wordt de effectieve gevoeligheid, de beeldkwaliteit en de verwerkingssnelheid verbeterd [13]. Een groot voordeel van het gebruiken van digitale detectoren i.p.v. PMT's is de verbetering van de tijdsresolutie voor TOF. Zo zou volgens [14] met een digital detectie met een TOF van 100 ps, een SNR versterking van 4,5 kunnen worden bekomen voor een patiënt met een diameter van 30 cm [14].

2.5.2.2 PSF-technologie

De Vereos maakt gebruik van het PSF-algoritme om te corrigeren voor PVE, zie "2.3 PSF-technologie". Bij de Vereos wordt dezelfde methode voor PSF toegepast als bij de *Ingenuity TF PET/CT scanner* (Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, Nederland). Zoals eerder vermeld zouden één of twee iteraties en een regularisatiefactorwaarde in de buurt van de systeemresolutie, voldoende zijn voor het instellen van PSF. Dit komt overeen met een regularisatiefactor van 6 tot 8 mm voor de Vereos [13].

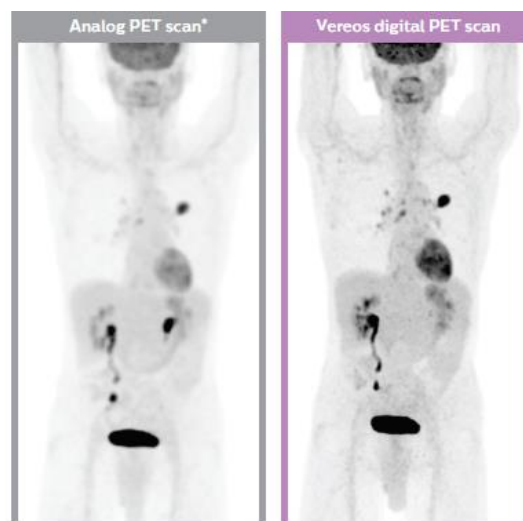
2.5.2.3 Andere factoren

Er zijn ook nog enkele andere factoren die de prestaties van de DPC-technologie beïnvloeden en verbeteren in het Vereos-systeem. Zo maakt de Vereos digitale PET/CT-scanner gebruik van een *list-mode* reconstructie methode waarbij geen samenvoeging van onbewerkte LOR-gegevens nodig is. Hierdoor is er geen verlies van informatie, van vermindering in timing en beeldresolutie. Gegevens over de locatie en de timing van de annihilaties blijven behouden waardoor er minder kans bestaat op fouten tijdens het reconstructieproces [13].

Het Vereos-systeem heeft de mogelijkheid om afbeeldingen te reconstrueren tot op een voxelgrootte van 1 mm i.p.v. de meestal toegepaste 2 of 4 mm. Hierdoor worden pixel fouten verder genormaliseerd en verbetert de beeldkwaliteit nogmaals [13], [20].

Zoals al eerder vermeld zorgt de 1:1 koppeling voor meer uniforme beelden. De digitale detectoren elimineren problemen die worden veroorzaakt door samenvallende events opstapelingen en elektronische drift. Bij analoge systemen treden deze problemen wel op als er een hoge activiteit is en twee of meer gebeurtenissen tegelijk worden gedetecteerd. Deze opstapelingen en drift zorgen ervoor dat goede tellingen uit het energievenster worden geduwd bij analoge systemen. Dit zorgt voor een verlies van gevoeligheid en een stijging van de dode tijd bij hoge telsnelheden. Door de verbeterde resolutie bij het Vereos-systeem daalt de dode tijd drastisch in vergelijking met een analogoos systeem. Zo is er een extra gevoeligheid van 17% bij de Vereos voor een activiteit van 10 kBq/ml [13].

Digitale PET heeft gevoeligheidswinst, vooral vanwege de betere TOF-toepassing. Volgens [13] heeft Vereos een gevoeligheidswinst van 3,9 voor een object met een diameter van 20 cm. Door een gevoeligheidswinst van 5,8 bij objecten met een diameter van 30 cm en een extra gevoeligheid van 20-25% door daling van de dode tijd, wordt een algemene klinische gevoeligheidswinst bekomen van ongeveer een factor twee. De verbeterde gevoeligheidswinst is er vooral vanwege de nauwkeurigheid van de TOF-lokalisering. Hierdoor zijn de gegevens minder verspreid en is er een verbeterd beeldcontrast. Door deze verbeteringen worden beelden gereconstrueerd van hoge kwaliteit, zie Figuur 17 [13], [22].



Figuur 17: Voorbeeld van het verschil tussen een beeld afkomstig uit een analogoos systeem en het Vereos digitale PET/CT-systeem [13, p. 11]

Zoals eerder vermeld zorgt het reconstructieproces, op basis van verzamelde gespreide gegevens, voor het mathematisch schatten van de oorspronkelijke activiteitsverdeling in de patiënt. Door de gespreide gegevens ontstaat er ruis in het beeld. Door de 1:1 koppeling, de betere TOF-resolutie en de niet-Gaussische responsfunctie van de Vereos wat resulteert in minder spreiding, vermindert de ruis bij de reconstructies [13].

Door al deze verbeteringen heeft het Vereos-systeem een volledige digitale acquisitieketen met ongeveer een verdubbeling van volumetrische resolutie, gevoeligheidswinst en nauwkeurigheid, in vergelijking met een vergelijkbaar analogoos systeem. Het systeem heeft eveneens een lage dode tijd, een systeemstabiliteit bij veranderingen van de telsnelheid, verbeterd resolutieherstel en een snelle verwerkingstijd. De verbeterde volumetrische resolutie is te wijten aan de 1:1 koppeling en is zichtbaar over het gehele beeldveld [13], [20].

De kwantitatieve nauwkeurigheid van de Vereos is $\pm 5\%$ en $\pm 10\%$ voor een analoog systeem. Het grootste deel van deze verbeteringen is toe te schrijven aan de DPC-technologie, welke zorgt voor stabiliteit bij temperatuurverschillen en donkere tellingen verminderen. De overige verbeteringen zijn afkomstig van de 1:1 koppeling, waardoor er naast meer informatie ook betere informatie verkregen wordt en dus meer zekerheid [13].

2.5.3 Voorgaand onderzoek met de Vereos digitale PET/CT-scanner

Om de specificaties van de Vereos digitale PET/CT-scanner na te gaan en te evalueren heeft [20] testen uitgevoerd op dit systeem. Uit deze studie is gebleken dat de Vereos uitstekende prestatiewaarden levert met een uitzonderlijke TOF-resolutie en een hoge stabiliteit en uniformiteit. Dit onderzoek besluit dat de Vereos twee grote verbeteringen heeft t.o.v. zijn voorganger de *Gemini TF PET/CT* (Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, Nederland) namelijk: de toename van TOF en de verlaging van de dode tijd [20].

Zoals algemeen gekend heeft de straling, die de radioactieve tracer uitzendt, mogelijke negatieve effecten op de patiënten. Een zo laag mogelijke dosis is dus gewenst, een verlaging van de radiotracerdosis kan echter een negatieve invloed hebben op de diagnostische beeldkwaliteit. Daarom heeft [3] onderzoek gedaan m.b.v. een digitale PET/CT-scanner, naar de impact van dosis reductie bij 18F-FDG onderzoeken. Hierbij wordt onderzocht of een lage dosis digitale PET/CT-scan een nauwkeurige SUV-waarde weergeeft voor zowel laesies als voor normale weefsels [3].

Uit deze studie is gebleken dat de beeldkwaliteit en detecteerbaarheid consistent beter zijn bij de digitale PET/CT. Zo kan de detectie van laesies, kleiner dan 15 mm diameter, betrouwbaarder worden ingeschat bij de digitale PET/CT. Kleine en metabolisch actieve laesies toonden hogere SUV-waarden aan bij de digitale PET/CT. Volgens de studie leidt dit tot meer correcte en preciezere activiteit uitlezingen en is er geen relevant verschil tussen een scan met 13 mCi radiotracer of 6 mCi geïnjecteerd in de patiënt. Hieruit besluit de studie dat een dosis reductie van 50% mogelijk is bij een digitaal PET/CT-systeem t.o.v. een analoog TOF-PET/CT-systeem [3].

Een PET/CT-onderzoek met kwalitatieve beelden is zeer tijdrovend en ongemakkelijk, vooral voor oudere, orthopedische en pediatrische patiënten. Indien de acquisitietijd van een PET/CT-scan verkort kan worden zal dit zowel een positief effect hebben op de beeldkwaliteit, het comfort van de patiënt en de verwerkingscapaciteit van het ziekenhuis alsook het economische plaatje [6].

Om de mogelijkheden van de tijdsreductie te onderzoeken heeft studie [6] de capaciteit van de Vereos digitale PET/CT-scanner onderzocht voor snelle en ultrasnelle PET/CT-scans. Hierbij werden digitale scans uitgevoerd met de Vereos digitale PET/CT-scanner met een standaard snelheid van 90 s/bedpositie en werd de snelheid versneld naar 60, 30 (snel) en 9 (ultrasnel) s/bedpositie. Op deze beelden werd SUV-kwantificering en geblindeerde beeldcontroles uitgevoerd [6].

Volgens de studie is er een consistente en goede overeenstemming van de SUV-kwantificering voor zowel laesies als normale weefsels gevonden bij zowel de snelle als ultrasnelle PET-beeldvorming. Reconstructie optimalisatie zorgt zelfs voor ruisonderdrukking bij de snelle PET-acquisities t.o.v. de normale PET-acquisities. Volgens de studie moet er echter wel rekening worden gehouden met het BMI van de patiënt wat een versturende factor kan zijn [6].

Er wordt vastgesteld dat een laesiedetectie van 100% mogelijk is bij 30 s/bedpositie voor patiënten met een BMI < 28 en 60 s/bedpositie voor een BMI tussen de 28 en 33. De studie besluit dat de Vereos digitale PET/CT-scanner in staat is tot snelle en ultrasnelle PET-beeldvorming, waardoor laesies, indien nodig, in 1/10e van de tijd kunnen worden geïdentificeerd [6].

Studie [4] heeft onderzoek gedaan naar de mogelijkheid om kleine laesies te detecteren met het Vereos-systeem en andere PET/CT-systemen. Hierbij zijn verschillende laesie groottes gebruikt van 3,95 tot 15,43 mm diameter. De contrast-achtergrond-verhoudingen zijn gevarieerd van 15:1 tot 1,88:1. De beelden zijn gereconstrueerd met een scantijd van één tot 16 minuten en een voxelgrootte van 1, 2 en 4 mm. De beelden zijn gereconstrueerd met volgende parameters voor de Vereos: 3 iteraties met 29 subsets, PSF met 1 iteratie en een regularisatiefactor van 6 mm en een Gauss filter met een FWHM van 4,1 mm [4].

Uit de resultaten van dit onderzoek bleek dat hoe langer er gescand werd hoe beter een kleine laesie gedetecteerd kon worden. Tevens werden kleine laesies beter gedetecteerd bij hogere SNR-waarden. Zo kon het Vereos-systeem de kleinste laesie (3,95 mm) visualiseren op het beeld met $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ maar niet op de $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$. In het algemeen werd er besloten dat een laesie tot 0,5 cm detecteerbaar is voor een scantijd van twee tot vier minuten indien de contrast-achtergrond-verhouding 15:1 is of groter. Voor een verhouding van 2:1 kunnen laesies gedetecteerd worden vanaf 1,5 cm diameter [4].

2.5.4 Reconstructieparameters bij de Vereos digitale PET/CT-scanner

Zoals hierboven vermeld in “2.2 Beeldreconstructie” zijn er heel wat mogelijke reconstructieparameters (het aantal iteraties, subsets etc.). Een grote uitdaging bij beeldreconstructies is de selectie van de juiste reconstructieparameters. De keuze van het aantal iteraties, subsets en mogelijke filters kan een grote invloed hebben op het uiteindelijke beeld. De meeste commerciële scanners bieden de eindgebruikers de keuze om deze parameters te wijzigen, zoals bij de Vereos digitale PET/CT-scanner. Voor reconstructies met de OSEM-methode, gebruikt bij de Vereos digitale PET/CT-scanner, zal de optimale combinatie van parameters patiëntafhankelijk zijn [1], [16].

Bij de Vereos digitale PET/CT-scanner worden de TOF-PET-beelden gereconstrueerd m.b.v. de OSEM-methode met een bepaald aantal iteraties en subsets. Een standaard van drie iteraties wordt gebruikt bij alle protocollen voor klinische toepassingen, ook in het Jessa ziekenhuis. Het verhogen van het aantal iteraties, tot op een bepaald punt, verbetert de ruimtelijke resolutie van de beelden [16].

Het aantal gekozen subsets groepeerde de gegevens in geordende subsets. Voor het aantal subsets wordt er 15 of 17 aangeraden voor klinische protocollen, in het Jessa ziekenhuis worden standaard 9 subsets gebruikt om zo de ruis te verlagen. Door het opdelen van de data in subsets zijn minder iteraties nodig om dezelfde beeldkwaliteit te bekomen wat de reconstructie aanzienlijk versnelt. Een stijging van het aantal updates (iteraties x subsets) zorgt echter voor een stijging van de ruis in het PET-beeld. Indien er PET-gegevens worden verkregen met lage telstatistiek, korte halfwaardetijd of lage activiteit wordt er aangeraden om het aantal updates te verlagen om minder ruis te bekomen [16].

De PSF-technologie van het Vereos-systeem kan worden ingeschakeld voor het verbeteren van het beeldcontrast. Hierbij kunnen het aantal iteraties en de regularisatiefactor worden gewijzigd. Het aantal iteraties verhoogt het contrast maar ook de ruis, het verhogen van de regularisatiefactor verlaagt de ruis [16].

De 3D Gauss filter van het Vereos-systeem kan worden ingeschakeld om de ruisfrequenties te verminderen. Hierbij kan de FWHM-waarde worden aangepast, een grotere waarde zorgt voor een grotere uitsmering van het beeld en dus een grotere ruisonderdrukking. Al deze factoren kunnen zo ingesteld worden dat ze een optimale beeldkwaliteit realiseren afhankelijk van het radio-isotoop, de BMI van de patiënt... [16].

3 Materialen en methoden

Zoals in “2 Literatuurstudie” reeds vermeld, zou de performantie bij de nieuwe Vereos digitale PET/CT-scanner opmerkelijk beter moeten zijn. Om de nieuwe scanner optimaal te benutten, werden de ideale reconstructieparameters bepaald. Dit gebeurde door zowel een fantoomstudie als een patiëntenstudie. Het doel is om met deze bekomen reconstructieparameters een beeld te krijgen uit de PET/CT-data dat zo goed mogelijk de realiteit van de patiënt/het fantoom benadert. Om dit te evalueren werd gekeken naar de opname van de radiotracer via de SUV-waarde, het contrast ratio (3) en het volume van bepaalde laesies. Naast bovenstaande vermelde variabelen is de hoeveelheid ruis, aanwezig in de achtergrond, ook een zeer bepalende factor voor het optimaliseren van de beelden. Deze ruis werd bepaald a.d.h.v. het *signal-to-noise ratio* (SNR) (4).

$$\text{Contrast ratio} = \frac{SUV_{\text{gemiddeld,achtergrond}}}{SUV_{\text{gemiddeld,sfeer}}} * 100\% \quad (3)$$

$$SNR = \frac{SUV_{\text{gemiddeld,achtergrond}}}{SUV_{\text{standaarddeviatie,achtergrond}}} * 100\% \quad (4)$$

Door het optimaliseren van de reconstructieparameters zou het gereconstrueerde beeld de reële toestand beter gaan benaderen. Hierdoor kan mogelijks de patiënt beter gediagnosticeerd, opgevolgd en geëvalueerd worden. De mogelijke reconstructieparameters bij de Vereos digitale PET/CT-scanner zijn:

- twee iteratieve reconstructieparameters: het aantal iteraties en het aantal subsets;
- PSF: in- of uitgeschakeld, indien ingeschakeld zijn er twee mogelijke parameters: het aantal iteraties en de regularisatiefactor (mm);
- Gauss filter: in- of uitgeschakeld, indien ingeschakeld is er volgende parameter: FWHM factor in mm.

Buiten deze reconstructieparameters kan het beeld gereconstrueerd worden a.d.h.v. data gebaseerd op 2x2x2 of 4x4x4 mm³ voxel detectie, zelfs 1x1x1 mm³ voxels zijn mogelijk voor hersenscans met het Vereos-systeem. Het gehele onderzoek gebruikte een voxelgrootte van 2 mm, wat resulteert in een betere resolutie en beeldkwaliteit dan 4 mm voxels. De BMI van de gescande patiënt is echter ook van belang tijdens de reconstructies, aangezien patiënten een bepaalde hoeveelheid radiotracer krijgen toegediend afhankelijk van hun gewicht. De duur van een bedpositie wordt ook aangepast naargelang de BMI van de patiënt. In het Jessa ziekenhuis is dit één minuut voor patiënten met een BMI onder de 27, anderhalve minuut voor een BMI tussen de 27 en 32 en twee minuten voor een BMI boven de 32 [20].

Het onderzoek is van start gegaan met een patiëntenstudie omdat het nodige fantoom pas beschikbaar was op een later tijdstip. Er is overgestapt op fantoomscans vanaf dat deze beschikbaar waren voor het bepalen van de optimale reconstructieparameters.

3.1 Extreme reconstructieparameters elimineren

Om het bereik van de mogelijke parametercombinaties vanaf het begin zo klein mogelijk te maken, werden eerst de extreme reconstructieparameters eruit gefilterd. Dit betekende dat één bepaalde parameter gevarieerd werd tussen zijn minimum- en maximumwaarde terwijl de overige parameters werden behouden volgens de standaardinstellingen meegegeven door Philips. De standaardinstellingen voor de beeldreconstructie zijn: 3 iteraties met 9 subsets, waarbij zowel de PSF als de Gauss filter zijn uitgeschakeld. Door alle parameters constant te houden en slechts één parameter te veranderen, kon de invloed van deze parameters op de reconstructies onderzocht worden. Hierdoor konden de extreme minima- en maximawaarden geëlimineerd worden per reconstructieparameter en werd het aantal mogelijke parametercombinaties verkleind. Op de volgende pagina wordt het bereik van de mogelijke waarden voor elke parameter weergegeven:

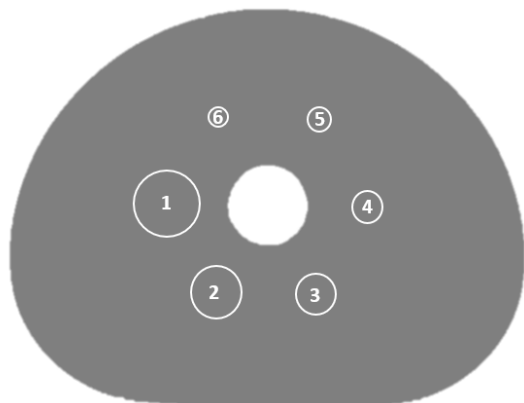
- reconstructie iteraties: 1 tot 10,
- reconstructie subsets: 1 tot 50,
- PSF iteraties: 1 tot 500,
- PSF regularisatiefactor: 0,1 tot 20,0 mm,
- Gauss filter FWHM: 0,01 tot 12,0 mm.

Het bepalen van de extreme parameterwaarden werd gedaan a.d.h.v. een visuele selectie. Hierbij werden de gereconstrueerde beelden van de patiënt met teveel ruis geëlimineerd. Dit omdat er bij teveel ruis mogelijks laesies ontstaan die in realiteit niet aanwezig zijn. Teveel ruis maakt het moeilijker om correcte conclusies te vormen en de echte laesies van de ruis te onderscheiden. Ook werden te gladde en onscherpe beelden, waardoor bepaalde laesies verdwijnen, geëlimineerd.

Theoretisch gezien geldt: hoe meer updates (aantal iteraties x subsets) hoe meer ruis, maar ook hoe duidelijker het beeld en de laesies. Zoals al eerder vermeld in de “2.3 PSF-technologie” zou de PSF de spatiale resolutie laten stijgen, de ruis doen verhogen en het beeld verscherpen doordat er meer contrast aanwezig is. Een Gauss filter zou het beeld net verzachten. Na deze stap werd er verder gewerkt met de parameterwaarden die resulteren in een klinisch relevant beeld waar de laesies duidelijk waarneembaar zijn en geen verwarring mogelijk is [1].

3.2 Het NEMA IEC body fantoomTM

Onderstaande Figuur 18 geeft een doorsnede weer van het NEMA IEC body fantoomTM. Het fantoom is ontworpen a.d.h.v. de aanbevelingen van de *International Electrotechnical Commission* (IEC) en aangepast door het *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA). Het fantoom wordt aanbevolen voor evaluatie van de gereconstrueerde beeldkwaliteit bij PET-beeldvorming. Het Nema fantoom is een fantoom met een lengte van 180 mm, een volume van 9700 ml, een long-insert in het midden en zes verschillende sferen met onderstaande kenmerken (Tabel 2). Het fantoom is klaargemaakt volgens [23] voor de contrast verhoudingen van de achtergrond en de sferen en dergelijke. Alle reconstructies van de fantoomstudie werden geëvalueerd a.d.h.v. drie van de zes sferen, namelijk: sfeer 1, sfeer 4 en sfeer 6. Dit komt overeen met de kleinste, grootste en een middelgrote sfeer, om zo de invloed van de grootte van de sferen te kunnen inschatten [23], [24].

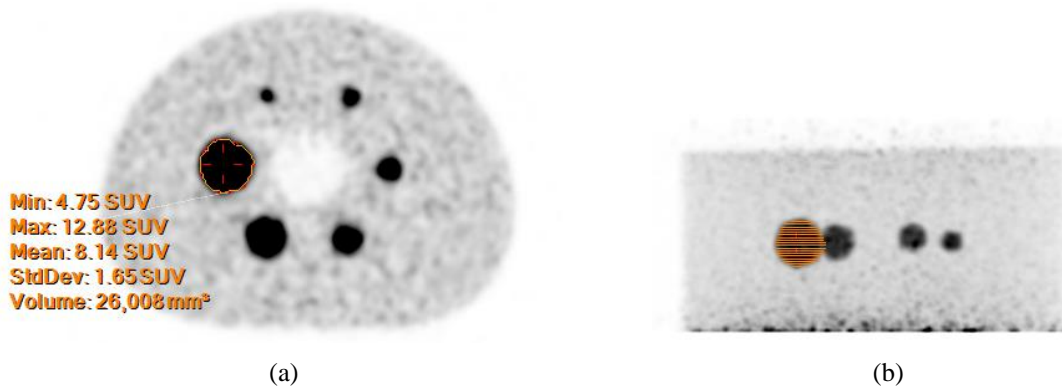


Tabel 2: Diameter en volume van de zes sferen van het NEMA IEC body fantoomTM

Sfeer Nr.	Diameter (mm)	Volume (ml)
1	37	26,52
2	28	11,49
3	22	5,57
4	17	2,57
5	13	1,15
6	10	0,524

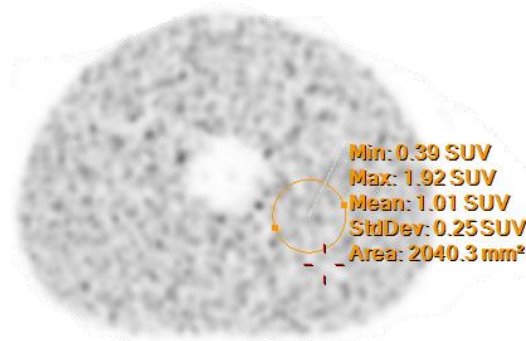
Figuur 18: Doorsnede van het NEMA IEC body fantoomTM

Alle reconstructies van het fantoom werden op dezelfde manier geëvalueerd. Hierbij werd voor alle drie de sferen de gemiddelde SUV-waarde, de standaardafwijking, de maximum SUV-waarde en het volume bepaald aan de hand van een 3D *Region of Interest* (ROI). Deze 3D ROI werd gegenereerd door *Philips IntelliSpace Portal* (ISP) (Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, Nederland) waarbij de grens van de 3D ROI op 40% van de maximum SUV-waarde werd gezet. Deze grens van 40% kon in sommige situaties een beetje afwijken om de sfeer visueel toch zo goed mogelijk te benaderen, maar dan wordt dit altijd vermeld bij de bekomen resultaten. Deze 3D ROI gaf zowel informatie over de SUV-waarde (gemiddelde, standaardafwijking, minimum en maximum) als over het volume van de ROI weer, zie Figuur 19. A.d.h.v. deze SUV-waarden kon het contrast ratio (3) bepaald worden.



Figuur 19: Voorbeeld van een 3D ROI m.b.v. het Philips ISP programma, (a) transverse doorsnede en (b) frontale doorsnede van het NEMA IEC body fantoomTM gereconstrueerd met de standaardinstellingen

Ook de ruis in de achtergrond werd bepaald m.b.v. de SNR (4) voor elke reconstructie. Om deze grootte te bepalen was het nodig om de gemiddelde SUV-waarde en de standaardafwijking in de achtergrond te kennen. Deze waarden werden bepaald m.b.v. een 2D ROI in de vorm van een cirkel van ongeveer 2000 mm². Deze twee waarden werden voor elke reconstructie bepaald op een gelijkaardige doorsnede van het fantoom en eenzelfde plaatsing van de cirkel, zie Figuur 20.



Figuur 20: Bepalen van de achtergrond SUV en standaardafwijking in de standaardreconstructie

Om de omstandigheden van een patiënt- en fantoomreconstructie zo goed mogelijk te laten overeenstemmen, werd het tijdstip berekend waarop de activiteit in het fantoom overeenkomt met de activiteit van een patiënt in de scanner, d.w.z. 1,82 kBq/ml. Het fantoom werd gereconstrueerd op dit berekende tijdstip en met een tijdsspanne van één minuut, wat overeenkomt met de duur van een bedpositie voor een patiënt met een BMI < 27. Om de bekomen SUV-waarden uit de reconstructies te evalueren, werden de theoretische SUV-waarden berekend m.b.v. formule (5) [25] voor de sferen en de achtergrond van het fantoom. Deze berekeningen werden gedaan a.d.h.v. de toegediende activiteiten in de achtergrond en de sferen van het fantoom.

$$SUV = \frac{\text{Activiteitconcentratie object}}{\text{Totale activiteit / totaal volume}} \quad (5)$$

Alle nodige variabelen (SUV, volume, contrast ratio en SNR) werden bepaald per reconstructie. Deze waarden werden vergeleken met de theoretische waarden en de waarden bekomen uit de reconstructie met de standaardinstellingen. Er werd nagegaan welke reconstructieparameters de theoretische waarden zo goed mogelijk benaderen en welke een scherper beeld met minder ruis vormen dan de standaardinstellingen.

3.3 Invloed van het aantal iteraties en subsets

Het fantoom werd gereconstrueerd met een verschillend aantal updates (aantal iteraties x subsets) om de beste combinatie van het aantal iteraties en subsets te vinden. Met als doel het ideale punt/bereik te vinden voor het aantal updates waarbinnen enerzijds zo weinig mogelijk ruis aanwezig was en anderzijds zo correct mogelijke SUV-waarden werden bekomen. Om dit punt/bereik te bekomen, werden beelden gereconstrueerd met een stijgend aantal updates van 1 tot 100. Uit de bekomen waarden voor de variabelen (SUV, SNR etc.), in functie van het aantal updates, kon de invloed van het aantal updates op de beeldreconstructies onderzocht worden.

Uit deze resultaten werd een bepaald gebied geselecteerd waarbinnen de waarden van de variabelen aanvaardbaar zijn. Theoretisch gezien zou het ideale aantal updates bepaald kunnen worden a.d.h.v. SUV_{gem} uitgezet in functie van een stijgend aantal updates. Het bereik voor het ideale aantal updates ligt dan daar waar de curve stopt met stijgen en horizontaal begint te lopen. Daar wordt het gebied bereikt waarbinnen de SUV-waarden constant zijn en er zo weinig mogelijk ruis aanwezig is in het beeld, aangezien de ruis stijgt met het aantal updates. Het aantal updates binnen dit gebied werden vervolgens ingesteld als het nieuwe, verkleinde bereik voor het bekomen van het ideaal aantal reconstructie iteraties en subsets.

3.4 Invloed van de PSF-technologie

Zoals al eerder vermeld in “2.3 PSF-technologie” is PSF een methode die de spatiale resolutie doet stijgen, voor een beter contrast zorgt en zo laesies beter detecteerbaar maakt. Al gaat PSF ook gepaard met een stijging van de ruis in het beeld en een toename van de SUV-waarden. Om de invloed van PSF op de reconstructies te onderzoeken, werden de twee parameters (aantal iteraties en de regularisatiefactor) van PSF afzonderlijk onderzocht. Voor het onderzoek omtrent de invloed van PSF werd er gewerkt met de standaardinstellingen van 3 iteraties met 9 subsets, PSF ingeschakeld en geen Gauss filter [1], [18].

Eerst werd de invloed van de regularisatiefactor onderzocht door alle reconstructies uit te voeren met één PSF iteratie. Hierbij werd de regularisatiefactor voor de reconstructies gevarieerd van 1 tot 10 mm met stappen van 1 mm. Uit deze reconstructies werden dezelfde variabelen bepaald als in voorgaande onderdelen, deze resultaten werden grafisch voorgesteld om de invloed van de regularisatiefactor te visualiseren. Aan de hand van deze resultaten zal de ideale regularisatiefactor bepaald worden. Hierbij werd gezocht naar de combinatie die het beste compromis vormde tussen een zo hoog mogelijke SNR en de beste theoretische benaderingen van de SUV-waarden en de volumes.

Eenmaal dat deze regularisatiefactor bepaald was, werd er gestart met het onderzoeken naar het ideaal aantal PSF iteraties. Voor deze reconstructies werd een regularisatiefactor van 6 mm gebruikt, zoals standaard is ingesteld indien PSF wordt ingeschakeld. Het aantal PSF iteraties voor de reconstructies werd gevarieerd van 1 tot 30. Hierbij werd tevens de invloed van een stijgend aantal iteraties op de bekomen SNR, het volume van de laesies, de SUV-waarden en het contrast ratio onderzocht. Aan de hand van deze resultaten werd dan het ideaal aantal PSF iteraties bepaald.

In het ideale geval zou dit moeten resulteren in een combinatie van een regularisatiefactor en een aantal PSF iteraties die het beste evenwicht vormt tussen de ruis (SNR), het bepaalde volume, het contrast en de SUV-waarden. Zoals eerder vermeld zou dit volgens [7], [18] moeten overeenkomen met één PSF iteratie en een regularisatiefactor van 6 mm. Deze combinatie zou resulteren in een betere visualisatie van de structuren en laesies en in een stijging van de SUV-waarden met slechts een kleine stijging van de ruis in de achtergrond. Indien er voor geopteerd werd om de PSF in te schakelen, worden deze bekomen PSF parameterwaarden gebruik bij de ideale reconstructieparameters [7], [18].

3.5 Invloed van de Gauss filter

Zoals eerder vermeld in “2.4 Gauss filter” zorgt een Gauss filter voor afgevlakte, gladde beelden om zo de ruis en de SUV-waarden te verlagen. De invloed van de Gauss filter op de reconstructies werd onderzocht door het fantoom te reconstrueren a.d.h.v. de standaardinstellingen (3 iteraties en 9 subsets) met de Gauss filter ingeschakeld en door de FWHM parameter te laten variëren van 0,1 tot 12 mm.

Ook hierbij werd voor elke reconstructie het volume, de SUV-waarden, het contrast ratio en de SNR bepaald. Aan de hand van deze resultaten en hun grafische voorstellingen werd een besluit gevormd voor een gebied waarbinnen de variabelen aanvaardbaar waren. Dit gebied bepaalt dan de mogelijke FWHM waarden die gebruikt konden worden voor de finale reconstructieparameters, indien de Gauss filter wordt ingeschakeld.

3.6 Resterende reconstructieparametercombinaties

Nadat alle parameters afzonderlijk waren onderzocht en voor elke parameter een ideale waarde/bereik bepaald was, werden deze resterende parameterwaarden met elkaar gecombineerd. Het bekomen aantal updates werd verdeeld over mogelijke combinaties voor het aantal iteraties en subsets. Deze mogelijkheden werden vervolgens verder gecombineerd door zowel de PSF en de Gauss filter in- of uit te schakelen als één van beide methode in te schakelen en de andere uit te schakelen.

Hierbij werden de variabelen zoals SNR, SUV, contrast ratio en het volume van de laesies per reconstructie met elkaar vergeleken. Met deze vergelijking werd er nagegaan welke parametercombinaties beter zijn dan de standaard reconstructie en welke combinaties de theoretische waarden het beste benaderden. Aangezien een stijging in de SUV-waarde meestal gepaard gaat met een stijging van de ruis, zal er een compromis moeten gemaakt worden tussen deze twee factoren. De resultaten van deze reconstructies werden ook voorgelegd aan de ervaren nucleair geneeskundigen om zo hun opinie te verwerken en over te kunnen gaan van de fantoomstudie naar de patiëntenstudie.

3.7 Patiëntenstudie

Om na te gaan of de resultaten van de fantoomstudie ook toepasbaar zijn op PET/CT-scans van patiënten werd er gezocht naar twee patiënten met kleine, middelgrote en grote laesies. Deze patiënten werden hetzelfde gereconstrueerd als bij “3.6 Resterende reconstructieparametercombinaties”. Beide patiënten hebben een BMI onder de 27 en werden dus gescand met 1 min/bedpositie. Op deze manier komen de scan instellingen van de patiënten en het fantoom zo goed mogelijk overeen. Voor beide patiënten werden tevens dezelfde variabelen bepaald. Aangezien er geen theoretische waarden berekend kunnen worden voor een patiënt, kon enkel de invloed van de reconstructies t.o.v. de standaard reconstructie vergeleken worden. Bij de patiëntenstudie werd dus voornamelijk gekeken welke reconstructies betere resultaten weergaven dan de standaard reconstructie.

Bij de patiëntenstudie werden de volumes en SUV-waarden eveneens bepaald m.b.v. 3D ROI's op 40% van de maximum SUV-waarden. Voor elke reconstructie werd de SNR a.d.h.v. hetzelfde principe als bij de fantoomstudie bepaald. Al werd de cirkel van $\pm 2000 \text{ mm}^2$ in de lever van de patiënten geplaatst. Dit voor het kwantificeren van de beeldkwaliteit en vanwege de relatief homogene opname van de tracer in de lever [12].

4 Resultaten

4.1 Extreme reconstructieparameters elimineren

De resultaten van het elimineren van de extreme reconstructieparameters worden getoond in Tabel 3, hierbij worden de bekomen minimum- en maximumwaarden getoond per reconstructieparameter.

Tabel 3: Resultaten van de bekomen minimum- en maximumwaarde per reconstructieparameter

Parameter	Minimumwaarde	Maximumwaarde
Reconstructie iteraties	1	5
Reconstructie subsets	1	12
PSF iteraties	4	3
PSF regularisatiefactor	1 mm	8 mm
Gauss filter FWHM	1 mm	8 mm

4.2 Het NEMA IEC body fantoom™

In onderstaande tabellen worden stapsgewijs de berekeningen getoond voor het bepalen van het tijdstip waarop de activiteit in het fantoom overeenkomt met 1,82 kBq/ml. Alsook het bepalen van de theoretische SUV-waarden in de sferen en de achtergrond. Tabel 4 geeft de berekeningen weer voor het bepalen van de totale activiteit aanwezig in het fantoom op het moment dat de scan gestart werd.

Tabel 4: Berekeningen voor de totale activiteit aanwezig in het fantoom op het moment dat de scan gestart werd

Activiteit fantoom bij starttijd van de scan		
	A (mCi)	A (MBq)
Oplossing voor de sferen (1000 ml)	0,830	30,71
In de sferen (47,82 ml)	0,040	1,469
Achtergrond	0,815	30,14
Totaal in fantoom	0,854	31,61

Aan de hand van de activiteit in de achtergrond en de gewenste activiteit van 1,82 kBq/ml bij een patiënt, kan het tijdstip bepaald worden waarop 1,82 kBq/ml in het fantoom werd bekomen. Deze berekeningen worden voorgesteld in Tabel 5. Hierbij is gebruik gemaakt van de algemene vervalwet voor het bekomen van het tijdstip.

Tabel 5: Berekeningen voor het scantijdstip om een activiteit van 1,82 kBq/ml te bekomen

Scantijdstip 1,82 kBq/ml	
Vervalconstante λ	105,2 E-6 s ⁻¹
Patiënt activiteitdosis	1,82 kBq/ml
Massa fantoom	10 kg
Gewenste fantoom activiteit	18,20 MBq
Begin activiteit achtergrond	30,14 MBq
Tijdstip gewenste activiteit	79,9 min
	1:19:54 h:min:s

De activiteit in het fantoom op het tijdstip corresponderend met 1,82 kBq/ml wordt weergegeven in Tabel 6. Deze waarden zijn ook bepaald m.b.v. de algemene vervalwet. De theoretische SUV-waarden voor zowel de sferen als de achtergrond worden vervolgens bepaald in Tabel 7. Hierbij wordt, op dezelfde manier als in [25], de SUV-waarde bepaald.

Tabel 6: Berekeningen voor de activiteit in het fantoom na 1 u 19 min 54 s (activiteitdosis van 1,82 kBq/ml)

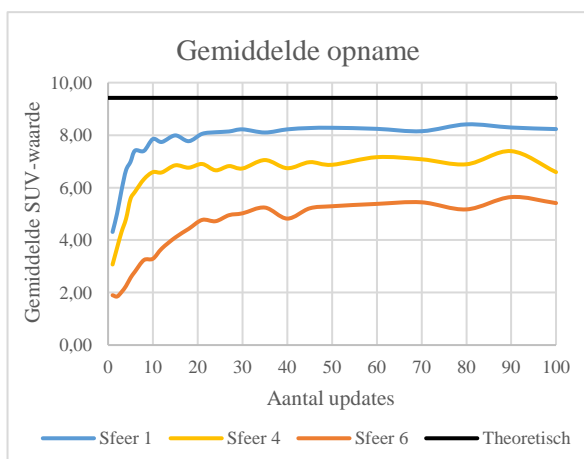
Activiteit in het fantoom na 1 u 19 min 54 s	
Vervalconstante λ (s ⁻¹)	105,2 E-6
A (MBq)	
Sferen	0,886
Achtergrond	18,189
Totaal	19,075

Tabel 7: Berekeningen voor het bepalen van de theoretische SUV-waarden van zowel de sferen als de achtergrond

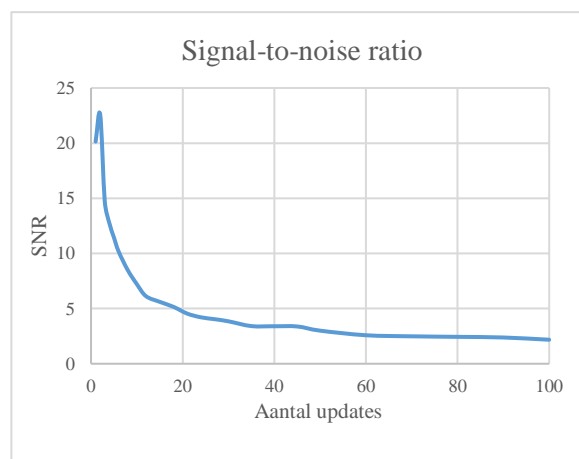
Theoretische SUV-waarden bepalen	
Injectie	0,516 mCi 19075 kBq
Volume fantoom	9700 ml
Concentratie netto	1,966 kBq/ml
Concentratie sferen	18,532 kBq/ml
Concentratie achtergrond	1,875 kBq/ml
SUV-waarde sferen	9,42
SUV-waarde achtergrond	0,95

4.3 Invloed van het aantal iteraties en subsets

Onderstaande grafieken tonen de invloed van het aantal updates (aantal iteraties x subsets) op de verschillende variabelen, deze grafieken zijn opgesteld a.d.h.v. “Resultaten van de reconstructies bij een stijgend aantal updates” in “Annex A: Resultaten van de reconstructies”. Figuur 21 toont de resultaten van de gemiddelde activiteitsopname in sfeer één, vier en zes. Deze zijn uitgedrukt in gemiddelde SUV-waarden voor een stijgend aantal updates van 1 tot 100. De theoretisch bepaalde SUV-waarde wordt ook in beeld gebracht. De SNR, in functie van een stijgend aantal updates, wordt getoond in Figuur 22.

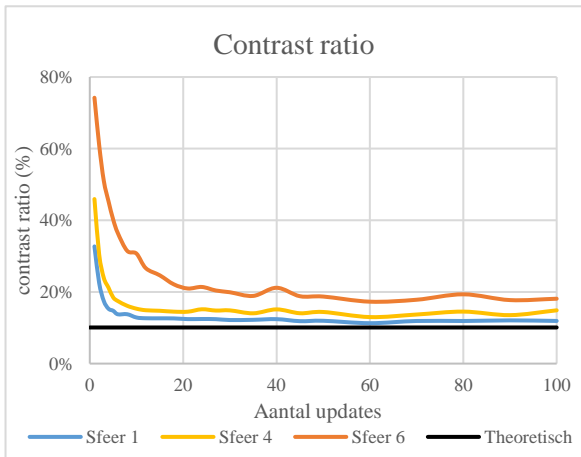


Figuur 21: Gemiddelde SUV-waarden in functie van het aantal updates

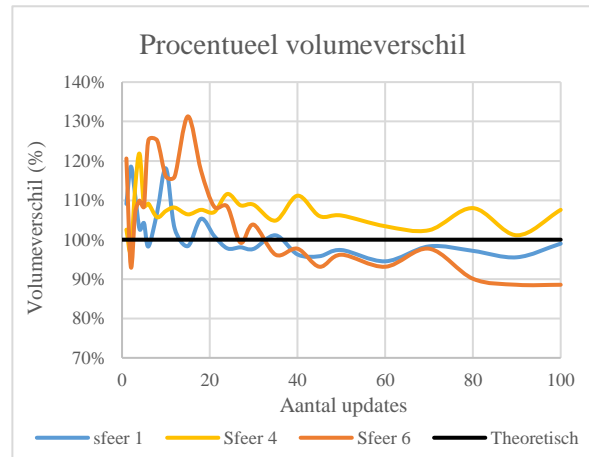


Figuur 22: Signal-to-noise ratio in functie van het aantal updates

De contrast ratio's, in functie van het stijgend aantal updates voor alle drie de sferen alsook voor de theoretische waarde, worden voorgesteld in Figuur 23. Zoals al eerder vermeld is het contrast ratio de verhouding van de SUV-waarde in de achtergrond t.o.v. de SUV-waarde in de sfeer. Figuur 24 geeft de procentuele volumeverschillen van alle drie de sferen en de theoretische waarde weer. Het procentueel volumeverschil komt overeen met de verhouding tussen het gemeten volume m.b.v. de 3D-ROI en het theoretisch volume. Deze verhouding zou theoretisch 100% moeten zijn. Dit verschil wordt weergegeven voor elke sfeer bij een stijgend aantal updates.



Figuur 23: Contrast ratio's in functie van het aantal updates

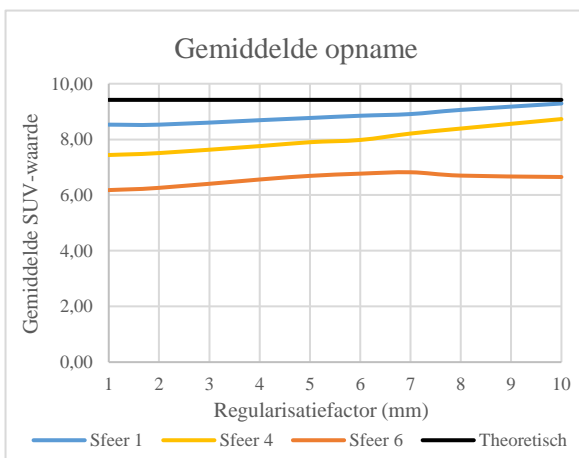


Figuur 24: Procentuele volumeverschillen in functie van het aantal updates

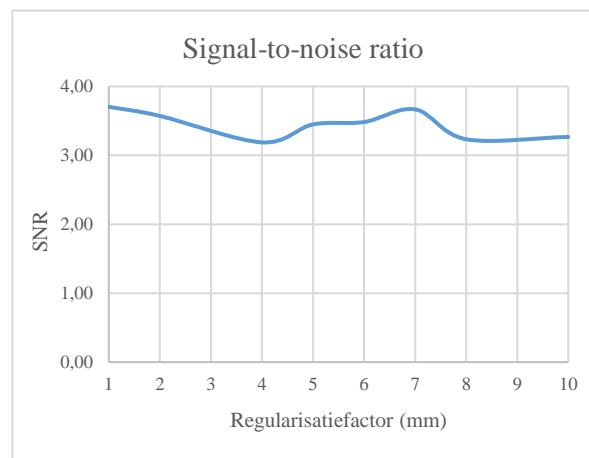
4.4 Invloed van de PSF-technologie

4.4.1 Invloed van de regularisatiefactor

Onderstaande vier grafieken tonen de invloed van de regularisatiefactor op de reconstructies. De tabellen waarop deze grafieken zijn gebaseerd, zijn te vinden in “Resultaten van de reconstructies bij een stijgende PSF regularisatiefactor in mm” in “Annex A: Resultaten van de reconstructies”. Figuur 25 brengt de gemiddelde SUV-waarden bij een regularisatiefactor van 1 tot 10 mm in beeld, voor zowel de drie sferen als de theoretische waarde. Figuur 26 toont het verloop van de SNR in functie van de stijgende regularisatiefactor.

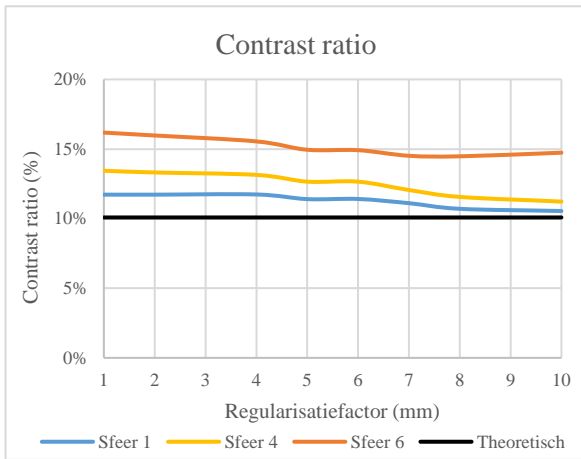


Figuur 25: Gemiddelde SUV-waarden in functie van de PSF regularisatiefactor in mm

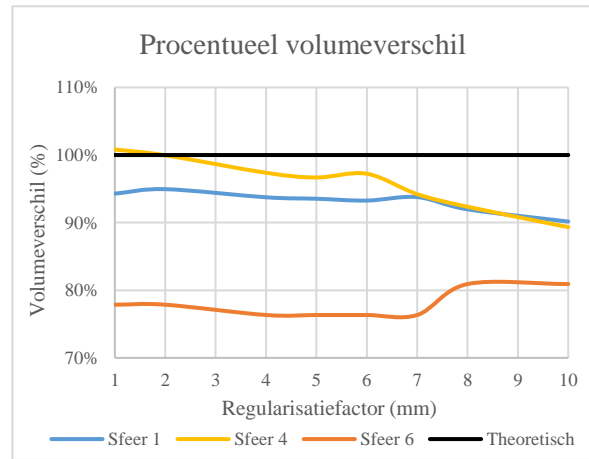


Figuur 26: Signal-to-noise ratio in functie van de PSF regularisatiefactor in mm

Figuur 27 toont de invloed van de regularisatiefactor op de contrast ratio's van sfeer één, vier en zes. Hierbij wordt tevens de theoretische waarde van het contrast ratio in beeld gebracht. De procentuele volumeverschillen worden getoond in Figuur 28 in functie van een stijgende regularisatiefactor, eveneens voor de drie sferen en de theoretische waarde.



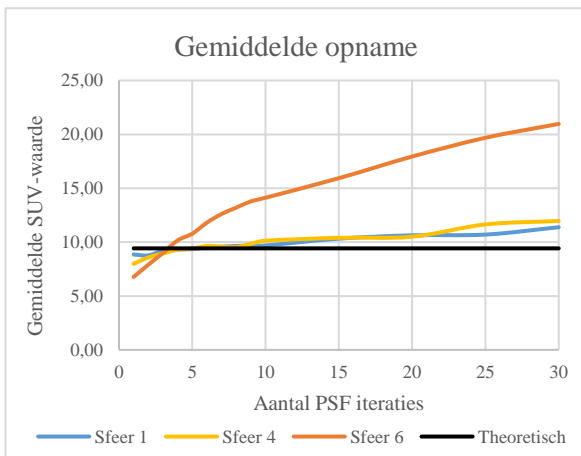
Figuur 27: Contrast ratio's in functie van de PSF regularisatiefactor in mm



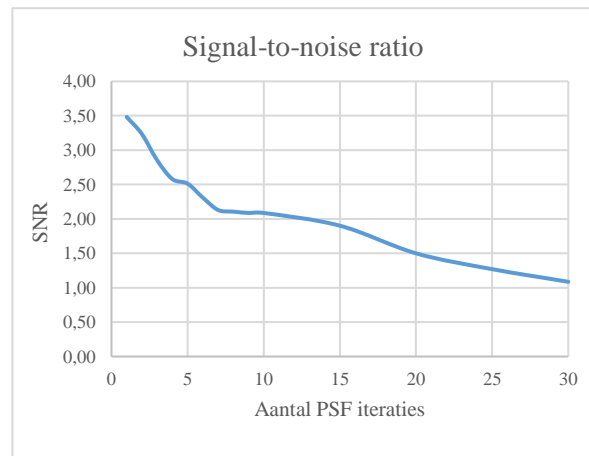
Figuur 28: Procentuele volumeverschillen in functie van de PSF regularisatiefactor in mm

4.4.2 Invloed van het aantal PSF iteraties

Vervolgens wordt de invloed van het aantal PSF iteraties getoond in de vier onderstaande grafieken, zie "Resultaten van de reconstructies bij een stijgend aantal PSF iteraties" in "Annex A: Resultaten van de reconstructies". Figuur 29 toont voor alle drie de sferen de invloed van het aantal PSF iteraties op de gemiddelde SUV-waarden samen met de theoretische SUV-waarde. Het verloop van de SNR, in functie van een stijgend aantal PSF iteraties van 1 tot 30, wordt voorgesteld in Figuur 30.

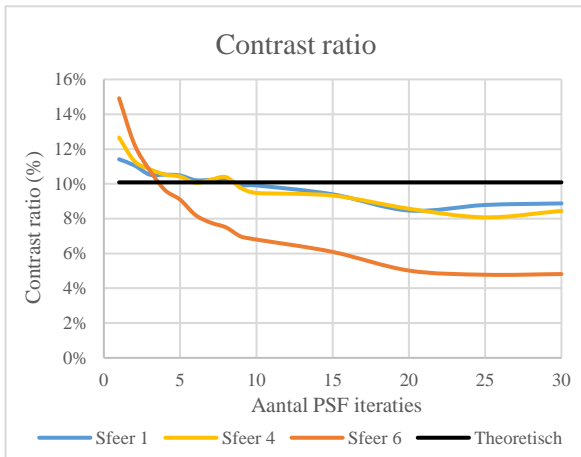


Figuur 29: Gemiddelde SUV-waarden in functie van het aantal PSF iteraties

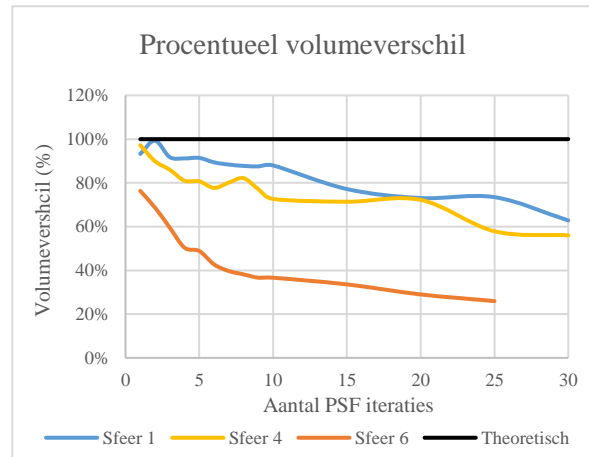


Figuur 30: Signal-to-noise ratio in functie van het aantal PSF iteraties

Figuur 31 visualiseert het verloop van de contrast ratio's van sfeer één, vier en zes bij een stijgend aantal PSF iteraties alsook de theoretische waarde. De procentuele volumeverschillen voor alle drie de sferen en de theoretische waarde, in functie van het aantal PSF iteraties, worden getoond in Figuur 32.



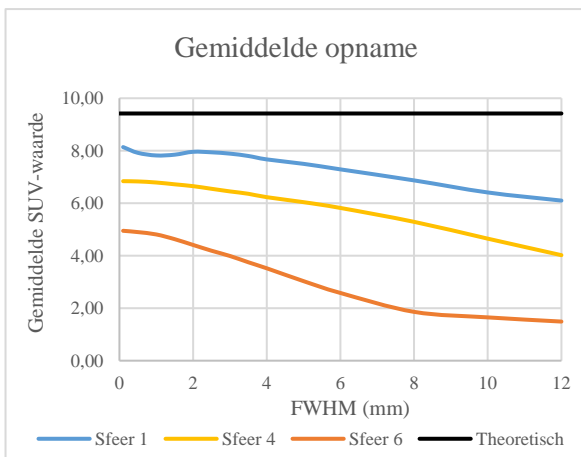
Figuur 31: Contrast ratio's in functie van het aantal PSF iteraties



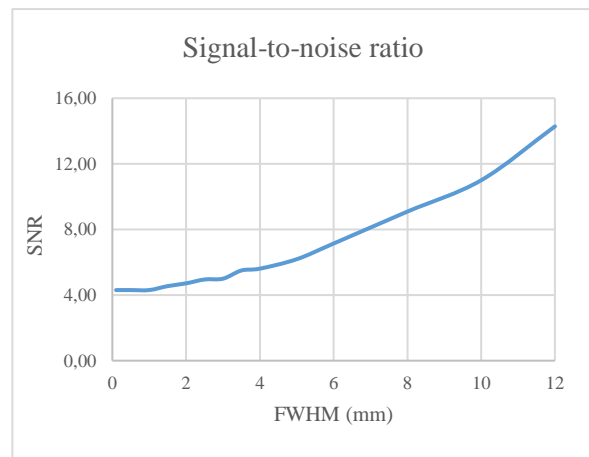
Figuur 32: Procentuele volumeverschillen in functie van het aantal PSF iteraties

4.5 Invloed van de Gauss filter

Onderstaande grafieken geven de invloed van de Gauss filter weer met een stijgende FWHM van 0,1 tot 12 mm op de reconstructies. Bijhorende tabel worden eveneens weergegeven in “Resultaten van de reconstructies bij stijgende Gauss filter FWHM in mm” in “Annex A: Resultaten van de reconstructies”. Bij de laatste twee reconstructies met een FWHM van 10 en 12 mm is een 3D-ROI gebruikt met 50% en 60% van de maximum SUV-waarde i.p.v. de standaard 40%. Dit omdat de 3D-ROI met 40% te grote volumes aanduidde voor de sferen in vergelijking met de werkelijke volumes. Figuur 33 toont de invloed van de stijgende FWHM op de gemiddelde SUV-waarden van sfeer één, vier en zes. Eveneens wordt hierbij de theoretische SUV-waarde grafisch voorgesteld. Het verloop van de SNR bij een stijgende FWHM is zichtbaar in Figuur 34.

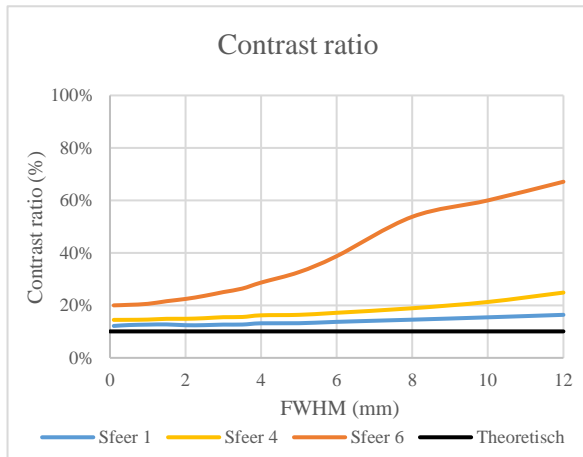


Figuur 33: Gemiddelde SUV-waarden in functie van de Gauss filter FWHM in mm

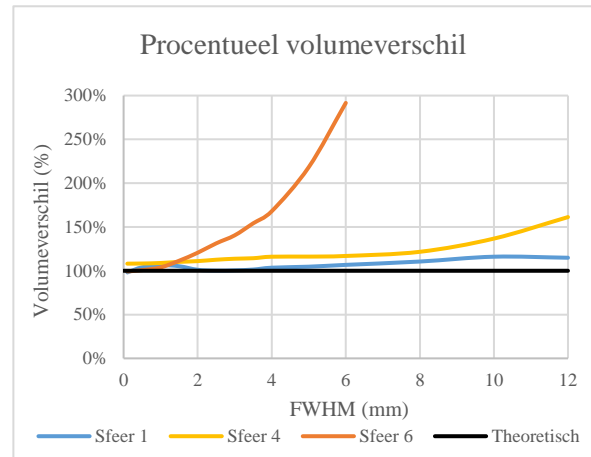


Figuur 34: Signal-to-noise ratio in functie van de Gauss filter FWHM in mm

Figuur 35 toont het verloop van de contrast ratio's in functie van een stijgende FWHM voor alle drie de sferen. Hierbij wordt ook het theoretische contrast ratio gevisualiseerd. De procentuele volumeverschillen van alle drie de sferen bij een stijgende FWHM en de theoretische 100%, zijn zichtbaar in Figuur 36. Hierbij is het verloop van het volumeverschil van sfeer 6 afgesneden bij de FWHM van 6 mm. In realiteit stijgt deze curve nog verder tot aan 900% bij de 12 mm FWHM, zie “Annex A: Resultaten van de reconstructies”. Dit wilt zeggen dat het volume van de kleinste sfeer bij een FWHM van 12 mm negen keer zo groot wordt gemeten dan het theoretisch is. Dit wordt echter niet visueel voorgesteld. De invloed van de FWHM op het volume van de andere sferen zou dan niet langer zichtbaar zijn.



Figuur 35: Contrast ratio's in functie van de Gauss filter FWHM in mm



Figuur 36: Procentuele volumeverschillen in functie van de Gauss filter FWHM in mm

4.6 Resterende reconstructieparametercombinaties

Uit de resultaten van “4.1 Extreme reconstructieparameters elimineren” tot “4.5 Invloed van de Gauss filter” zijn volgende parameterwaarden overgebleven voor de mogelijke parametercombinaties:

- 3 iteraties,
- 6 of 7 subsets,
- 1 PSF iteraties,
- 6 mm PSF regularisatiefactor,
- 1, 2 of 3 mm Gauss filter FWHM.

Al deze waarden zijn met elkaar gecombineerd, wat resulteert in 16 mogelijke parametercombinaties, zichtbaar in Tabel 8.

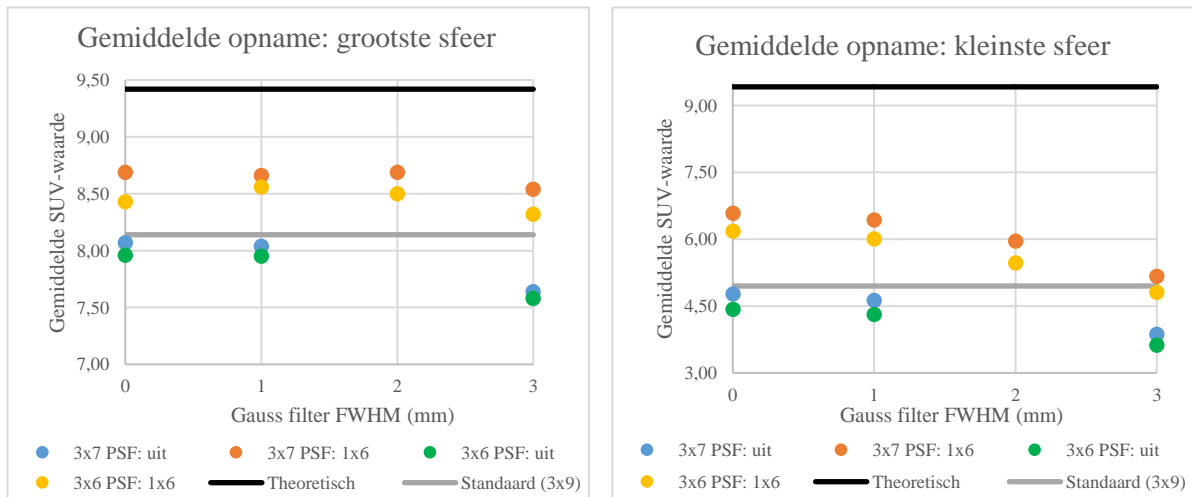
Tabel 8: Resterende reconstructieparametercombinaties

Aantal iteraties	Aantal subsets	Aantal PSF iteraties	PSF regularisatiefactor	Gauss filter FWHM
3	7	1	6 mm	uit
				1 mm
				2 mm
				3 mm
				uit
				1 mm
				2 mm
	6	1	6 mm	uit
				1 mm
				2 mm
				3 mm
				uit
				1 mm
				2 mm
3 mm				

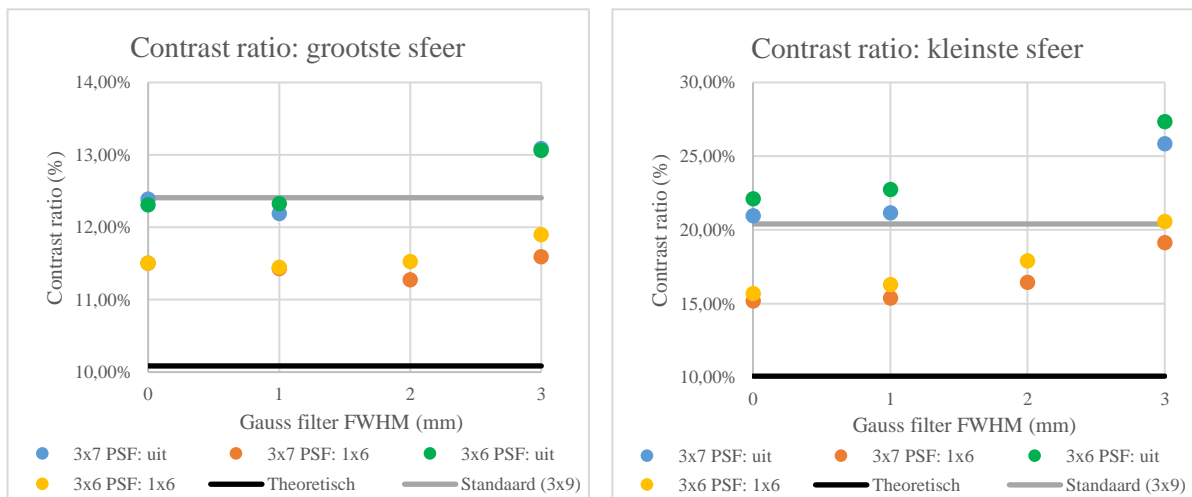
De resultaten van deze 16 verschillende combinaties worden voorgesteld in onderstaande grafieken, zie “Resultaten van de fantoomreconstructies met de resterende parametercombinaties” in “Annex A: Resultaten van de reconstructies” voor de bijhorende tabel. Hierbij moet worden vermeld dat twee reconstructies, door omstandigheden, niet zijn gereconstrueerd. Het betreft de “3x7 iteraties x subsets, PSF uit, FWHM van 2 mm” reconstructie en de “3x6, PSF uit, FWHM van 2 mm” reconstructie. Bijgevolg ontbreken deze resultaten in de bijlagen en op elke grafiek.

Op al deze grafieken stelt de x-as de Gauss filter FWHM van 0 tot 3 mm voor. Hierbij komt een FWHM van 0 mm overeen met een uitgeschakelde Gauss filter. Op de y-as wordt de gemeten variabele (SUV-waarde, contrast ratio, volumeverschil of SNR) weergegeven. Er wordt met verschillende kleuren gewerkt om het aantal iteraties, het aantal subsets en de PSF te tonen. De theoretische waarden worden in het zwart voorgesteld, de bekomen waarde bij de standaard reconstructie in het grijs.

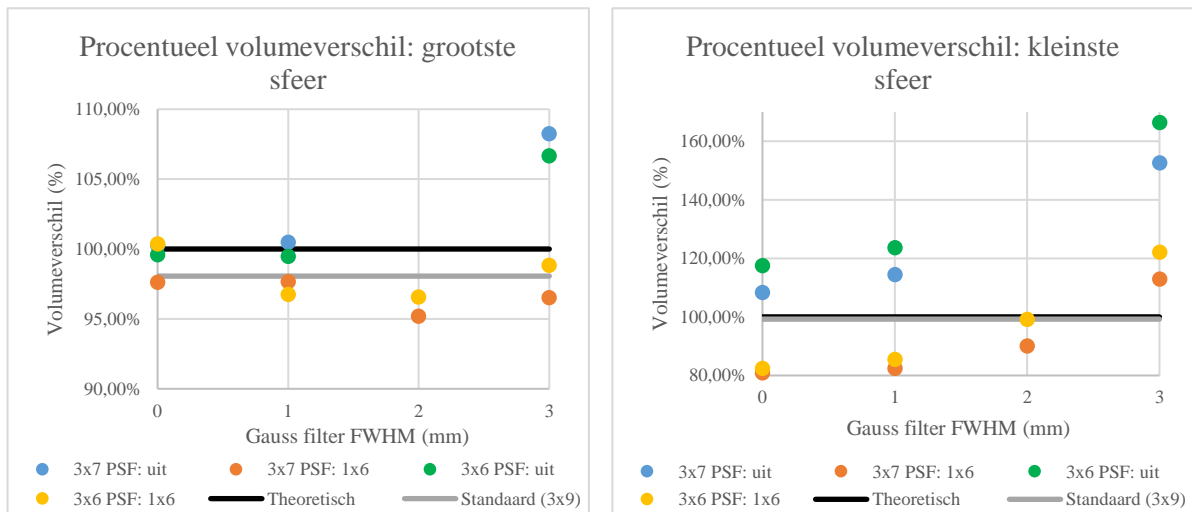
Figuur 37 geeft de gemiddelde SUV-waarden van de kleinste en grootste sfeer weer bij elke parametercombinatie. Samen met de theoretische en standaard waarden. In Figuur 38 worden, voor elke parametercombinatie, de contrast ratio's van de grootste en kleinste sfeer voorgesteld. De procentuele volumeverschillen van de grootste en kleinste sfeer worden weergegeven in Figuur 39.



Figuur 37: Gemiddelde SUV-waarden van de grootste (links) en kleinste (rechts) sfeer voor de resterende parametercombinaties

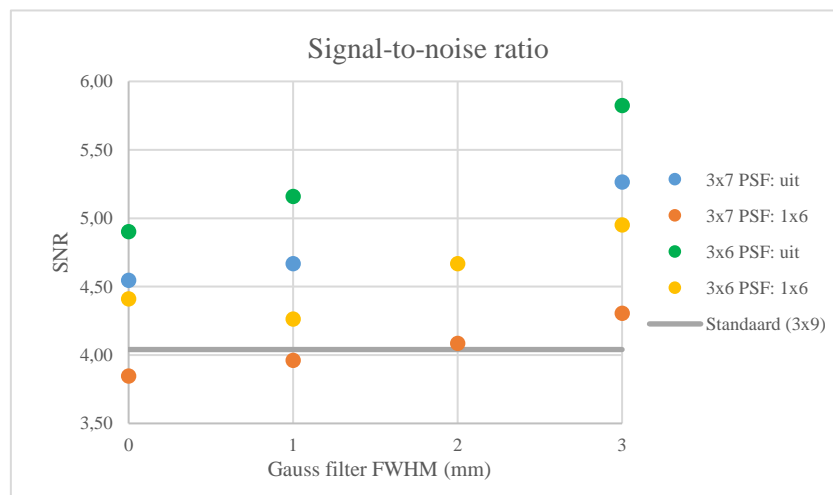


Figuur 38: Contrast ratio's van de grootste (links) en kleinste (rechts) sfeer voor de resterende parametercombinaties



Figuur 39: Procentuele volumeverschillen van de grootste (links) en kleinste (rechts) sfeer voor de resterende parametercombinaties

In functie van de resterende reconstructieparametercombinaties wordt de ruis, uitgedrukt in SNR, weergegeven in Figuur 40. Aangezien de theoretische SNR-waarde niet bepaald kan worden, wordt enkel de SNR-waarde van de standaardreconstructie weergegeven in het grijs.



Figuur 40: Signal-to-noise ratio voor de resterende parametercombinaties

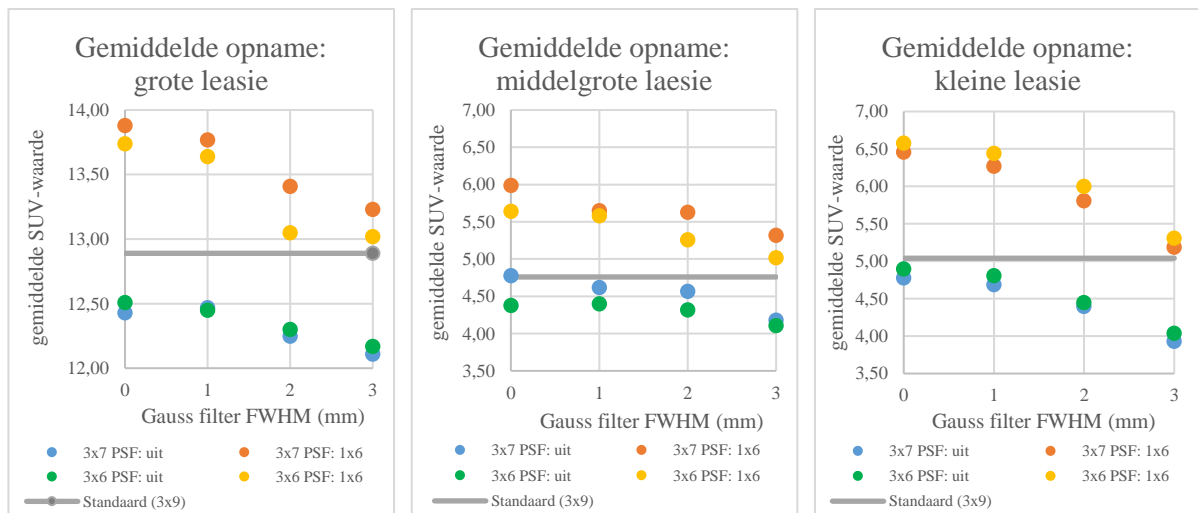
4.7 Patiëntenstudie

Hieronder worden de resultaten weergegeven van de reconstructies van twee patiënten met dezelfde 16 combinaties als in “4.6 Resterende reconstructieparametercombinaties”. De grafieken worden op dezelfde manier voorgesteld als hierboven, de bijbehorende tabellen zijn terug te vinden in “Resultaten van de reconstructies van patiënt 1 en patiënt 2 met de resterende parametercombinaties” in “Annex A: Resultaten van de reconstructies”. Aangezien de theoretische waarden van een patiënt niet bepaald kunnen worden, ontbreken deze waarden op de grafieken. De waarden van de standaardreconstructie worden getoond in het grijs.

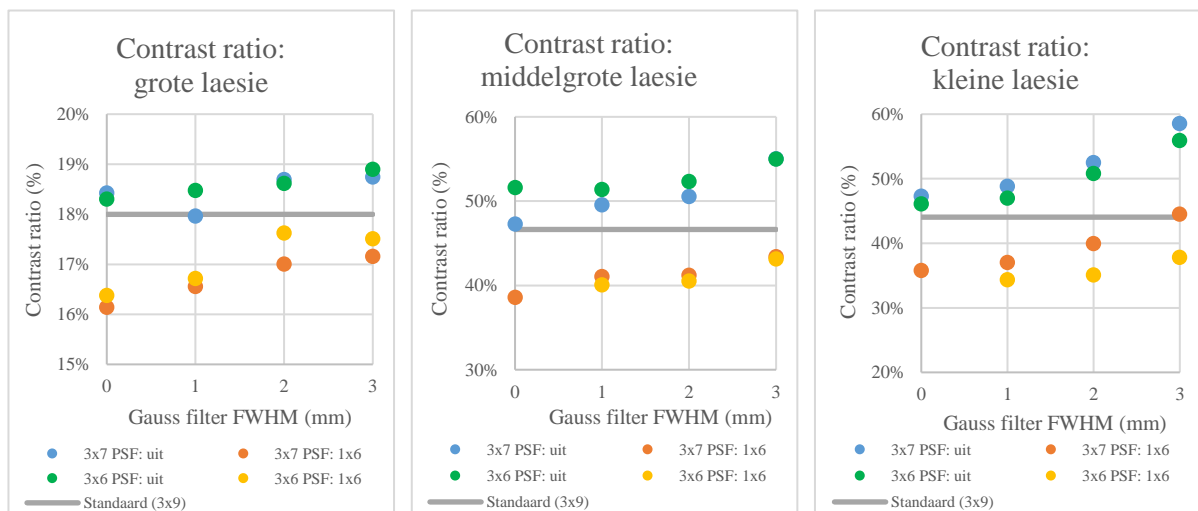
Uit beide patiënten zijn in het totaal drie laesies gekozen om de reconstructies te beoordelen. Er is gekozen voor een grote, een middelgrote en een kleine laesie met respectievelijk 68136 mm³, 2088 mm³ en 512 mm³. Aangezien er geen theoretisch volume bepaald kan worden, zijn deze volumes bepaald m.b.v. een 3D-ROI bij de standaardreconstructies.

De middelgrote en kleine laesie zijn afkomstig van patiënt 1, de grote laesie van patiënt 2, zie Figuur 46 en Figuur 47. Om de 3D-ROI's zo goed mogelijk de werkelijke afmetingen van de laesies te doen benaderen is voor patiënt 1 een standaard 3D-ROI van 40% gebruikt en voor patiënt 2 een 3D-ROI gebaseerd op 50% van de maximum SUV-waarde.

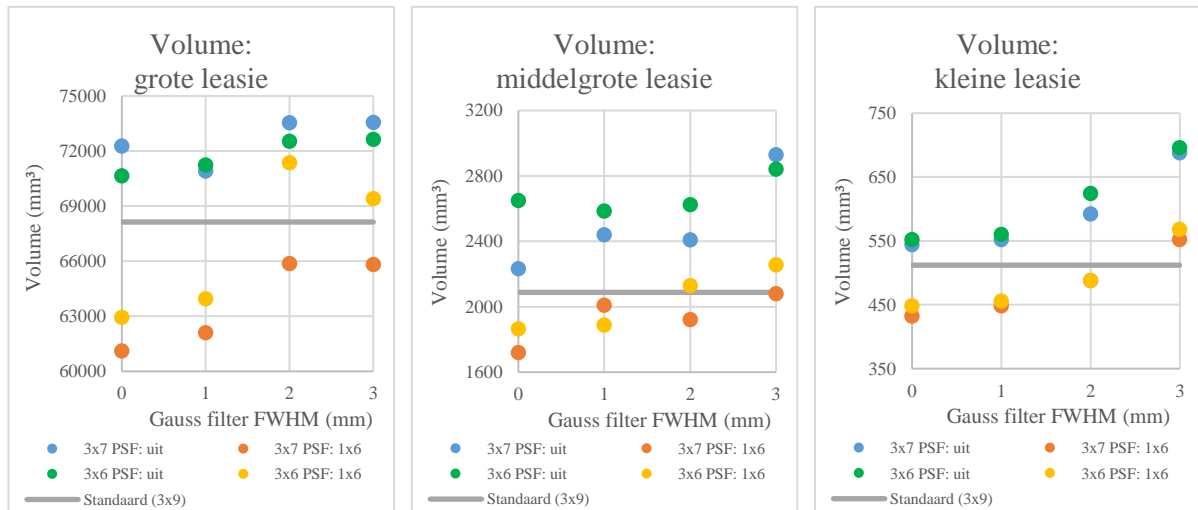
Figuur 41 toont de gemiddelde SUV-waarden van alle laesies voor elke reconstructie. Figuur 42 toont de contrast ratio's van de grote, middelgrote en kleine laesie. Aangezien er geen theoretisch volume berekend is kan de "procentueel volumeverschil" grafiek niet worden opgesteld zoals in de voorgaande onderdelen. Bijgevolg wordt het absoluut volume van de laesies samen met de volumes van de standaard reconstructie, voorgesteld in Figuur 43.



Figuur 41: Gemiddelde SUV-waarden van de grote (links), middelgrote (midden) en kleine (rechts) laesie voor de resterende parametercombinaties

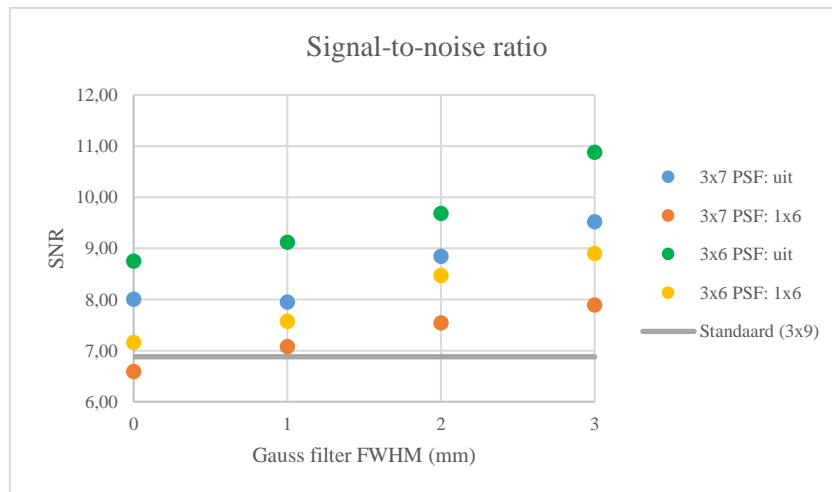


Figuur 42: Contrast ratio's van de grote (links), middelgrote (midden) en kleine (rechts) laesie voor de resterende parametercombinaties



Figuur 43: Volume van de grote (links), middelgrote (midden) en kleine (rechts) laesie voor de resterende parametercombinaties

De ruis in de gereconstrueerde beelden wordt voorgesteld door de SNR in Figuur 44. Voor elke reconstructie is de gemiddelde SNR-waarde van de twee patiënten bepaald. Deze gemiddelde waarden worden getoond in onderstaande grafiek, samen met de gemiddelde standaard SNR-waarde.



Figuur 44: Gemiddeld signal-to-noise ratio van patiënt 1 en patiënt 2 voor de resterende parametercombinaties

5 Discussie

5.1 Extreme reconstructieparameters elimineren

Zoals al eerder vermeld, is Tabel 3 opgesteld door een visuele selectie van gereconstrueerde patiëntbeelden. De beelden met teveel ruis of te glad worden geëlimineerd. Dit komt enerzijds overeen met de gereconstrueerde beelden welke een parameter, hoger dan de bekomen maxima, bevatten. Anderzijds komt dit overeen met de gereconstrueerde beelden die een reconstructieparameter, lager dan de bekomen minima, bevatten. Aan de hand van deze tabel kan een grove inschatting gemaakt worden richting mogelijke parametercombinaties.

Uit deze eerste reconstructies blijkt dat de theorie achter de werking van het aantal updates, de PSF-technologie en de Gauss filter overeenkomt met de praktijk bij het Vereos-Systeem. Zo stijgt de ruis indien het aantal updates wordt verhoogd, maakt PSF de beelden scherper met als gevolg meer ruis en zorgt de Gauss filter net voor gladdere beelden en dus minder ruis.

5.2 Het NEMA IEC body fantoom™

Na de visuele selectie met patiënten werd overgegaan op de fantoomstudie. Hierbij zijn activiteiten bekomen van 1,469 MBq in de sferen en 30,14 MBq in de achtergrond van het fantoom (Tabel 4). De som van deze twee activiteiten komt overeen met de totale activiteit aanwezig in het fantoom bij de start van de scan. Aan de hand van de activiteit in de achtergrond, de gewenste activiteit van 1,82 kBq/ml en de algemene vervalwet is er een tijdsverschil bekomen van 1 u 19 min en 54 s in Tabel 5. Aangezien de methode voor EARL-accreditatie [26] wordt gebruikt voor het bepalen van de activiteitconcentraties in het fantoom etc. is deze EARL aanpak consequent gevolgd in de rest van het onderzoek. Hierdoor wordt, voor het berekenen van het tijdstip, de activiteit in de achtergrond gebruikt i.p.v. de totale activiteit van het fantoom.

Hieruit volgt dat de scan gereconstrueerd moet worden na 1 u 19 min 54 s om de activiteit te bekomen die correspondeert met de activiteit bij patiënten. Elke fantoomscan wordt dus gereconstrueerd rond dit tijdstip met een totale scantijd van 1 min/bedpositie. Aangezien het fantoom maar uit één bedpositie bestaat wordt er telkens gereconstrueerd met een tijdsduur van 1 min.

Tabel 6 toont de bekomen activiteit in het fantoom op het bepaalde tijdstip, de activiteit in de achtergrond komt logischerwijs overeen met 18,19 MBq. Aan de hand van deze activiteiten worden de theoretische SUV-waarden bepaald in Tabel 7. Hierbij wordt een SUV-waarde van 0,95 bekomen in de achtergrond. Dit is een realistische waarde aangezien er, indien het fantoom een volledig homogeen mengsel zou zijn zonder sferen, theoretisch een SUV-waarde van 1 wordt bekomen. De aanwezigheid van de sferen met een hogere activiteit in het fantoom zorgen dus voor een verlaging van de SUV-waarde in de achtergrond.

Een theoretische SUV-waarde van 9,42 is bekomen voor de sferen. Deze waarde zou theoretisch hetzelfde moeten zijn voor elke sfeer ongeacht het volume, zoals reeds vermeld in “2.1 PET/CT in het algemeen” is SUV-validatie afhankelijk van de patiënt en de gebruikte methoden. Zo zullen kleinere sferen een kleine SUV-waarde geven, ook al hebben zo oorspronkelijk dezelfde activiteitsconcentratie. Dit komt door PVE waarbij kleinere volumes meer worden uitgesmeerd met als gevolg een daling van de gemeten activiteitsconcentratie, zoals uitgelegd in “2.3 PSF-technologie”. Er gaat dus een zekere variabiliteit ontstaan op de bekomen SUV-waarden in de sferen.

5.3 Invloed van het aantal iteraties en subsets

Figuur 21 en Figuur 23 tonen de gemiddelde SUV-waarden en de contrast ratio's van alle drie de sferen. Uit deze grafieken kan het aantal updates bepaald worden waarbij een constant verloop, voor zowel de SUV-waarden alsook de contrast ratio's, start. Hieruit is gebleken dat er minimaal 18 updates nodig zijn om betrouwbare SUV-waarden en contrast ratio's te bekomen. In deze grafieken komen deze 18 updates overeen met het punt waarbij de curves quasi horizontaal gaan lopen en bij meer updates deze variabelen niet langer variëren.

Uit beide grafieken is duidelijk dat de kleinste sfeer de slechtste resultaten geeft voor zowel de SUV-waarden alsook voor de contrast ratio's. Dit valt te verklaren door bovenstaande uitleg over de grotere spreiding van de activiteitsconcentratie bij kleinere volumes. Er is dus vooral gefocust op de curves van de kleinste sfeer voor het bepalen van de minimum waarde van 18 updates.

Het contrast ratio komt overeen met de verhouding tussen de gemiddelde SUV-waarden van de achtergrond en de sfeer. Een zo laag mogelijk contrast ratio komt dus overeen met een zo hoog mogelijk contrast tussen de sferen en de achtergrond. De optimale situatie zou dus overeenstemmen met het aantal updates die zo dicht mogelijk bij de theoretische SUV-waarde komen en bij het theoretisch contrast ratio.

Men moet zich echter realiseren dat het bekomen van de theoretische SUV-waarde (9,42) niet realistisch is. Dit vanwege de uitspreiding van activiteit in sferen, alsook de detector efficiëntie en dergelijke. Het bekomen van een 100% theoretisch correcte reconstructies is praktisch onmogelijk.

Aangezien SNR de verhouding weergeeft tussen de gemiddelde SUV-waarde in de achtergrond en zijn standaarddeviatie, komt een lagere SNR overeen met meer ruis in het beeld. Hoe hoger de SNR-waarde, hoe minder ruis, met als gevolg een hogere beeldkwaliteit. Figuur 22 toont een dalend verloop voor de SNR-waarden in functie van een stijgend aantal updates. Hieruit kan besloten worden dat om de ruis zo laag mogelijk te houden het aantal updates zo laag mogelijk wordt gehouden. Uit deze dalende curve is besloten dat er maximaal 30 updates mogen worden gebruikt in de optimale reconstructieparameters.

Figuur 24 toont de invloed van het aantal updates op de gemeten sfeervolumes t.o.v. hun theoretische volumes. Uit deze grafiek valt af te leiden dat weinig updates resulteren in een incorrecte volumebepaling en mogelijke laesies worden dus niet correct in beeld gebracht. Hieruit volgt dat om een correcte volumebepaling te bekomen, er minimum 18 updates nodig zijn. De curves van de drie sferen blijven echter na deze updates nog verder schommelen.

Bij een groot aantal updates (vanaf 70) wordt het moeilijker om het volume van de kleinste sfeer correct te bepalen. Dit valt te verklaren door de stijging van de ruis bij een stijgend aantal updates waardoor deze sfeer moeilijker te onderscheiden valt van de ruis.

Door het bereik van minimaal 18 updates en maximaal 30 updates worden voor het aantal iteraties en subsets, heel wat mogelijke combinaties bekomen. Uit deze combinaties wordt er uiteindelijk gekozen voor de finale reconstructieparametercombinatie. In dit onderzoek is er gekozen om verder te werken met 3 iteraties en 6 of 7 subsets voor de resterende parametercombinaties. Hierdoor worden er 18 of 21 updates bekomen wat binnen het toegestane gebied van 18 tot 30 ligt. Om een zo hoog mogelijke SNR te bekomen met zo correct mogelijke SUV-waarden, contrast ratio's en volumes, wordt er gekozen voor deze twee combinaties.

5.4 Invloed van de PSF-technologie

5.4.1 Invloed van de regularisatiefactor

Zoals zichtbaar in Figuur 25 is er een lichte stijgende trend van de gemiddelde SUV-waarden bij een stijgende regularisatiefactor. Er geldt een dalende trend bij de contrast ratio's bij een stijgende regularisatiefactor in Figuur 27. Bij zowel Figuur 25 als Figuur 27 lijkt bij de grotere regularisatiefactor waarden (vanaf 8mm) de kleinste sfeer deze trend niet te volgen.

De afwijkingen van de kleinste sfeer vallen te verklaren door de grote afwijkingen op de volumes bepaald met de 3D ROI, zichtbaar in Figuur 28. Alle sferen zijn bepaald m.b.v. een 3D ROI met 40% van de maximum SUV-waarde. Bij de reconstructies met een grotere regularisatiefactor benaderde deze 3D ROI het volume van de kleinste sfeer niet meer optimaal. Er is gekozen om te blijven werken met de 40% 3D-ROI's om consequent te zijn en omdat deze 3D-ROI wel correcte resultaten gaf voor sfeer één en vier.

Door deze minder correcte bepaling van de kleinste sfeer is er een verandering in de SUV-waarde bekomen die als niet correct kan worden beschouwd. Er mag dus verwacht worden dat de SUV-waarden en de contrast ratio's van de kleinste sfeer theoretisch gezien dezelfde trend volgen dan de andere sferen.

In Figuur 28, wordt de invloed van de regularisatiefactor op het procentueel volumeverschil getoond. Dat het verschil steeds groter wordt bij een stijgende regularisatiefactor, met een sterke dalende trend vanaf 7 mm, is hierbij zichtbaar. Deze sterke daling valt deels te ontkrachten door de verklaring hierboven betreffende het fout bepalen van de volumes met de 3D ROI van 40%. Toch kan uit deze Figuur 28 besloten worden dat, om geen te grote daling van de volumes te bekomen, de regularisatiefactor maximum 7 mm mag bedragen. Zelfs met een correctie voor de foutieve 3D ROI is er na 7 mm nog altijd een dalende trend in de bekomen volumes.

De invloed van de regularisatiefactor op de ruis, uitgedrukt in SNR, wordt weergegeven in Figuur 26. Hierbij is een hogere SNR-waarde tussen de 4 en 7 mm bekomen. Uit deze grafiek kan besloten worden dat de regularisatiefactor binnen deze verhoging moet liggen en dus tussen de 4 en de 7 mm. Zoals eerder vermeld zou volgens de literatuur [13], [18] de regularisatiefactor in de buurt van de systeemresolutie liggen en voor het Vereos-systeem idealiter 6 mm bedragen. Deze bevinding komt overeen met onze resultaten voor de regularisatiefactor waarbij deze voor de volumes maximum 7 mm mag bedragen en voor de SNR tussen de 4 en 7 mm moet liggen. Hieruit is besloten om een regularisatiefactor van 6 mm te kiezen als ideale parameter.

5.4.2 Invloed van het aantal PSF iteraties

Voor de gemiddelde SUV-waarden in functie van het aantal PSF iteraties, is er een stijgende trend zichtbaar in Figuur 29. Het stijgend aantal PSF iteraties heeft een veel grotere invloed van de SUV-waarden van de kleinste sfeer in vergelijking met de andere sferen. Hetzelfde geldt ook voor de daling bij de contrast ratio's in Figuur 31. Voor het bepalen van het optimaal aantal PSF iteraties zal er dus vooral gefocust worden op de invloed van het aantal iteraties op de kleinste sfeer.

Er is een stijging van de SUV-waarden zichtbaar bij een klein aantal PSF iteraties, welke gunstig is voor het benaderen van de theoretische SUV-waarde. Hetzelfde geldt ook voor het benaderen van het theoretische contrast ratio. Uit Figuur 29 en Figuur 31 kan besloten worden dat er maximaal 3 PSF iteraties mogen worden gebruikt om geen te groot effect te hebben op de kleinste sfeer en tevens een lichte stijging te bekomen richting de theoretische waarden.

De invloed van het aantal PSF iteraties op de ruis wordt weergegeven in Figuur 30, hierbij is een sterk dalende SNR-curve zichtbaar. Om de ruis zo laag mogelijk te houden moet een zo hoog mogelijke SNR bekomen worden. Het aantal PSF iteraties heeft ook een grote invloed op de bekomen volumes, zichtbaar in Figuur 32. Hierbij is een dalende trend zichtbaar, welke tevens de grootste invloed heeft op de kleinste sfeer. Uit beide grafieken volgt dat het aantal PSF iteraties best zo laag mogelijk wordt gehouden om zo weinig mogelijk ruis en de meest correcte volumes te bekomen. Hieruit kan besloten worden dat het aantal PSF iteraties best nog lager ligt dan drie.

Door de combinatie van deze resultaten en de aanbevelingen in [13] en [18] wordt er besloten om één PSF iteratie te kiezen als de optimale parameterwaarde. Dit om zo weinig mogelijk ruis en verschil in volume te bekomen en tevens een milde stijging van de SUV-waarden.

Figuur 25 tot Figuur 32 tonen dat de invloed van PSF op de reconstructies overeenkomt met de verwachtingen uit de literatuur. Zo verhoogt PSF de SUV-waarden met een bijkomstige stijging van de ruis. Tevens komen de bekomen resultaten voor de regularisatiefactor en het aantal iteraties overeen met de resultaten in de literatuur [13] en [18]. Uit al deze resultaten wordt er in het algemeen besloten om de PSF in te stellen met één iteratie en een regularisatiefactor van 6 mm. Deze waarden komen overeen met de standaard ingestelde waarden bij het Vereos-systeem.

5.5 Invloed van de Gauss filter

Zoals al eerder vermeld zorgt de Gauss filter voor het afvlakken en verzachten van de beelden. Deze verzachting is zichtbaar in Figuur 33 voor de gemiddelde SUV-waarden en in Figuur 35 voor de contrast ratio's. Hierbij is een dalende trend zichtbaar voor de SUV-waarden bij een stijgende FWHM, met een sterkere daling bij de kleinste sfeer. Er is een stijging van de contrast ratio's in functie van de FWHM, welke ook de grootste invloed heeft op de kleinste sfeer. Bij de invloed van de Gauss filter moet er eveneens vooral gefocust worden op de gevolgen voor de kleinste sfeer, net zoals bij de invloed van PSF.

Uit Figuur 33 en Figuur 35 kan besloten worden dat de FWHM best niet te hoog wordt gekozen om de negatieve invloed op de SUV-waarden en de contrast ratio's zo klein mogelijk te houden. Daarom wordt een maximale FWHM van 4 mm bepaald.

Zoals te verwachten, daalt de ruis en stijgt bijgevolg de SNR bij een stijgende FWHM, zichtbaar in Figuur 34. Om zo weinig mogelijk ruis te bekomen, zou de FWHM van de Gauss filter dus best zo hoog mogelijk worden ingesteld.

Hoe groter de FWHM-waarde, hoe groter de volumes van de sfeer worden t.o.v. de theoretische volumes, zie Figuur 36. Hierbij is de grootste invloed van de FWHM eveneens zichtbaar bij de kleinste sfeer. Zoals al eerder vermeld, is deze curve maar gedeeltelijk voorgesteld en loopt deze in werkelijkheid door tot 900% voor de FWHM van 12 mm. Door deze sterke stijging wordt er besloten dat een FWHM van maximum 3 mm is toegestaan om de invloed van de Gauss filter op het volume van de sferen en voornamelijk de kleinste sfeer, te beperken.

Uit al deze resultaten wordt besloten om een Gauss filter met een FWHM van 1, 2 of 3 mm te gebruiken als mogelijke parameterwaarden. Dit om de ruis te verminderen en geen te grote effecten op de SUV-waarden, de contrast ratio's en de volumes te bekomen. Er wordt dus een lagere Gauss filter FWHM bekomen dan standaard is ingesteld (4,1 mm), vooral om de effecten op de kleinste sfeer te beperken.

5.6 Resterende reconstructieparametercombinaties

Nu elke parameter apart is onderzocht kunnen, voor het vinden van de optimale reconstructieparameters, de bekomen parameterwaarden met elkaar gecombineerd worden, resulterend in 16 mogelijke combinaties. Algemeen gezien zorgen de reconstructieparameters voor de grootste veranderingen bij de bekomen variabelen van de kleinste sfeer. Dit voor zowel de gemiddelde SUV-waarde, het contrast-ratio als het procentueel volumeverschil. Dit is een logisch gevolg aangezien de Gauss filter en de PSF-technologie het meeste effect hebben op kleinere laesies. Om besluiten te vormen omtrent de optimale reconstructieparameters gaat er vooral gefocust worden op de resultaten van de kleinste sfeer.

Uit Figuur 37 kan worden afgeleid dat voor de kleinste en de grootste sfeer, de reconstructies waarbij PSF is ingeschakeld, betere SUV-waarden geven dan de huidige reconstructieparameters. Dit voor zowel de 3x6 als de 3x7 reconstructies met een FWHM waarde van 0 (uit), 1, 2 of 3 mm. Met uitzondering van de "3x6, PSF: 1x6, FWHM van 3 mm", deze combinatie geeft een te verzacht beeld waardoor voor de kleinste sfeer, een lagere SUV-waarde wordt bekomen.

De reconstructies waarbij geen PSF is gebruikt, tonen in het algemeen een te glad en verzacht beeld en dus een daling in de SUV-waarde t.o.v. de standaard reconstructie. Dit vanwege de daling in het aantal updates en de eventuele Gauss filter, welke beide het beeld verzachten. Uit deze twee grafieken kan besloten worden dat de PSF moet worden ingeschakeld om een stijging in de SUV-waarden richting de theoretische SUV-waarde, te bekomen.

De volgende twee grafieken in Figuur 38 tonen de bekomen contrast ratio's van de verschillende reconstructies. Ook hieruit blijkt dat PSF best kan worden ingeschakeld om een beter contrast ratio dan bij de standaardinstellingen te bekomen en dus de theoretische waarde beter te benaderen. Dit geldt eveneens voor de contrast ratio's van de grootste sfeer bij de reconstructies van 3x6 en 3x7 waarbij de PSF is uitgeschakeld en de Gauss filter FWHM 0 of 1 mm. Dit is echter niet zo voor de kleinste sfeer, daarom worden deze combinaties niet als een verbetering beschouwd t.o.v. de standaard reconstructie. Voor een verbetering in de contrast ratio's moet dus ook PSF worden ingeschakeld, ongeacht het aantal iteraties, het aantal subsets en de Gauss filter FWHM.

De procentuele volumeverschillen worden weergegeven in Figuur 39. Voor beide sferen komt het volume van de standaard reconstructie zeer goed overeen met het theoretische volume. Om de invloed van de reconstructies op de volumes te onderzoeken, wordt er vooral gefocust op de grafiek van de kleinste sfeer. Uit deze grafiek kan besloten worden dat de reconstructies waarbij PSF is uitgeschakeld, het volume van de kleinste sfeer overschatten, zeker als de Gauss filter wordt ingeschakeld. Hieruit wordt ook besloten dat, om geen overschatten van de sfeervolumes te bekomen, de PSF moet worden ingeschakeld.

Indien PSF wordt ingeschakeld en de Gauss filter niet, wordt het volume van de kleinste sfeer zwaar onderschat voor zowel de 3x6 als de 3x7 reconstructie. Deze twee combinaties resulteren dus niet in een verbetering. De 3x6 en 3x7 reconstructies met PSF en een FWHM van 3 mm, geven een overschatting van het volume. Deze twee combinaties worden ook geëlimineerd.

De ruis, weergegeven m.b.v. het SNR-ratio in Figuur 40, is een zeer beïnvloedende factor in het gereconstrueerde beeld. Hoe hoger de SNR hoe lager de ruis en hoe reëler het bekomen beeld. Uit deze grafiek valt te besluiten dat de "3x6, PSF uit, Gauss filter FWHM van 3 mm" de minste ruis heeft. Voor alle andere variabelen geeft deze combinatie slechtere resultaten. Er zal dus een compromis gezocht moeten worden tussen de ruis en de andere variabelen.

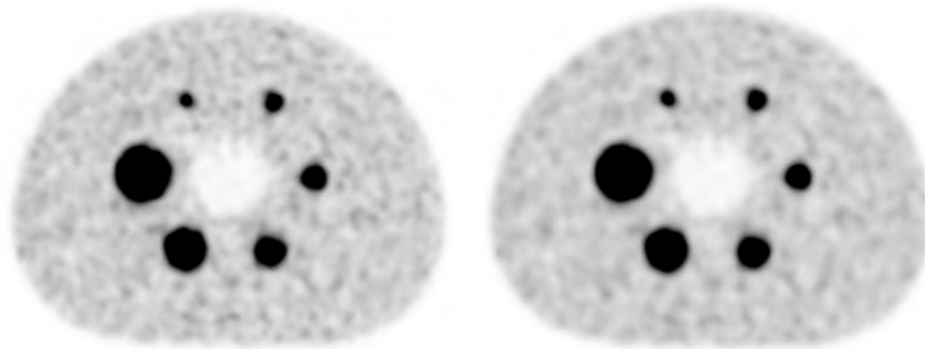
Uit deze grafiek kan ook besloten worden dat de reconstructies van 3x6 met PSF ingeschakeld en de Gauss filter FWHM van 0 of 1 mm, geen mogelijke optie zijn. Deze hebben slechtere ruis-prestaties dan de huidige instellingen. Alle andere combinaties tonen een verbetering in de hoeveelheid ruis t.o.v. de standaardinstellingen en zijn potentiële parametercombinaties.

Indien al deze variabelen worden samengevat, kan worden besloten dat PSF en de Gauss filter moeten worden ingeschakeld. De Gauss filter mag geen 3 mm meer bedragen, enkel nog 1 of 2 mm. Als deze voorwaarden worden toegepast op de 16 combinaties zijn er nog vier mogelijke combinaties over, namelijk de 3x6 en 3x7 iteraties met PSF ingeschakeld en een FWHM van 1 of 2 mm.

Vervolgens is gekeken naar de werkelijke bepaalde waarden voor elke variabele in "Resultaten van de fantoomreconstructies met de resterende parametercombinaties" in "Annex A: Resultaten van de reconstructies".

Indien het doel zo weinig mogelijk ruis is en een zo hoog mogelijke SNR, geeft de "3x6, PSF: uit, Gauss filter FWHM van 3 mm" het beste resultaat. Hierbij wordt een verbetering bekomen van een factor 1,44 voor de SNR-waarde. De "3x7, PSF: 1x6, Gauss filter: uit" reconstructie geeft de SUV-waarden die zo dicht mogelijk bij de theoretische waarde liggen, vooral voor de kleinste sfeer. Deze reconstructie geeft tevens contrast ratio's die het theoretisch contrast ratio het beste benaderen. Indien er een compromis gezocht wordt tussen de ruis en de andere variabelen is gebleken dat de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" de beste combinatie vormt. Hierbij geeft elke variabele een verbetering t.o.v. de standaard reconstructie. Tevens wordt er t.o.v. de standaard reconstructie een SNR verbetering bekomen van een factor 1,16.

Om deze optimale combinatie kracht bij te zetten wordt hieronder in Figuur 45 het verschil getoond tussen de standaard "3x9" en de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" reconstructie. Hierbij zijn in beide reconstructies, alle zes de sferen goed zichtbaar en is er een duidelijk contrast tussen de sferen en de achtergrond. De achtergrond in de rechtse figuur is homogener dan in de linkse figuur, wat overeenkomt met de stijging van SNR bij de rechtse reconstructie. De veranderingen in SUV-waarde en het volume zijn visueel niet zichtbaar.



Figuur 45: Vergelijking tussen de standaard “3x9” reconstructie (links) en de “3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm” reconstructie (rechts) van het fantoom

5.7 Patiëntenstudie

De grafieken in Figuur 41 tonen dat bij de reconstructies van de patiënten, er hogere en dus betere SUV-waarden worden bekomen, indien de PSF wordt ingeschakeld. Dit resultaat wordt bekomen voor alle drie de groottes van laesies. De reconstructies zonder PSF geven lagere SUV-waarden dan de standaard reconstructies van de twee patiënten. PSF inschakelen heeft dus een gunstig effect op de SUV-waarden. Deze constatering komt overeen met het resultaat rond de SUV-waarden bij de fantoomstudie.

Hetzelfde geldt voor de contrast ratio's van de drie laesies getoond in Figuur 42. Hierbij geven de reconstructies met PSF een lager contrast ratio weer, wat betekent dat, bij deze reconstructies, de verhouding tussen de opname in de laesies en de achtergrond groter is. De laesies zullen scherper aanwezig zijn in de reconstructies met PSF dan in de standaard reconstructies of deze zonder PSF. Aan de hand van deze grafieken kan eveneens worden besloten dat het inschakelen van PSF een positief effect heeft op de reconstructies, net zoals in de fantoomstudie.

De bekomen volumes van de grote, middelgrote en kleine laesies worden getoond in Figuur 43. Hierbij heeft de grote laesie een veel groter volume dan eender welke sfeer in het fantoom. Er kan dus niet gesproken worden over de absolute waarden van deze volumes, wel over de effecten van de reconstructies op de volumes. De middelgrote laesie komt wat volume betreft ongeveer overeen met sfeer 4 uit het fantoom, de kleine laesie ligt dicht bij sfeer 6.

Aangezien in de fantoomstudie voor beide sferen het volume van de standaard reconstructie zeer goed overeen kwam met de theoretische waarde, wordt er nu gekeken welke reconstructies dicht bij de standaard waarden liggen. Uit alle drie de grafieken in Figuur 43 kan besloten worden dat de 3x6 reconstructies met PSF uitgeschakeld voor elke Gauss filter FWHM ver van de standaard waarde liggen. Deze reconstructies geven dus geen correct volume weer. Hetzelfde geldt voor de reconstructies met PSF ingeschakeld en een FWHM van 0 of 1 mm en voor de 3x7 reconstructies met PSF uitgeschakeld en een FWHM van 2 of 3 mm.

Voor de volumes kan in het algemeen besloten worden dat de 3x6 en 3x7 reconstructies met PSF ingeschakeld en een FWHM van 2 of 3 mm de beste resultaten geven. Er moet hierbij rekening worden gehouden met de aanname dat het volume van de standaard reconstructie wordt gebruikt als referentiepunt.

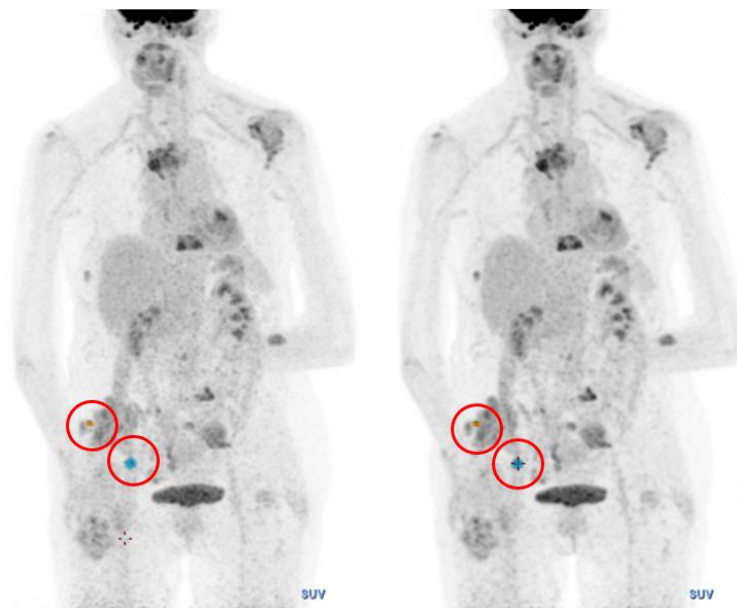
Uit Figuur 44 kan besloten worden dat elke reconstructie een betere SNR geeft behalve de “3x7, PSF: 1x6, Gauss filter: uit” reconstructie. Dit is een logisch resultaat aangezien deze laatste reconstructie het grootste aantal updates heeft en PSF heeft ingeschakeld welke beide voor een ruisverhoging zorgen. De Gauss filter is hierbij uitgeschakeld waardoor deze ruisverhoging niet wordt tegengewerkt. De “3x6, PSF: uit, Gauss filter FWHM van 3 mm” geeft de hoogste SNR-waarde en dus de minste ruis. Wat tevens te verklaren valt door het lage aantal updates, afwezigheid van PSF en de hoge FWHM van de Gauss filter.

Deze grafiek bevestigt nogmaals de theorie van de literatuur waarbij reconstructies zonder PSF minder ruis geven. Hetzelfde geldt voor reconstructies met de Gauss filter ingeschakeld, namelijk hoe hoger de FWHM hoe lager de ruis. Algemeen kan besloten worden dat bijna elke reconstructie een beter resultaat geeft voor SNR dan de standaard reconstructie.

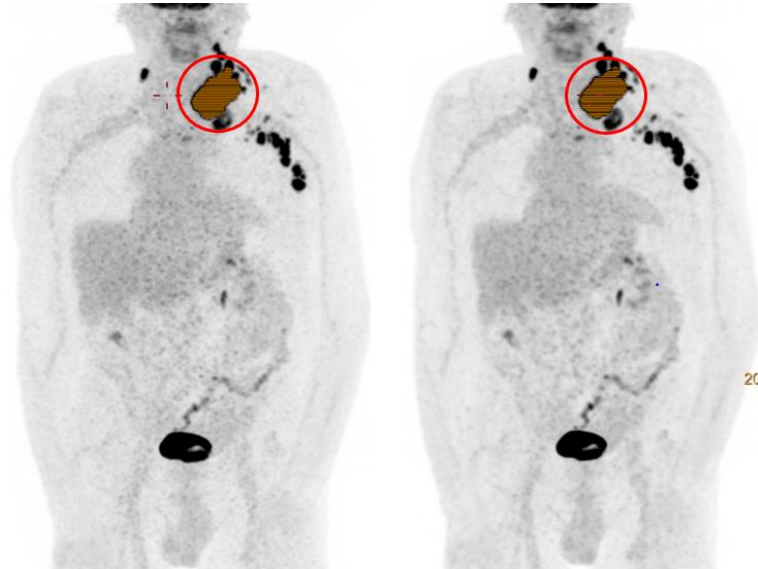
Indien een zo hoog mogelijke SUV-waarde en een hoog contrast gewenst is, geeft de “3x7, PSF: 1x6, Gauss filter: uit” de beste combinatie. Indien zo weinig mogelijk ruis het doel is, is de “3x6, PSF: uit, Gauss filter FWHM van 3 mm” reconstructie de beste optie. Hierbij wordt een verbetering met een factor 1,58 bekomen. Indien het optimale compromis gezocht wordt tussen de ruis en de andere variabelen wordt de “3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm” reconstructie bekomen. Hierbij is een stijging van de SUV-waarden waarneembaar en een daling van het contrast ratio. De bekomen volumes liggen relatief dicht bij de standaard volumes en er is een stijging van de SNR met een factor 1,12 t.o.v. de standaard reconstructie.

De bekomen reconstructieparametercombinaties van de patiëntenstudie voor zowel de beste SNR, de hoogste SUV-waarden en de beste combinatie komen overeen met de combinaties bij de fantoomstudie. Hieruit kan besloten worden dat de bekomen resultaten en conclusies uit de fantoomstudie ook van toepassing zijn op patiënten.

Onderstaande Figuur 46 en Figuur 47 tonen een vergelijking tussen de standaard reconstructie en de optimale “3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm” reconstructie, respectievelijk voor patiënt 1 en patiënt 2. Op deze figuren zijn de drie gebruikte laesies gearceerd en omcirkeld. Beide reconstructies tonen dezelfde laesies. Deze laesies zijn in de optimale combinatie (rechts) scherper en duidelijk aanwezig. Ook is de kleine ruisverbetering zichtbaar in de achtergrond van de patiënt. Zo lijken de lever en andere organen homogener. De verbetering van de SUV-waarde of veranderingen in volumes van laesies, zijn niet zichtbaar.



Figuur 46: Vergelijking tussen de standaard “3x9” reconstructie (links) en de “3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm” reconstructie (rechts) van patiënt 1 (middelgrote en kleine laesie)



Figuur 47: Vergelijking tussen de standaard "3x9" reconstructie (links) en de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" reconstructie (rechts) van patiënt 2 (grote laesie)

6 Conclusie

Als eerste werd de invloed van de verschillende reconstructieparameters afzonderlijk onderzocht om zo de beste beeldkwaliteit te bekomen. Uit het eerste onderzoek rond de invloed van het aantal updates op de reconstructies van het fantoom, is gebleken dat er minimum 18 en maximum 30 updates nodig zijn. Indien er binnen deze waarden wordt gereconstrueerd zal correcte SUV-waardering bekomen worden, alsook correcte volumebepaling en voldoende contrast tussen de achtergrond en de sferen. Door het aantal updates zo dicht mogelijk bij de 18 te nemen zal de ruis aanwezig in het beeld, zo laag mogelijk zijn.

Indien PSF wordt ingeschakeld is er besloten om altijd te werken met één iteratie en een regularisatiefactor van 6 mm. Dit resultaat is gebleken uit het onderzoek rond de invloed van PSF op de reconstructies en de literatuur. Er is gekozen voor één iteratie om de ruis stijging zo laag mogelijk te houden en toch een verbetering in de SUV-waardering en volumebepaling te bekomen. De regularisatie factor van 6 mm is gekozen om een correcte volumebepaling en om zo weinig mogelijk ruis te bekomen.

Uit het onderzoek rond de Gauss filter is gebleken dat de FWHM van de Gauss filter best tussen de 1 en 3 mm wordt gekozen. Dit besluit is gevormd doordat een grotere FWHM het beeld gladder maakt en een daling van de SUV-waarden veroorzaakt. Het gladder maken van de beelden heeft eveneens een negatief effect op de SUV-waarden, de volumebepaling en de contrast ratio's. Het inschakelen van de Gauss filter heeft als belangrijkste voordeel een daling van de ruis, wat de beeldkwaliteit verbetert.

Nadat elke reconstructieparameter afzonderlijk is onderzocht, worden 16 reconstructiecombinaties gevormd die mogelijks een verbetering vormen t.o.v. de huidige reconstructieparameters. Deze 16 combinaties zijn gereconstrueerd op zowel het fantoom alsook op twee patiënten. Door de bekomen waarden van de reconstructieparameters met elkaar te combineren, kan een totaalbeeld gevormd worden over de invloed van de reconstructieparameters op het bekomen beeld.

Uit zowel de fantoomstudie als de patiëntenstudie is gebleken dat de "3x6, PSF: uit, Gauss filter FWHM van 3 mm" resulteert in de reconstructie met de minste ruis. De reconstructie die de beste SUV-waarden en contrast ratio's geeft is "3x7, PSF: 1x6, Gauss filter: uit".

Indien een verbetering van zowel de SUV-waarden, de volumes en de contrast ratio's t.o.v. de standaard reconstructie gewenst is met zo weinig mogelijk ruis, wordt de "3x6, PSF: 1x6, Gauss filter FWHM van 2 mm" reconstructie bekomen. Hierbij wordt een verbetering van elke variabele en een daling van de ruis bekomen, in zowel de reconstructies van het fantoom alsook in deze van beide patiënten.

Tot slot wordt deze optimale combinatie visueel vergeleken met de standaard reconstructie, voor zowel het fantoom als voor beide patiënten. Visueel gezien zijn er geen grote veranderingen merkbaar bij het fantoom, enkel de daling in achtergrondruis is zichtbaar als een homogener achtergrond. Deze daling van achtergrondruis is eveneens zichtbaar bij de reconstructies van de twee patiënten. Bij de patiënten vallen de laesies ook harder op t.o.v. de achtergrond, wat te verklaren valt door het grotere contrast tussen laesies en de achtergrond. De verschillen in volumes en SUV-waarden zijn visueel niet zichtbaar.

Om effectief over te schakelen van de standaard reconstructieparameters naar deze nieuwe parametercombinatie is nog extra onderzoek nodig. Er moet worden nagegaan of deze verbeteringen van toepassing zijn op elke patiënt. Extra onderzoek rond de invloed van de BMI, speciale patiënten... is noodzakelijk om deze bevindingen meer kracht bij te zetten. De patiëntenstudie zal dus moeten worden uitgebreid naar meerdere patiënten. Hierbij is de input van ervaren nucleaire deskundigen van belang aangezien zij de beelden valideren en mogelijke diagnoses vormen.

Buiten het onderzoek rond de ideale reconstructieparameters kan er eveneens gezocht worden naar de optimale acquisitieparameters. Zoals vermeld in [3], [6] zou een mindere hoeveelheid radiotracer nodig zijn of zou de scantijd verkort kunnen worden door de verbeteringen van de Vereos digitale PET/CT-scanner. Door de acquisitieparameters te optimaliseren kan er gezocht worden naar een lagere radiotracerdosis, geïnjecteerd bij de patiënt. Dit is zowel voor de patiënt qua straling, als economisch voordelig.

Er kan eveneens gezocht worden naar een kortere scantijd per bedpositie om zo de invloed van beweging van de patiënt in de beelden, te minimaliseren. Een ander economisch voordeel van een kortere scantijd is de mogelijkheid om meer patiënten per dag te scannen. Losstaande van dit onderzoek is er al een scantijd verlaging doorgevoerd in het Jessa ziekenhuis te Hasselt. Door de verbeteringen van de beeldkwaliteit met de standaard reconstructieparameters bij de Vereos digitale PET/CT-scanner, wordt er momenteel met 10% minder scantijd per bedpositie gescand t.o.v. het vorige analoge systeem.

Bibliografie

- [1] S. Tong, A. M. Alessio, and P. E. Kinahan, "Image reconstruction for PET/CT scanners: Past achievements and future challenges," *Imaging Med.*, vol. 2, no. 5, pp. 529–545, 2010.
- [2] P. Hogg and G. Testanera, *Principles and Practice of PET/CT - Part 1 - A Technologist's Guide*, vol. 1. 2010.
- [3] Koninklijke Philips N.V., "Diagnostic Confidence with low PET dose," *Philips*, p. 2, 2018.
- [4] S. Adler *et al.*, "Minimum lesion detectability as a measure of PET system performance," *EJNMMI Phys.*, vol. 4, p. 14, 2017.
- [5] P. Schreve and D. W. Townsend, *Clinical PET-CT in Radiology*. 2011.
- [6] Koninklijke Philips N.V., "Significantly reduce scan times with Digital Photon Counting technology," *Philips*, p. 2, 2018.
- [7] D. Koopman *et al.*, "Improving the Detection of Small Lesions Using a State-of-the-Art Time-of-Flight PET/CT System and Small-Voxel Reconstructions," *J. Nucl. Med. Technol.*, vol. 43, no. 21, pp. 21–27, 2015.
- [8] H. Jadvar and J. A. Parker, "PET Radiotracers," in *Clinical PET and PET/CT*, 2005, pp. 45–67.
- [9] B. Reniers, "Positron Emission Tomography/Single Photon Emission Computed Tomography," 2017, p. 133.
- [10] M. E. Phelps, *PET: Physics, Instrumentation, and Scanners*. 2006.
- [11] A. Granov, L. Tiotin, and T. Schwarz, *Positron Emission Tomography*. 2013.
- [12] J. Yan, J. Schaefferkoetter, M. Conti, and D. Townsend, "A method to assess image quality for Low-dose PET : analysis of SNR , CNR , bias and image noise," *Cancer Imaging*, pp. 1–12, 2016.
- [13] Koninklijke Philips N.V., "Truly digital PET imaging," *Philips*, vol. 1, pp. 1–12, 2015.
- [14] B. F. Hutton, "An introduction to digital PET-CT," *Med. Nucl.*, vol. 42, pp. 196–197, 2018.
- [15] D. Koopman *et al.*, "Diagnostic implications of a small-voxel reconstruction for loco-regional lymph node characterization in breast cancer patients using FDG-PET / CT," *EJNMMI Res.*, vol. 8, no. 3, p. 10, 2018.
- [16] Koninklijke Philips N.V., *Referende Manual: Vereos PET / CT System*. 2017.
- [17] M. Soret, S. L. Bacharach, and I. Buvat, "Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging," *J. nuclear Med.*, vol. 48, no. 6, pp. 932–946, 2007.
- [18] M. Narayanan and A. Perkins, "Resolution recovery in the Ingenuity TF PET/CT," *Philips*, pp. 1–12, 2013.
- [19] A. W. and E. W. R. Fisher, S. Perkins, "Gaussian Smoothing," 2003. [Online]. Available: <https://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/gsmooth.htm>. [Accessed: 06-Mar-2019].
- [20] M. A. Miller, "Focusing on high performance," *Philips*, p. 16, 2016.
- [21] Koninklijke Philips N.V., "Philips Vereos Digital PET/CT Product specifications," *Philips*, p. 12, 2018.
- [22] D. A. López-mora *et al.*, "Comparison of image quality and lesion detection between digital and analog PET / CT," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 46, pp. 1383–1390, 2019.
- [23] R. Boellaard *et al.*, "FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1 . 0," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 37, pp. 181–200, 2010.
- [24] "NEMA IEC Body Phantom Set TM," p. 1, 2001.
- [25] R. K. Doot, "PET (SUV) quantitative imaging," 2011, p. 48.

- [26] EARL, "FDG-PET/CT Accreditation," 2018. [Online]. Available: http://earl.eanm.org/cms/website.php?id=/en/projects/fdg_pet_ct_accreditation.htm. [Accessed: 25-Oct-2018].

Annex

Annex A: Resultaten van de reconstructies

Resultaten van de reconstructies bij een stijgend aantal updates													
		Sfeer 1						Sfeer 6					
Aantal Updates	Iter x Sub	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio
Theoretisch		9,42			26522	100%	10%	9,42			524	100%	10%
1	1x1	4,31	0,59	5,58	28928	109%	33%	1,90	0,07	2,05	632	121%	74%
2	1x2	5,01	1,13	7,45	31440	119%	23%	1,85	0,11	2,12	488	93%	61%
3	1x3	5,90	1,48	9,05	29496	111%	17%	2,02	0,19	2,48	560	107%	51%
4	1x4	6,66	1,63	10,02	27224	103%	15%	2,25	0,28	2,94	576	110%	45%
5	1x5	6,98	1,79	10,65	27640	104%	15%	2,56	0,37	3,50	568	108%	40%
6	2x3	7,41	1,76	10,96	26064	98%	14%	2,80	0,49	4,09	656	125%	36%
8	2x4	7,40	1,97	11,20	28360	107%	14%	3,24	0,69	5,10	656	125%	31%
10	2x5	7,85	2,19	11,53	31320	118%	13%	3,29	0,91	6,02	608	116%	31%
12	2x6	7,74	1,82	11,56	27272	103%	13%	3,68	1,04	6,62	608	116%	27%
15	3x5	7,99	1,72	12,19	26088	98%	13%	4,10	1,17	7,47	688	131%	25%
18	3x6	7,77	1,84	12,20	27928	105%	13%	4,43	1,26	7,82	616	118%	22%
21	3x7	8,05	1,77	13,20	26776	101%	12%	4,77	1,36	8,43	568	108%	21%
24	3x8	8,11	1,67	13,14	25936	98%	12%	4,72	1,28	7,90	568	108%	21%
27	3x9	8,14	1,65	12,88	26008	98%	12%	4,95	1,42	9,01	520	99%	20%
30	3x10	8,22	1,64	13,49	25904	98%	12%	5,02	1,48	9,08	544	104%	20%
35	5x7	8,10	1,76	14,36	26816	101%	12%	5,24	1,49	9,21	504	96%	19%
40	5x8	8,22	1,64	14,34	25528	96%	12%	4,82	1,37	8,45	512	98%	21%
45	5x9	8,27	1,60	14,04	25408	96%	12%	5,21	1,51	9,53	488	93%	19%
50	5x10	8,28	1,66	14,80	25824	97%	12%	5,29	1,55	9,50	504	96%	19%
60	5x12	8,24	1,59	15,06	25064	95%	11%	5,38	1,56	9,57	488	93%	17%
70	5x14	8,15	1,74	16,23	26072	98%	12%	5,44	1,56	9,80	512	98%	18%
80	5x16	8,41	1,78	17,04	25768	97%	12%	5,17	1,49	8,84	472	90%	19%
90	5x18	8,29	1,68	15,59	25336	96%	12%	5,64	1,62	10,09	464	89%	18%
100	5x20	8,23	1,82	17,31	26256	99%	12%	5,41	1,50	9,35	464	89%	18%
		Sfeer 4						Ruis					
Aantal Updates	Iter x Sub	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR			
Theoretisch		9,42			5570	100%	10%	0,95					
1	1x1	3,07	0,30	3,76	5712	103%	46%	1,41	0,07	20,14			
2	1x2	3,70	0,58	5,02	5408	97%	31%	1,13	0,05	22,6			
3	1x3	4,31	0,96	6,57	6312	113%	24%	1,03	0,07	14,71			
4	1x4	4,81	1,29	7,86	6784	122%	21%	1,02	0,08	12,75			
5	1x5	5,57	1,46	8,87	6048	109%	18%	1,03	0,09	11,44			
6	2x3	5,84	1,60	9,54	6080	109%	17%	1,02	0,1	10,2			
8	2x4	6,32	1,72	10,12	5888	106%	16%	1,02	0,12	8,50			
10	2x5	6,59	1,83	10,47	5976	107%	15%	1,01	0,14	7,21			
12	2x6	6,58	1,84	10,40	6024	108%	15%	0,98	0,16	6,13			
15	3x5	6,85	1,86	10,84	5928	106%	15%	1,01	0,18	5,61			
18	3x6	6,76	1,84	10,71	5992	108%	14%	0,98	0,19	5,16			
21	3x7	6,90	1,80	10,44	5960	107%	14%	1,00	0,22	4,55			
24	3x8	6,66	1,84	11,09	6216	112%	15%	1,01	0,24	4,21			
27	3x9	6,82	1,83	10,92	6056	109%	15%	1,01	0,25	4,04			
30	3x10	6,73	1,76	11,36	6064	109%	15%	1,00	0,26	3,85			
35	5x7	7,05	1,74	10,79	5840	105%	14%	0,99	0,29	3,41			
40	5x8	6,74	1,82	11,58	6192	111%	15%	1,02	0,3	3,40			
45	5x9	6,97	1,78	11,34	5904	106%	14%	0,98	0,29	3,38			
50	5x10	6,87	1,72	11,83	5912	106%	14%	0,99	0,33	3,00			
60	5x12	7,16	1,81	12,20	5760	103%	13%	0,93	0,36	2,58			
70	5x14	7,08	1,73	11,35	5704	102%	14%	0,97	0,39	2,49			
80	5x16	6,89	1,75	10,79	6016	108%	15%	1,00	0,41	2,44			
90	5x18	7,39	1,83	11,95	5632	101%	14%	1,00	0,42	2,38			
100	5x20	6,59	1,64	12,13	5992	108%	15%	0,98	0,45	2,18			

Resultaten van de reconstructies bij een stijgende PSF regularisatiefactor in mm													
PSF		Sfeer 1						Sfeer 6					
Iter	Fact (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio
Theoretisch		9,42			26522	100%	10%	9,42			524	100%	10%
1	1	8,53	1,67	14,14	25008	94%	12%	6,18	1,81	11,31	408	78%	16%
1	2	8,53	1,71	14,18	25184	95%	12%	6,26	1,85	11,51	408	78%	16%
1	4	8,69	1,74	14,27	24864	94%	12%	6,56	1,94	12,03	400	76%	16%
1	5	8,77	1,77	14,34	24808	94%	11%	6,69	1,96	12,23	400	76%	15%
1	6	8,85	1,81	14,40	24736	93%	11%	6,77	1,97	12,32	400	76%	15%
1	7	8,91	1,88	14,49	24872	94%	11%	6,82	1,96	12,33	400	76%	15%
1	8	9,06	1,86	14,58	24392	92%	11%	6,70	1,96	12,26	424	81%	14%
1	10	9,29	1,91	14,80	23912	90%	11%	6,65	1,89	11,97	424	81%	15%
PSF		Sfeer 4						Ruis					
Iter	Fact (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR			
Theoretisch		9,42			5570	100%	10%	0,95					
1	1	7,44	1,97	12,22	5616	101%	13%	1,00	0,27	3,70			
1	2	7,51	1,99	12,31	5568	100%	13%	1,00	0,28	3,57			
1	4	7,76	2,07	12,64	5424	97%	13%	1,02	0,32	3,19			
1	5	7,90	2,13	12,89	5385	97%	13%	1,00	0,29	3,45			
1	6	7,98	2,23	13,14	5416	97%	13%	1,01	0,29	3,48			
1	7	8,21	2,26	13,39	5248	94%	12%	0,99	0,27	3,67			
1	8	8,39	2,31	13,61	5144	92%	12%	0,97	0,30	3,23			
1	10	8,73	2,38	13,99	4976	89%	11%	0,98	0,30	3,27			

Resultaten van de reconstructies bij een stijgend aantal PSF iteraties													
PSF		Sfeer 1						Sfeer 6					
Iter	Fact (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio
Theoretisch		9,42			26522	100%	10%	9,42			524	100%	10%
1	6	8,85	1,81	14,40	24736	93%	11%	6,77	1,97	12,32	400	76%	15%
2	6	8,77	2,17	15,19	26344	99%	11%	7,90	2,46	14,78	360	69%	12%
3	6	9,21	2,03	15,96	24344	92%	11%	8,99	2,86	16,78	312	60%	11%
4	6	9,31	2,10	16,61	24192	91%	11%	10,16	3,16	18,49	264	50%	10%
5	6	9,35	2,20	17,14	24248	91%	10%	10,78	3,50	19,99	256	49%	9%
6	6	9,50	2,21	17,61	23712	89%	10%	11,81	3,71	21,34	224	43%	8%
7	6	9,58	2,26	18,02	23440	88%	10%	12,61	3,90	22,56	208	40%	8%
8	6	9,64	2,31	18,39	23280	88%	10%	13,20	4,12	23,67	200	38%	8%
9	6	9,68	2,37	18,80	23216	88%	10%	13,78	4,31	24,71	192	37%	7%
10	6	9,69	2,45	19,20	23336	88%	10%	14,12	4,55	25,66	192	37%	7%
15	6	10,32	2,49	20,87	20472	77%	9%	15,93	5,50	29,63	176	34%	6%
20	6	10,63	2,66	22,21	19384	73%	8%	17,94	6,19	32,69	152	29%	5%
25	6	10,70	2,88	23,33	19488	73%	9%	19,68	6,71	35,17	136	26%	5%
30	6	11,38	2,89	24,30	16664	63%	9%	20,97	7,16	37,26	128	24%	5%
PSF		Sfeer 4						Ruis					
Iter	Fact (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR			
Theoretisch		9,42			5570	100%	10%	0,95					
1	6	7,98	2,23	13,14	5416	97%	13%	1,01	0,29	3,48			
2	6	8,58	2,36	14,24	5008	90%	11%	0,97	0,30	3,23			
3	6	8,94	2,42	14,94	4792	86%	11%	0,97	0,34	2,85			
4	6	9,30	2,39	15,45	4512	81%	11%	0,98	0,38	2,58			
5	6	9,41	2,46	15,84	4496	81%	10%	0,98	0,39	2,51			
6	6	9,64	2,45	16,30	4328	78%	10%	0,97	0,42	2,31			
7	6	9,58	2,57	16,74	4464	80%	10%	0,98	0,46	2,13			
8	6	9,53	2,68	17,15	4576	82%	10%	0,99	0,47	2,11			
9	6	9,84	2,62	17,53	4296	77%	10%	0,96	0,46	2,09			
10	6	10,13	2,57	17,89	4048	73%	9%	0,96	0,46	2,09			
15	6	10,40	2,85	19,45	3976	71%	9%	0,97	0,51	1,90			
20	6	10,50	3,13	20,71	4024	72%	9%	0,90	0,60	1,50			
25	6	11,64	3,00	21,77	3224	58%	8%	0,94	0,74	1,27			
30	6	11,96	3,15	22,66	3120	56%	8%	1,01	0,93	1,09			

Resultaten van de reconstructies bij stijgende Gauss filter FWHM in mm												
Gauss	Sfeer 1						Sfeer 6					
FWHM (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio
Theoretisch	9,42			26522	100%	10%	9,42			524	100%	10%
0,1	8,14	1,65	12,88	26016	98%	12%	4,95	1,42	9,01	520	99%	20%
0,5	7,92	1,81	12,82	27584	104%	13%	4,90	1,41	8,95	528	101%	20%
1	7,82	1,86	12,65	28232	106%	13%	4,81	1,38	8,77	544	104%	21%
1,5	7,85	1,82	12,40	27896	105%	13%	4,63	1,34	8,49	584	111%	22%
2	7,96	1,69	12,07	26824	101%	12%	4,41	1,28	8,12	632	121%	22%
2,5	7,94	1,65	11,70	26576	100%	12%	4,19	1,21	7,69	688	131%	24%
3	7,89	1,65	11,43	26656	101%	13%	3,99	1,13	7,23	736	140%	25%
3,5	7,80	1,66	11,25	26888	101%	13%	3,75	1,05	6,75	808	154%	26%
4	7,67	1,70	11,06	27456	104%	13%	3,52	0,96	6,28	880	168%	29%
5	7,50	1,70	10,72	27760	105%	13%	3,03	0,82	5,40	1144	218%	33%
6	7,29	1,73	10,42	28312	107%	14%	2,58	0,69	4,62	1528	292%	39%
8	6,87	1,73	9,96	29320	111%	15%	1,86	0,49	3,43	3200	611%	54%
10	6,41	1,72	9,64	30784	116%	15%	1,65	0,32	2,63	3792	724%	60%
12	6,10	1,60	9,35	30464	115%	16%	1,49	2,11	0,21	4392	838%	67%
Gauss	Sfeer 4						Ruis					
FWHM (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR			
Theoretisch	9,42			5570	100%	10%	0,95					
0,1	6,84	1,83	10,92	6024	108%	14%	0,99	0,23	4,30			
0,5	6,83	1,82	10,9	6032	108%	14%	0,99	0,23	4,30			
1	6,79	1,82	10,83	6064	109%	15%	0,99	0,23	4,30			
1,5	6,72	1,82	10,71	6136	110%	15%	1,00	0,22	4,55			
2	6,65	1,80	10,55	6184	111%	15%	0,99	0,21	4,71			
2,5	6,55	1,79	10,36	6272	113%	15%	0,99	0,20	4,95			
3	6,45	1,77	10,14	6336	114%	16%	1,00	0,20	5,00			
3,5	6,36	1,74	9,91	6368	114%	16%	0,99	0,18	5,50			
4	6,23	1,72	9,66	6464	116%	16%	1,01	0,18	5,61			
5	6,04	1,64	9,39	6472	116%	16%	0,99	0,16	6,19			
6	5,82	1,55	9,07	6512	117%	17%	1,00	0,14	7,14			
8	5,29	1,38	8,53	6776	122%	19%	1,00	0,11	9,09			
10	4,65	1,21	7,79	7616	137%	21%	0,99	0,09	11,00			
12	4,02	1,03	6,84	8984	161%	25%	1,00	0,07	14,29			

Resultaten van de fantoomreconstructies met de resterende parametercombinaties												
Reconstructieparameters				Sfeer 1								
Iteraties	subsets	PSF (iter x factor)	Gauss: FWHM (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm³)	Vershil volume	Contrast ratio			
Theoretisch				9,42			26522	100%	10%			
3	9	uit	uit	8,14	1,65	12,88	26008	98%	12%			
3	7	uit	uit	8,07	1,75	13,20	26600	100%	12%			
			aan: 1	8,04	1,75	13,00	26656	101%	12%			
			aan: 2									
		aan: 3	7,64	1,88	11,80	28712	108%	13%				
		aan: 1x6	uit	8,69	2,00	14,8	25896	98%	12%			
			aan: 1	8,66	1,99	14,55	25904	98%	11%			
aan: 2	8,69		1,88	13,97	25248	95%	11%					
3	6	uit	aan: 3	8,54	1,87	13,25	25600	97%	12%			
			uit	7,96	1,69	12,20	26416	100%	12%			
			aan: 1	7,95	1,68	12,03	26384	99%	12%			
		aan: 2										
		aan: 3	7,58	1,82	11,16	28296	107%	13%				
		aan: 1x6	uit	8,43	2,03	13,56	26624	100%	12%			
aan: 1	8,56		1,90	13,35	25664	97%	11%					
aan: 2	8,50		1,87	12,81	25616	97%	12%					
aan: 3	8,32	1,89	12,13	26216	99%	12%						
Reconstructieparameters				Sfeer 6						Ruis		
Iteraties	subsets	PSF (iter x factor)	Gauss: FWHM (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR
Theoretisch				9,42			524	100%	10%	0,95		
3	9	uit	uit	4,95	1,42	9,01	520	99%	20%	1,01	0,25	4,04
3	7	uit	uit	4,77	1,36	8,43	568	108%	21%	1,00	0,22	4,55
			aan: 1	4,63	1,33	8,22	600	115%	21%	0,98	0,21	4,67
			aan: 2									
		aan: 3	3,87	1,10	6,87	800	153%	26%	1,00	0,19	5,26	
		aan: 1x6	uit	6,58	1,84	11,41	424	81%	15%	1,00	0,26	3,85
			aan: 1	6,43	1,78	11,08	432	82%	15%	0,99	0,25	3,96
aan: 2	5,96		1,65	10,19	472	90%	16%	0,98	0,24	4,08		
aan: 3	5,17	1,48	9,01	592	113%	19%	0,99	0,23	4,30			
3	6	uit	uit	4,43	1,26	7,81	616	118%	22%	0,98	0,20	4,90
			aan: 1	4,31	1,23	7,63	648	124%	23%	0,98	0,19	5,16
			aan: 2									
		aan: 3	3,62	1,03	6,43	872	166%	27%	0,99	0,17	5,82	
		aan: 1x6	uit	6,18	1,69	10,52	432	82%	16%	0,97	0,22	4,41
			aan: 1	6,01	1,64	10,22	448	86%	16%	0,98	0,23	4,26
aan: 2	5,47		1,55	9,45	520	99%	18%	0,98	0,21	4,67		
aan: 3	4,81	1,38	8,40	640	122%	21%	0,99	0,20	4,95			

Resultaten van de reconstructies van patiënt 1 met de resterende parametercombinaties											
Reconstructieparameters				Middelgrote laesie							
Iteraties	subsets	PSF (iter x factor)	Gauss (FWHM mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm³)	Contrast ratio			
3	9	uit	uit	4,76	1,19	8,97	2088	47%			
3	7	uit	uit	4,78	1,20	8,70	2232	47%			
			aan: 1	4,62	1,21	8,54	2440	50%			
			aan: 2	4,57	1,14	8,12	2408	51%			
			aan: 3	4,18	1,13	7,55	2928	55%			
		aan: 1x6	uit	5,99	1,54	10,93	1720	39%			
			aan: 1	5,65	1,57	10,72	2008	41%			
			aan: 2	5,63	1,46	10,14	1920	41%			
3	6	uit	aan: 3	5,32	1,37	9,34	2080	43%			
			uit	4,38	1,19	8,02	2648	52%			
			aan: 1	4,40	1,16	7,89	2584	51%			
			aan: 2	4,32	1,11	7,53	2624	52%			
		aan: 1x6	aan: 3	4,11	1,06	7,03	2840	55%			
			uit	5,64	1,47	9,94	1864	40%			
			aan: 1	5,58	1,45	9,77	1888	41%			
			aan: 2	5,26	1,42	9,27	2128	43%			
			aan: 3	5,02	1,33	8,57	2256	45%			
Reconstructieparameters				Kleine laesie					Ruis		
Iteraties	subsets	PSF (iter x factor)	Gauss (FWHM mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm³)	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR
3	9	uit	uit	5,04	1,43	8,72	512	44%	2,22	0,32	6,94
3	7	uit	uit	4,78	1,34	8,22	544	47%	2,26	0,30	7,53
			aan: 1	4,69	1,29	8,00	552	49%	2,29	0,29	7,90
			aan: 2	4,40	1,19	7,40	592	53%	2,31	0,26	8,88
			aan: 3	3,93	1,06	6,62	688	59%	2,30	0,24	9,58
		aan: 1x6	uit	6,46	1,94	11,13	432	36%	2,31	0,35	6,6
			aan: 1	6,27	1,87	10,78	448	37%	2,32	0,33	7,03
			aan: 2	5,81	1,68	9,88	488	40%	2,32	0,31	7,48
3	6	uit	aan: 3	5,19	1,44	8,73	552	45%	2,31	0,29	7,97
			uit	4,9	1,37	8,45	552	46%	2,26	0,26	8,69
			aan: 1	4,81	1,33	8,22	560	47%	2,26	0,25	9,04
			aan: 2	4,45	1,24	7,61	624	51%	2,26	0,23	9,83
		aan: 1x6	aan: 3	4,04	1,09	6,79	696	56%	2,26	0,20	11,3
			uit	6,58	2,00	11,47	448	34%	2,26	0,31	7,29
			aan: 1	6,44	1,92	11,12	456	35%	2,26	0,29	7,79
			aan: 2	6,00	1,72	10,18	488	38%	2,27	0,26	8,73
			aan: 3	5,31	1,49	8,97	568	43%	2,26	0,25	9,04

Resultaten van de reconstructies van patiënt 2 met de resterende parametercombinaties											
Reconstructieparameters				Grote laesie					Ruis		
Iteraties	subsets	PSF (iter x factor)	Gauss (FWHM mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR
3	9	uit	uit	12,89	2,56	23,47	68136	18%	2,32	0,34	6,82
3	7	uit	uit	12,43	2,58	22,95	72272	18%	2,29	0,27	8,48
			aan: 1	12,47	2,52	22,67	70912	18%	2,24	0,28	8,00
			aan: 2	12,25	2,50	21,87	73544	19%	2,29	0,26	8,81
			aan: 3	12,11	2,39	21,2	73560	19%	2,27	0,24	9,46
		aan: 1x6	uit	13,88	2,91	27,33	61112	16%	2,24	0,34	6,59
			aan: 1	13,77	2,90	26,93	62104	17%	2,28	0,32	7,13
			aan: 2	13,41	2,82	25,83	65872	17%	2,28	0,30	7,60
			aan: 3	13,23	2,73	24,96	65808	17%	2,27	0,29	7,83
3	6	uit	uit	12,51	2,47	22,11	70640	18%	2,29	0,26	8,81
			aan: 1	12,45	2,45	21,84	71232	18%	2,30	0,25	9,20
			aan: 2	12,30	2,41	21,44	72536	19%	2,29	0,24	9,54
			aan: 3	12,17	2,31	20,91	72632	19%	2,30	0,22	10,45
		aan: 1x6	uit	13,74	2,85	26,2	62928	16%	2,25	0,32	7,03
			aan: 1	13,64	2,84	25,95	63944	17%	2,28	0,31	7,35
			aan: 2	13,05	2,93	25,4	71352	18%	2,30	0,28	8,21
			aan: 3	13,02	2,74	24,59	69408	18%	2,28	0,26	8,77

Resultaten van de reconstructies bij een stijgend aantal PSF iteraties													
PSF		Sfeer 1						Sfeer 6					
Iter	Fact (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio
Theoretisch		9,42			26522	100%	10%	9,42			524	100%	10%
1	6	8,85	1,81	14,4	24736	93%	11%	6,77	1,97	12,32	400	76%	15%
2	6	8,77	2,17	15,19	26344	99%	11%	7,90	2,46	14,78	360	69%	12%
3	6	9,21	2,03	15,96	24344	92%	11%	8,99	2,86	16,78	312	60%	11%
4	6	9,31	2,10	16,61	24192	91%	11%	10,16	3,16	18,49	264	50%	10%
5	6	9,35	2,20	17,14	24248	91%	10%	10,78	3,50	19,99	256	49%	9%
6	6	9,50	2,21	17,61	23712	89%	10%	11,81	3,71	21,34	224	43%	8%
7	6	9,58	2,26	18,02	23440	88%	10%	12,61	3,90	22,56	208	40%	8%
8	6	9,64	2,31	18,39	23280	88%	10%	13,20	4,12	23,67	200	38%	8%
9	6	9,68	2,37	18,80	23216	88%	10%	13,78	4,31	24,71	192	37%	7%
10	6	9,69	2,45	19,20	23336	88%	10%	14,12	4,55	25,66	192	37%	7%
15	6	10,32	2,49	20,87	20472	77%	9%	15,93	5,50	29,63	176	34%	6%
20	6	10,63	2,66	22,21	19384	73%	8%	17,94	6,19	32,69	152	29%	5%
25	6	10,70	2,88	23,33	19488	73%	9%	19,68	6,71	35,17	136	26%	5%
30	6	11,38	2,89	24,30	16664	63%	9%	20,97	7,16	37,26	128	24%	5%
PSF		Sfeer 4						Ruis					
Iter	Fact (mm)	SUV gem	SUV StdDev	SUV max	Volume (mm ³)	Vershil volume	Contrast ratio	SUV gem	SUV StdDev	SNR			
Theoretisch		9,42			5570	100%	10%	0,95					
1	6	7,98	2,23	13,14	5416	97%	13%	1,01	0,29	3,48			
2	6	8,58	2,36	14,24	5008	90%	11%	0,97	0,3	3,23			
3	6	8,94	2,42	14,94	4792	86%	11%	0,97	0,34	2,85			
4	6	9,30	2,39	15,45	4512	81%	11%	0,98	0,38	2,58			
5	6	9,41	2,46	15,84	4496	81%	10%	0,98	0,39	2,51			
6	6	9,64	2,45	16,30	4328	78%	10%	0,97	0,42	2,31			
7	6	9,58	2,57	16,74	4464	80%	10%	0,98	0,46	2,13			
8	6	9,53	2,68	17,15	4576	82%	10%	0,99	0,47	2,11			
9	6	9,84	2,62	17,53	4296	77%	10%	0,96	0,46	2,09			
10	6	10,13	2,57	17,89	4048	73%	9%	0,96	0,46	2,09			
15	6	10,40	2,85	19,45	3976	71%	9%	0,97	0,51	1,90			
20	6	10,50	3,13	20,71	4024	72%	9%	0,90	0,60	1,50			
25	6	11,64	3,00	21,77	3224	58%	8%	0,94	0,74	1,27			
30	6	11,96	3,15	22,66	3120	56%	8%	1,01	0,93	1,09			