

6138 493 72

U.O.V.S. BIBLIOTHEEK

01
abr
at
T

HIERDIE EKSEMPLAAR MAG ONDER
GEEN OMSTANDIGHEDEN UIT DIE
BIBLIOTHEEK VERWYDER WORD NIE

University Free State



34300000423537

Universiteit Vrystaat

**Kwantifisering van radionuklieedverspreiding deur
planare beelding met 'n sintillasiekamera**

deur



Johan Marais



'n Verhandeling voorgelê ter vervulling van die vereistes vir die
graad Magister in die Mediese Wetenskappe (M.Med.Sc) in die
Fakulteit Gesondheidswetenskappe, Departement Geneeskundige
Fisika aan die Universiteit van die Oranje-Vrystaat.

Junie 2000

Studieleier:

Prof A van Aswegen

HEIL DIE LESER

Ek verklaar dat die verhandeling wat hierby vir die graad Magister
in die Mediese Wetenskappe (M.Med.Sc) in die Fakulteit
Gesondheidswetenskappe aan die Universiteit van die Oranje-
Vrystaat deur my ingedien word, my selfstandige werk is en nie
voorheen deur my vir 'n graad aan 'n ander universiteit / fakulteit
ingedien is nie.

Bloemfontein

Junie 2000



Johan Marais

HEIL DIE LESER

Hiermee doen ek skriftelik afstand van outeursreg in die verhandeling
ten gunste van die Universiteit van die Oranje-Vrystaat.

Bloemfontein

Junie 2000



Johan Marais

Inhoudsopgawe

<u>Hoofstuk 1:</u>	<i>Inleiding</i>
<u>Hoofstuk 2:</u>	<i>Kwantifisering van planare radionuklied beelde</i>
<u>Hoofstuk 3:</u>	<i>Fantomstudies</i>
<u>Hoofstuk 4:</u>	<i>Evaluering van verstrooiingskorreksies met Monte Carlo simulaties</i>
<u>Hoofstuk 5:</u>	<i>Kwantifisering in glomerulêre filtrasie tempo</i>
<u>Hoofstuk 6:</u>	<i>Opsomming</i>
<u>Aanhangsel A:</u>	<i>Data van die fantoomstudies</i>
<u>Aanhangsel B:</u>	<i>Data van die Monte Carlo simulaties</i>
<u>Aanhangsel C:</u>	<i>Data van die Glomerulêre Filtrasie Tempo bepalings</i>

Hoofstuk 1: Inleiding

Kwantifisering van Kerngeneeskundige beelde is belangrik om die akkuraatheid en kwaliteit daarvan te verhoog. Die fisiologiese werking van organe kan dan ook meer akkuraat ondersoek word indien die uitgestraalde fotone beter waargeneem kan word.

Die belangrikste faktore wat die aantal en verspreiding van die fotone wat deur 'n sintillasiekamera waargeneem word beïnvloed is attenuasie en verstrooiing van hierdie fotone. Attenuasie bestaan uit twee prosesse nl. absorpsie en verstrooiing. Absorpsie veroorsaak 'n vermindering in die aantal waargenome fotone aangesien die fotone fisies deur die attenuasie medium geabsorbeer word. Verstrooiing het tot gevolg dat fotone nie in hul oorspronklike posisies waargeneem word nie. Hierdie effekte lei tot 'n degradering van die beeldkwaliteit.

In hierdie projek is 'n verstrooiingskorreksie metode en 'n attenuasie korreksie metode gebruik en hul effek ondersoek. Die verstrooiingskorreksie tegniek wat ge-evalueer is, is die drie venster tegniek voorgestel deur Ogawa et. al., (1991). Die akkuraatheid hiervan in planare beelding is met behulp van Monte Carlo simulaties ondersoek. Die Monte Carlo kode wat gebruik is, is die SIMIND kode (Ljungberg et. al., 1989). Die attenuasie korreksie tegniek wat ge-evalueer is, is die geometriese gemiddelde metode (Graham et. al., 1974; Hammond et. al., 1984; Eary et. al., 1989). Hierdie metode is egter aangepas deur gebruik te maak van 'n iteratiewe metode om die attenuasie koëffisiënte te bepaal.

Die verlangde koëffisiënte vir die attenuasie korreksie tegniek is bepaal deur fantome te gebruik. Water sowel as perspeksfantome is gebruik en koëffisiënte is bepaal vir beide hierdie media. In hierdie studie is ook van transmissie bronne gebruik gemaak vir die bepaling van attenuasie koëffisiënte. Twee transmissiebronne, nl, 'n waterbad gevul met ^{99m}Tc en 'n skanderende lynbron met ^{139}Ce , is gebruik en die nodige koëffisiënte is vir beide isotope bepaal.

Die kwantifiseringstegnieke is klinies toegepas om blaaskwantifisering te doen in die bepaling van die glomerulêre filtrasietyempo (GFT) deur die blaas inhoud *in vivo* te kwantiseer. Dit lei tot 'n vereenvoudiging in die bepaling van GFT volgens die metode soos voorgestel deur Jackson et. al., (1985), deurdat die hantering van uriene uitgeskakel word.

Verwysings

Eary JF, Appelbaum FL, Durack L, Brown P. Preliminary validation of the opposing view method for quantitative gamma camera imaging. *Med Phys*, 1989; **16**: 382 – 387.

Graham LS, Neil R. In vivo quantitation using the Anger camera. *Radiology*, 1974; **112**: 441 – 442.

Hammond ND, Moldofsky PJ, Beardsley MR, Mulhern CB. External imaging techniques for quantitation of distribution of I-131 F(ab'')₂ fragments of monoclonal antibody in humans. *Med Phys*, 1984; **11**: 778 – 783.

Jackson JH, Blue PW, Ghaed N. Glomerular filtration rate determined in conjunction with routine renal scanning. *Radiology*, 1985; **154**: 203 – 205.

Ljungberg M, Strand S-E. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Computer Programs and Methods in Biomedicine*, 1989; **29**: 257 – 272.

Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position dependant Compton scattered correction in single emission CT. *IEEE Trans Med Imaging*, 1991, **10**: 408 – 412.

Hoofstuk 2: Kwantifisering van planare radionuklied beelde

2.1	Inleiding	2
2.1.1	Die attenuasie van gammastrale deur materie.....	2
2.1.2	Compton verstrooiing.....	3
2.2	Kwantifisering van radionuklied distribusies	4
2.3	Verstrooiingskorreksies	5
2.3.1	Beperking van waarneming van verstrooide fotone.....	6
2.3.2	Kompensasie vir die effek van die verstrooide strale.....	8
2.3.2.1	Korreksie deur vermenigvuldiging	8
2.3.2.2	Filtrering.....	9
2.3.3	Die eliminasië van die verstrooide fotone	10
2.3.4	Die drie venster tegniek	10
2.4	Attenuasie Korreksies	14
2.4.1	Die Geometriesse Gemiddelde (GG) Metode	14
2.4.2	Die diepte onafhanklike opboufaktor metode.....	16
2.5	Toepassing van Attenuasie- en Verstrooiingskorreksies	19
2.5.1	Kwantifisering van die blaas.....	19
2.6	Samevatting	20
2.7	Verwysings	22

2.1 Inleiding

In Kerngeneeskundige studies word gebruik gemaak van radio-nukliede wat gammastrale uitstraal. Die eindige dikte van menslike weefsel lei tot attenuasie en verstrooiing van hierdie gammastrale en derhalwe tot die degenerasie van kerngeneeskundige beelding (Dresser et. al., 1973). Kompensasie kan vir hierdie attenuasie en verstrooiing aangebring word deur gebruik te maak van attenuasie- en verstrooiingskorreksie tegnieke (Zaidi, 1996, Buvat et. al., 1994). Hierdie korreksie tegnieke lei dan tot die verhoging in die diagnostiese akkuraatheid van kliniese beelding (Hammond et. al., 1984).

Vervolgens word die teorie van attenuasie- en Compton verstrooiing kortliks bespreek.

2.1.1 Die attenuasie van gammastrale deur materie

Die waarskynlikheid vir 'n gamma foton om 'n interaksieproses met materie te ondergaan binne 'n sekere afstand word gegee deur die lineêre attenuasiekoëffisiënt, μ . In die diagnostiese foton energie gebied is die belangrikste interaksieprosesse die foto-elektriese effek en Compton verstrooiing (Kaplan, 1962). Die voorkoms van elkeen van hierdie prosesse is onderhewig aan 'n waarskynlikheid en die som van die waarskynlikhede gee die totale lineêre attenuasiekoëffisiënt. Hierdie koëffisiënt is afhanklik van die aantal atome wat die foton per padlengte teëkom en dus ook van die

absorbeerderdigtheid, ρ . Die lineêre attenuasiekoëffisiënt neem toe met die absorbeerderdigtheid in die energiegebied van belang. Dit is moontlik om die lineêre attenuasiekoëffisiënt vir verskillende absorbeërs, bv. sagte weefsel, been en lug, eksperimenteel deur middel van emissie- en transmissiemetings te bepaal (Hine et. al., 1974).

2.1.2 Compton verstrooiing

Met die versameling van Kerngeneeskundige beelde is die geskiedenis van 'n foton vanaf sy uitstraling vanuit die pasiënt se liggaam tot sy waarneming deur die kamera kristal 'n gevolg van verskeie interaksies met die betrokke materiale. Verskeie verstrooiingsinteraksies vind plaas waarvan Compton verstrooiing die belangrikste is. Gedurende so 'n Compton verstrooiing dra die foton van sy energie aan 'n elektron in 'n buite orbitaal oor en die pad van die foton verander t.o.v die oorspronklike rigting. As gevolg van hierdie rigting verandering dra die foton swak inligting t.o.v. sy oorspronklike posisie oor aan die kristal van die sintillasiekamera. Die energie van die verstrooide foton, E' , word gegee deur

$$E' = \frac{E}{1 + \left(\frac{E}{m_0 c^2} \right) (1 - \cos \theta)} \quad (2.1)$$

waar E die energie van die oorspronklike foton is, m_0 die rusmassa van die elektron, c die snelheid van lig en θ die verstrooiingshoek is. Indien hierdie hoek klein is sal die energie van die verstrooide foton min verskil van die energie van die invallende foton. Aangesien slegs fotone waarvan die energie min van die invallende foton verskil in

die fotopiek verstrooi word sal fotone wat hoofsaaklik voorwaarts verstrooi word 'n belangrike rol speel want verstrooiing tot 90° vir 140 keV fotone kan steeds in 'n 20% energie venster van ^{99m}Tc waargeneem word.

Hierdie Compton verstrooide fotone beskik oor 'n eindige waarskynlikheid om deur die kollimator septa te dring en deur die kristal van die sintillasiekamera waargeneem te word. Die geskiedenis van die foton word gekenmerk deur die aantal en aard van die interaksies wat dit ondergaan het met die betrokke medium waardeur dit beweeg. As gevolg van die eindige oplosvermoë van die kristal kan verstrooide fotone nie onderskei word van onverstrooide fotone slegs op hul waargenome energie nie en is verdere analise nodig. Detail inligting oor al die geskiedenisse van elke betrokke foton kan met Monte Carlo simulaties verkry word (Dresser et. al., 1973; Beck et. al., 1982) maar hiervoor word hoë eise aan die rekenaar gestel wat lang berekeningtye tot gevolg het. Gevolglik is dit nie prakties moontlik om Monte Carlo berekenings met elke pasiëntstudie te doen nie en gevolglik is daar eksperimentele metodes ontwikkel om korreksies vir hierdie verstrooide fotone aan te bring.

2.2 Kwantifisering van radionuklied distribusies

'n Belangrike toepassing van korreksiemetodes om voorsiening te maak vir die attenuasie en verstrooiing van die foton deur 'n medium, is waar die persentasie van die toegediende aantal tellings in 'n betrokke orgaan verlang word.

Die persentasie opname van die aktiwiteit in 'n orgaan kan bereken word deur die aktiwiteit (uitgedruk as waargenome tellings) in die verlangde orgaan, A_w , te deel deur tellings in 'n verwysingsfantoom, A_v . Die tellings in die verwysingsfantoom word verkry deur 'n monster van die toegediende aktiwiteit te gebruik as die verwysingsaktiwiteit, genormaliseer ten opsigte van die toegediende tellings m.b.v. 'n konstante c . Die persentasie opname word deur die volgende vergelyking gegee:

$$\begin{aligned} \% \text{ Opname} &= \frac{\text{Tellingsin Orgaan}}{\text{Tellingsin Verwysingsfantoom}} & (2.2) \\ &= \frac{A_w}{A_v \times c} \times 100 \end{aligned}$$

Die waardes van A_w en A_v word verminder as gevolg van attenuasie en Compton verstrooiing. Om die persentasie opname korrek te bereken moet daar korreksies vir die effekte aangebring word. Die tellings in die verwysingsfantoom word gebruik om die totale aantal tellings wat toegedien is aan die pasiënt te verkry.

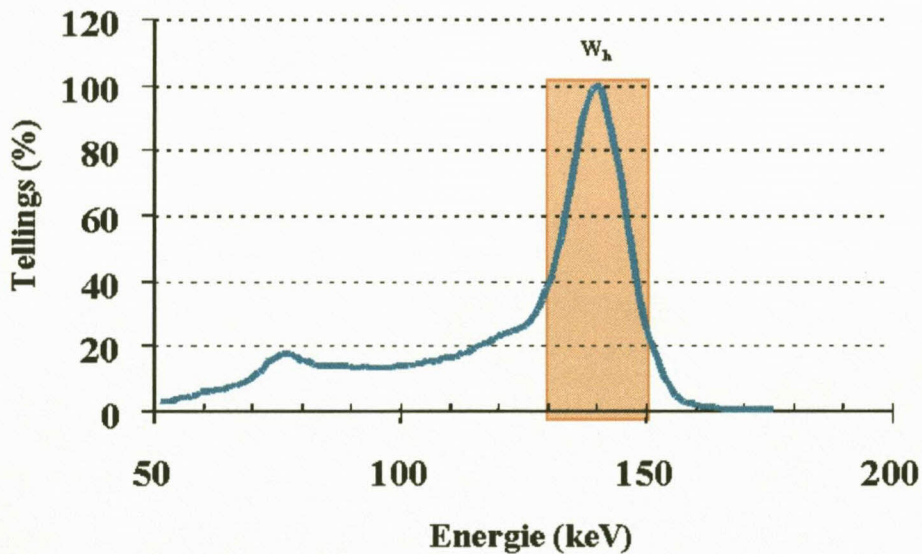
2.3 *Verstrooiingskorreksies*

Die finale doel van enige verstrooiingskorreksie is om die beste benadering van die werklike aktiwiteit in die betrokke orgaan te verkry (Buvat et. al., 1995). Verskeie metodes is ontwikkel om hierdie doel te bereik en kan in drie kategorieë verdeel word, afhangende van hul benadering tot die probleem: i) beperking van waarneming van verstrooide fotone, ii) kompensasië vir die effek van die verstrooide strale en iii) die eliminasië van die verstrooide fotone.

2.3.1 Beperking van waarneming van verstrooide fotone

As gevolg van die eindige oplosvermoë van die kamera is dit onmoontlik om die waarneming van al die verstrooide strale uit te skakel, maar die aantal verstrooide fotone wat wel waargeneem word kan beperk word deur gebruik te maak van 'n energie venster. Die insluiting, al dan nie, van 'n foton hang af of sy energie binne die energie venster val. Hierdie prosedure lei tot 'n groot waarskynlikheid vir die uitsluiting van fotone wat ten minste een Compton wisselwerking ondergaan het (Buvat et. al., 1994). Twee tipes energie vensters is voorgestel: i) 'n simmetriese venster en ii) 'n onsimmetriese venster.

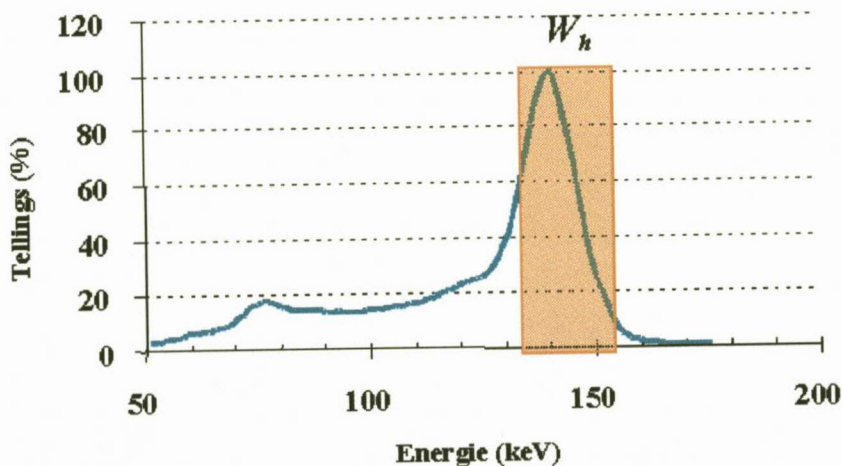
Die geval van 'n simmetriese venster word in **Figuur 2.1** geïllustreer:



Figuur 2.1: Die instelling van 'n simmetriese venster oor die fotopiek van Tc-99m.

Die konvensionele energie venster, die fotopiek venster met wydte W_h , word gesentreer oor die emissie energie van fotone afkomstig van die betrokke radionuklid en die wydte gedefinieer as 'n persentasie van die energie, gewoonlik 15% of 20%. Hierdie eenvoudige metode verwyder 'n gedeelte van die verstrooide fotone, maar 'n betekenisvolle persentasie sal nog binne die fotopiek val.

Indien 'n nie-simmetriese venster gebruik word waar die fotopiek venster na die hoë energie gebied van die spektrum geskuif word (**Figuur 2.2**), word meer van die lae energie strale verwyder. Hierdie tegniek is aanvanklik in reglynige skandeerders gebruik maar is voorgestel vir planare beelding (Sanders et. al., 1972; Atkins et. al., 1977). Hierdie metode het egter sekere nadele, bv. daar is geen optimale verskuiwing om die nie-simmetrie te verkry (Sanders et. al., 1972), die verskuiwing van die energie venster lei daartoe dat onverstrooide fotone uitgesluit word en nie-uniformiteitsartefakte kan ontstaan (Atkins et. al., 1977).



Figuur 2.2: Die instelling van 'n onsimmetriese venster oor die fotopiek van Tc-99m.

Dit is duidelik dat die gebruik van 'n energie venster alleen nie doeltreffend aangewend kan word om die waarneming van verstrooide strale uit te skakel nie.

2.3.2 Kompensasie vir die effek van die verstrooide strale

By metodes wat aan hierdie klas behoort word die data wat in die fotopiek versamel is verwerk. Verskillende metodes kan gebruik word om te kompenseer vir die effek van die verstrooide fotone sonder om hul bydrae eksak te bereken. Die korreksies word met die volgende metodes uitgevoer: i) korreksie deur vermenigvuldiging (King et. al., 1991; Jaszczak et. al. 1984), en ii) filtrering.

2.3.2.1 Korreksie deur vermenigvuldiging

In hierdie korreksie metode word die beeld vermenigvuldig met 'n faktor wat bereken word deur 'n beraamde waarde van die gemiddelde verstrooiingsfraksie te gebruik. Die fraksie word gedefinieer as die verhouding van die aantal verstrooide fotone tot die aantal onverstrooide fotone. Indien hierdie fraksie met die aantal fotone in die verstrooiingsvenster vermenigvuldig word, gee dit die aantal verstrooide fotone in die hoofvenster. Die fraksie is 'n gemiddelde waarde en neem nie die posisie van die individuele pieksels in ag nie en dus word die individuele pieksels nie korrek hanteer nie. Hierdie probleem met die posisie van die individuele pieksels is nog nooit aangespreek nie (Buvat et. al., 1994 en Ljungberg et. al., 1990).

2.3.2.2 Filtrering

Filters kan gebruik word om die beeldkwaliteit te verbeter. Voorbeelde hiervan is die Wiener (kleinste kwadrate) filter (Gonzalez et. al., 1992) wat van die kleinste kwadrate beginsel gebruik maak en die kleinste kwadrate Metz filter (Metz et. al, 1974; King et. al., 1991). Die kleinste kwadraat filter los 'n beperkingsvergelyking iteratief op. Hierdie beperkingsvergelyking selekteer die filter wat die verskil tussen die oorspronklike beeld en die vergladde beeld gelyk aan die totale geruis energie maak (Penney et. al., 1987). In die geval van die kleinste kwadraat Metz filter word die Metz filter in die beperkingsvergelyking ingestel en 'n beeld afhanklike filter verkry (King et. al., 1988). Hierdie filters kompenseer indirek vir Compton verstrooiing aangesien hulle parameters bevat wat verwant is aan die responsfunksie van die beeldingsstelsel, gemeet in 'n verstrooiingsmedium (King et. al., 1988).

Hierdie metodes lewer nie 'n spesifieke oplossing vir die verstrooiingsprobleem nie maar wel 'n oplossing vir beelddegradering wat ontstaan as gevolg van die verstrooiing sonder om die presiese oorsprong van die probleem te ken. As gevolg van die manipulasie van die beeld data wat plaasvind gedurende die vergladdingsaksie van die betrokke filter moet die interpretasie van gekwantifiseerde beelde verkry met filters, versigtig geskied aangesien dit afhanklik is van die betrokke filter parameters (Buvat et. al., 1994).

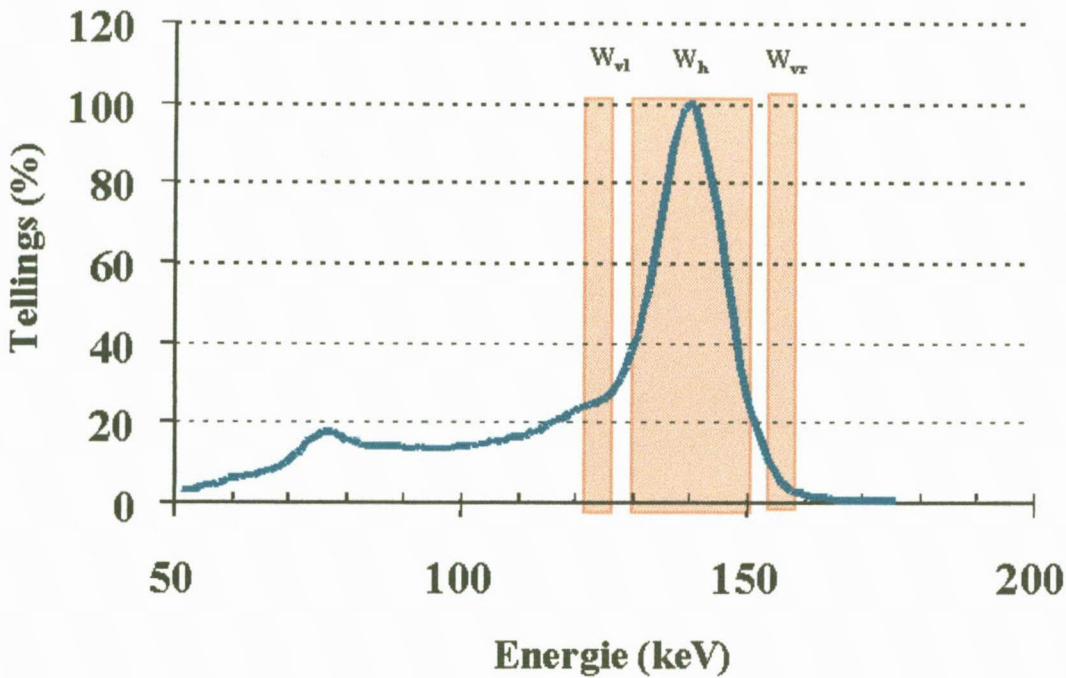
2.3.3 Die eliminasië van die verstrooide fotone

Hierdie metodes verplaas nie die verstrooide strale nie maar maak gebruik van metodes om die ruimtelike verspreiding van die verstrooide fotone vas te stel om hulle sodoende van die versamelde data te verwyder. Metodes wat voorgestel is, is i) die dubbel fotopiek metode (King et. al., 1992), ii) die kanaalverhouding metode (Pretorius et. al. 1993), iii) fotopiek energie distribusie analise (Logan et. al., 1992), iv) die dubbel energie venster metode (Jaszczak et. al., 1984) en v) posisie afhanklike verstrooiingskorreksie metode (drie venster tegniek)(Ogawa et. al., 1991).

As gevolg van die effektiwiteit en eenvoud van implementering van die drie venster tegniek (Naudé, 1998) is daar besluit om hierdie tegniek in hierdie studie te gebruik.

2.3.4 Die drie venster tegniek

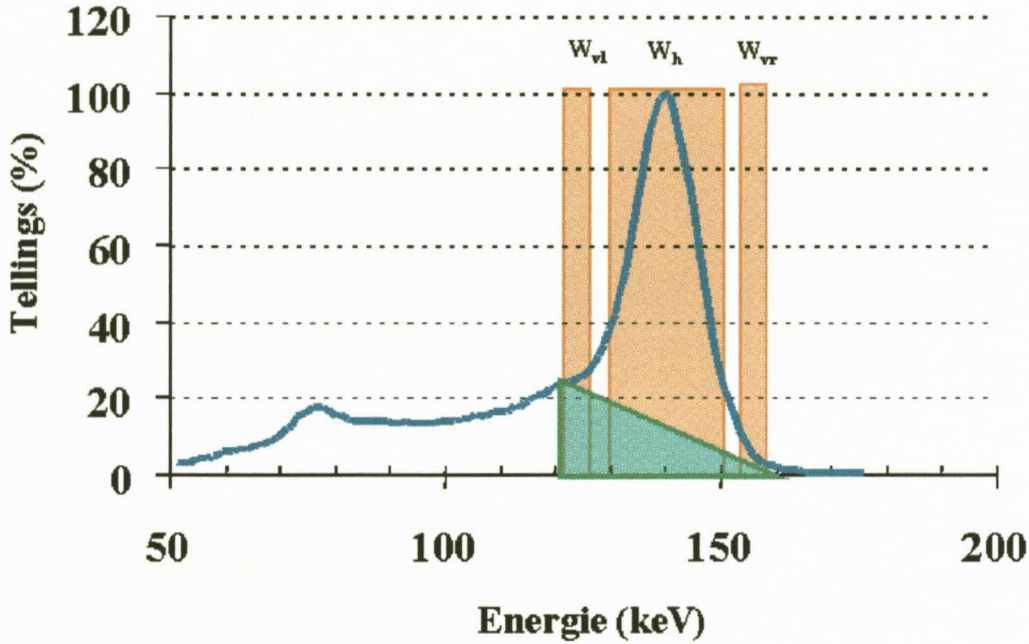
Die drie venster tegniek om vir verstrooiing te korreger is voorgestel deur Ogawa et.al. (1991) waar die data in drie energie vensters (TEW) met die kamera opgeneem word. (Ichihara et. al., 1993). Hierdie tegniek word grafies voorgestel in **Figuur 2.3**:



Figuur 2.3: Skematiese voorstelling van die drie venster verstrooiingskorreksie tegniek.

'n Vyftien persent hoofvenster, W_h , word oor die primêre energie van die radionuklid fotopiek gesentreer, twee klein (3keV) vensters, W_v (W_{vl} is aan die linkerkant van W_h en W_{vr} aan die regterkant van W_h), word weerskante van hierdie venster geplaas. Die doel van die klein vensters (**Figuur 2.4**) is om die hoeveelheid verstrooide strale wat in die hoofvenster inval, waar te neem. Die groen gedeelte is 'n grafiese voorstelling van die verstrooide strale waarvoor gekorrigeer moet word. Hierdie verstrooide fotone word van die fotone in die hoofvenster afgetrek om 'n estimasie van die primêre fotone in die hoofvenster te verkry. Indien 'n radionuklid met 'n enkele primêre energie, bv. ^{99m}Tc , gebruik word, is slegs die onderste verstrooiingsvenster

(W_{vl}) nodig aangesien geen verstrooide straling met energie hoër as die fotopiek voorkom nie (Ichihara et. al., 1993).



Figuur 2.4 *Figuur om die doel van die verstrooiingsvensters te illustreer.*

Indien die aantal verstrooide fotone wat in die hoofvenster, met wydte W_h , inval voorgestel word deur C_{verstr} en die aantal verstrooide fotone in die verstrooiingsvenster met wydte W_v , gegee word deur C_v , geld die volgende vergelyking:

$$C_{verstr} = \frac{C_v}{W_v} \frac{W_h}{2} \quad (2.3)$$

Die aantal primêre fotone in die hoofvenster, C_{prim} , word nou gegee deur

$$C_{prim} = C_{totaal} - C_{verstr} \quad (2.4)$$

Waar C_{totaal} die totale aantal fotone in die hoofvenster is, nl. die som van die verstrooide en primêre strale.

Indien 'n 15% hoofvenster oor die 140 keV foto-energie van ^{99m}Tc gebruik word sal dit 'n hoofvensterwydte van 21 keV gee. Verder, indien 'n verstrooiingsenergie van 124 keV gebruik word en 'n 3% verstrooiingsvenster oor hierdie energie ingestel word, kan vergelyking (2.3) as volg geskryf word:

$$C_{verstr} = 2.82 C_v \quad (2.5)$$

En vergelyking (2.4) word dan gegee deur:

$$C_{prim} = C_{totaal} - 2.82 C_v \quad (2.6)$$

Beelde word in twee energievensters opgeneem. 'n Gebied van belang word om die verlangde orgaan in die hoofvensterbeeld getrek en die totale aantal tellings in hierdie gebied word verkry. Dan word hierdie gebied van belang na die verstrooiingsvensterbeeld gekopieër, die totale aantal tellings word verkry en met 2.82 vermenigvuldig. Hierdie resultaat word afgetrek van die tellings in die hoofvensterbeeld om die totale aantal primêre tellings te gee.

2.4 Attenuasie Korreksies

Die eenvoudigste tegniek wat gebruik word vir attenuasie korreksies is die geometriese gemiddelde (GG) metode. Hierdie metode word aanvaar as die eerste metode wat gevolg behoort te word tydens kwantifisering van radio-aktiwiteit in organe (Smith, 1992). Die metode aanvaar dat die attenuasie mono-eksponensieel is. Normaalweg is hierdie aanname nie akkuraat nie aangesien Compton verstrooiing wat lei tot 'n multi-eksponensiële attenuasie, wel teenwoordig is (Van Reenen et. al., 1982). Verstrooiingskorreksie skakel hierdie probleem egter uit. Die geometriese gemiddelde metode gaan eerstens bespreek word en daarna die diepte onafhanklike opboufaktor metode wat voorsiening maak vir multi-eksponensiële attenuasie.

2.4.1 Die Geometriese Gemiddelde (GG) Metode

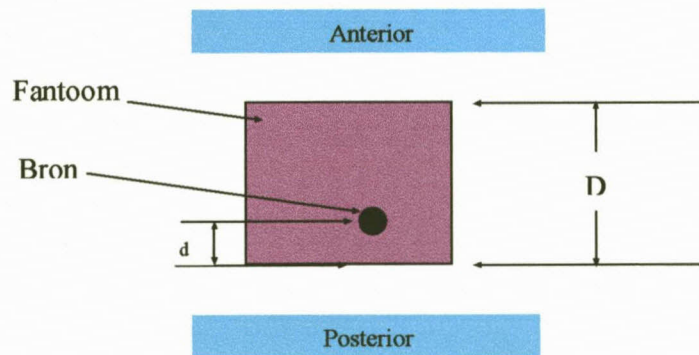
Die geometriese gemiddelde (GG) metode word algemeen gebruik vir kwantifisering van kerngeneeskundige beelde (Graham et. al. 1974, Hammond et. al., 1984; Eary et. al., 1989). Met hierdie tegniek word 'n attenuasie korreksie aangebring.

Gevollik word 'n attenuasiekoëffisiënt, μ , benodig asook die betrokke diepte, d , van die gebied waar die attenuasiekorreksie aangebring moet word. Die eksponensiële attenuasieformule kan dan gebruik word om die werklike aktiwiteit, A_0 , uit die gemete aktiwiteit, A , te bepaal met die volgende vergelyking:

$$A = A_0 e^{-\mu d} \quad (2.7)$$

Transmissie beeldingstegnieke kan gebruik word om die weefsel dikte te bepaal by die geometriese gemiddelde metode (Hine et. al., 1974). Hierdie tegnieke gebruik 'n monochromatiese radioaktiewe bron tesame met die sintillasiedetektor om kwantitatiewe inligting van die liggaamsamestelling en deursnee te verkry. Met hierdie transmissie beeldingstegnieke is dit moontlik om die attenuasie koëffisiënte akkuraat te bereken.

Die proses van attenuasie korreksie met die GG metode word in die **Figuur 2.5** skematies uitgebeeld:



Figuur 2.5: Die geometriese gemiddelde metode.

Die korreksie vir absorpsie word as volg gedoen. Beskou 'n stralingsbron wat op 'n sekere diepte, d , in 'n verstrooiingsmedium geleë is. Posterior en anterior beelde word met behulp van 'n sintillasiekamera verkry. Die tellings in die brongebied vir die anterior beeld, A_a , en die posterior beeld, A_p , word deur die volgende vergelykings gegee:

$$A_p = A_0 e^{-\mu d} \quad (2.8)$$

$$A_a = A_0 e^{-\mu(D-d)} \quad (2.9)$$

waar A_0 die ongeattenuëerde tellings in die stralingsbron is, μ is die attenuasiekoëffisiënt van die weefsel vir die betrokke radionuklid en D is die deursnee van die fantoom in hierdie gebied.

Die diepte, d , van die bron kan dan uitgeskakel word met die volgende bewerking:

$$\begin{aligned} A_p \cdot A_a &= A_0^2 (e^{-\mu d} e^{-\mu(D-d)}) \\ &= A_0^2 (e^{-\mu D}) \end{aligned} \quad (2.10)$$

Die gemete aktiwiteit, A , kan dan as volg voorgestel word:

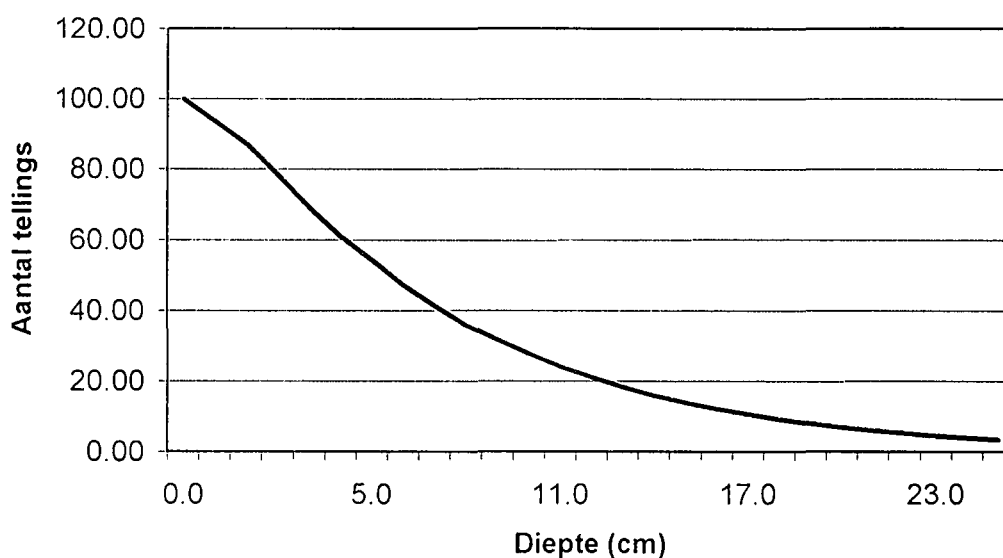
$$A = \sqrt{A_p \cdot A_a} = A_0 (e^{-\mu D / 2}) \quad (2.11)$$

Hieruit blyk dit dat die vierkantswortel van die produk van die anterior en posterior tellings gelyk is aan die geval waar die stralingsbron in die middel van die fantoom sou wees. As gevolg van hierdie eienskap staan die metode bekend as die geometriese gemiddelde metode. D word met die geometriese gemiddelde metode deur transmissie beelding bepaal m.b.v. die oplossing van vergelyking 2.9.

2.4.2 Die diepte onafhanklike opboufaktor metode

Wanneer breëbundel geometrie voorkom, kan fotone wat deur 'n klein hoek verstrooi word, nog steeds in die bundel voorkom. Daar is gevind dat hierdie bydrae van verstrooiing tot die attenuasieproses veroorsaak dat die waargenome tellings nie 'n

suiwer eksponensiële funksie van diepte is nie. 'n Ingroeïende skouer word gesuperponeer op die enkel eksponent. Die bydrae van verstrooiing is 'n funksie van grootte en diepte van die bron en gevolglik is daar nie 'n eenvoudige korreksie vir die probleem nie. **Figuur 2.6** stel die situasie grafies voor:



Figuur 2.6: Grafiek om die effek van die opboufaktor te illustreer.

Oor die eerste gedeelte van die kromme wyk die kromme van 'n suiwer eksponensiëel af maar daarna kan die funksie deur 'n enkel eksponensiëel benader word. Die skouer van die kromme ontstaan as gevolg van verstrooiing. Om te korrigeer vir hierdie verstrooiing word 'n opboufaktor gebruik. Die opboufaktor is die faktor waardeur die transmissie verhoog as gevolg van breëbundel geometrie.

Die opboufaktor word gedefinieer as:

$$T = Be^{-\mu x} \quad (2.12)$$

met T die transmissiefaktor (dit is die geattenueerde tellings gedeel deur die ongeattenueerde tellings), B is die opboufaktor en μ die dun bundel geometrie attenuasiekoëffisiënt (Wu et. al., 1984; Siegel et. al., 1985).

Die eenvoudige enkel eksponensiële attenuasievergelyking moet aangepas word deur 'n funksie wat die vorm van die hele attenuasiekromme beskryf. So 'n funksie is voorgestel deur Siegel et. al., (1985) :

$$A(x) = A_0 \left\{ 1 - \left(1 - e^{-\mu x} \right)^{B_\infty} \right\} \quad (2.13)$$

met x die diepte van die bron, μ die attenuasiekoëffisiënt en B_∞ die opboufaktor by 'n oneindige diepte. $A(x)$ is die waargenome tellings op 'n diepte x en A_0 is die onverstrooide tellings. Vir fotonenergieë van belang in Kerngeneeskunde strek die skouer net oor die eerste 5 cm en benader die funksie by groter dieptes 'n suiwer eksponensiële vorm (Van Rensburg et. al., 1988). Met toename in B_∞ sal die skouer meer prominent wees en die funksie meer afwyk van 'n gewone eksponensiële funksie. Die opboufaktor by 'n oneindige diepte word gebruik aangesien die diepte afhanklikheid van die opboufaktor dan buite rekening gelaat word (Siegel et. al., 1985, Van Rensburg et. al., 1988). In verdere besprekings sal B in plaas van B_∞ gebruik word. Al die parameters wat ter sprake is by hierdie metode is dus onafhanklik van diepte en van daar die benaming "Diepte onafhanklike opboufaktor".

Vervang nou die enkel eksponensiële vergelyking, vgl. (2.7), met vgl (2.13), dan volg:

$$A_p = A_0 \left\{ 1 - \left(1 - e^{-\mu d} \right)^B \right\} \quad (2.14)$$

$$A_a = A_0 \left\{ 1 - \left(1 - e^{-\mu(D-d)} \right)^B \right\} \quad (2.15)$$

Vergelykings (2.14) en (2.15) beskryf nou die posterior en anterior aansigte van 'n bron op 'n posterior diepte van d in 'n verstrooiingsmedium met 'n dikte D . Deur die twee vergelykings te gebruik kan d ge-elimineer word en indien μ en B vooraf bekend is, is die onbekendes in hierdie vergelykings A_0 en D .

Kwantifisering met hierdie metode is egter van die brongrootte afhanklik maar 'n akkuraatheid van beter as 6% (Naudé et. al., 1993) kan met hierdie metode verkry word. Hierdie metode is in dié studie gevolg om die dikte van die pasiënt weefsel te bepaal wat gebruik is om die nodige attenuasie korreksies aan te bring.

2.5 Toepassing van Attenuasie- en Verstrooiingskorreksies

Die radionuklied opname in verskeie organe kan gekwantifiseer word met bogenoemde metodes, voorbeelde hiervan is die opname in die lewer en die blaas (Gert et.al., 1997).

2.5.1 Kwantifisering van die blaas

Glomerulêre filtrasie tempo (GFT), die volume van plasma ultrafiltraat geproduseer per minuut deur die glomeruli, is 'n belangrike indeks van renale funksie (Goates et. al., 1990). Die bepaling van GFT met kerngeneeskunde tegnieke vind algemeen

plaas. Veelvuldige bloedmonster tegnieke word verkies vir roetine studies as gevolg van die hoë akkuraatheid en herhaalbaarheid van hierdie studies (Blaufox et. al., 1996; Shore et. al., 1991). Die nadeel van hierdie studies is die tydsduur (tipies 3 tot 4 uur) om die studies af te handel. Om hierdie probleem te oorkom word kamera gebaseerde metodes gebruik aangesien dit vinniger (ongeveer 30 tot 40 minute) neem om die studie af te handel (Gates et. al., 1983; Jackson et. al., 1985). Die direkte metode van Jackson et. al. is 'n kamera gebaseerde metode wat relatief vinnige asook akkurate resultate lewer (Otto et. al., 1995). Die metode benodig die totale opname van aktiwiteit in die blaas wat fisiese hantering van uriene verg en gevolglik 'n nadeel is. Die *in vivo* kwantifisering van blaasaktiwiteit sal egter hierdie probleem uitskakel.

2.6 Samevatting

Die behoefte om orgaan aktiwiteit te kwantifiseer in Kerngeneeskundige beelde is genoem en die probleme met attenuasie en Compton verstrooiing is bespreek. Literatuur studies is gedoen om vas te stel watter metodes voorgestel is om die nodige attenuasie- en verstrooiingskorreksies te kan doen. Verskeie metodes is bespreek en die drie venster tegniek om te kompenseer vir Compton verstrooiing is gekies vir hierdie studie tesame met die diepte onafhanklike opboufaktor metode vir attenuasie korreksies.

Die verlangde toepassing van die kwantifiseringstegniek in kliniese studies is genoem, naamlik blaaskwantifisering in GFT studies. Hierdie kwantifisering word

saam met die direkte metode, soos beskryf deur Jackson et. al. (1985), gebruik om die glomerulêre filtrasietyempo vinnig te kan uitvoer sonder die hantering van uriene.

2.7 Verwysings

Atkins FB, Beck RN. Dependence of optimum baseline settings on scatter fraction and detector response function. In: *IAEA, ed. Medical radionuclide imaging. Vienna: IAEA; 1977: 101 – 118.*

Beck JW, Jaszczak RJ, Coleman RE, Starmer CF, Nolte LW. Analysis of SPECT including scatter and attenuation using sophisticated Monte Carlo modeling methods. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1982; **29**: 506 – 511.

Blaufox MD, Aurell M, Bubeck B, Fommei E, Piepsz A, Russell C, Taylor A, Thomsen HS, Volterrani D. Report of the Radionuclides in Nephrourology Committee on renal clearance. *J Nucl Med*, 1996; **37**: 1883-1890.

Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek R, Di Paolo R. Scatter correction in scintigraphy: the state of the art. *Eur J Nucl Med*, 1994; **21**: 675 – 694.

Buvat I, Rodriguez-Villafuerte M, Todd-Pokropek A, Banali H, Di Paolo R. Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J Nucl Med*, 1995; **36**: 1476 – 1488.

Dresser MM, Knoll GF. Results of scattering in radioisotope imaging. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1973; **20**: 266 – 272.

Eary JF, Appelbaum FL, Durack L, Brown P. Preliminary validation of the opposing view method for quantitative gamma camera imaging. *Med Phys*, 1989; **16**: 382 – 387.

Gert G, Lötter MG, van Aswegen A, Otto AC, Naudé H, Dunn M. Glomerular filtration rate determination via urine activity measurement with a scintillation camera. *Physica Medica*, 1997; **13** (Suppl. 1): 319-321.

Gates FG. Split renal function testing technetium-99m-DTPA: rapid technique for determining differential filtration. *Clin Nucl Med* 1983; **8**: 400-407.

Goates JJ, Morton KA, Whooten WW, Greenberg HE, Datz FL, Handy JE, Scuderi AJ, Haakenstad AO, Lynch RE. Comparison of methods for calculating glomerular filtration rate: Technetium-99m-DTPA scintigraphic analysis, protein-free and whole-plasma clearance of technetium-99m-DTPA and iodine-125-Iothalamate clearance. *J Nucl Med*, 1990; **31**: 424 – 429.

Gonzalez RC, Woods RE (1992). *Digital Image Processing*. Addison Wesley. 279 – 283.

Graham LS, Neil R. In vivo quantitation using the Anger camera. *Radiology*, 1974; **112**: 441 – 442.

Hammond ND, Moldofsky PJ, Beardsley MR, Mulhern CB. External imaging techniques for quantitation of distribution of I-131 F(ab'')₂ fragments of monoclonal antibody in humans. *Med Phys*, 1984; **11**: 778 – 783.

Halama JR, Henkin RE, Friend LE. Gamma camera radionuclied images: improved contrast with energy-weighted acquisition. *Radiology*, 1988; **169**: 533 – 538.

Hine GJ, Sorenson JA (1974). *Instrumentation in Nuclear Medicine Volume 2*. Academic Press, New York, p331 – 335.

Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton scatter compensation using the Triple-Energy Window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med*, 1993; **34**: 2216 - 2221.

Jackson JH, Blue PW, Ghaed N. Glomerular filtration rate determined in conjunction with routine renal scanning. *Radiology* 1985; **154**: 203-205.

Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, Harris CC, Coleman RE. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J Nucl Med*, 1984; **25**: 893 – 900.

Kaplan I (1962). *Nuclear Physics*. 2nd ed. Addison-Wesley, Massachusetts, p124 – 131; p 395 – 410.

King MA, Penney BC, Glick SJ. An image-dependent Metz filter for nuclear medicine images. *J Nucl Med*, 1988; **29**: 1980 – 1989.

King MA, Coleman M, Penney BC, Glick SJ. Activity quantification in SPECT: a study of prereconstruction Metz filtering and use of the scatter degradation factor. *Med Phys*, 1991; **18**: 184 – 189.

King MA, Hademenos GJ, Glick SJ. A dual-photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med*, 1992; **33**: 605 – 612.

Ljungberg MH, Strand S-E. Scatter and attenuation correction in SPECT using density maps and Monte Carlo simulated scatter functions. *J Nucl Med*, 1990; **31**: 1560 – 1567.

Logan KW, McFarland WD. Single photon scatter compensation by energy distribution analysis. *IEEE Trans Med Imaging*, 1992; **11**: 161 – 164.

Metz EM, Beck N. Quantitative effects of stationary linear image processing on noise and resolution of structure in radionuclide images. *J Nucl Med*, 1974; **15**: 164 – 170.

Naudé H (1993). Die effek van verskillende attenuasie-korreksietegnieke op die kwantifisering van radionukliedverspreiding. MMedSc-verhandeling, Universiteit van die Oranje Vrystaat.

Naudé H (1998). Scatter and attenuation correction techniques for absolute quantification of radionuclide distributions with SPECT. PhD Tesis, Universiteit van die Oranje Vrystaat.

Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position dependant Compton scattered correction in single emission CT. *IEEE Trans Med Imaging*, 1991, **10**: 408 – 412.

Otto AC, Pretorius PH, Dunn M, Nel MG, van Aswegen A, Marais J, Lötter MG. Determination of glomerular filtration rate with radionuclide renography and direct urinary activity quantitation. *S Afr Med J*, 1995; **85**: 770-772.

Penney, BC, King MA, Schwinger RB. Constrained least squares restoration of nuclear images: selecting the coarseness function. *Med Phys*, 1987; **14**: 849 – 858.

Pretorius PH, van Rensburg AJ, van Aswegen A, Lötter MG, Serfontein DE, Herbst CP. The channel ratio method of scatter correction for radionuclide quantification. *J Nucl Med*, 1993; **34**: 330 – 335.

Sanders TP, Sanders TD, Kuhl DE. Optimizing the window of an Anger camera for Tc-99m. *J Nucl Med*, 1972; **12**: 703 – 706.

Shore RM. Glomerular rate in children: Where we have been; Where we are going [Editorial]. *J Nucl Med*, 1991; **32**: 1297-1300.

Siegel JA, Wu RK, Maurer AH. The buildup factor: effect of scaetter on absolute volume determination. *J Nucl Med*, 1985; **26**: 390 – 394.

Smith T. Comparison of two methods of quantitation in human studies of biodistribution and radiation dosimetry, *Phys Med Biol*, 1992; **37**: 1065 – 1076.

Van Reenen O, Lötter MG, Heyns AduP, De Kock F, Herbst C, Kotzé H, Pieters H. Quantification of the distribution of I-111 labelled platelets in organs. *Eur J Nucl Med*, 1982; **7**: 80 – 84.

Van Rensburg AJ, Lötter MG, Heyns AduP, Minnaar PC. An evaluation of four methods if In-111 planar quantitaion methods. *Med Phys*, 1988; **15**: 853 – 861.

Wu RK, Siegel JA. Absolute quantitation of radioactivity using the buildup factor. *Med. Phys*, 1984; **11**: 189 – 192.

Zaidi H. Quantitative SPECT: Recent developments in detector response, attenuation and scatter compensation techniques. *Physica Medica*, 1996; **12**: 101 – 117.

Hoofstuk 3: Fantoomstudies

3.1 Inleiding	2
3.2 Metodes	3
3.2.1 Bepaling van die transmissie attenuasiekoëffisiënte en die opboufaktor.....	3
3.2.2 Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiënte	5
3.2.3 Bepaling van die omskakelingsfaktore	10
3.2.4 Korrelasie van die deursnee bepalings met die twee bronne.....	12
3.2.5 Bepaling van die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek	12
3.3 Resultate.....	13
3.3.1 Transmissietellings van perspeks en water met die waterbad en skanderende lynbron	13
3.3.2 Emissie tellings van perspeks en water met ^{99m}Tc	14
3.3.3 Omskakelingfaktore:.....	16
3.3.4 Korrelasie van die deursnee bepalings met die twee bronne.....	16
3.3.5 Bepaling van die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek	17
3.4 Samevatting.....	18
3.5 Verwysings	20

3.1 Inleiding

In hierdie hoofstuk word die metodes en resultate van die fantoomstudies bespreek. Die fantoomstudies was nodig om die nodige konstantes te bepaal wat in die pasiëntstudies gebruik is. Eerstens is die transmissie attenuasie koëffisiënte en opbou faktore vir perspeks en water vir ^{99m}Tc en ^{139}Ce bepaal. Hierdie waardes is benodig om later die pasiënt deursnee te bepaal. Tweedens is die emissie attenuasie koëffisiënte vir water en perspeks vir ^{99m}Tc bepaal. Hierdie waardes is dan gebruik om vir die attenuasie as gevolg van pasiënt weefsel te korreger. Derdens is omskakelingsfaktore bepaal wat korreger vir die sensitiviteitsverskille tussen die putteller en die sintillasie kamera. Dit was nodig omdat die pasiënt studies, glomerulêre filtrasie tempo bepaling, uitgevoer is deur gebruik te maak van beide apparate.

Vierdens is vrywilligers gebruik en die deursnee van elkeen bepaal met beide transmissie bronne. Die tydsduur van hierdie studies was kort en die vrywilligers is slegs vir 'n totale tydsduur van 2 minute aan die aktiwiteit van die bronne blootgestel. Die invloed van die radio-aktiwiteit op die menslike liggaam is aan elkeen verduidelik asook die feit dat die dosis baie klein is as gevolg van die kort tydsduur. Dié deel van die ondersoek is gedoen om te bepaal wat die verskil is tussen die deursnee bepaling met die twee transmissie bronne. Laastens is die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek bepaal. Hier is gebruik gemaak van 'n bekende aktiwiteit en dit is dan vergelyk met attenuasie korreksies op verskillende deursnee attenuasie media.

Die laaste twee stelle metings is nie in die pasiënt studies benodig nie maar is gedoen om die akkuraatheid van die verskillende metodes te evalueer.

3.2 Metodes

3.2.1 Bepaling van die transmissie attenuasiekoëffisiënte en die opboufaktor

Beskou vgl's 2.11 en 2.12 wat hieronder verskyn:

$$A_p = A_0 \left\{ 1 - \left(1 - e^{-\mu d} \right)^B \right\} \quad (3.1a)$$

$$A_a = A_0 \left\{ 1 - \left(1 - e^{-\mu(D-d)} \right)^B \right\} \quad (3.1b)$$

wat herskryf kan word as volg:

$$A^2 = A_a \cdot A_p = A_0 \left[1 - \left(1 - e^{-\mu d} \right)^B \right] \cdot A_0 \left[1 - \left(1 - e^{-\mu(D-d)} \right)^B \right] \quad (3.2)$$

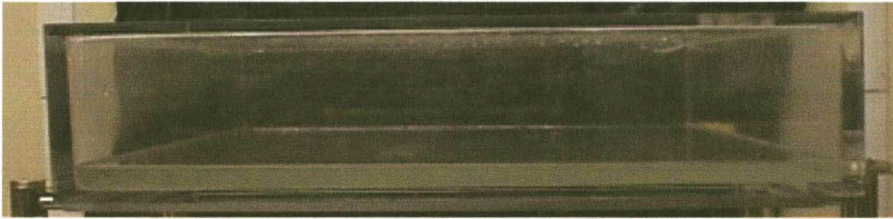
Deur 'n soortgelyke prosedure te volg as in die geval van vgl 2.9 kan d ge-elimineer word. Die resultaat kan egter herskryf word om die volgende vergelyking te lewer:

$$D = -\frac{1}{\mu} \ln \left[1 - \left(1 - \frac{A}{A_0} \right)^{1/B} \right] \quad (3.1)$$

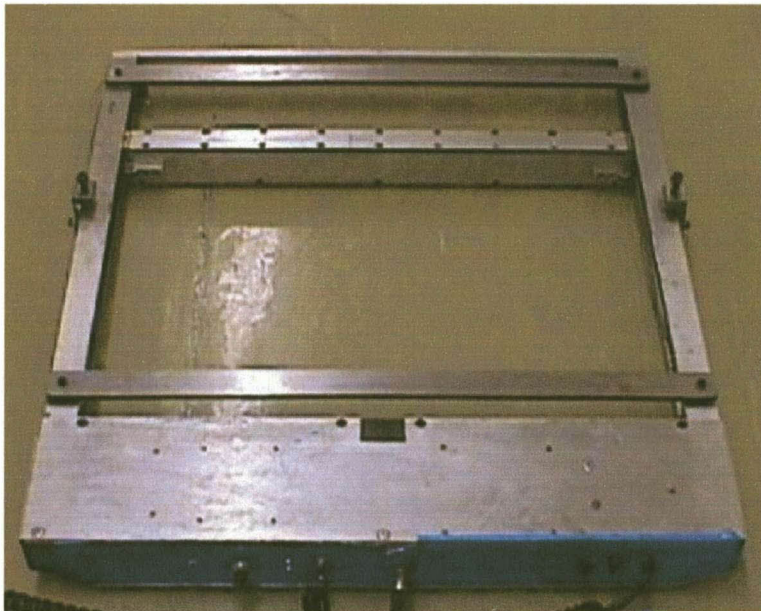
waar D die deursnee van die pasiënt is wat in elke studie bepaal moet word. A en A_0 word gemeet in pasiënt studies. Die konstantes in bogenoemde vergelyking is μ , die transmissie attenuasie koëffisiënt en B , die opboufaktor. Laat μ_{Tc} en μ_{Ce} onderskeidelik die transmissie attenuasie koëffisiënte van ^{99m}Tc en ^{139}Ce voorstel.

Soortgelyk is B_{Tc} en B_{Ce} gebruik. Die bepaling van hierdie waardes word in hierdie afdeling beskryf.

Aangesien die menslike liggaam hoofsaaklik uit water bestaan is transmissie attenuasie koëffisiënte vir die ^{99m}Tc vloedbron en die ^{139}Ce lynbron in water bepaal (**Figuur 3.1**). Omrede perspeks gebruik is om die korrelasie van die deusnee bepaling tussende twee transmissiebronne te verkry, was dit nodig om 'n soortgelyke stel koëffisiëntwaardes en opboufaktore vir perspeks te bepaal.



(a)



(b)

Figuur 3.1: Die twee transmissie bronne wat in hierdie studie gebruik is, is hier getoon, met (a) die waterbad en (b) die skanderende lynbron.

Die prosedure bestaan daaruit dat die vloedbron of lynbron op een detektor van die sintillisie kamera gemonteer is en 'n beeld opgeneem is op die teenoorgestelde detektor met die bed tussen die twee detektore. Dit is die nulwaarde en is voorgestel deur A_0 . Die medium (water of perspeks) is dan tussen die twee detektore geplaas. Beelde is versamel in 'n 128 x 128 matriks met 'n 15% energie venster. Die dikte van die media is vanaf 2cm in stappe van 2 cm verander tot 'n finale dikte van 30 cm. Die ooreenstemmende beeldtellings is voorgestel deur A_1 , A_2 tot A_{15} .

Vervolgens is A_1/A_0 , A_2/A_0 , ... A_{15}/A_0 teenoor die diktes geplot en 'n passing op hierdie data gedoen om die waardes vir μ_{Tc} , μ_{Ce} , B_{Tc} en B_{Ce} te verkry. Die passing is gedoen deur van vergelyking 3.3 gebruik te maak. Vier stelle waardes is verkry nl. twee vir water vir die twee bronne, asook twee stelle vir perspeks. Vir elk van hierdie stelle is lesings opgeneem en die gemiddelde attenuasie koëffisiënte is gebruik.

3.2.2 Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiënte

Beskou weer vergelykings 2.11:

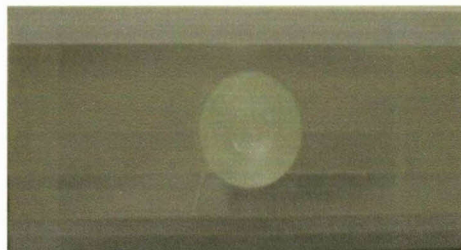
$$A = \sqrt{A_p \cdot A_a} = A_0 (e^{-\mu D/2}) \quad (3.4)$$

Om die verlangde waarde, A_0 , te verkry is die vergelyking as volg herskryf:

$$A_0 = A (e^{\mu D/2}) \quad (3.5)$$

waar $A = \sqrt{A_p \cdot A_a}$ die gemete waardes is (verkry vanuit die pasiënt studie) en D is die pasiënt deursnee soos beskryf in die vorige afdeling. Die enigste oorblywende onbekende is μ , die emissie attenuasie koëffisiënt en die bepaling daarvan is die onderwerp van hierdie afdeling.

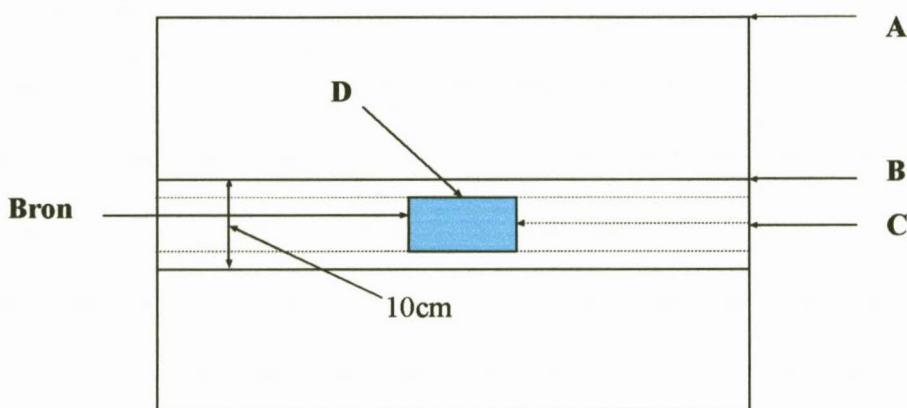
Die waarde A_0 is die persentasie van die toegediende aktiwiteit in 'n spesifieke orgaan. Om dit te kan uitdruk as 'n persentasie van die toegediende aktiwiteit is die aantal tellings van die toegediende aktiwiteit verkry. Dit is prakties verkry deur 'n monster van die aktiwiteit wat toegedien is, in 'n perspeksfantoom (**Figuur 3.2** en **Figuur 3.3**) as verwysingswaarde te beeld om dit vergelykbaar te maak met die pasiëntstudie. Hierdie tellings is vir attenuasie en verstrooiing gekorrigeer en omgeskakel na die aantal tellings wat dit sou wees indien dit in die middel van die fantoom was (vlak C in **Figuur 3.3**) en nie op die oppervlak (vlak A in **Figuur 3.3**) waar dit gemeet is nie.



Figuur 3.2: Die emissie fantoom met die bron in die middel.

Die 10cm normalisasie diepte:

Bogenoemde situasie word grafies voorgestel in **Figuur 3.3** :



Figuur 3.3: Skets om die dikte van die attenuasie medium te illustreer.

Die dikte waarvoor gekorrigeer is, is die afstand tussen A en C. Deur hierdie situasie van naderby te beskou sal die volgende probleem duidelik word. Vanaf die oppervlak van die bron (vlak D) tot by vlak A bestaan die attenuasie medium slegs uit perspeks. Vanaf vlak C tot vlak D is die bron waarin die aktiwiteit versprei is, nie 'n puntbron nie maar 'n volume bron. Indien korreksies aangebring word vir die afstand C tot A word aanvaar dat die bron 'n puntbron is wat kan lei tot foutiewe waardes. Alle attenuasiekorreksies is uitgevoer vanaf vlak B tot op die oppervlak om hierdie probleem uit te skakel. Die gebruik hiervan sal nie foutiewe resultate gee nie indien

dieselfde metode in die pasiënt gebruik word en dit is ook die metode wat later in die pasiëntstudies gebruik is.

Korreksies is dus nie vanaf die middelpunt van die bron (orgaan) gedoen nie maar vanaf punt B wat bekend sal staan as die 10cm normalisasie diepte.

Om die totale aantal tellings in 'n spesifieke orgaan in 'n pasiënt te verkry, is attenuasie- en verstrooiingskorreksies ook op die pasiëntbeeld gedoen en die aantal tellings is gekorrigeer tot by die 10cm normalisasie diepte. Die aanname wat egter in die geval van die pasiënt gemaak is, is dat die pasiënt volledig uit water bestaan. Omdat daar vir attenuasie en verstrooiing voorsiening gemaak is, is die dun bundel attenuasie koëffisiënte vir beide perspeks en water bepaal.

Die prosedure wat gevolg is was om die dun bundel attenuasie koëffisiënt vir water te bepaal op verskillende dieptes. Die bron is in 'n waterbad geplaas en die bad is gevul tot die totale diepte van die water en die bron 10 cm is. 'n Beeld is in 'n 128 x 128 matriks opgeneem met twee vensters nl. 'n 15% venster gesentreer om die 140 keV fotopiek van ^{99m}Tc en 'n 3% venster net links hiervan by 124 keV wat die verstrooiingsvenster is. 'n Verteenwoordige gebied van belang is op hierdie beeld getrek en die totale aantal tellings daarin verkry wat die 10 cm normalisasie diepte voorstel. Daarna is 2 cm water bygevoeg en die genoemde gebied van belang gebruik om die totale aantal tellings vir 12 cm te verkry. Die proses is herhaal totdat die totale diepte van die water 30 cm was. Op elke beeld is verstrooiingskorreksies uitgevoer

om sodoende dun bundel geometrie te verseker. Die natuurlike logaritme van hierdie tellings is teen diepte geplot wat 'n reguitlyn voorstel. Die helling van die lyn verteenwoordig die attenuasie koëffisiënt van water.

Die iteratiewe bepaling van die emissie attenuasie koëffisiënte

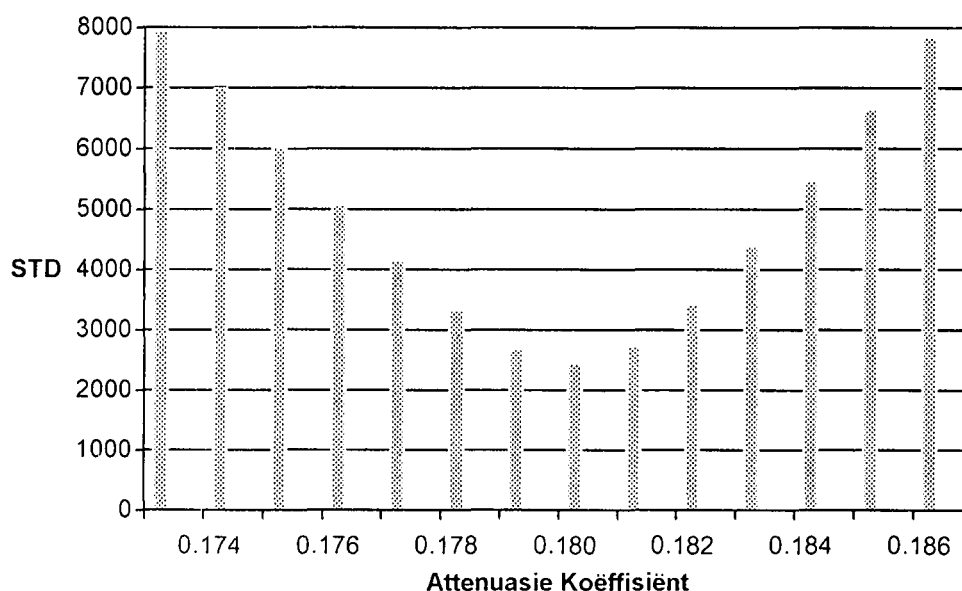
Bogenoemde metode is nie altyd suksesvol nie aangesien daar nie volledig vir verstrooiing gekorrigeer is nie. (Hierdie probleem kan met Monte Carlo simulaties aangespreek word en sal deel uitmaak van die studie). 'n Tweede metode, 'n sogenaamde iteratiewe metode vir die berekening van die attenuasie koëffisiënt is voorgestel. In hierdie metode is eerstens verstrooiingkorreksies op die geometriese gemiddelde van die data uitgevoer. 'n Attenuasiekoëffisiënt, μ , is geskat en in onderstaande vergelyking gebruik om die nodige attenuasiekorreksies uit te voer vir diktes groter as 10 cm:

$$A = A_0 e^{-\mu D / 2} \quad (3.6)$$

waar D die dikte van die medium is en $A = \sqrt{A_a A_p}$ die aantal tellings op elke punt is, met A_a die aantal anterior tellings en A_p die aantal posterior tellings met A_0 die aantal tellings op 10 cm.

Die resultaat van hierdie korreksies is dat al die datapunte van elke diepte na dieselfde waarde as die punt by die 10cm diepte genormaliseer is. Hierdie punte verskil egter statisties en die standaarddeviasie van die verskille is bepaal. Die filosofie van die iteratiewe metode is dat die beste attenuasiekoëffisiënt wat bereken is se standaardafwyking die kleinste sal wees aangesien die gekorrigeerde waardes van al

die diktes die naaste aan dié van die 10 cm normalisasie diepte is (**Figuur 3.4**). Die attenuasie koëffisiënt, μ , se waarde is iteratief verander, verskillende standaardafwykings is bereken en die attenuasie koëffisiënt wat ooreenstem met die kleinste standaardafwyking is gebruik. Hierdie prosedure is vir beide water en perspeks uitgevoer.



Figuur 3.4: 'n Tipiese voorstelling hoe die attenuasie koëffisiënt se waarde verander as die standaard deviasie (STD) verander.

3.2.3 Bepaling van die omskakelingsfaktore

In hierdie studie is die kliniese toepassing van bogenoemde kwantifisering ondersoek deur die aktiwiteit wat gedurende glomerulêre filtrasietyempo (GFT) studies in die blaas uitgeskei is, te kwantifiseer. Die GFT metode wat gebruik is, is dié van Jackson et. al. (1985) soos beskryf deur die volgende vergelyking:

$$GFT = \frac{\text{Tellings toegedien}}{\text{Tellings in plasma}} = \frac{\text{Totale tellings in die blaas } |_0^T}{\text{Totale tellings in die plasma } |_0^T} = \frac{\text{Tellings in verwysingsfantom} \times c}{\text{Tellings in plasma}} \quad (3.7)$$

Die totale urine aktiwiteit (TUA) in die blaas, soos met die sintilasiekamera gemeet, is bepaal. Hierdie tellings is egter vergelyk met die plasmatellings wat in 'n putteller gemeet is. Aangesien die putteller 'n baie hoër sensitiwiteit as die gammakamera het, is 'n omskakelingsfaktor bepaal om die plasmatellings vergelykbaar te maak met die totale urinêre tellings wat met die kamera verkry is.

Die prosedure bestaan daaruit dat 'n hoeveelheid aktiwiteit (^{99m}Tc) met die gammakamera getel is in 'n perspeksfantom, met 'n 20cm deursnee, waar die aktiwiteit in die middel van die fantoom geplaas is. Hierdie tellings is dan vir verstrooiing en attenuasie gekorrigeer soos beskryf in die voorafgaande paragrawe.

Vervolgens is 'n bekende hoeveelheid van hierdie aktiwiteit verdun en in die putteller getel. Daar is vir die verdunning gekorrigeer en die totale tellings van die monster bepaal. Die omskakelingsfaktor is verkry deur die verhouding van die totale aantal tellings verkry met die putteller tot die aantal tellings verkry met die kamera te gebruik.

Hierdie waarde is veertig keer bepaal. Die standaard afwyking tussen hierdie waardes moet kleiner as vyf persent wees om goeie herhaalbaarheid te verseker.

3.2.4 Korrelasie van die deursnee bepaling met die twee bronne

Om die korrelasie tussen die twee transmissiebronne vir die bepaling van die pasiënt deursnee te verkry, is twintig vrywilligers gebruik. Aangesien die waterbad in die pasiëntstudies (hoofstuk 5) gebruik is, maar die skanderende lynbron in roetine pasiëntstudies gebruik gaan word, is die korrelasie tussen die twee transmissiebronne belangrik. Let daarop dat slegs die korrelasie hier bepaal is en nie hoe goed die betrokke waardes ooreenstem met die fisiese deursnee van die pasiënte nie.

3.2.5 Bepaling van die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek

Om die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek te evalueer is 'n bekende hoeveelheid aktiwiteit in die perspeksfantoom geplaas en anterior en posterior beelde opgeneem. Die volume van die bron is verander vanaf 50 ml tot 200 ml in stappe van 50 ml. Beide perspeks en water is as attenuasie medium gebruik. In die geval van water is 'n diepte van 15 cm gebruik en die bron is op dieptes van 5 en 10 cm vanaf die bodem geplaas. In die geval van perspeks is 'n diepte van 20 cm gebruik en die bron is op dieptes van 5, 10 en 15 cm vanaf die bodem geplaas.

In elke geval is die geometriese gemiddelde waarde verkry en die attenuasie korreksie tegniek, met die waardes wat in hierdie hoofstuk bespreek is, saam met die verstrooiingskorreksie tegniek gebruik om die waarde te korreger. Omrede die aanvanklike aktiwiteit bekend was kon die bekende waarde daarmee vergelyk word en die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek bepaal word.

3.3 Resultate

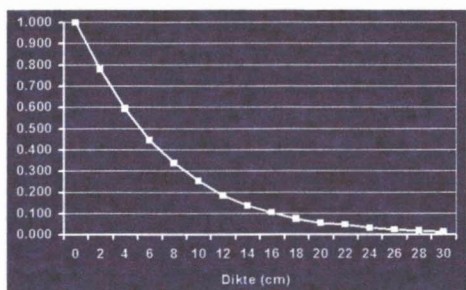
3.3.1 Transmissietellings van perspeks en water met die waterbad en skanderende lynbron

Die transmissie attenuasie koëffisiënte wat verkry is vir water en perspeks, vir beide transmissiebronne word gegee in Tabel 3.1 en die attenuasie krommes in Figuur 3.5.

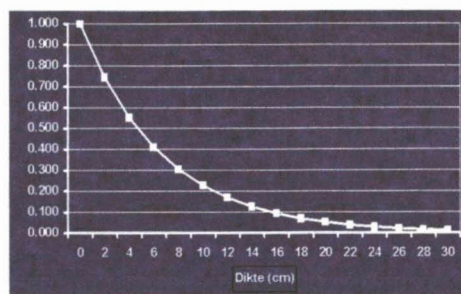
Die volledige stel gemete waardes is getabuleer in Tabelle A1, A2, A3 en A4 in Aanhangsel A

Tabel 3.1: Transmissie attenuasie koëffisiënte en opboufaktore vir perspeks en water vir ^{99m}Tc en ^{139}Ce .

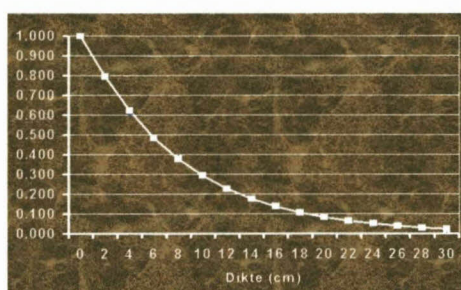
	Perspeks				Water			
	^{99m}Tc		^{139}Ce		^{99m}Tc		^{139}Ce	
	Gem	Std	Gem	Std	Gem	Std	Gem	Std
μ (cm^{-1})	0.148	0.002	0.148	0.007	0.128	0.006	0.126	0.011
B	1.039	0.014	1.004	0.065	1.059	0.009	1.052	0.060



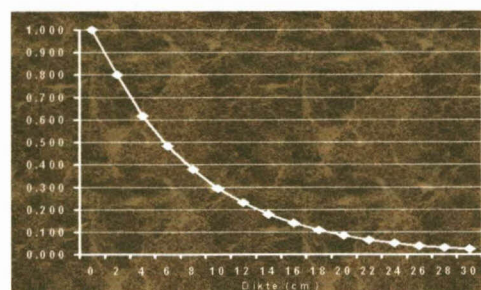
(a)



(b)



(c)



(d)

Figuur 3.5: Attenuasiekrommes vir: (a) Perspeks met ^{99m}Tc , (b) Perspeks met ^{139}Ce (c) Water met ^{99m}Tc en (d) Water met ^{139}Ce .

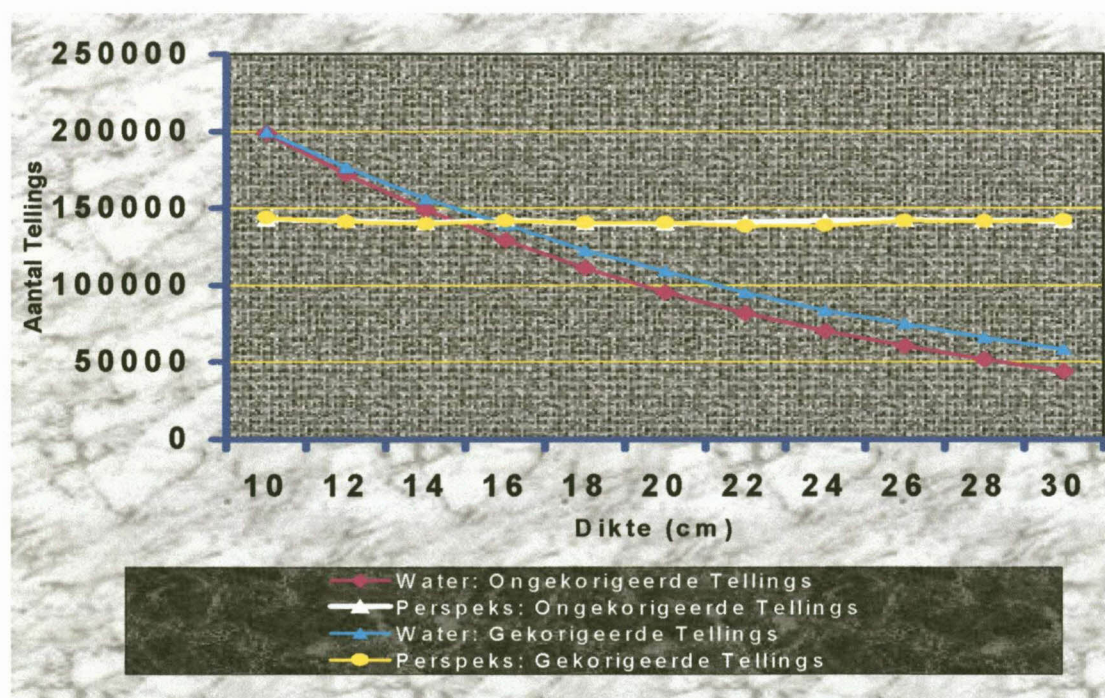
3.3.2 Emissie attenuasie koëffisiënte van perspeks en water met ^{99m}Tc

Tabel 3.2 toon die emissie attenuasie koëffisiënte wat verkry is. Let egter op daarna dat dit effektiewe koëffisiënte is (a.g.v. die bepaling daarvan met die iteratiewe metode) en daarom sal dit verskil van die dun bundel waarde. Die doeltreffendheid van die bepaling op hierdie manier sal weerspieël word in die mate waarmee hierdie koëffisiënte die korreksies diepte onafhanklik maak. **Figuur 3.6** toon die resultaat wat verkry is met hierdie attenuasie koëffisiënte waar die twee krommes van die geattenuëerde tellings getoon word en die konstante lyne die gekorrigeerde waardes voorstel.

Die volledige tabelle word gegee in **Tabelle A2.1** tot **A2.5** in Aanhangsel A waar die aantal waargenome tellings geplot is teenoor die dikte van die medium, water sowel as perspeks. Dit lewer die eksponensiële krommes. Hierdie waardes is dan gekorrigeer vir verstrooiing en deur die attenuasie koëffisiënte te gebruik wat met die iteratiewe metode bepaal is, is dit gekorrigeer vir attenuasie tot op die 10cm normalisasie waarde. Let egter op dat dieselfde bron nie in beide die water en perspeks gebruik is nie en daarom lê die gekorrigeerde lyne nie noodwendig op mekaar nie.

Tabel 3.2: Emissie attenuasie koëffisiënte (cm^{-1}) vir perspeks en water met $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

	Perspeks	Water
Gem	0.175	0.143
Std	0.004	0.003



Figuur 3.6: Attenuasie- en verstrooiing gekorrigeerde krommes vir perspeks en water vir $^{99\text{m}}\text{Tc}$

3.3.3 Omskakelingfaktore

Die volgende gemiddelde omskakelingsfaktor is verkry:

$$OF = 10220 \pm 437$$

Hierdie faktor is in die GFTR metode (hoofstuk 5) gebruik waar die GFT wat verkry is deur blaaskwantifisering te doen, vergelyk is met die waarde wat verkry is deur die fisiese telling van die uriene. Hierdie vergelyking sal dan aandui hoe akkuraat hierdie waarde is. Die bepaling van die GFT met hierdie twee metodes word in hoofstuk 5 bespreek.

3.3.4 Korrelasie van die deursneebepalings met die ^{99m}Tc en ^{139}Ce bronne

Tabel 3.3 gee die gemiddelde deursnee wat verkry is vir twintig pasiënte, met beide transmissie bronne, deur gebruik te maak van die transmissie attenuasie koëffisiënte wat verkry is. Die volledige resultate is getabuleer in Aanhangsel A, Tabel A4. Die gemiddelde verskil is 0.2 cm waaruit die gevolgtrekking gemaak kan word dat beide transmissiebronne dieselfde effektiewe pasiënt deursnee sal lewer.

Tabel 3.3: Die gemiddelde deursnee van die pasiënte in cm.

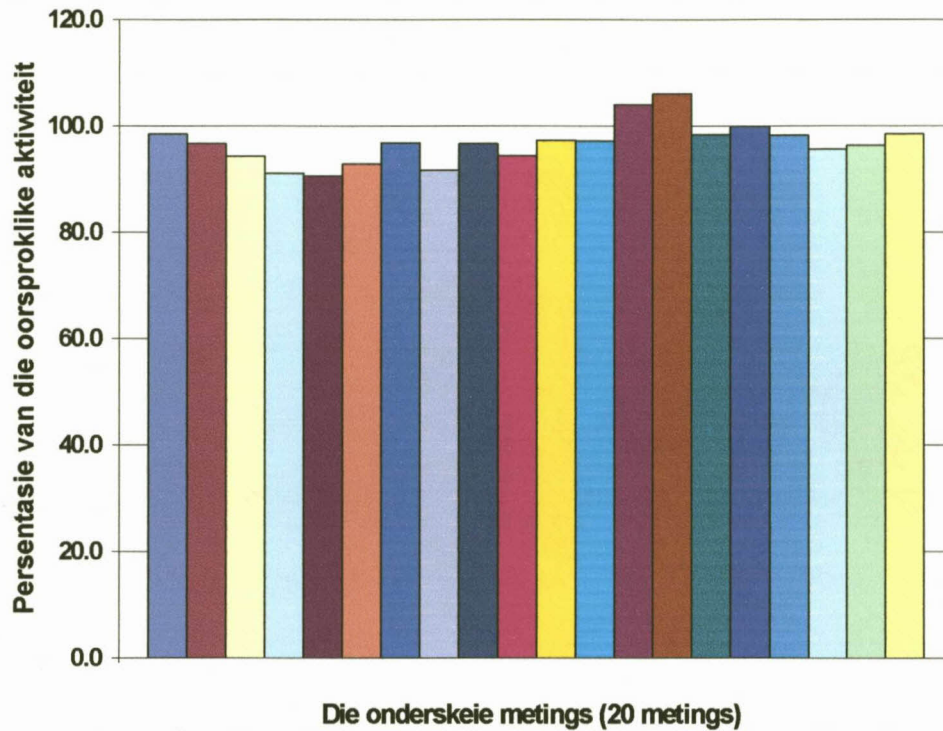
	^{99m} Tc	¹³⁹ Ce	Verskil (cm)
Gem	20.0	20.1	-0.2
Std	2.0	2.1	0.6

3.3.5 Bepaling van die akkuraatheid van die attenuasie korreksie tegniek

Die oorspronklike aktiwiteit is geneem as die 100% waarde (met 'n standaard deviasie van 0%) en word getoon in **Tabel 3.4**. Hierdie aktiwiteit is in die fantoom geplaas en nadat die attenuasie- en verstrooiingskorreksies hierop toegepas is, is die gemiddelde gekorrigeerde waarde verkry. Hierdie waarde en die standaard deviasie word getoon in **Tabel 3.4**. Die volledige tabel is getabuleer in Aanhangsel A, **Tabel A5**. Die resultate word egter grafies weergegee in **Figuur 3.7**.

Tabel 3.4: Die persentasie van die oorspronklike waardes wat verkry is na korreksie.

	Oorspronklike waarde	Gekorrigeerde waarde
Gem	100%	96.8%
STD	0.0%	3.9%



Figuur 3.7: Grafiese voorstelling van die gekorrigeerde waardes teenoor die oorspronklike waarde.

3.4 Samevatting

In hierdie hoofstuk is die bepaling van verskeie parameters beskryf wat nodig is vir die attenuasie korreksies in kliniese pasiëntstudies. Die transmissie koëffisiënte is 'n breë bundel koëffisiënte en stem dus nie ooreen met die teoretiese waardes nie. Die bruikbaarheid van hierdie waardes is egter gereflekteer in die akkuraatheid van die deursnee bepaling. Vanweë die goeie korrelasie van die deursnee bepaling met die twee transmissiebronne kan aanvaar word dat enige van die twee bronne in kliniese pasiëntstudies gebruik kan word.

Die iteratiewe metode om die emissie attenuasie koëffisiënte te bepaal is 'n unieke metode en baie bevredigende resultate is hiermee behaal. Die implementering van hierdie tegniek maak diepte onafhanklike attenuasie korreksies moontlik.

Die akkuraatheid van die omskakelingsfaktore word bepaal wanneer die bepaling van die glomerulêre filtrasie tempo bespreek word in hoofstuk 5. Die omskakelingfaktore is gebruik in die kwantifiseringsmetode en die korrelasie hiervan met die direkte metode sal die akkuraatheid van die gemiddelde omskakelingsfaktor weerspieël.

Laastens is die korrektheid van die attenuasie korreksietegniek bepaal. Let egter daarop dat die verstrooiingskorreksie tegniek saam met die attenuasie korreksie tegniek toegepas is, want toepassing van die attenuasie korreksie tegniek alleenlik kan nie op sy eie gebruik word nie. Die resultate dui daarop dat die kombinasie van die twee tegnieke baie goeie kwantifisering lewer en in die praktyk toegepas kan word.

3.5 Verwysings

Jackson JH, Blue PW, Ghaed N. Glomerular filtration rate determined in conjunction with routine renal scanning. *Radiology* 1985; **154**: 203 – 205.

Hoofstuk 4: Evaluering van verstrooiingskorreksies met Monte Carlo simulاسies

4.1	Inleiding	2
4.2	Die Monte Carlo kode.....	5
4.2.1	Die generering van lukraak getalle	6
4.2.2	Monsterneming tegnieke	6
4.2.2.1	Die verspreidingsfunksie metode.....	7
4.2.2.2	Die verwerpingsmetode	7
4.2.3	Die Monte Carlo program SIMIND.....	8
4.2.3.1	Die detektor sisteem.....	8
4.2.3.2	Die oorsprong en uitstraling van 'n foton.....	9
4.2.3.3	Die padlengte van die foton	10
4.2.3.4	Rigting kosinusse	11
4.2.3.5	Die sintillasie kamera kollimator.....	12
4.2.3.6	Foton interaksies	13
4.2.3.7	Die ruimtelike posisie van 'n gebeurtenis.....	14
4.2.3.8	Energieresolusie en intrinsieke ruimtelike resolu-sie	14
4.2.3.9	Variانسie reduksie tegnieke	15
4.2.3.10	Notering van die gebeurtenis	16
4.3	Metode.....	17
4.4	Resultate	23
4.4	Samevatting.....	25
4.5	Verwysings.....	27

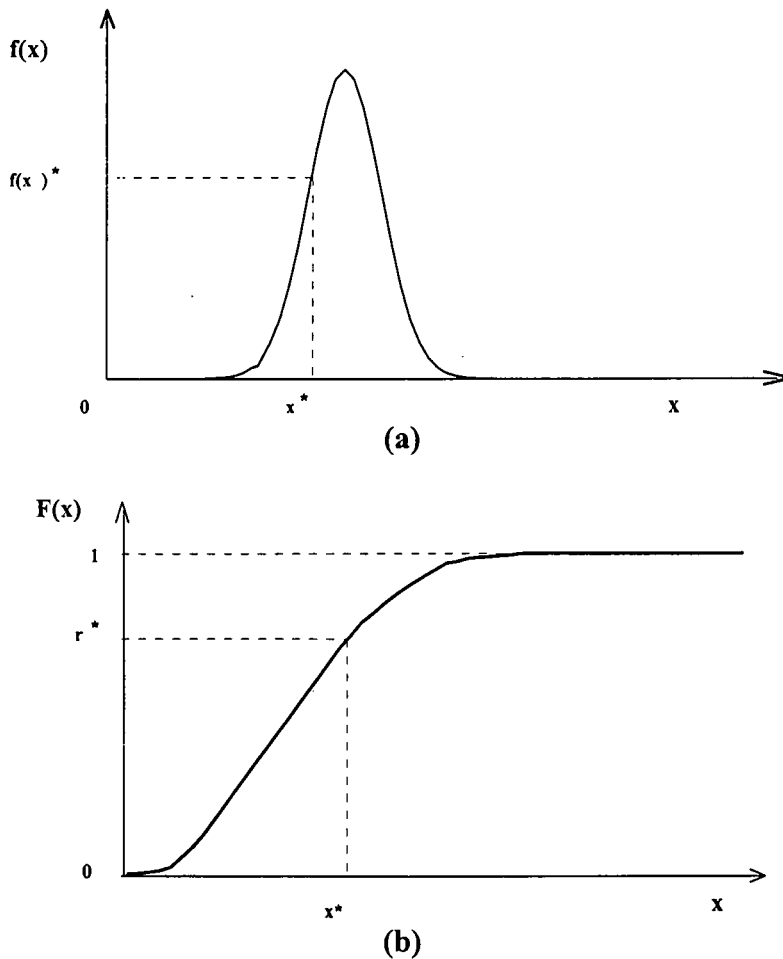
4.1 *Inleiding*

Dit is belangrik om die fisiese eienskappe van verstrooide fotone te ken ten einde die toegepaste verstrooiingskorreksie tegniek te kan evalueer. Om die verband tussen die verstrooide en onverstrooide fotone beter te verstaan kan metodes soos konvolusie, eerste beginsels van fisika en Monte Carlo tegnieke gebruik word. Van al hierdie metodes is Monte Carlo modelering seker die akkuraatste (Metcalf et. al., 1997). Dit is veral waar wanneer geometries komplekse nie-homogeniteite ter sprake is waarvan die digthede noemenswaardig van eenheid verskil.

Die beginsel wat in Monte Carlo analise gebruik word, is die aanwending van foton en elektron transport fisika waarmee die trajek van individuele deeltjies bepaal word om sodoende die patroon van energie neerlegging van elke gebeurtenis vas te stel. Die energie oordrag van 'n invallende deeltjie asook deeltjies wat as gevolg hiervan in beweging gestel is, staan as die deeltjie se geskiedenis bekend. Elke geskiedenis word uniek bepaal deur die lukrake keuse van die waarskynlikheidsdistribusie wat elke moontlike interaksie beheer. 'n Baie groot hoeveelheid geskiednisse word benodig om die onsekerheid van die uitkoms so klein as moontlik te maak. Die vinnige ontwikkeling van kragtige rekenaars en programmatuur maak die Monte Carlo algoritme prakties bruikbaar.

Die doel van die Monte Carlo tegniek is om datapunte op 'n lukrake wyse uit 'n frekwensie distribusie te identifiseer wat ingesluit moet word om die gewenste berekeninge uit te voer. Die Monte Carlo tegniek kan aan die hand van die volgende

voorbeeld geïllustreer word: Beskou die probleem om die gemiddelde waarde van 'n aantal insidente (bv. die gemiddelde aantal disintegrasies van atoomkerne) te bereken. Die gemiddelde waarde word bereken vanaf die resultate wat deur identiese eksperimente verkry is. Die Monte Carlo tegniek simuleer die resultate van die onderskeie eksperimente op so 'n wyse dat die frekwensie distribusie (en die gemiddelde waarde) met 'n werklike eksperiment ooreenstem. **Figuur 4.1 (a)** stel die frekwensie distribusie wat verwag word, voor. Die Monte Carlo probleem is om die verskillende x waardes so te simuleer dat die frekwensie distribusie met die verwagte frekwensie distribusie ooreenstem.



Figuur 4.1: Die frekwensie distribusie $f(x)$ van verskeie metings (x) word in (a) voorgestel, terwyl die genormaliseerde distribusie funksie $F(x)$ in (b) voorgestel word.

Die distribusie funksie word gegee deur:

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(\tau) d\tau \quad (4.1)$$

waar τ 'n integrasie konstante is. Die distribusie funksie word voorgestel in **Figuur 4.1(b)**.

Om bogenoemde vergelyking te kan oplos, word van 'n lukrake getal, x^* , gebruik gemaak wat as volg verkry word: Indien die integraal van $f(x)$ bekend is, kan die inversiestelling gebruik word. Volgens die inversiestelling (Morin, 1988) geld dat indien $r^* = F(x^*)$ lukraak in die interval $[0,1]$ gekies word, sal die frekwensie distribusie van x^* gegee word deur $f(x^*)$. Die bewys van die stelling volg direk uit die definisie van $F(x^*)$:

$$F(x^*) = \int_{-\infty}^{x^*} f(\tau) d\tau \quad (4.2)$$

Deur $F(x)$ lukraak te kies uit die interval $[0,1]$ en die inverse hiervan te bereken, kan x^* verkry word.

Die eerste stap is om die Monte Carlo rekenaarmodel van die fotoninteraksies op te stel. Met hierdie model kan die eienskappe van die verstrooide spektrum bepaal word (Beck et. al., 1982; Henry et. al., 1992; Dresser et. al., 1973) ten einde die pad van die fotone vanaf hul oorsprong tot waar hulle in die medium geabsorbeer word, te simuleer. Om hierdie doel te bereik moet die model van die detektor apparaat opgestel word wat die betrokke apparaat so goed as moontlik simuleer (Yanch et. al., 1992).

Die doel van hierdie studie was om die drie venster verstrooiingstegniek, soos beskryf deur Ogawa et. al. (1991), te evalueer deur drie stelle beelde te simuleer met die SIMIND kode. Die eerste stel beelde was anterior en posterior beelde van die gesimuleerde organe (hart, milt, lewer en blaas) sonder enige verstrooiing of attenuasie wat dan uiteindelik die verlangde resultaat voorstel. Die tweede stel beelde was anterior en posterior beelde van hierdie organe maar is beelde wat verkry is uit die tellings in die primêre venster; hierdie tellings was onderhewig aan attenuasie en verstrooiing. Die laaste stel beelde is verkry uit die tellings wat in die verstrooiingsvenster geval het. Die verstrooiingskorreksie tegniek is dan toegepas op laasgenoemde twee stelle beelde (blaasbeelde) waarna attenuasie korreksies toegepas is deur die teoretiese attenuasie koëffisiënt van ^{99m}Tc vir water te gebruik. Hierdie resultaat is vervolgens vergelyk met die waarde wat verkry is vir die eerste stel beelde en hieruit kon die akkuraatheid van die verstrooiingskorreksie tegniek bepaal word.

4.2 Die Monte Carlo kode

Die eienskappe van die planare deteksie sisteem kan ge-evalueer word deur simulaties van die foton transport deur gebruik te maak van Monte Carlo tegnieke (Ljungberg et. al., 1989). Om die Monte Carlo gesimuleerde foton transport te kan toepas moet die unieke geskiedenis van die invallende deeltjie bepaal word vanaf: i) die medium se geometrie en samestelling, ii) die invallende toestand van die deeltjie, soos die invalsposisie, -hoek en -energie en iii) die lukrake seleksie van die stel van waarskynlikheidsdistribusies wat die moontlike interaksie van die fotone en elektrone beheer (Metcalf et. al., 1997).

4.2.1 Die generering van lukraak getalle

'n Belangrike deel van enige Monte Carlo kode is die generering van uniform verspreide lukraak getalle. Verskillende metodes vir die generering van hierdie lukraak getalle is al voorgestel, maar 'n wiskundige algoritme is die gerieflikste (Ljungberg et. al., 1989). Die vermenigvuldigingskongruensie-generator is 'n voorbeeld van 'n lukrake getal generator. Die vorming van 'n reeks lukrake getalle $\{ I_1, I_2, I_3, \dots \}$ deur hierdie generator word deur die volgende vergelyking gegee:

$$I_{i+1} = k \cdot I_i \pmod{I_{\text{maks}}} \quad (4.3)$$

waar I_i die heeltallige lukrake getal is, I_{maks} die maksimum waarde van I en k 'n konstante is. Vir elke $i = 1, 2, 3, \dots$ word I_i dan bereken.

Let wel dat I_i 'n pseudo lukrake getal is aangesien die keuse daarvan afhanklik is van die eerste I_0 wat gekies word. Indien I_0 vas is sal die lukrake getalle in die reeks lukraak versprei wees maar hulle sal identies wees in aparte maar identiese simulaties. In rekenaars word die keuse van I_{maks} , bepaal deur die woordlengte van die rekenaar en daar is dan 'n eindige moontlikheid dat I_i gelyk aan I_0 sal wees. Dit lei tot die herhaling van die lukrake reeks bepaling. Die lengte van die generator "lus" word hoofsaaklik bepaal deur die woordlengte van die heelgetalle.

4.2.2 Monstringneming tegnieke

Twee verskillende metodes kan gebruik word om die lukrake veranderlike x te bepaal, nl.

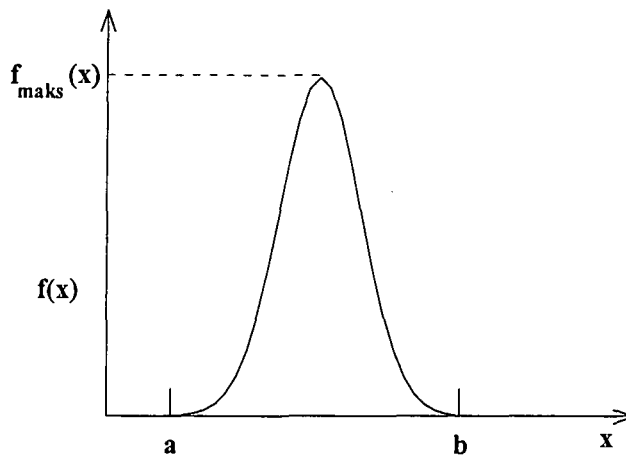
i) die verspreidingsfunksie metode en ii) die verwerpingsmetode.

4.2.2.1 Die verspreidingsfunksie metode

Hierdie metode kan gebruik word indien die inverse van die verspreidingsfunksie, $F^{-1}(x)$ bereken kan word (Morin, 1988). Laat $F(x)$ in vergelyking (4.1) vervang word deur 'n lukrake uniforme verspreide getal R . Die gemonsterde waarde is dan $x = F^{-1}(R)$.

4.2.2.2 Die verwerpingsmetode

Hierdie metode kan gebruik word indien die inverse van die verspreidingsfunksie $F(x)$ nie maklik bereken kan word nie. Die metode werk as volg: Aanvaar dat $f(x)$ 'n frekwensie funksie is wat begrens is deur die interval $[a,b]$, soos volg voorgestel in **Figuur 4.2**.



Figuur 4.2: Frekwensie funksie begrens deur die interval $[a,b]$.

Definieer nou 'n nuwe funksie

$$f'(x) = f(x) / f_{maks}(x) \quad (4.4)$$

waar $f_{maks}(x)$ die maksimum waarde van $f(x)$ in die interval $[a,b]$ is. Twee uniforme verspreide lukrake getalle R_1 en R_2 word nou gemonster. 'n Stogastiese veranderlike, x , word nou bereken uit die vergelyking:

$$x = a + R_1 \cdot (b-a) \quad (4.5)$$

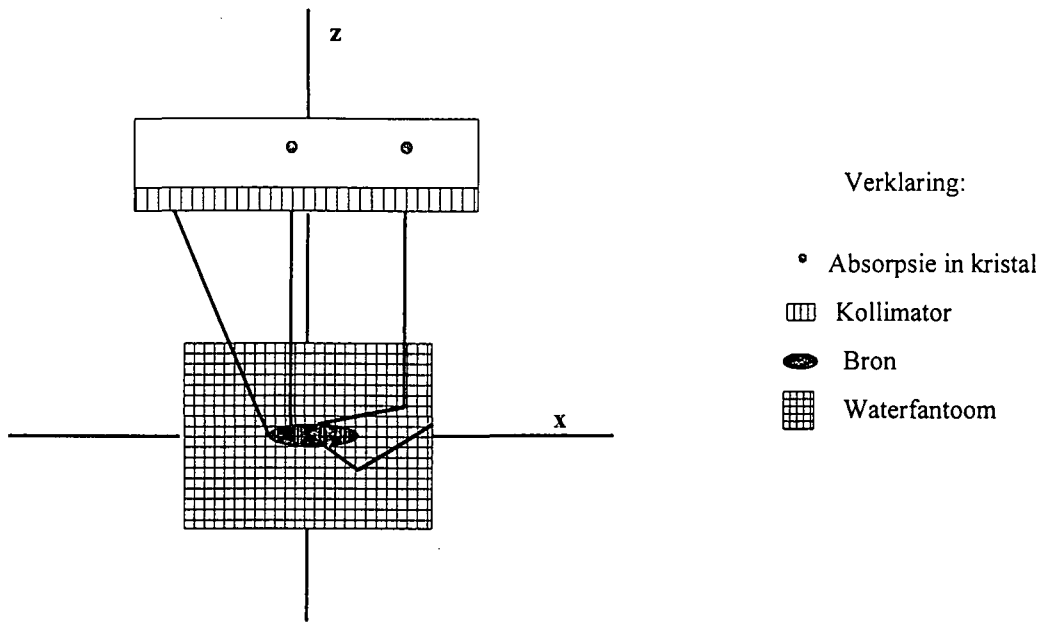
Indien R_2 nou kleiner of gelyk aan $f'(x)$ is, word x aanvaar as 'n gemonsterde waarde, anders word 'n nuwe waarde van x gemonster (Ljungberg et. al., 1990).

4.2.3 Die Monte Carlo program SIMIND

Die kode vir die SIMIND program is geskryf en verskaf deur MH Ljungberg (Ljungberg et. al., 1989 en 1990). Die program is ontwikkel om Kerngeneeskundige beeldingstelsels te simuleer. Die program is in FORTRAN-77 geskryf en kan gebruik word op VAX-VMS, UNIX/ULTRIX en MS-DOS stelsels. Die program is reeds in die praktyk geëvalueer (Ljungberg et. al., 1989) en is gebruik op 'n SUN werkstasie in hierdie studie. Om die kode hier te kan gebruik moet die hele eksprimentele opstelling gesimuleer word, wat die kamera stelsel en die fantome insluit.

4.2.3.1 Die detektor sisteem

Die gesimuleerde detektor van die sintillasie kamera word gedefinieer deur die kristal, 'n beskermende omhulsel en die kollimator. Die geometrie van die bron-detektor stelsel word in **Figuur 4.3** aangetoon.



Figuur 4.3: Opstelling van die bron-detektor stelsel wat gesimuleer is.

Die fantoom is gekies as 'n reghoekige balk en die emissie bron 'n ellipsoïed. Die fantoom is gesentreer in die koördinaat sisteem en verskillende bronposisies is gekies. Sodra die foton die kristal volume tref is dit gevolg totdat totale absorpsie plaasvind of die foton die kristal verlaat.

4.2.3.2 Die oorsprong en uitstraling van 'n foton

Die ruimtelike koördinate (x_0, y_0, z_0) vir 'n radio-aktiewe verval word uniform gemonster in die bron volume. Vir die ellipsoïde bron is die verval posisie eers bereken as

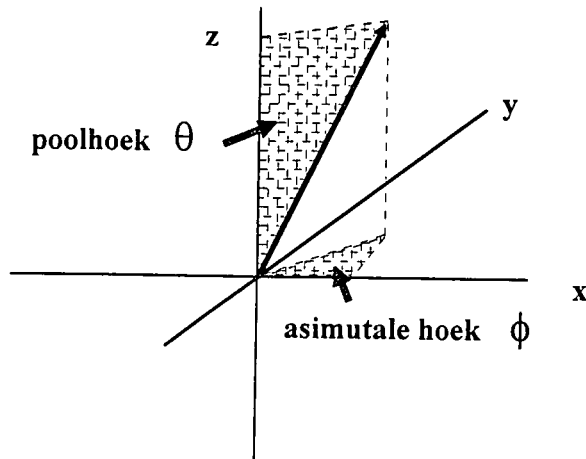
$$x_0 = A \cdot (1 - 2 \cdot R_1) \quad (4.6a)$$

$$y_0 = B \cdot (1 - 2 \cdot R_2) \quad (4.6b)$$

$$z_0 = C \cdot (1 - 2 \cdot R_3) \quad (4.6c)$$

waar A , B en C die aslengtes van die ellipsoïed is (Hierdie waardes word in Tabel 4.3 gegee).

Die foton se rigting word gedefinieer deur 'n poolhoek, θ , en asimutale hoek, ϕ . Hierdie hoeke word aangedui in **Figuur 4.4**.



Figuur 4.4: Hoeke wat die rigting van die fotonpad beskryf.

4.2.3.3 Die padlengte van die foton

Die waarskynlikheid dat 'n foton 'n afstand d , kleiner of gelyk aan d_{maks} , sal beweeg word gegee deur

$$P(d) = \frac{\int_0^d \mu e^{-\mu x} dx}{\int_0^{d_{maks}} \mu e^{-\mu x} dx} \quad (4.7)$$

waar μ die lineêre attenuasie koëffisiënt is. Vir fotone is die waarde van d_{maks} oneindig. In die geval van klein interaksie waarskynlikhede kan die statistiese akkuraatheid van die

berekende gedeponeerde foton energie verhoog word deur d_{maks} 'n eindige waarde te gee, bv. die dikte van die detektor wat gesimuleer word.

'n Ware distribusie foton padlengte, d , binne d_{maks} kan gemonster word deur $P(d)$ in vergelyking (4.5) te vervang met 'n lukrake getal R en dan vir d op te los

$$d = -\frac{1}{\mu} \cdot \ln[1 - R(1 - e^{-\mu d_{maks}})] \quad (4.8)$$

Die foton word dan geforseer om 'n interaksie binne d_{maks} te ondergaan aangesien die padlengte nou beperk is tot d_{maks} .

4.2.3.4 Rigting kosinusse

Die koördinate van 'n foton nadat dit 'n afstand d afgelê het, word bereken deur gebruik te maak van rigting kosinusse. Indien die foton gereflekteer is deur 'n poolhoek θ en asimutale hoek ϕ in 'n nuwe rigting $(U_{k+1}, V_{k+1}, W_{k+1})$ relatief tot sy inkomende rigting (U_k, V_k, W_k) , word die koördinate nadat 'n afstand d afgelê is, gegee deur

$$X_{k+1} = X_k + d \cdot U_{k+1} \quad (4.8a)$$

$$Y_{k+1} = Y_k + d \cdot V_{k+1} \quad (4.8b)$$

$$Z_{k+1} = Z_k + d \cdot W_{k+1} \quad (4.8c)$$

waar

$$W_{k+1} = \cos\theta \cdot W_k - \sin\theta \cdot \cos\phi \cdot \sqrt{1 - W_k^2} \quad (4.9a)$$

$$U_{k+1} = \cos\theta \cdot V_k + [\sin\theta \cdot \cos\phi \cdot W_k \cdot U_k - \sin\theta \cdot \sin\phi \cdot V_k] / \sqrt{1 - W_k^2} \quad (4.9b)$$

$$V_{k+1} = \cos\theta.U_k + [\sin\theta.\cos\phi.W_k.V_k + \sin\theta.\sin\phi.U_k] / \sqrt{1-W_k^2} \quad (4.9c)$$

Indien W_k egter baie naby aan eenheid is sal bogenoemde vergelykings vereenvoudig na

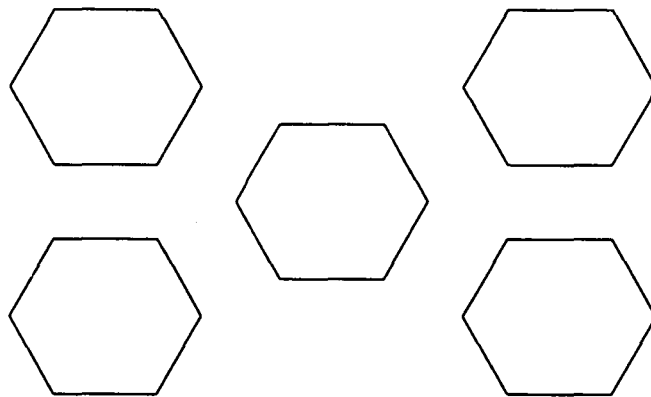
$$U_{k+1} = \sin\theta.\cos\phi \quad (4.11a)$$

$$V_{k+1} = \sin\theta.\sin\phi \quad (4.11b)$$

$$W_{k+1} = \cos\phi \quad (4.11c)$$

4.2.3.5 Die sintillasie kamera kollimator

Die sintillasie kamera kollimator bestaan uit 'n simmetriese kombinasie van vier poorte geposisioneer by die vier hoeke van 'n reghoek en 'n middelpoort. Hierdie opstelling word in **Figuur 4.5** aangetoon:



Figuur 4.5: 'n Voorstelling van die kollimator.

'n Benadering van die foton penetrasie effek deur die wande van die kollimatorpoorte is verkry deur die berekening van 'n effektiewe kollimatordikte $D(h\nu)$ vanuit die fisiese kollimator dikte D_0 . Mather et. al., (1957) het aangetoon dat die foton penetrasie deur die

kollimator randte ongeveer dieselfde is asof een vrye padlengte aan elke kant van die kollimator oneffektief is of

$$D(h\nu) = D_0 - \frac{2}{\mu_{pb}} \quad (4.12)$$

waar μ_{pb} die lineêre attenuasie koëffisiënt van lood is. Die berekening van $D(h\nu)$ word elke keer uitgevoer wanneer 'n foton die kollimator tref. Die lineêre attenuasie koëffisiënte as 'n funksie van energie is gestoor in 'n verwysingstabel.

Die kollimator verwerp 'n groot aantal van die invallende fotone as gevolg van die klein soliede hoek wat deur elke kollimatorpoort onderspan word. Die gevolg hiervan is dat baie rekenaar verwerkingstyd gebruik word en daarom word varians reduksie tegnieke gebruik om die berekeningstyd te verkort. Hierdie tegnieke sal later bespreek word. Die fraksie fotone wat deur die kollimator geabsorbeer word, word afgelei vanaf geometriese oorwegings.

4.2.3.6 Foton interaksies

'n Interaksie vind plaas indien die foton nie die volume (fantom, beskermende omhulsel of die kristal) verlaat het na die voltooiing van 'n padlengte d nie. Differensiële kansvlak tabelle is gestoor vir foto-elektriese interaksies, τ_{foto} , nie-koherente verstrooiing, σ_{nkoh} , koherente verstrooiing, σ_{koh} , en paar produksie, κ_{paar} . Die interaksie tipe word gekies op grond van die relatiewe waarskynlikheid van die tipe interaksie om plaas te vind. 'n Lukrake getal, R , word nou gemonster. Die tipe interaksie is dan: i) foto-elektriese absorpsie indien $R \cdot \mu < \tau_{\text{foto}}$; ii) nie-koherente verstrooiing indien $\tau_{\text{foto}} \leq R \cdot \mu < (\sigma_{\text{nkoh}} +$

τ_{foto}); iii) koherente verstrooiing indien $(\sigma_{\text{nkoh}} + \tau_{\text{foto}}) \leq R \cdot \mu < (\sigma_{\text{nkoh}} + \sigma_{\text{koh}} + \tau_{\text{foto}})$; iv) andersins paar produksie.

4.2.3.7 Die ruimtelike posisie van 'n gebeurtenis

Die toegediende energie $E'_i(n)$ van die n-de foton geskiedenis word bereken tesame met die hoeveelhede $E'_i(n) \cdot X_i(n)$ en $E'_i(n) \cdot Y_i(n)$ by elke interaksie posisie i in die sintillasie kristal. Nadat die foton geabsorbeer is of ontsnap het, word die oënskynlike ruimtelike posisie van $E(n)$ bereken vanuit

$$X_{k+1}(n) = \frac{1}{E(n)} \sum_{i=k-l}^k [X_i(n) \cdot E'_i(n)] \quad (4.13a)$$

$$Y_{k+1}(n) = \frac{1}{E(n)} \sum_{i=k-l}^k [Y_i(n) \cdot E'_i(n)] \quad (4.13b)$$

waar l die aantal energie deponerings in die kristal is as gevolg van die n-de geskiedenis en $E(n)$ is die totale toegediende energie.

4.2.3.8 Energieresolusie en intrinsieke ruimtelike resolusie

Stogastiese variasies word ingevoer wanneer die sintillasielig $L(n)$ versterk word om 'n waarneembare energiesein te verkry. Geen eksplisiete simulatie van die variasies is in die kode ingesluit nie. 'n Eindige energieresolusie $\Delta E/E$ is gesimuleer deur $L(n)$ met 'n Gauss verspreiding te konvoleer. 'n Kennis van die energie en intrinsieke ruimtelike resolusie van die sisteem word benodig omdat die standaard deviasie, L_σ , vir 'n spesifieke foton

energie bekend moet wees. L_σ is 'n funksie van $1/\sqrt{L(n)}$. Twee lukrake getalle, R_1 en R_2 word dan gemonster in die interval $(-1,1)$. Laat $R_3 = R_1^2 + R_2^2$. Indien die toestand $R_3 < 1$ bevredig word, word die konvolusie van onder andere die sintillasielig $L(n)$ bereken deur

$$L_{k+1}(n) = L_k(n) + R_1 \cdot L_\phi \cdot \sqrt{\frac{2 \ln \left[\frac{1}{R_3} \right]}{R_3}} \quad (4.14)$$

4.2.3.9 Variansie reduksie tegnieke

Tydens simulaties van fotontransmissie deur 'n dik medium word die meeste van die rekenaartyd gespandeer aan geskiedenis wat geabsorbeer word voor dit die detektor bereik en lewer dus geen bydrae tot die oplossing nie. Relatief tot die berekeningstyd is die kans klein dat die geskiedenis 'n bydrae tot die oplossing sal maak. Byna alle praktiese Monte Carlo simulaties poog om hierdie reduksie groter te maak vir 'n gegewe vlak van rekenaartyd. Variansie reduksie behels die formulering en toepassing van hierdie tegnieke.

Variansie reduksie word algemeen gebruik by die verskillende stadia van die fotongeskiedenis om die tegniek te versnel (Ljungberg et. al., 1998). Hierdie tegnieke word gebaseer op die toekenning van 'n foton geskiedenis gewig, wat dan op die foton toegepas word. Hierdie gewig verteenwoordig die waarskynlikheid dat die foton deur 'n spesifieke geskiedenis van gebeurtenisse sal beweeg (Ljungberg, 1998). Die resulterende geskiedenisbydrae word dan vermenigvuldig met die waarskynlikheid wat geassosieer word met hierdie verandering. Die resultaat in geheel is 'n vermindering van die

beeldvariansie relatief tot die aantal berekeninge wat uitgevoer is. Die tegnieke word op die volgende vlakke van die fotongeskiedenis toegepas:

- Die oorspronklike gammastraal word slegs uitgestraal in 'n soliede hoek Ω , sodat sy waarneming geforseer is en word dan geweeg deur die waarskynlikheid van só 'n emissie en waarneming.
- Die foton word geforseer om 'n verstrooiing te ondergaan in die attenuasie medium en die geskiedenisgewig word vermenigvuldig met die waarskynlikheid dat 'n interaksie wel in hierdie afstand sou plaasvind asook met die waarskynlikheid dat dit 'n Compton interaksie sou wees.
- Die foton word geforseer om waargeneem te word by elke interaksiepunt en die waarneming word geweeg deur die geskiedenisgewig te vermenigvuldig met die waarskynlikheid dat die foton verstrooi is in die aanvaardingshoek van die kollimator en die waarskynlikheid dat die foton uit die attenuasie ontsnap het.

4.2.3.10 Notering van die gebeurtenis

Na die beëindiging van 'n gebeurtenis word die geskiedenis gewig, WHT, by 'n matriks, wat die pulshoogte distribusie van die toegevoegde energie in die kristal definieer, getel. Indien $L(n)$ binne 'n energie venster is wat gedefinieer is vir die spesifieke simulاسie, word die gewig WHT bygetel by 'n 64×64 projeksie matriks in 'n sel wat ooreenstem met die ruimtelike koördinate $X(n)$ en $Y(n)$.

4.3 Metode

Die radionuklied beeld van 'n blaas soos verkry na die toediening van ^{99m}Tc , is met behulp van die SIMIND program as 'n ellipsoïed gesimuleer. Die grootte en posisie van die ellipsoïed is vir elke simulاسie verander en drie stelle anterior en posterior beelde is gesimuleer. Die eerste stel was sonder attenuاسie en verstrooiing wat die werklike aantal tellings, C_w , lewer. Die tweede stel was met verstrooiing en attenuاسie wat in die primêre venster inval en gevolglik die primêre tellings C_p , weergee. Die laaste stel was die tellings in die verstrooiingsvenster en stel dus die verstrooide tellings C_v voor.

Elk van hierdie opstellings is met drie verskillende aantal geskiedenis gesimuleer, eerstens met 1 miljoen geskiedenis, daarna met 10 miljoen geskiedenis en laastens met 100 miljoen geskiedenis.

Die parameters wat gebruik is gedurende die simulاسies word gegee in **Tabel 4.1** en **Tabel 4.2** gee die afvoer wat van elke simulاسie verkry is.

Tabel 4.1: Parameters wat gebruik is tydens die Monte Carlo simulaties.

```

===== SIMIND Monte Carlo Program v2.2 =====
=====
INPUT FILE: bladder.smc COVER.....: al.crl SOURCE FILE: smap.fso
OUTPUT FILE: bladdlpp.res CRYSTAL.....: nai.crl SOURCE MAPS: vox_man.dat
PHANTOM (S): tissue.crl BACK-SCATT.: plast.crl SCORE FILE: scattwin.fsc
PHANTOM (B): bone.crl DENSITY MAP: vox_man.dat
=====
Photon Energy.....: 140.00 si-lehr Photons/Proj....: 11792000.
Source Type.....: -2 SPECT* Activity.....: 1.00
Phantom Type.....: -2 Random Detector Radius: 100.00
Detector Width.....: 100.00 Phantom Detector Height: 0.95
Upper Window Tresh: 150.50 Resolut Distance to Det: 28.70
Lower Window Tresh: 129.50 Forced X-Shift Source.: 0.00
Energy Resolution: 10.80 Y-Shift Source.: 0.00
Spatial Resolution: 0.45 Z-Shift Source.: 0.00
S:Half Length.....: 47.80 P:Half Length...: 47.80
S:Half Width.....: 0.10 P:Half Width...: 25.20
S:Half Height.....: 0.10 P:Half Height...: 18.40
Pixel Size.....: 0.49 MaxScatt Order: 3
=====
SIMULATION DATA
keV/channel.....: 1.000 Compiler.....: SUN unix Station
Photons/Bq.....: 0.879 Solid Angle.....: 0.689864E-03
Emission Type.....: 2.000 Cover Thickness: 0.000
Camera Off-Set X..: -10.000 Start Angle.....: 180.000
Matrix Size....(I): 128 Backscatt Thick: 3.000
Matrix Size....(J): 128 Slice thickness: 0.490
=====
COLLIMATOR DATA FOR CODE: E Frey
Collimator Type...: si-lehr Type.....: Parallel
X:Hole Size.....: 0.111 X:Distance.....: 0.016
Y:Hole Size.....: 0.124 Y:Distance.....: 0.090
X:Center Shift....: 0.064 Penetration.....: 0.000
Y:Center Shift....: 0.107 Hole Length.....: 2.360
Focal Len/SH Angle: 0.000 Mean-free path..: 0.000
Collimator Effic..: 0.115E-03 Hole Shape.....: Hexagonal
=====
Win Uppt LowT Scatter Primary
1 154.0 128.0 .10433E+03 .17726E+03
2 128.0 124.0 .33594E+02 .45975E+01
=====

```

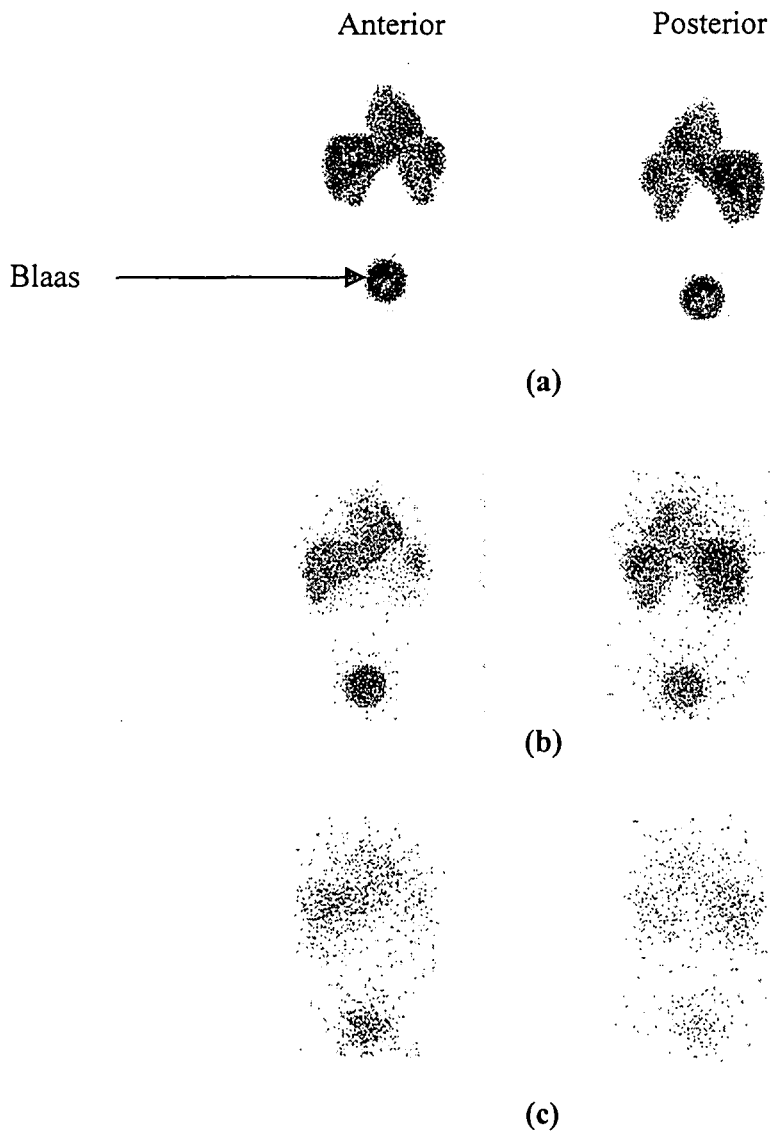
* Hierdie parameters is opgestel vir gerekenariseerde enkel foton emissie tomografie (GEFET). Aangesien die studie op planare beelde was kon die GEFET data wel gebruik word indien net een van die GEFET projeksies gebruik word.

Tabel 4.2: Afvoer verkry tydens 'n Monte Carlo simulاسie.

=====		
STATISTICS		
Photo Absorptions.....(Crystal):	10188909	
Compton Interactions.(Crystal):	1014850	
Coherent Interactions.(Crystal):	672557	
Pair Productions.....(Crystal):	0	
Number of Detector Hits.....:	10361116	
Maximum in Calculated Spectra..:	16.5143	
Maximum in Calculated Images...:	0.2973	
Count Rate(Total Events):	0.0552	
Count Rate(Window Events):	0.0193	
=====		
SPECTRUM RESULTS		
Compton Area in Spectrum.....:	0.4704E+03	17.8690%
Photo Area in Spectrum.....:	0.2588E+03	20.2496%
Pileup Area in Spectrum.....:	0.1069E+02	24.2257%
Fraction Photo in Window.....:	0.9186	20.9586%
Fraction Compt in Window.....:	0.0814	12.5404%
=====		
SCATTER RESULTS		
Scatter to Primary Ratio (SF)...:	0.5497	11.4295%
Scatter to Total Ratio (ST)...:	0.3547	
Percentage Scatter - order 1...:	80.867554%	
Percentage Scatter - order 2...:	16.766575%	
Percentage Scatter - order 3...:	2.359904%	
=====		
DETECTOR PARAMETERS		
Efficiency (Peak).....:	0.3409	20.2496%
Efficiency (Detector).....:	0.9747	
Peak/Compton:Peak.....:	66.5874	
Peak/Compton:Area.....:	0.5501	
Peak/Total.....:	0.3498	
Sensitivity..(cps/MBq cpm/uCi):	19.2910	42.8259
=====		

Drie stelle anterior en posterior beelde, vir al die simulاسies, is vanaf 'n SUN werkstasie oorgedra na 'n ICON werkstasie en daar vertoon omdat laasgenoemde die werkstasie is wat gebruik word vir die kliniese toepassings. Hierdie simulاسies sluit verskeie organe soos die lewer, hart en milt in. 'n Gebied van belang is rondom die blaas getrek in elk van hierdie beelde, anterior sowel as posterior, en die geometriese gemiddelde verkry. Dit is gedoen vir elkeen van die gesimuleerde blaasbeelde, asook al drie aantal geskiedenis.

Figuur 4.6 toon een van die praktiese beelde wat met die simulaties verkry is. Die geometriese gemiddeld van die blaastellings in **Figuur 4.6(a)** lewer die ware beeldtellings, C_w , d.w.s. die beelde wat verkry word sonder attenuasie en verstrooiingskorreksies. Die geometriese gemiddelde van die beelde in **Figuur 4.6(b)** lewer die primêre tellings, C_p en die geometriese gemiddelde van die beelde in **Figuur 4.6(c)** die verstrooide tellings, C_v . Deur C_p en C_v in vergelyking 2.3 te gebruik word die beelde in **Figuur 4.6(b)** vir verstrooiing gekorrigeer. Na hierdie verstrooiingskorreksie is die attenuasie korreksie toegepas om dan verstrooiings- en attenuasie gekorrigeerde beelde te verkry. Indien die verstrooiingskorreksie 100% vir verstrooiing korrigeer sal die waarde wat verkry is vir die blaasbeelde in **Figuur 4.6(b)** presies ooreenstem met die waarde verkry vir die blaasbeelde in **Figuur 4.6(a)**. Die mate wat hierdie twee waardes verskil sal dus die akkuraatheid van die verstrooiingskorreksie tegniek gee.



Figuur 4.6: Monte Carlo gesimuleerde beelde. *a) Die anterior en posterior beelde van die ware fotone, sonder attenuasie en verstrooiing, b) die anterior en posterior fotone wat in die hoofvenster inval en onderworpe is aan attenuasie en verstrooiing en c) die anterior en posterior beelde van die verstrooide fotone wat in die verstrooiingsvenster inval.*

Hierdie evalueringsproses is uitgevoer op gesimuleerde blaas beelde van verskillende volumes en relatiewe aktiwiteit, naamlik die aktiwiteit in die blaas relatief tot die ander organe in die liggaam wat gesimuleer is. Die verskillende volumes en relatiewe

aktiwiteite wat gebruik is, word getoon in **Tabel 4.3**. Die z-as is die anterior-posterior rigting en hoe groter hierdie waarde, hoe nader is die blaas aan die oppervlak. Let op dat die middelpunt van die blaas vas is in die simulaties.

Tabel 4.3: Die blaas groottes en relatiewe aktiwiteite wat gesimuleer is:

Simulasie Nommer	A (cm)	B (cm)	C (cm)	Volume (ml)	Relatiewe Aktiwiteit
1	12	12	12	723	5
2	12	12	8	482	5
3	12	12	6	362	5
4	12	12	4	241	5
5	12	8	12	482	5
6	12	6	12	362	5
7	12	4	12	241	5
8	8	12	12	482	5
9	6	12	12	362	5
10	4	12	12	241	5
11	8	8	8	214	5
12	6	6	6	90	5
13	4	4	4	27	5
14	8	8	6	161	5
15	8	8	4	107	5
16	8	6	8	161	5
17	8	4	8	107	5
18	12	12	12	723	6
19	12	12	12	723	7
20	12	12	12	723	8
21	12	12	12	723	9
22	12	12	12	723	4
23	12	12	12	723	3
24	12	12	12	723	2

A: Anterior-Posterior

B: Links-Regs

C: Inferior-Superior

Elke Monte Carlo simulatie is drie keer vir elk van die opstellings in **Tabel 4.3** uitgevoer.

4.4 Resultate

Die resultate wat verkry is, word getoon in **Tabel 4.4** met die persentasie verskil tussen werklike en die gekorrigeerde tellings, asook die standaard deviasies. Die volledige stel data is getabuleer in Aanhangsel B, **Tabelle B1.1, B1.2 en B1.3**.

Tabel 4.4: Tabel met die gemiddelde persentasie verskil tussen die ware en die gekorrigeerde tellings, saam met die gemiddelde standaard deviasie.

Aantal Geskiedenis	% Verskil (Gekorrigeerd - Werkilk)	Standaard Deviasie
1 Miljoen	-8.2	5.0
10 Miljoen	-11.9	2.5
100 Miljoen	-10.0	2.6

In **Tabel 4.5** is die gemiddelde verskil verkry van die drie verskillende geskiedenis vir dieselfde blaas opstelling. Hierdie opstellings is gegropeer as volg. Eerstens is die oorspronklike grootte en aktiwiteit gebruik. Die tweede stel lewer die afname in die z-rigting, m.a.w. die anterior-posterior rigting. Die derde stel is waar die afname in die y-rigting (links-reg) is en die vierde stel vir die afname in die x-rigting (Inferior-Superior). Die vyfde stel is vir afnames in al drie rigtings en die laaste stel is verandering in die absolute aktiwiteit.

Tabel 4.5: Tabel met die gemiddelde waardes vir die drie geskiedenis

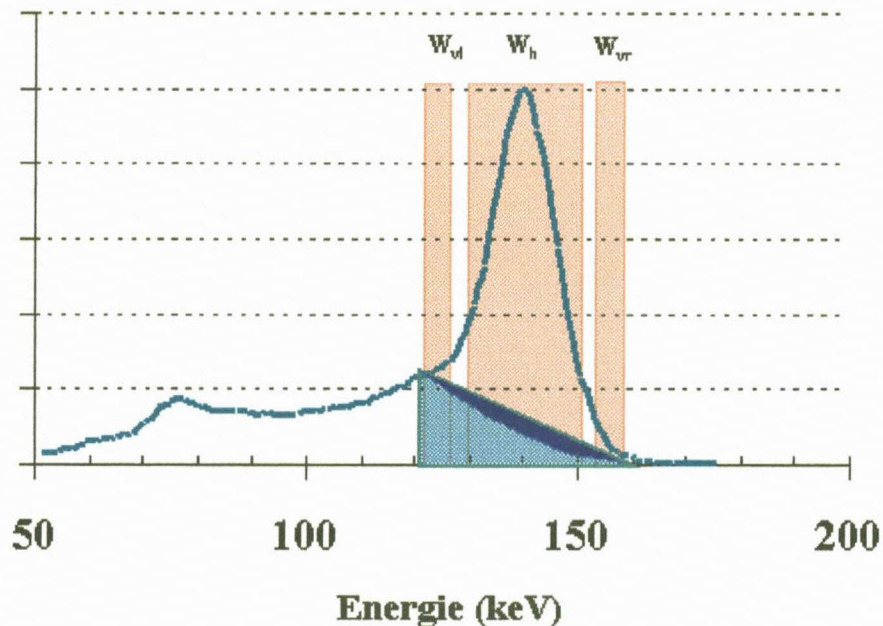
Rigting			Volume (cm ³)	Relatiewe Aktiwiteit	Gemiddelde Persentasie Verskil	Gemiddelde Standaard Deviasie
x	y	z				
12	12	12	723	5	-7.7	2.2
12	12	8	482	5	-9.9	2.5
12	12	6	362	5	-12.6	0.9
12	12	4	241	5	-12.9	1.2
12	8	12	482	5	-9.0	1.2
12	6	12	362	5	-7.7	1.6
12	4	12	241	5	-7.7	1.3
8	12	12	482	5	-7.9	1.8
6	12	12	362	5	-7.3	2.8
4	12	12	241	5	-9.1	2.3
8	8	8	214	5	-10.7	3.0
6	6	6	90	5	-13.5	2.7
4	4	4	27	5	-19.8	4.7
8	8	6	161	5	-13.1	1.4
8	8	4	107	5	-14.3	1.6
8	6	8	161	5	-11.9	1.0
8	4	8	107	5	-12.1	2.5
12	12	12	723	6	-5.4	1.7
12	12	12	723	7	-8.3	1.5
12	12	12	723	8	-8.3	1.8
12	12	12	723	9	-8.2	1.6
12	12	12	723	4	-7.9	2.2
12	12	12	723	3	-8.7	1.4
12	12	12	723	2	-7.3	4.3

Uit **Tabel 4.5** kan die volgende afleidings gemaak word: Wanneer slegs een dimensie van die ellipsoïed (x, y en z waardes) verander word, veroorsaak dit 'n geringe verandering in die fout. Indien die totale volume egter afneem neem die fout toe. Laastens kan die

gevolgtrekking gemaak word dat 'n verandering in die absolute aktiwiteit slegs 'n geringe verandering in die fout veroorsaak.

4.4 Samevatting

Die Monte Carlo simulaties (**Tabel 4.4**) toon dat die verstrooiingskorreksietegniek (nl. die drie venster tegniek) die werklike aantal tellings met gemiddeld 10% onderskat. Die belangrikste verklaring wat hiervoor gegee kan word is dat meer fotone afgetrek word in die korreksie as wat nodig is. Dit word in **Figuur 4.6** getoon waar die groen gedeelte die bydrae wat die verstrooide fotone maak, voorstel en nie beide die groen en blou gedeelte nie, soos vertoon in **Figuur 2.4**.



Figuur 4.6: Die werklike bydrae van die verstrooide fotone

Die invloed van hierdie onderskatting is ge-evalueer in hoofstuk 3 waar die akkuraatheid van die kwantiseringstegniek bepaal is. Die gevolgtrekking in hoofstuk 3 was dat die kwantiseringstegniek akkurate resultate lewer en die afleiding kan gemaak word dat deur die attenuasie koëffisiënte iteratief te bereken, daar kompensasië gemaak word vir hierdie onderskatting.

Uit **Tabel 4.5** kan die gevolgtrekking gemaak word dat 'n afname in die volume van die blaas in beide die sydelingse rigtings (indien die anterior-posterior afstand konstant bly) nie 'n verandering in die waargenome tellings sal veroorsaak nie. Dit is egter nie die geval in die anterior-posterior rigting nie en hoe kleiner hierdie waarde word, hoe kleiner word die aantal waargenome tellings. Verder kan die gevolgtrekking ook gemaak word dat indien die toegediende aktiwiteit verander sal dit nie 'n invloed het op die akkuraatheid nie. Let egter op dat daar nie in hierdie studie ondersoek ingestel is na die invloed van die verandering van die middelpunt van die blaas nie, dus kan geen gevolgtrekking gemaak word indien die blaas nader aan die oppervlak is al dan nie.

Hierdie simulaties, tesame met die resultaat in paragraaf 3.3.5, toon dat die drie venster tegniek wel doeltreffend gebruik kan word om voorsiening vir verstrooiing in planare beelding te maak.

4.5 Verwysings

Beck JW, Jaszczak RJ, Coleman RE, Starmer CF, Nolte LW. Analysis of SPECT including scatter and attenuation using sophisticated Monte Carlo modeling methods. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1982; **29**: 506 – 511.

Dresser MM, Knoll GF. Results of scattering in radioisotope imaging. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1973; **20**: 266 – 272.

Henry LJ, Rosenthal MS. Monte Carlo simulation of scatter in nonuniform symmetrical attenuation media for point and distributed sources. *Appl Radiat Isot*, 1992; **43**: 449 – 454.

Ljungberg MH, Strand S-E. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Computer Programs and Methods in Biomedicine*, 1989; **29**: 257 – 272.

Ljungberg MH, Strand S-E. Scatter and attenuation correction in SPECT using density maps and Monte Carlo simulated scatter functions. *J Nucl Med*, 1990; **31**: 1560 – 1567.

Ljungberg MH. Introduction to the Monte Carlo method in: Monte Carlo calculation in Nuclear Medicine - Application in diagnostic imaging. Edited by Ljungberg MH, Strand S-E and King MA *Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia*, 1998; 1 – 11.

Mather RL. Gamma-ray collimator penetration and scattering effects. *J Appl Phys*, 1957; 28: 1200 – 1207.

Metcalfe P, Kroon T, Hoban P. The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators. *Medical Physics Publishing*. Madison, Winconson, 1997.

Morin RL (Ed.). Monte Carlo simulation in the radiological sciences. CRC Press, Florida. 1988.

Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position dependant Compton scattered correction in single emission CT. *IEEE Trans Med Imaging*, 1991; 10: 408 – 412.

Yanch JC, Dobrzeniecki AB, Ramanathan C, Behrman R. Physically realistic Monte Carlo simulation of source, collimation and tomographic data acquisition for emission tomography. *Phys Med Biol*, 1992; 37: 853 – 870.

Hoofstuk 5: Kwantifisering in glomerulêre filtrasie tempo

5.1	Inleiding	2
5.2	Metodes om die glomerulêre filtrasie tempo te bepaal	3
5.2.1	Die Direkte metode vir bepaling van die GFT	4
5.2.2	Die Aangepaste Direkte Metode vir die berekening van die GFT.....	6
5.3	Doel van die studie.....	7
5.4	Metodes	7
5.4.1	Glomerulêre filtrasie tempo bepaling deur gebruik te maak van die direkte metode (GFTD metode).....	8
5.4.1.1	Beeldversameling met die sintillasiekamera.....	8
5.4.1.2	Tel van monsters in die putteller.....	9
5.4.2	Glomerulêre filtrasie tempo bepaling deur van blaaskwantifisering gebruik te maak (GFTK metode).....	10
5.4.2.1	Beeldversameling met die sintillasiekamera.....	10
5.4.2.2	Analise van die versamelde data.....	10
5.5	Resultate.....	11
5.6	Bespreking.....	13
5.7	Verwysings	15

5.1 Inleiding

'n Belangrike funksie van die niere is die regulering van die samestelling en volume van liggaamsvloeistowwe. Hierdie regulering word uitgevoer deur funksionele eenhede, die nefrone, en word in drie stadia gedoen nl. filtrasie deur die glomerulus, tubulêre herabsorpsie en tubulêre sekresie (Bray et. al., 1994). Die glomerulêre filtrasie tempo (GFT) is die tempo waarteen water en oplossings uit die bloed deur die niere gefiltreer word. Dit is 'n baie stabiele funksie wat die niere onderhou, selfs wanneer daar betekenisvolle veranderinge in die renale bloedvloei plaasvind. Die GFT verandering is 'n sensitiewe barometer vir nierfunksie bepaling (Wagner, 1975). Die niere ruim die spoorder uit die plasma op. Die GFT word bepaal deur die tempo van hierdie uitwas waar te neem. Die vereistes vir hierdie spoorder is die volgende (Summerville et. al., 1990):

- dit moet vryelik deur die glomerulêre membrane gefiltreer word,
- dit mag nie tubulêre sekresie of herabsorpsie ondergaan nie,
- dit mag nie aan die plasma bind nie,
- dit mag nie deur 'n eksterne roete uitgeskei word nie
- dit mag nie met die renale funksie inmeng nie en
- dit moet metabolies traag wees.

Spoorders wat hieraan voldoen en algemeen gebruik is, is inulien, kreatinien, dieteleen-triamoniese-pentasuur (DTPA) en eteleen-diamoniese-tetra-asetoonsuur (EDTA). Hierdie spoordes kan aan die volgende radionukliedes gebind word: ^{99m}Tc , ^{51}Cr , ^{169}Yb en ^{131}I (Cohen, 1974; Summerville et. al., 1990). Die spoorders wat aan die radionukliede gebind is maak die waarneming van hierdie spoorders met behulp van die sintillasie kamera en

ander telstelsels moontlik. Verskeie metodes is al in die verlede voorgestel en ondersoek en sal in die volgende paragrawe bespreek word.

5.2 Metodes om die glomerulêre filtrasie tempo te bepaal

Kreatinien was die eerste spoorder wat gebruik is om GFT te bepaal maar het in onguns geraak as gevolg van faktore soos probleme met die akkurate versameling van uriene oor 24 uur, die betekenisvolle tubulêre sekresie en daaglikse variasies van kreatinien vlakke in die plasma.

'n Ander spoorder wat gewild geraak het in die middel-1930's is inulien (Cohen, 1974) en dit het die goue standaard geword waarteen ander spoorder metodes gemeet is. Metodes wat inulien as spoorder gebruik het, het 'n lang tyd in beslag geneem en omslagtige chemiese verwerking was nodig.

Vir 'n spoorder om te kwalifiseer as 'n nierfunksie spoorder moet dit goeie korrelasie toon met inulien opruiming. Die metodes wat aanvanklik gebruik was het kontinue infusie benodig sodat 'n konstante plasma konsentrasie gehandhaaf word terwyl verskeie uriene monsters geneem word. Om konstante infusie uit te skakel is nuwer metodes van 'n bolus inspuiting gebruik omdat dit moontlik was om plasma konsentrasies by hoë sowel as lae vlakke te meet. Die metode bestaan uit die toediening van 'n enkele bolus inspuiting en die neem van bloedmonsters op vasgestelde intervalle. Hierdie bloedmonsters is dan gebruik om die plasma uitwas kromme te verkry (Cohen, 1974).

Sintillasie kamera tegnieke, wat eksterne telprosedures gebruik, het vereenvoudiging teweeg gebring asook die voordeel dat afsonderlike nierfunksie bepaling gedoen kan word. Hierdie bepaling kan saam met 'n beeldingstudie uitgevoer word (Blaufox et. al., 1996). Metodes wat gewildheid verwerf het, is 'n metode voorgestel deur Piepsz et. al., (1977), wat die GFT direk in milliliter per minuut gee. Die GFT word bereken as die verhouding van die renale inwas kromme tot die prekordiale bloedkromme nadat die kromme gekalibreer was met 'n plasma konsentrasie monster. 'n Tweede metode wat wye aanvaarding verkry het, is 'n metode voorgestel deur Gates et. al., (1982), wat staatmaak op die vroeë intergrale renale tellings (as 'n fraksie van die toegediende tellings) wat dan saam met 'n vergelyking gebruik is deur regressie op kreatinien opruiming te doen. Hierdie metode lewer dan totale en afsonderlike nier opruiming. 'n Derde kamera gebaseerde metode, die direkte metode, is voorgestel deur Jackson et. al., (1985). Hierdie metode kombineer die bepaling van die GFT met roetine renale beelding. Die tegniek vereis minder as 40 minute beeldingstyd, vereis slegs een bloedmonster en korreleer baie goed met kreatinien opruiming (Jackson et. al., 1985).

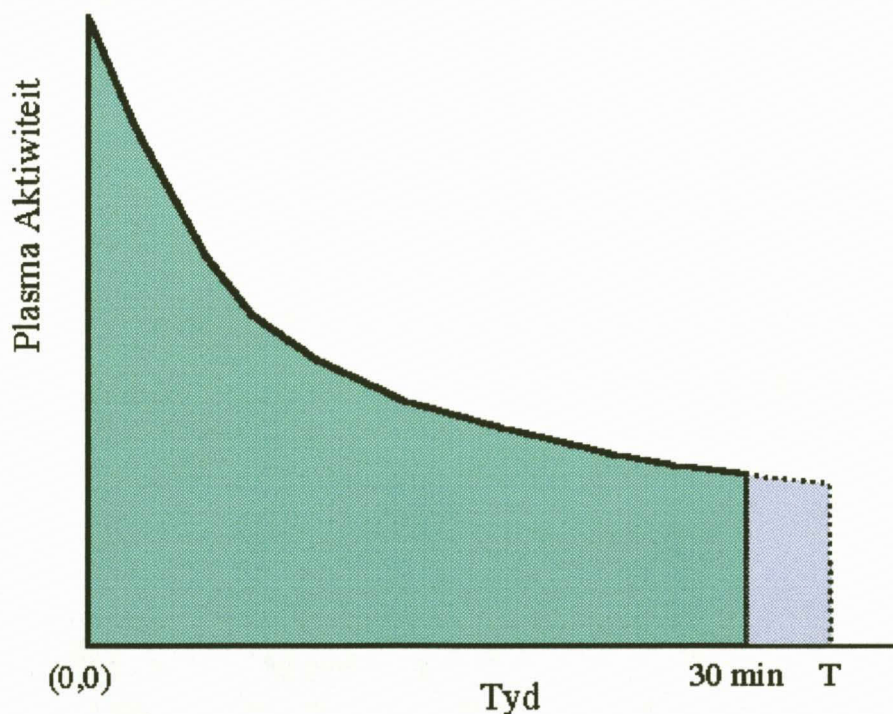
5.2.1 Die Direkte metode vir bepaling van die GFT

Die metode behels die toediening van die radionuklied verbinding, ^{99m}Tc DTPA, en die dinamiese beelding van die inferior gedeelte van die hart vir 30 minute waarna 'n bloedmonster geneem word. Statiese beelde word van die volblaas asook die leë blaas geneem (Jackson et.al., 1985).

Die berekening van die GFT word as volg uitgevoer:

Laat $\bar{P}$ die gemiddelde konsentrasie van die plasma aktiwiteit wees vanaf die tyd van toediening tot tyd T (die tyd van blaaslediging). Die plasma aktiwiteit word verkry deur 'n gebied van belang oor die inferior gedeelte van die hart te trek en die tellings vir elke beeld te verkry. Die tellings van die dinamiese hartbeelde word nou gebruik, na verval korreksies uitgevoer is, om 'n dinamiese plasma uitwaskromme te genereer soos getoon in **Figuur 5.1**. Die kromme word ge-ekstrapoleer tot tyd T deur gebruik te maak van 'n kleinste kwadrate eksponensiële passing van die laaste vyf minute van die oorspronklike kromme. Hierdie kromme word met 'n bloedmonster genormaliseer tot die konsentrasie van die radionuklid verbinding in die plasma. Dan word $\bar{P}$ gegee deur:

$$\bar{P} = \frac{\sum \text{alle kromme waardes}}{\text{aantal kromme punte}} \times \frac{\text{gemete plasma volume (tpm/ml)}}{\text{kromme waarde wanneer bloed getrek is}} \quad (5.1)$$



Figuur 5.1: Ge-ekstrapoleerde kromme om plasma aktiwiteit te bepaal.

'n Gebied van belang word rondom die vol- asook leë blaas getrek en die totale aantal tellings in die gebiede word verkry. Hierdie tellings, saam met die uitgeskeide uriene volume, V_u , en die urienaktiwiteit konsentrasie, U (wat verkry is deur 'n monster van die uitgeskeide uriene in 'n putteller te tel) word gebruik om die totale urinêre aktiwiteit, TUA , as volg te bereken:

$$TUA = \frac{[\text{volblaas tellings}](U)(V_u)]}{[\text{volblaas tellings} - \text{leë blaas tellings}]} \quad (5.2)$$

Deur nou $\bar{P}$ met T te vermenigvuldig word die totale plasma aktiwiteit verkry en die GFT word dan as volg bepaal:

$$GFT = \frac{TUA}{\bar{P}T} \quad (5.3)$$

5.2.2 Die Aangepaste Direkte Metode vir die berekening van die GFT

Die kwantifiseringsmetodes wat in die voorafgaande hoofstukke bespreek is kan toegepas word om die direkte GFT metode, soos hierbo bespreek, te vereenvoudig deur die versameling en tel van die uriene uit te skakel (Gert et.al., 1997). Die metode wat dan blaas kwantifisering in plaas van uriene versameling gebruik staan bekend as die Aangepaste Direkte Metode (of GFTK wat beteken GFT bepaling met kwantifisering). Die metode behels presies dieselfde dinamiese beelding van die hart asook die neem van die bloedmonster. Die verskil is dat na die trek van die bloedmonster statiese anterior en

posterior beelde van die volblaas opgeneem word. Saam met twee transmissie beelde om die pasiënt dikte te bepaal, word kwantifisering toegepas wat die *TUA* lewer.

5.3 *Doel van die studie*

Die direkte metode vir die bepaling van die GFT is in die praktyk ge-evalueer (Otto et. al., 1985) en daar is gevind dat dit 'n tegniek is wat maklik geïmplementeer kan word saam met 'n roetine renogram. Verder is die tegniek in bogenoemde studie vergelyk met die veelvuldige bloedmonster tegniek wat gebruik maak van ^{51}Cr EDTA en is daar gevind dat dit akkuraat is oor 'n wye gebied van nierfunksie.

Een van die nadele van hierdie tegniek is egter die fisiese hantering van uriene. Hierdie nadeel kan egter uitgeskakel word deur die uriene *in vivo* te kwantifiseer deur gebruik te maak van die tegnieke wat in die vorige hoofstukke beskryf is. Die doel van hierdie gedeelte van die studie was om die *TUA* volgens vergelyking 5.3 in vrywilligers te bepaal deur beide uriene versameling en kwantifisering en die twee metodes met mekaar te vergelyk.

5.4 *Metodes*

Veertig pasiënte tussen die ouderdomme 18 en 73 jaar (met 'n gemiddelde ouderdom van 45 jaar) is gewerf vir hierdie studie. Die radiofarmaseutiese middel $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - DTPA is intraveneus toegedien. Al die beelde is versamel met 'n Siemens Multi-SPECT II

sintillasiekamera. 'n Beeldmatriksgrootte van 128x128 en 'n woord pieksel diepte is gebruik.

5.4.1 Glomerulêre filtrasie tempo bepaling deur gebruik te maak van die direkte metode (GFTD metode)

5.4.1.1 Beeldversameling met die sintillasiekamera

Voor die aanvang van die studie het die pasiënt eers sy/haar blaas geledig en dan twee glase water gedrink. Die pasiënt is liggend geposisioneer sodat die hart en die niere in die gesigsveld van die kamera ingesluit is. 555MBq (15mCi) ^{99m}Tc DTPA is intraveneus as 'n bolus toegedien. Anterior dinamiese beelde, elk 30 sekondes lank, is opgeneem vir 30 minute. 'n 15% energie venster is oor die 140 keV fotopiek van ^{99m}Tc gestel. Direk na die voltooiing van die beeldingsproses is 'n bloedmonster geneem en die presiese tyd genoteer.

Na die voltooiing van die dinamiese beelde is die pasiënt gevra om regop te staan en vir twee minute rond te beweeg. Dit is nodig sodat die uriene in die ureters die blaas kan bereik (Otto et. al., 1995). Daarna is die pasiënt weer op die bed geplaas en 'n statiese anterior beeld van een minuut van die vol blaas is versamel. Hierna het die pasiënt sy/haar blaas in 'n gekalibreerde houer geledig, die totale volume is genoteer, en 'n een minuut anterior statiese beeld van die leë blaas is opgeneem. Beide die blaasbeelde is in die anterior liggende posisie opgeneem.

5.4.1.2 Tel van monsters in die putteller

Bepaling van die totale urinêre aktiwiteit (*TUA*):

Een milliliter (1ml) van die uriene is opgetrek en 500 maal met water verdun. Twee 1ml monsters van die verdunning is elk vir een minuut in 'n putteller getel. Die gemiddeld van die twee tellings is verkry en vermenigvuldig met die verdunningskonstante, 500, om die uitgeskeide urien aktiwiteitskonsentrasie, U , te verkry. Hierdie waarde is vermenigvuldig met die versamelde uriene volume om die totale urinêre aktiwiteit, TUA , (soos beskryf in vergelyking 5.2) te verkry. Dit is die aktiwiteit wat in die blaas geakkumuleer het vanaf tyd 0 tot tyd T .

Normalisering van die bloedaktiwiteit:

Die bloedmonster is gesentrifugeer vir 10 minute om die plasma en die rooibloedselle te skei. Twee 1ml monsters van die plasma is opgetrek en elk vir een minuut in die putteller getel. Die gemiddelde telling van die twee monsters is verkry en gekorrigeer vir verval wat plaasgevind het tussen die tel van die uriene monsters en die plasma monsters. Hierdie waarde is gebruik om die plasma kromme te normaliseer.

5.4.2 Glomerulêre filtrasie tempo bepaling deur van blaaskwantifisering gebruik te maak (GFTK metode)

Die dinamiese beelding van die hart is presies dieselfde as in die voorafgaande metode. Die verskil tussen die twee metodes is in die opname van die statiese blaasbeelde.

5.4.2.1 Beeldversameling met die sintillasiekamera

'n Ekstra stel beelde, nl. transmissie beelde, word hier gebruik. Die ^{99m}Tc gevulde waterbad as transmissie bron is op die een detektor geplaas met die bed sonder die pasiënt tussen die twee detektors van die kamera. 'n Transmissie beeld is met die ander detektor opgeneem. Daarna is die pasiënt op die bed tussen die transmissiebron en die detektor geplaas en 'n volgende transmissiebeeld opgeneem.

Na die voltooiing van die transmissie beelding is die aktiwiteit aan die pasiënt toegedien en die dinamiese beelde opgeneem. Na voltooiing hiervan is anterior en posterior beelde vir 1 minuut van die volblaas van die pasiënt opgeneem.

5.4.2.2 Analise van die versamelde data

Gebiede van belang (wat ooreenstem met die blaas grootte en posisie) is op die twee transmissie beelde ingetrek en die aantal tellings daarin verkry. Hierdie waardes is ingestel in vergelyking 2.11 om die effektiewe deursnee van die pasiënt te bepaal. Die

attenuasie koëffisiënt (μ) en opboufaktor (B) wat gebruik is, is bepaal soos beskryf in vergelykings 2.14 en 2.15 vir water.

Die waarde van TUA word gegee deur:

$$TUA = \text{Blaasaktiwiteit} \times \text{Omskakelingsfaktor (OF)} \times \text{Verval}$$

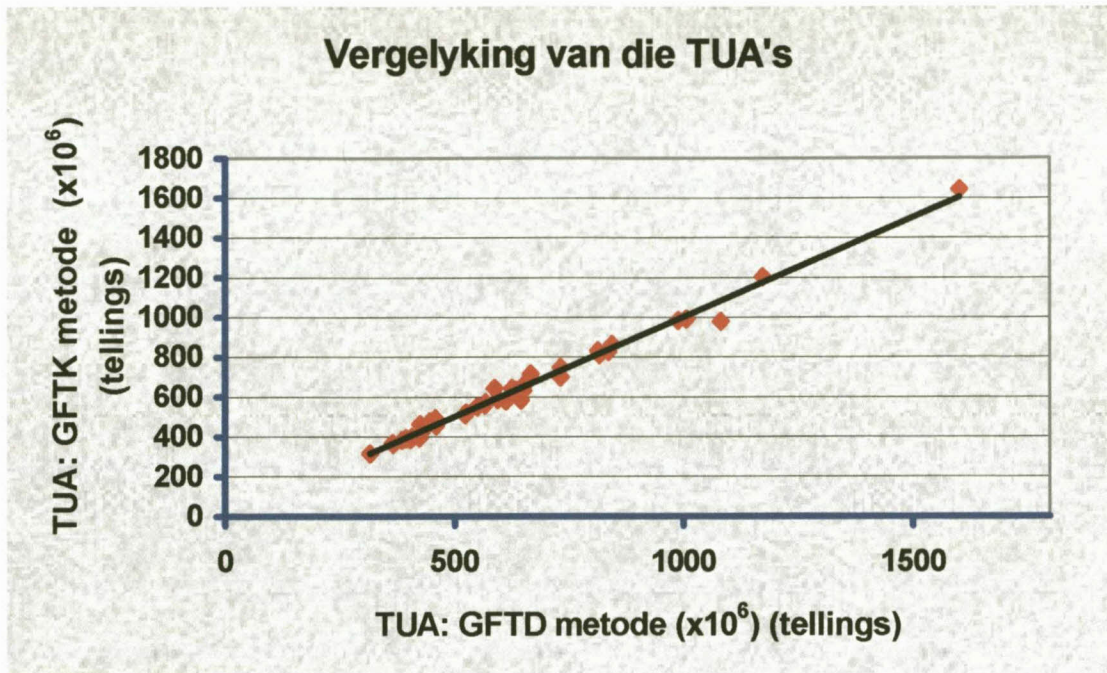
Die gebruik van die plasma tellings is nog steeds nodig en daarom is die diepte onafhanklike tellings vir verval gekorrigeer vir die tydsverloop tussen die blaasbeeld opname en die tel van die plasmamonster in die putteller. Deur hierdie gekorrigeerde diepte onafhanklike tellings te vermenigvuldig met die gemiddelde omskakelingsfaktor (die bepaling hiervan is beskryf in hoofstuk 3) is die waarde van TUA verkry.

5.5 *Resultate*

Die omskakelingsfaktore word getoon in aanhangsel A, **Tabel A3**. Die gemiddelde omskakelingsfaktor was:

$$CF = 10220 \pm 437.$$

Figuur 5.2 toon in die pasiënte wat ondersoek is die genormaliseerde blaasaktiwiteit TUA waardes soos verkry met die GFTD metode teenoor die genormaliseerde TUA waardes soos verkry met die GFTK metode. Die TUA waardes word getoon in Tabel B.1 van aanhangsel B. Die helling van die regressie lyn was 1.00 met 'n y-as afsnit van 0.10 ($r = 0.994$).

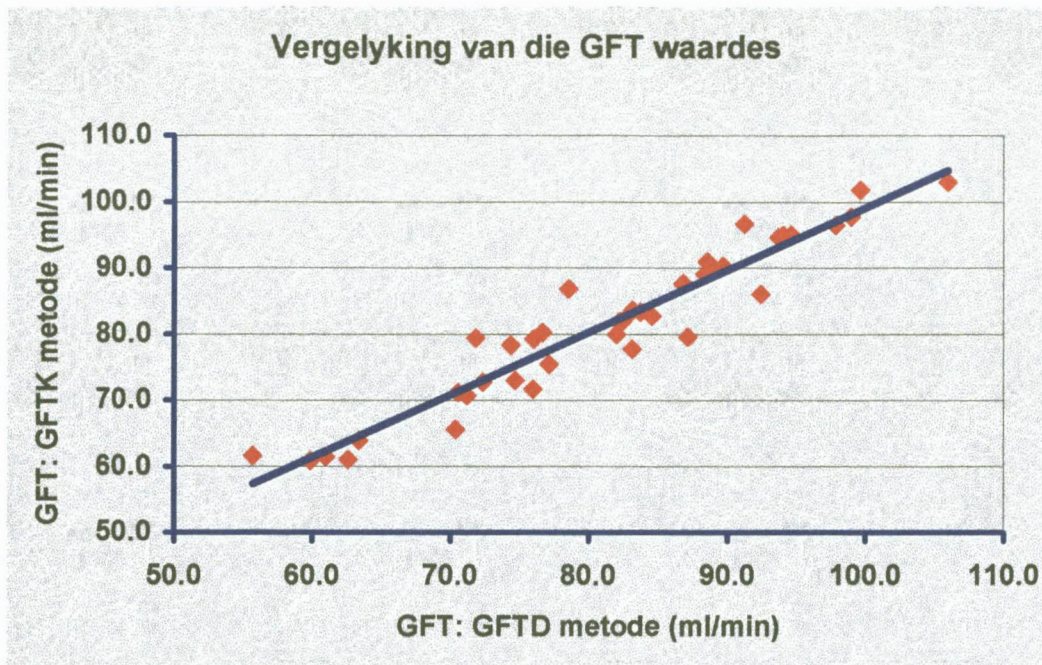


Figuur 5.2: *TUA waardes soos verkry met die GFTD en GFTK metodes.*

Figuur 5.3 toon die regressie analise van GFT waardes in die onderskeide pasiënte bereken met die GFTD metode en die GFTK metode. Die regressie lyn het 'n helling van 0.91 met 'n y-as afsnit van 4.81 ml/min ($r = 0.959$).

Die 95% vertrouensinterval van die gemiddelde verskille tussen die twee metodes was:

-10.3 tot 17.4 ml/min.



Figuur 5.3: *GFT waardes soos met die direkte en GFRK metodes verkry.*

Bespreking

'n Goeie korrelasie is verkry tussen die waardes van TUA soos verkry met die direkte metode en die kwantifiseringsmetode, nl. 0.994. Die bepaling van die TUA is die enigste verskil tussen die twee metodes wat hier gebruik is en aangesien dit goed korreleer sal die GFT bepaling met die genoemde twee metodes ook goed korreleer soos wat duidelik blyk uit die korrelasie koëffisiënt van 0.959 asook die regressie lyn helling van 0.91 en y-as afsnit van 4.81. Ooreenstemming tussen hierdie twee metodes word ook aangetoon deur die 95% vertrouensinterval wat bepaal is. Die gevolgtrekking wat hieruit gemaak kan word is dat die GFTK metode gebruik kan word in die plek van die GFTD metode om die GFT te bepaal. Hierdie korrelasies is verkry deur die omskakelingsfaktor te gebruik wat

hier bepaal is. Hierdie faktor weerspieël die verskil tussen die sensitiwiteit van die kamera en die putteller. Hierdie verband moet op 'n gereelde grondslag getoets word om te verseker dat die gekwantifiseerde waarde van die TUA binne hierdie akkuraatheid val.

5.7 Verwysings

Blaufox MA, Aurell M, Bubeck B, Fommei E, Piepsz A, Russell C, Taylor A, Thomsen HS, Volterrani D. Report of the radionuclides in nephrourology committee on renal clearance. *J Nucl Med*, 1996; **37**: 1883 – 1890.

Bray JJ, Cragg PA, Macknight ADC, Mills RG, Taylor DW. *Lecture notes on human physiology*. Blackwell Scientific Publications, London. 1994: 607 – 616.

Cohen ML. Radionuclide clearance techniques. *Seminars in Nucl Med*, 1974; **4**: 23 – 38.

Gates GF. Glomerular filtration rate: estimation from fractional renal accumulation of ^{99m}Tc -DTPA. *Am J Roentgenol*, 1982; **138**: 565 – 570.

Gert G, Lötter MG, van Aswegen A, Otto AC, Naudé H, Dunn M. Glomerular filtration rate determination via urine activity measurement with a scintillation camera. *Physica Medica*, 1997; **13** (Suppl. 1): 319-321.

Jackson JH, Blue PW, Ghaed N. Glomerular filtration rate determined in conjunction with routine renal scanning. *Radiology*, 1985; **154**: 203 – 205.

Otto AC, Pretorius PH, Dunn M, Nel MG, van Aswegen A, Marais J, Lotter MG. Determination of glomerular filtration rate with radionuclide renography and direct urinary activity quantitation. *SAMJ* 1995; **85**: 770 – 772.

Piepsz A, Dobbeleir A, Erbsmann F. Measurement of separate kidney clearance by means of ^{99m}Tc -DTPA complex and a scintillation camera. *Eur J Nucl Med*, 1977; **2**: 173 – 177.

Summerville DA, Potter CS, Treves ST. The use of radiopharmaceuticals in the measurement of glomerular filtration rate: A review. *Nuclear Medicine Annal* 1990, 191 – 221.

Wagner HN, Nuclear medicine, HP Publishing Co, Inc. Publishers, New York. 1975 : 162 – 163

White DR. Tissue substitutes in experimental radiation physics. *Med Phys*, 1978; **5**: 467 – 479.

Hoofstuk 6: Opsomming

Attenuasie- en verstrooiingskorreksie tegnieke vir planare radionuklied beelding is in hierdie studie ondersoek asook die praktiese toepassing hiervan in sekere kliniese studies.

Die attenuasie korreksietegniek wat ondersoek is, is die geometriese gemiddelde metode met die aanpassing dat 'n iteratiewe metode gebruik is om die attenuasie koëffisiënte te bepaal. Hierdie aanpassing maak die attenuasie korreksie diepte onafhanklik. Aangesien die diepte afhanklikheid van die geometriese gemiddelde metode nog altyd 'n probleem was, sal hierdie metode 'n wesentlike bydrae lewer om die probleem uit te skakel.

Die drie venster verstrooiingskorreksie tegniek is met behulp van Monte Carlo simulaties ge-evalueer vir planare beelding. Die simulaties dui daarop dat hierdie tegniek 'n onder-korreksie van ongeveer 10% uitvoer. Die verstrooiingskorreksie tegniek word egter nie op sy eie uitgevoer nie maar is noodsaaklik vir die akkurate toepassing van die attenuasie korreksie tegniek.

Die effek van die kwantifisering (attenuasie- en verstrooiingskorreksie) is bepaal in twee gevalle. Die eerste was deur 'n bekende hoeveelheid aktiwiteit te beeld, die korreksies daarop uit te voer en dit te vergelyk met die bekende aktiwiteit. Die gemete aktiwiteit was 96,8% van die bekende waarde. Die tweede geval was in die

kliniese studies waar die blaasaktiwiteit gekwantifiseer is maar ook *in vitro* gemeet is. In hierdie geval was die korrelasie koëffisiënt 0.996.

Soos reeds genoem is hierdie kwantifiseringstegniek in kliniese studies uitgevoer, nl. die bepaling van die glomerulêre tempo. Die kwantifiseringstegniek is vergelyk met die roetine tegniek wat die hantering van uriene behels. Die korrelasie koëffisiënt was 0.96 en die regressie lyn helling 0.91 met 'n y-as afsnit van 4.81. Die kwantifisering van die blaas aktiwiteit veroorsaak 'n vereenvoudiging van die studie deurdat die fisiese hantering van uriene uitgeskakel word. Die akkuraatheid van hierdie kwantifisering is afhanklik van die omskakelingsfaktor wat gebruik word om te kompenseer vir die verskil tussen die sensitiwiteit van die kamera en die putteller. Hierdie verband moet op 'n gereelde grondslag getoets word om te verseker dat die gekwantifiseerde waarde van die TUA akkuraat bereken word.

In hierdie studie is kwantifiseringstegnieke toegepas op studies wat die blaas as bron orgaan gebruik. Die blaas is redelik geïsoleer van ander organe en dus sal die bydrae van hierdie organe tot die tellings in die blaas klein wees. Indien die kwantifisering op organe toegepas word waar 'n ander orgaan 'n bydrae kan maak, bv. die lewer tot die hart, moet hierdie probleem ondersoek word.

In hierdie projek is 'n kwantifiseringstegniek ondersoek wat gebruik kan word in planare beelding wat korreger vir verstrooiing en attenuasie en wat diepte onafhanklike korreksies moontlik maak.

Summary

In this study attenuation and scatter correction techniques in planar imaging were investigated as well as the practical implementation of these techniques in clinical studies.

The attenuation correction technique that was investigated was the geometrical mean method where an iterative method was used to determine the attenuation coefficient. This adaptation made the attenuation correction method independent of depth. In this study the depth dependence of the geometrical mean method was solved which is an important contribution.

The three-energy window scatter correction technique was investigated with Monte Carlo methods for planar imaging. These simulations showed that the scatter correction method under corrects by approximately 10%. The scatter correction technique cannot be performed on it's own but must be used in conjunction with the attenuation correction method.

The overall effect of the quantitation (attenuation and scatter correction) was determined in two ways. First a known amount of activity was imaged. Then the correction was applied to the images. Subsequently the corrected activity obtained from the latter images was compared to the known value. The calculated activity was 98,6 % of the known activity value. Secondly clinical studies were performed where

the bladder activity was quantitated *in vivo* and correlated to the *in vitro* measured value. In this case the correlation coefficient was 0,996.

The quantitation technique was applied to the clinical determination of the glomerular filtration rate. The quantitation technique was compared to the routine method that requires handling of urine. The correlation coefficient was 0.96 and the linear regression line had a slope of 0.91 and a y-axis intercept of 4.81. The quantitation of the bladder activity leads to a simplification of the clinical study procedure since the physical handling of urine can be eliminated. The accuracy of this method depends on the conversion factor that compensates for the difference between the sensitivity of the camera and the well counter. This factor must be checked on a regular basis to ensure the accuracy of this method.

The bladder as source organ was used in this study. The bladder is a relative isolated organ and therefor the influence of radioactive uptake in other organs is relatively small. If these quantitations are applied to organs that are not isolated, i.e. the heart where the liver can influence it, this problem has to be address.

In this project a quantitative planar imaging technique was investigated that corrects for attenuation and scatter and thereby facilitates depth independent corrections.

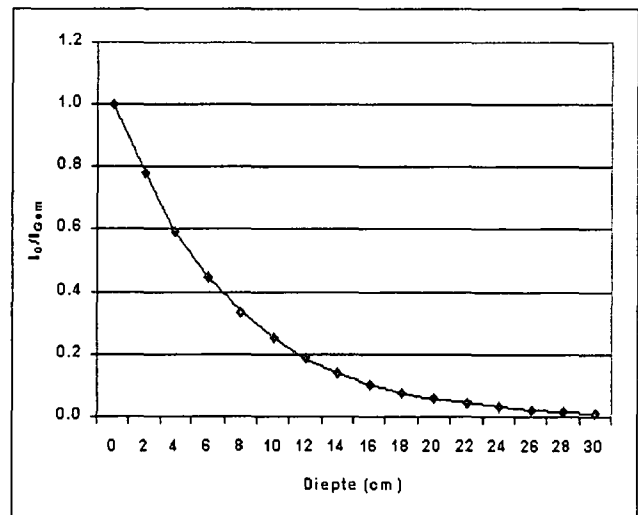
Aanhangsel A:

Data van die fantoomstudies

Tabel A1.1: Waardes wat verkry is vir perspeks as attenuasie medium en die ^{99m}Tc gevulde waterbad as transmissiebron

Metings												
Dikte (cm)	Tel 1	Tel 2	Tel 3	Tel 4	Tel 5	I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}	I/I_0_{Std}
0	46564	40698	42384	59664	62952	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000
2	36258	30555	31826	44866	47549	0.779	0.751	0.751	0.752	0.755	0.758	0.012
4	27599	22593	23743	33350	35128	0.593	0.555	0.560	0.559	0.558	0.565	0.016
6	20767	16728	17630	24663	25826	0.446	0.411	0.416	0.413	0.410	0.419	0.015
8	15751	12359	13218	18553	19414	0.338	0.304	0.312	0.311	0.308	0.315	0.014
10	11817	9515	10081	14088	14611	0.254	0.234	0.238	0.236	0.232	0.239	0.009
12	8599	6895	7313	10266	10568	0.185	0.169	0.173	0.172	0.168	0.173	0.007
14	6394	5068	5379	7650	7730	0.137	0.125	0.127	0.128	0.123	0.128	0.006
16	4821	3808	4103	5828	5787	0.104	0.094	0.097	0.098	0.092	0.097	0.004
18	3454	2759	2925	4191	4176	0.074	0.068	0.069	0.070	0.066	0.070	0.003
20	2570	2128	2275	3317	3235	0.055	0.052	0.054	0.056	0.051	0.054	0.002
22	2185	1572	1687	2435	2353	0.047	0.039	0.040	0.041	0.037	0.041	0.004
24	1488	1192	1304	1857	1817	0.032	0.029	0.031	0.031	0.029	0.030	0.001
26	1086	884	985	1415	1372	0.023	0.022	0.023	0.024	0.022	0.023	0.001
28	844	655	777	1126	997	0.018	0.016	0.018	0.019	0.016	0.017	0.001
30	620	455	518	765	716	0.013	0.011	0.012	0.013	0.011	0.012	0.001
μ						0.148	0.149	0.147	0.147	0.151	0.148	0.002
B						1.11	1.02	1.01	1.01	1.04	1.04	0.01

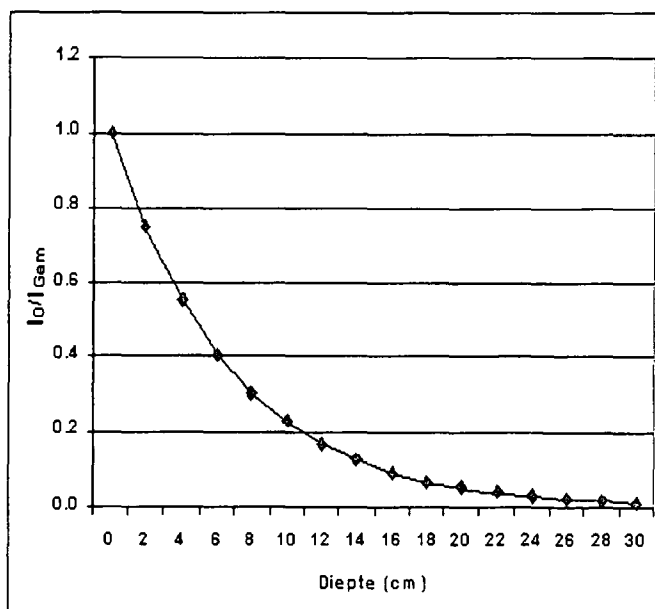
Passings					
I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}
1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.781	0.738	0.742	0.744	0.730	0.735
0.593	0.545	0.551	0.553	0.533	0.540
0.446	0.402	0.409	0.412	0.389	0.397
0.335	0.297	0.304	0.306	0.284	0.291
0.250	0.219	0.225	0.228	0.207	0.214
0.187	0.162	0.167	0.170	0.151	0.157
0.139	0.119	0.124	0.126	0.111	0.116
0.104	0.088	0.092	0.094	0.081	0.085
0.077	0.065	0.068	0.070	0.059	0.062
0.058	0.048	0.051	0.052	0.043	0.046
0.043	0.035	0.038	0.039	0.031	0.034
0.032	0.026	0.028	0.029	0.023	0.025
0.024	0.019	0.021	0.021	0.017	0.018
0.018	0.014	0.015	0.016	0.012	0.013
0.013	0.011	0.011	0.012	0.009	0.010



Tabel A1.2: Waardes wat verkry is vir perspeks as attenuasie medium en die ^{139m}Ce skanderende lynbron as transmissiebron

Dikte (cm)	Metings											
	Tel 1	Tel 2	Tel 3	Tel 4	Tel 5	I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}	I/I_0_{Std}
0	3111	48917	85933	85852	69914	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000
2	2247	36826	64676	64773	52808	0.722	0.753	0.753	0.754	0.755	0.748	0.014
4	1708	27326	47863	47929	39001	0.549	0.559	0.557	0.558	0.558	0.556	0.004
6	1215	20210	35211	35443	28652	0.391	0.413	0.410	0.413	0.410	0.407	0.009
8	953	14994	26307	26524	21458	0.306	0.307	0.306	0.309	0.307	0.307	0.001
10	732	11514	19583	19794	16098	0.235	0.235	0.228	0.231	0.230	0.232	0.003
12	536	8420	14315	14533	11772	0.172	0.172	0.167	0.169	0.168	0.170	0.002
14	437	6130	10574	10790	8731	0.140	0.125	0.123	0.126	0.125	0.128	0.007
16	301	4584	7820	7979	6432	0.097	0.094	0.091	0.093	0.092	0.093	0.002
18	249	3288	5694	5866	4691	0.080	0.067	0.066	0.068	0.067	0.070	0.006
20	169	2535	4405	4543	3667	0.054	0.052	0.051	0.053	0.052	0.053	0.001
22	171	1863	3211	3271	2657	0.055	0.038	0.037	0.038	0.038	0.041	0.008
24	110	1440	2425	2537	2008	0.035	0.029	0.028	0.030	0.029	0.030	0.003
26	89	1049	1841	1920	1531	0.029	0.021	0.021	0.022	0.022	0.023	0.003
28	86	790	1299	1447	1106	0.028	0.016	0.015	0.017	0.016	0.018	0.005
30	64	554	960	1040	799	0.021	0.011	0.011	0.012	0.011	0.013	0.004
μ						0.135	0.150	0.152	0.150	0.151	0.148	0.007
B						0.89	1.03	1.04	1.03	1.04	1.00	0.07

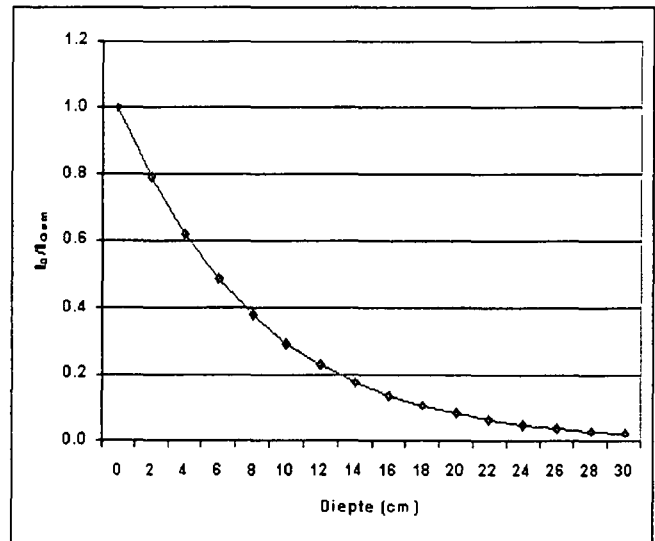
Passings					
I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}
1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.721	0.735	0.730	0.734	0.731	0.744
0.538	0.540	0.532	0.539	0.535	0.553
0.406	0.397	0.388	0.396	0.391	0.411
0.307	0.292	0.283	0.291	0.286	0.306
0.233	0.215	0.207	0.213	0.209	0.227
0.177	0.158	0.151	0.157	0.153	0.169
0.134	0.116	0.110	0.115	0.112	0.126
0.102	0.085	0.080	0.085	0.082	0.093
0.078	0.063	0.059	0.062	0.060	0.069
0.059	0.046	0.043	0.046	0.044	0.052
0.045	0.034	0.031	0.033	0.032	0.038
0.034	0.025	0.023	0.025	0.023	0.029
0.026	0.018	0.017	0.018	0.017	0.021
0.020	0.013	0.012	0.013	0.012	0.016
0.015	0.010	0.009	0.010	0.009	0.012



Tabel A1.3: Waardes wat verkry is vir water as attenuasie medium en die ^{99m}Tc gevulde waterbad as transisiebron

Metings												
Dikte (cm)	Tel 1	Tel 2	Tel 3	Tel 4	Tel 5	I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}	I/I_0_{Std}
0	50129	41621	52713	58511	53680	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000
2	40144	31897	40443	44892	41185	0.801	0.766	0.767	0.767	0.767	0.774	0.012
4	30746	24984	31616	35094	32196	0.613	0.600	0.600	0.600	0.600	0.603	0.016
6	24090	19532	24854	27588	25310	0.481	0.469	0.471	0.471	0.471	0.473	0.015
8	19110	15403	19557	21708	19916	0.381	0.370	0.371	0.371	0.371	0.373	0.014
10	14620	12222	15465	17166	15749	0.292	0.294	0.293	0.293	0.293	0.293	0.009
12	11404	9542	12022	13344	12243	0.227	0.229	0.228	0.228	0.228	0.228	0.007
14	8877	7061	9043	10038	9209	0.177	0.170	0.172	0.172	0.172	0.172	0.006
16	6901	5574	7179	7969	7311	0.138	0.134	0.136	0.136	0.136	0.136	0.004
18	5421	4277	5435	6033	5535	0.108	0.103	0.103	0.103	0.103	0.104	0.003
20	4135	3403	4296	4769	4375	0.082	0.082	0.081	0.081	0.081	0.082	0.002
22	3166	2588	3294	3656	3354	0.063	0.062	0.062	0.062	0.062	0.063	0.004
24	2385	1948	2537	2816	2584	0.048	0.047	0.048	0.048	0.048	0.048	0.002
26	1905	1537	1950	2165	1986	0.038	0.037	0.037	0.037	0.037	0.037	0.001
28	1477	1126	1451	1611	1478	0.029	0.027	0.028	0.028	0.028	0.028	0.001
30	1139	929	1214	1348	1236	0.023	0.022	0.023	0.023	0.023	0.023	0.001
μ						0.128	0.128	0.126	0.129	0.128	0.128	0.006
B						1.06	1.06	1.05	1.07	1.06	1.06	0.009

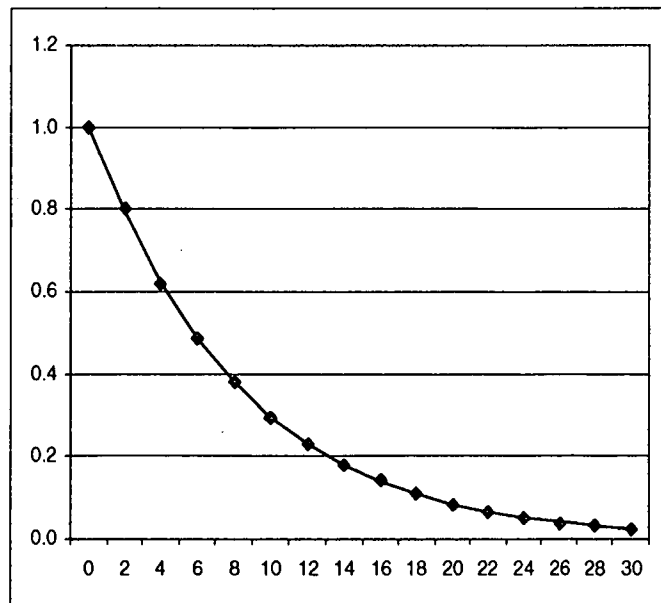
Passings					
I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}
1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.793	0.786	0.789	0.795	0.797	0.792
0.621	0.615	0.617	0.622	0.624	0.62
0.484	0.479	0.481	0.485	0.486	0.483
0.377	0.373	0.374	0.377	0.378	0.376
0.293	0.29	0.291	0.293	0.294	0.292
0.227	0.225	0.226	0.228	0.228	0.227
0.176	0.174	0.175	0.177	0.177	0.176
0.137	0.135	0.136	0.137	0.137	0.136
0.106	0.105	0.105	0.106	0.106	0.106
0.082	0.081	0.082	0.082	0.083	0.082
0.064	0.063	0.063	0.064	0.064	0.064
0.049	0.049	0.049	0.049	0.05	0.049
0.038	0.038	0.038	0.038	0.038	0.038
0.030	0.029	0.029	0.030	0.030	0.030
0.023	0.023	0.023	0.023	0.023	0.023



Tabel A1.4: Waardes wat verkry is vir water as attenuasie medium en die ^{139m}Ce skanderende lynbron as transmissiebron

Metings												
Dikte (cm)	Tel 1	Tel 2	Tel 3	Tel 4	Tel 5	I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}	$I/I_0 \text{ Std}$
0	48643	5780	7155	7255	7400	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.000
2	38897	4339	4757	4857	4954	0.800	0.751	0.665	0.669	0.669	0.800	0.014
4	30009	3402	4275	4375	4463	0.617	0.589	0.597	0.603	0.603	0.617	0.004
6	23521	2660	3317	3417	3485	0.484	0.460	0.464	0.471	0.471	0.484	0.009
8	18428	2081	2625	2725	2780	0.379	0.360	0.367	0.376	0.376	0.379	0.011
10	14281	1599	1994	2094	2136	0.294	0.277	0.279	0.289	0.289	0.294	0.003
12	11234	1311	1616	1711	1750	0.231	0.227	0.226	0.236	0.237	0.231	0.002
14	8710	1052	1295	1395	1423	0.179	0.182	0.181	0.192	0.192	0.179	0.007
16	6805	826	1016	1118	1138	0.140	0.143	0.142	0.154	0.154	0.140	0.002
18	5336	698	828	928	947	0.110	0.121	0.116	0.128	0.128	0.110	0.006
20	4117	530	664	764	779	0.085	0.092	0.093	0.105	0.105	0.085	0.001
22	3167	396	502	602	614	0.065	0.069	0.070	0.083	0.083	0.065	0.008
24	2504	359	447	547	558	0.051	0.062	0.062	0.075	0.075	0.051	0.003
26	1893	305	385	485	495	0.039	0.053	0.054	0.067	0.067	0.039	0.003
28	1515	248	319	419	427	0.031	0.043	0.045	0.058	0.058	0.031	0.005
30	1190	198	255	356	362	0.024	0.034	0.036	0.049	0.049	0.024	0.004
μ						0.126	0.126	0.124	0.128	0.125	0.126	0.011
B						1.05	1.05	1.06	1.06	1.04	1.05	0.06

Passings					
I_0/I_1	I_0/I_2	I_0/I_3	I_0/I_4	I_0/I_5	I_0/I_{Gem}
1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.793	0.795	0.792	0.790	0.797	0.796
0.622	0.623	0.621	0.619	0.625	0.624
0.486	0.487	0.485	0.483	0.488	0.487
0.379	0.380	0.378	0.377	0.380	0.380
0.295	0.296	0.295	0.294	0.296	0.296
0.230	0.230	0.229	0.229	0.231	0.230
0.179	0.179	0.178	0.178	0.179	0.179
0.139	0.139	0.139	0.138	0.140	0.139
0.108	0.108	0.108	0.108	0.109	0.108
0.084	0.084	0.084	0.084	0.084	0.084
0.065	0.065	0.065	0.065	0.066	0.066
0.051	0.051	0.051	0.051	0.051	0.051
0.039	0.040	0.039	0.039	0.040	0.040
0.031	0.031	0.031	0.030	0.031	0.031
0.024	0.024	0.024	0.024	0.024	0.024



Tabel A2.1: Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiente vir water en perspeks - stel 1

Verstrooiings korreksie konstante = 2.82
 Attenuasie koëffisiënt perspeks = 0.181
 Attenuasie koëffisiënt water = 0.147

Dikte van bottel = 6.5 cm
 Effektiewe dikte = 5.11 cm
 Dikte van bron = 5.11 cm
 Dikte van perspeks = 1.5 cm

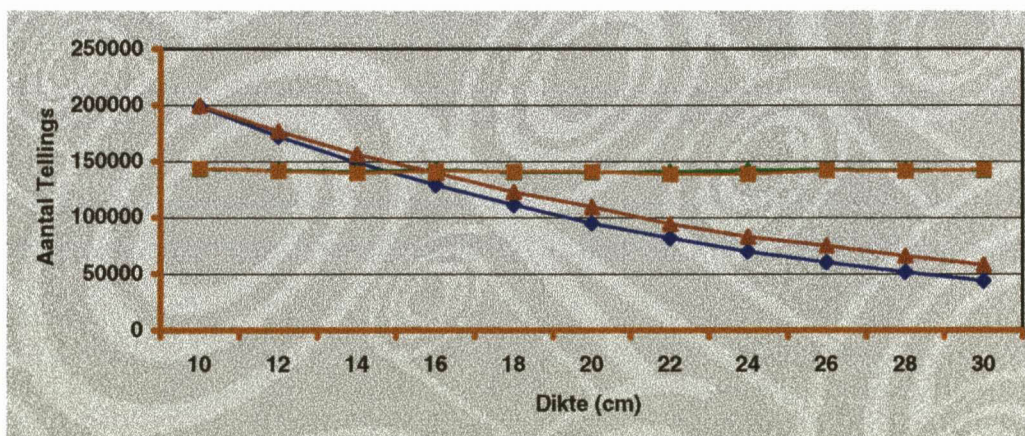
Perspeks

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm'
	Ant'	Post'	GG'	Ant'	Post'	Ant'	Post'	GG'	Ant'	Post'	GG'	
10	206328	191006	198519	20333	19247	148989	136729	142728	337676	309890	323485	142728
12	178097	166282	172088	19663	18466	122648	114206	118352	333130	310201	321461	141835
14	154002	143680	148752	18810	17377	100960	94676	97767	328630	308176	318239	140413
16	133140	124878	128943	17057	15672	85040	80683	82833	331734	314737	323124	142568
18	114806	106977	110822	15937	14497	69864	66096	67954	326607	308993	317678	140166
20	99707	90920	95212	14470	12972	58902	54339	56575	329996	304437	316959	139848
22	85491	78174	81751	12872	11411	49193	45996	47567	330289	308820	319374	140914
24	73517	67243	70310	11278	10289	41713	38229	39933	335639	307604	321316	141771
26	63771	57516	60563	10137	9125	35185	31784	33441	339285	306485	322468	142279
28	53536	49902	51687	8828	8089	28642	27090	27855	330989	313056	321898	142027
30	45689	42208	43914	7829	6900	23610	22749	23176	326976	315057	320961	141614

Water

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm'
	Ant'	Post'	GG'	Ant'	Post'	Ant'	Post'	GG'	Ant'	Post'	GG'	
10	208297	191106	199516	20423	19207	150704	136943	143659	322407	292968	307335	143659
12	198702	156417	176297	20525	18142	140823	105258	121749	348976	260842	301708	141028
14	189472	128694	156153	20467	16443	131755	82324	104147	378208	236314	298958	139743
16	185036	104997	139385	20085	14351	128396	64528	91023	426928	214562	302659	141473
18	170434	87992	122462	19601	12430	115159	52939	78080	443553	203902	300735	140573
20	144328	82520	109133	18126	11985	93213	48724	67392	415877	217384	300674	140545
22	127010	70762	94802	16953	10451	79202	41290	57186	409324	213390	295543	138146
24	123832	56199	83422	16459	8697	77417	31673	49518	463453	189612	296439	138565
26	115671	48584	74965	15772	7716	71194	26825	43701	493693	186014	303041	141651
28	87714	49461	65867	13040	7662	50941	27855	37669	409186	223745	302578	141435
30	69216	49073	58281	10643	7724	39202	27291	32709	364754	253932	304340	142258

* waar GG = Geometriese Gemiddelde, Ant = Anterior, Post = Posterior en 10 cm = Korreksie vir 10cm normalisasie diepte



Tabel A2.2: Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiente vir water en perspeks - stel 2

Verstrooiings korreksie konstante = 2.82
 Attenuasie koëffisiënt perspeks = 0.181
 Attenuasie koëffisiënt water = 0.147

Dikte van bottel = 6.5 cm
 Effektiewe dikte = 5.11 cm
 Dikte van bron = 5.11 cm
 Dikte van perspeks = 1.5 cm

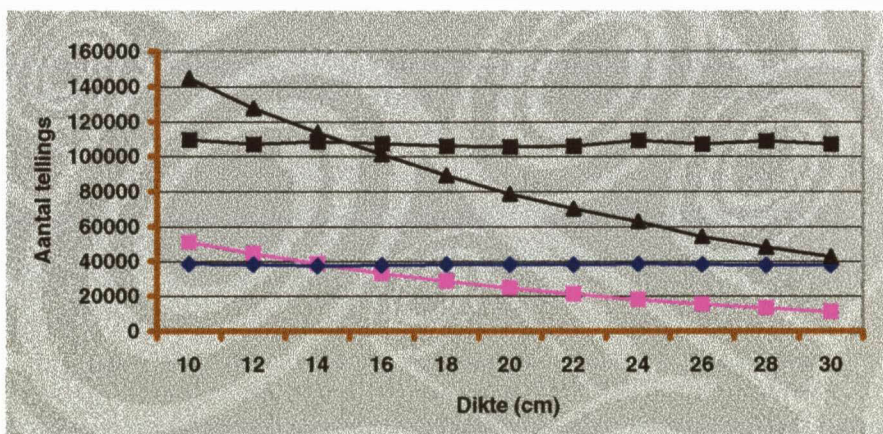
Perspeks

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm*
	Ant	Post	GG	Ant	Post	Ant	Post	GG	Ant	Post	GG	
10	48715	53026	50825	4258	4649	36707	39916	38278	80138	87142	83566	38278
12	42248	45938	44054	4038	4609	30861	32941	31884	80098	85496	82753	37906
14	36910	39667	38264	3999	4374	25633	27332	26469	79094	84338	81674	37411
16	31505	34294	32870	3478	3944	21697	23172	22422	79594	85005	82255	37677
18	27506	29715	28589	3200	3633	18482	19470	18970	80605	84914	82732	37896
20	23748	25420	24570	2813	3237	15815	16292	16052	82002	84472	83228	38123
22	20131	21918	21006	2487	2920	13118	13684	13398	80861	84349	82586	37829
24	17286	18871	18061	2161	2586	11192	11578	11384	82020	84852	83424	38213
26	14848	16170	15495	1962	2282	9315	9735	9523	81159	84815	82967	38003
28	12475	13749	13097	1649	1998	7825	8115	7968	81050	84052	82537	37807
30	10499	11808	11134	1463	1705	6373	7000	6679	78484	86199	82251	37675

Water

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm*
	Ant	Post	GG	Ant	Post	Ant	Post	GG	Ant	Post	GG	
10	168359	124052	144518	12301	12190	133671	89677	109486	275926	185113	226003	109486
12	152944	105979	127314	12651	11436	117268	73730	92985	278444	175066	220785	106958
14	158332	81372	113507	12258	9620	123763	54242	81934	338025	148147	223780	108409
16	131248	78057	101217	12300	9441	96563	51434	70474	303369	161587	221406	107259
18	115640	68846	89227	11678	8682	82706	44363	60573	298882	160317	218897	106044
20	110148	55917	78480	11383	7338	78048	35225	52433	324429	146423	217954	105587
22	89118	55128	70092	10088	7318	60671	34490	45744	290095	164913	218725	105960
24	73032	54367	63013	8568	7049	48870	34490	41055	268787	189694	225803	109389
26	87837	33334	54110	9646	4696	60636	20092	34904	383618	127110	220821	106976
28	71774	32105	48003	8332	4374	48278	19770	30894	351328	143873	224826	108916
30	56667	31701	42384	6998	4560	36933	18841	26379	309162	157716	220816	106973

* waar GG = Geometriese Gemiddelde, Ant = Anterior, Post = Posterior en 10 cm = Korreksie vir 10cm normalisasie diepte



Tabel A2.3: Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiente vir water en perspeks - stel 3

Verstrooiings korreksie konstante = 2.82
 Attenuasie koëffisiënt perspeks = 0.181
 Attenuasie koëffisiënt water = 0.147

Dikte van bottel = 6.5 cm
 Effektiewe dikte = 5.11 cm
 Dikte van bron = 5.11 cm
 Dikte van perspeks = 1.5 cm

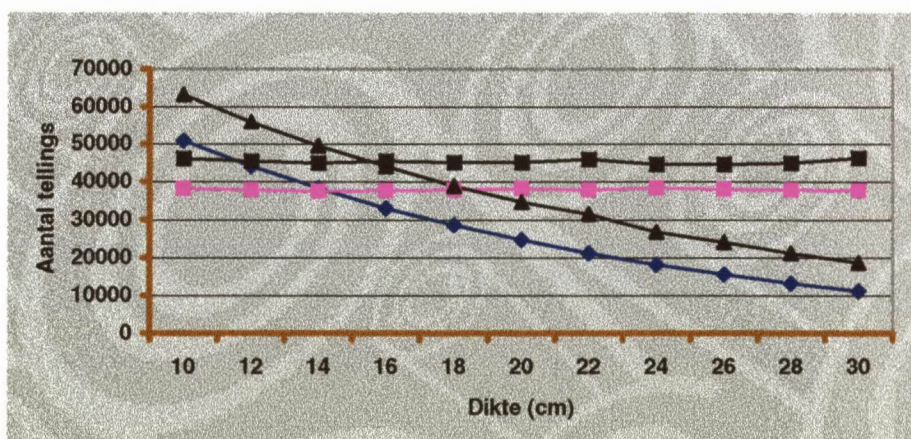
Perspeks

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm*
	Ant	Post	GG	Ant	Post	Ant	Post	GG	Ant	Post	GG	
10	48722	53059	50844	4281	4663	36650	39909	38245	80824	88013	84342	38245
12	42257	46013	44095	4090	4624	30723	32973	31828	80631	86537	83532	37878
14	36954	39763	38333	4047	4390	25541	27383	26446	79772	85524	82598	37454
16	31554	34361	32928	3516	3980	21639	23137	22376	80428	85998	83166	37712
18	27546	29757	28630	3233	3667	18429	19416	18916	81516	85882	83670	37940
20	23828	25475	24638	2840	3267	15819	16262	16039	83271	85602	84428	38284
22	20236	21988	21094	2542	2980	13068	13584	13323	81859	85097	83463	37846
24	17392	18950	18154	2214	2626	11149	11545	11345	83111	86064	84575	38350
26	14950	16253	15588	2014	2340	9271	9654	9460	82246	85650	83930	38058
28	12527	13825	13160	1685	2050	7775	8044	7909	82091	84927	83497	37862
30	10581	11878	11211	1506	1754	6334	6932	6626	79584	87093	83254	37752

Water

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm*
	Ant	Post	GG	Ant	Post	Ant	Post	GG	Ant	Post	GG	
10	68871	58181	63301	6028	6064	51872	41079	46161	108529	85949	96581	46161
12	63017	49655	55938	6093	5604	45836	33852	39391	110643	81717	95086	45447
14	59573	41267	49582	6077	5090	42435	26914	33795	118182	74955	94119	44984
16	56872	34277	44152	5829	4445	40434	21741	29649	129919	69858	95267	45533
18	51573	29364	38915	5657	3941	35620	18249	25496	132048	67653	94516	45174
20	44445	26983	34630	5168	3785	29872	16310	22073	127761	69756	94404	45120
22	37069	26539	31365	4644	3780	23973	15881	19512	118296	78363	96281	46017
24	38131	18677	26687	4742	2759	24757	10896	16424	140946	62033	93506	44691
26	31234	18363	23949	4204	2802	19379	10461	14238	127287	68711	93520	44698
28	28796	15423	21075	3909	2390	17772	8684	12423	134678	65810	94144	44996
30	23023	15127	18662	3158	2272	14117	8721	11096	123426	76246	97009	46365

* waar GG = Geometries Gemiddelde, Ant = Anterior, Post = Posterior en 10 cm = Korreksie vir 10cm normalisasie diepte



Tabel A2.4: Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiente vir water en perspeks - stel 4

Verstrooiings korreksie konstante = 2.82
Attenuasie koëffisiënt perspeks = 0.181
Attenuasie koëffisiënt water = 0.147

Dikte van bottel = 6.5 cm
Effektiewe dikte = 5.11 cm
Dikte van bron = 5.11 cm
Dikte van perspeks = 1.5 cm

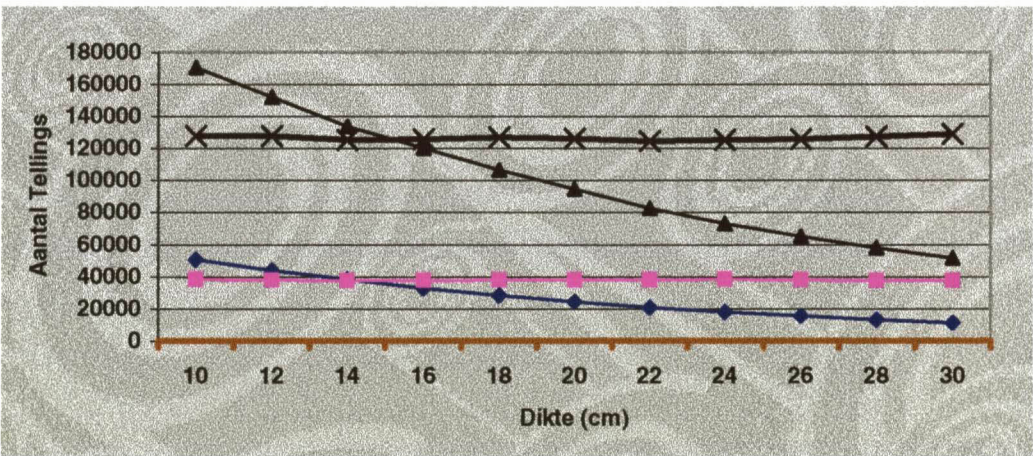
Perspeks

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm [*]
	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	Ant [*]	Post [*]	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	
10	48686	53035	50814	4213	4626	36805	39990	38364	80565	87536	83978	38364
12	42212	45911	44023	4000	4584	30932	32984	31942	80416	85751	83041	37936
14	36847	39649	38222	3941	4328	25733	27444	26575	79457	84739	82055	37486
16	31422	34247	32804	3421	3905	21775	23235	22493	79852	85207	82486	37683
18	27435	29699	28545	3142	3580	18575	19603	19082	80900	85381	83111	37968
20	23663	25365	24499	2750	3184	15908	16386	16145	82290	84763	83517	38154
22	20039	21858	20929	2424	2863	13203	13784	13491	81117	84687	82883	37864
24	17190	18814	17984	2100	2524	11268	11696	11480	82219	85345	83767	38268
26	14772	16094	15419	1889	2224	9445	9822	9632	81852	85122	83471	38133
28	12391	13686	13022	1601	1947	7876	8195	8034	81066	84352	82693	37777
30	10401	11729	11045	1408	1643	6430	7096	6755	78607	86740	82574	37723

Water

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm [*]
	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	Ant [*]	Post [*]	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	
10	220672	131834	170564	14707	14482	179198	90996	127696	372781	189296	265643	127696
12	198085	116573	151958	15283	13362	154988	78893	110578	371610	189159	265129	127449
14	183196	97408	133584	15389	12035	139799	63469	94196	386336	175397	260312	125133
16	152338	94716	120120	14931	11884	110233	61203	82137	351109	194940	261620	125762
18	152147	74642	106567	14971	9820	109930	46949	71841	403566	172356	263736	126780
20	123063	72257	94298	13392	9630	85298	45100	62024	360916	190830	262438	126155
22	137369	49273	82272	14726	7064	95843	29352	53039	467410	143143	258663	124341
24	102755	52252	73274	12193	7418	68371	31332	46284	384309	176117	260161	125061
26	81054	52466	65212	10142	7587	52455	31070	40371	339834	201291	261545	125726
28	63973	52594	58005	8475	7518	40073	31394	35469	299230	234418	264849	127314
30	52841	50238	51523	7208	7255	32514	29778	31116	279828	256278	267794	128730

^{*} waar GG = Geometriese Gemiddelde, Ant = Anterior, Post = Posterior en 10 cm = Korreksie vir 10cm normalisasie diepte



Tabel A2.5: Bepaling van die emissie attenuasie koëffisiënte vir water en perspeks - stel 5

Verstrooiings korreksie konstante = 2.82
 Attenuasie koëffisiënt perspeks = 0.181
 Attenuasie koëffisiënt water = 0.147

Dikte van bottel = 6.5 cm
 Effektiewe dikte = 5.11 cm
 Dikte van bron = 5.11 cm
 Dikte van perspeks = 1.5 cm

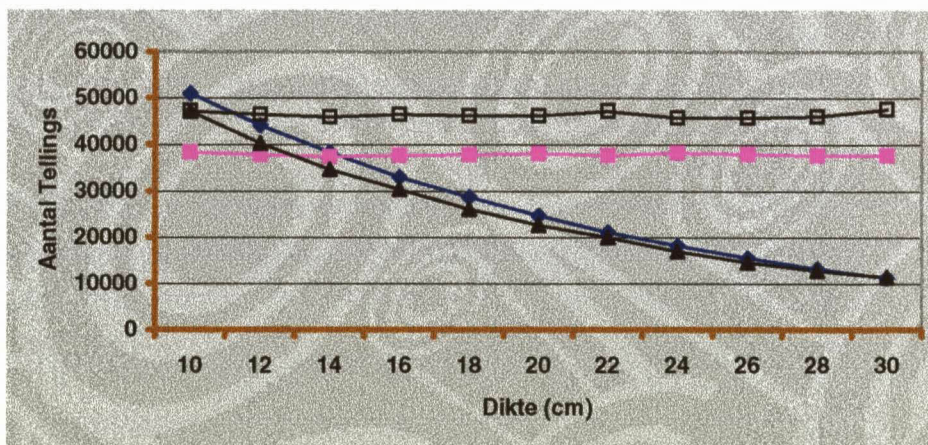
Perspeks

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm [*]
	Ant	Post	GG	Ant	Post	Ant	Post	GG	Ant	Post	GG	
10	48815	53157	50940	4294	4668	36706	39993	38314	80750	87982	84289	38314
12	42332	46051	44152	4081	4642	30824	32961	31874	80617	86206	83364	37894
14	36981	39762	38346	4025	4406	25631	27337	26470	79695	85001	82305	37413
16	31584	34360	32943	3512	3978	21680	23142	22399	80144	85548	82802	37638
18	27566	29798	28660	3231	3672	18455	19443	18942	81104	85448	83248	37841
20	23816	25491	24639	2834	3272	15824	16264	16043	82678	84977	83820	38101
22	20186	21978	21063	2520	2947	13080	13667	13370	81246	84897	83051	37752
24	17338	18926	18115	2180	2609	11190	11569	11378	82639	85432	84024	38194
26	14926	16194	15547	1982	2298	9337	9714	9523	81972	85281	83610	38006
28	12508	13817	13146	1663	2029	7818	8095	7956	81605	84495	83038	37746
30	10528	11843	11166	1474	1721	6371	6990	6673	79062	86736	82810	37642

Water

Dikte (cm)	Rou Tellings			Verstrooiings Venster		Verstrooiings-Korreksies			Attenuasiekorreksie			10cm [*]
	Ant	Post	GG	Ant	Post	Ant	Post	GG	Ant	Post	GG	
10	71183	58431	64492	6029	6125	54180	41158	47222	113274	86050	98728	47222
12	65131	49868	56991	6094	5660	47948	33908	40321	115655	81789	97259	46520
14	61573	41444	50516	6078	5141	44432	26948	34603	123649	74994	96296	46059
16	58781	34424	44983	5830	4490	42339	21763	30355	135941	69876	97463	46617
18	53303	29490	39648	5658	3981	37348	18265	26118	138350	67658	96749	46276
20	45937	27099	35282	5169	3823	31361	16319	22622	134028	69744	96683	46244
22	38313	26653	31955	4645	3817	25214	15888	20015	124327	78342	98691	47205
24	39411	18758	27189	4743	2787	26034	10899	16845	148104	62001	95826	45834
26	32282	18442	24400	4205	2830	20424	10461	14617	134053	68659	95937	45887
28	29763	15490	21471	3910	2414	18736	8683	12755	141874	65752	96584	46197
30	23796	15192	19013	3159	2294	14887	8722	11395	130059	76198	99550	47616

* waar GG = Geometriese Gemiddelde, Ant = Anterior, Post = Posterior en 10 cm = Korreksie vir 10cm normalisasie diepte

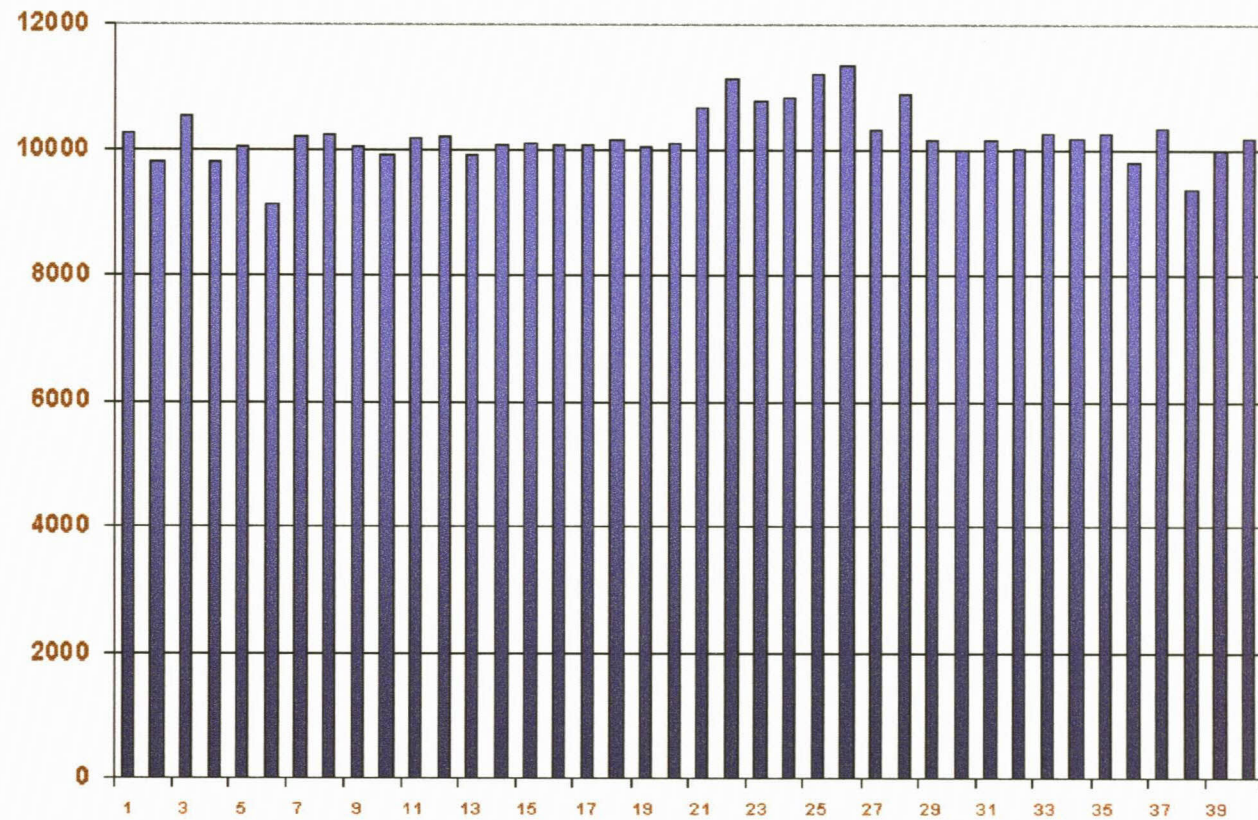


Tabel A.4: Bepaling van die pasiënt deursnee

		^{99m} Tc		¹³⁹ Ce	
Attenuasie Koëfisiënt		0.128		0.126	
Opbou Faktor		1.059		1.052	
		Diktes (cm)		Verskil	
	Waterbad Tellings	Lynbron Tellings	Waterbad	Lynbron	(cm)
Bron	13258	9850			
	52129	4216			
	65423	6521			
Pasiënt					
1	1228	948	19.0	19.0	0.1
2	1276	1009	18.7	18.5	0.2
3	1026	686	20.4	21.5	-1.1
4	1027	725	20.4	21.1	-0.7
5	789	558	22.5	23.2	-0.7
6	817	607	22.2	22.5	-0.3
7	947	712	21.0	21.2	-0.2
8	961	729	20.9	21.1	-0.1
9	5059	368	18.6	19.7	-1.1
10	5229	404	18.4	19.0	-0.6
11	4436	423	19.7	18.6	1.0
12	4877	438	18.9	18.4	0.6
13	7108	553	16.0	16.5	-0.5
14	7151	595	15.9	15.9	0.0
15	3745	355	21.0	20.0	1.0
16	4447	378	19.7	19.5	0.1
17	4177	338	20.1	20.4	-0.3
18	3143	294	24.2	25.0	-0.8
19	5462	521	19.8	20.4	-0.6
20	4236	485	21.8	21.0	0.8
Gem			20.0	20.1	-0.2
Std			2.0	2.1	0.6

Tabel A3: Die veertig omskakelingsfaktore wat bepaal is

Nommer	Faktor	Nommer	Faktor
1	10254	21	10679
2	9818	22	11128
3	10540	23	10770
4	9821	24	10827
5	10044	25	11218
6	9139	26	11351
7	10216	27	10326
8	10232	28	10877
9	10055	29	10155
10	9931	30	9980
11	10185	31	10147
12	10200	32	10019
13	9942	33	10254
14	10069	34	10172
15	10096	35	10254
16	10074	36	9818
17	10058	37	10361
18	10147	38	9362
19	10037	39	9985
20	10103	40	10173
Gem		10220	
STD		437	
%		4.3	



Tabel A5: Metings om die akkuraatheid van die attenuasie korreksie te bepaal

Verstrooiings korreksie konstante = 2.82
 Attenuasie koëffisiënt perspeks = 0.181
 Attenuasie koëffisiënt water = 0.147

Dikte van bottel = 6.5 cm
 Effektiewe dikte = 5.11 cm
 Dikte van bron = 5.11 cm
 Dikte van perspeks = 1.5 cm

Bron ml	Dikte cm	Rou Tellings			Verstr Venster		Verstrooiingskorreksie			Attenuasiekorreksie			10cm [*]	% Verskil
		Ant [*]	Post [*]	GG [*]	Ant [*]	Post [*]	Ant [*]	Post [*]	GG [*]	Ant [*]	Post [*]	GG [*]		
Verw	10	3259	3256	3257	390	390	2158	2156	2157	4712	4707	4709	1400	
50	15	2309	2571	2436	341	380	1347	1499	1421	3848	4285	4061	1421	98.5
50	15	2518	2495	2506	311	432	1640	1277	1447	4687	3649	4135	1447	96.7
100	15	2710	2449	2359	370	399	1665	1323	1485	4759	3782	4243	1485	94.3
100	15	2649	2548	2380	350	401	1663	1418	1535	4752	4051	4388	1535	91.2
150	15	2696	2228	2451	353	292	1700	1405	1545	4857	4014	4415	1545	90.6
150	15	2416	2624	2518	319	399	1515	1499	1507	4330	4283	4306	1507	92.9
200	15	3033	2236	2604	479	353	1683	1241	1445	4809	3545	4129	1445	96.9
200	15	3117	2250	2648	468	338	1796	1297	1526	5133	3706	4362	1526	91.7
50	20	1391	2314	1794	213	354	791	1316	1020	3207	5337	4137	1448	96.7
50	20	1584	2354	1931	234	416	924	1181	1045	3746	4789	4236	1482	94.4
50	20	1498	2525	1945	255	429	780	1315	1013	3165	5332	4108	1437	97.4
100	20	1548	2485	1961	265	425	801	1286	1015	3249	5216	4117	1441	97.2
100	20	1591	2166	1856	303	336	737	1218	948	2990	4940	3844	1345	104.1
100	20	1890	2093	1989	357	395	884	979	930	3585	3970	3773	1320	106.0
150	20	1952	1999	1975	341	349	991	1014	1002	4017	4113	4065	1423	98.4
150	20	1907	2019	1962	336	356	959	1015	986	3888	4116	4000	1400	100.0
150	20	2442	1592	1971	453	258	1165	864	1003	4725	3504	4069	1424	98.3
200	20	2806	1604	2122	534	279	1299	817	1031	5270	3314	4179	1462	95.7
200	20	2996	1522	2136	553	281	1437	730	1024	5825	2960	4153	1453	96.3
200	20	2854	1606	2141	538	303	1335	751	1002	5415	3047	4062	1421	98.5
													Gem:	96.8
													STD:	3.9

* waar GG = Geometriese Gemiddelde, Ant = Anterior, Post = Posterior en 10 cm = Korreksie vir 10cm normalisasie diepte

Aanhangsel B:

Data van die Monte Carlo simulaties

Tabel B1.1: Die gesimuleerde blaastellings verkry met 1 miljoen geskiedenis

Simulasie		Verstrooide Fotone			Primere	Verskil	
Nommer	Anterior	Posterior	Geometriese Gemiddelde	Gekorrigeerde Tellings	Fotone	Tellings	%
1	34965	34968	34966	33076	34966	-1890	-5.4
2	23196	23197	23196	21530	23196	-1666	-7.2
3	17499	17487	17493	15319	17493	-2174	-12.4
4	11501	11502	11501	10121	11501	-1380	-12.0
5	23190	23189	23189	21303	23189	-1886	-8.1
6	17495	17491	17493	16418	17493	-1075	-6.1
7	11501	11510	11505	10739	11505	-766	-6.7
8	23195	23202	23198	21781	23198	-1417	-6.1
9	17483	17494	17488	16758	17488	-730	-4.2
10	11509	11504	11506	10736	11506	-770	-6.7
11	10317	10309	10313	9559	10313	-754	-7.3
12	4472	4476	4474	4002	4474	-472	-10.5
13	1180	1173	1176	880	1176	-296	-25.2
14	7665	7672	7668	6756	7668	-912	-11.9
15	5077	5071	5074	4428	5074	-646	-12.7
16	7667	7661	7664	6791	7664	-873	-11.4
17	5072	5070	5071	4589	5071	-482	-9.5
18	42016	42024	42020	43144	42020	1124	2.7
19	48914	48895	48904	45543	48904	-3361	-6.9
20	56058	56072	56065	52363	56065	-3702	-6.6
21	62657	62952	62954	58768	62954	-4186	-6.6
22	27897	27880	27888	26349	27888	-1539	-5.5
23	20999	20994	20996	19429	20996	-1567	-7.5
24	14053	14064	14058	13726	14058	-332	-2.4
						Gem:	-8.2
						STD:	5.0

Tabel B1.2: Die gesimuleerde blaastellings verkry met 10 miljoen geskiedenis

Simulasie	Verstrooide Fotone				Primere	Verskil	
Nommer	Anterior	Posterior	Geometriese Gemiddelde	Gekorrigeerde Tellings	Fotone	Tellings	%
1	349746	349721	349733	315609	349733	-34124	-9.8
2	232753	232721	232737	204468	232737	-28269	-12.1
3	175077	175061	175069	151366	175069	-23703	-13.5
4	115273	115263	115268	98854	115268	-16414	-14.2
5	232762	232753	232757	208762	232757	-23995	-10.3
6	175093	175079	175086	158692	175086	-16394	-9.4
7	115252	115248	115250	104722	115250	-10528	-9.1
8	232776	232752	232764	209943	232764	-22821	-9.8
9	349746	349721	349733	315609	349733	-34124	-9.8
10	115255	115239	115247	102221	115247	-13026	-11.3
11	103156	103178	103167	89490	103167	-13677	-13.3
12	44966	44976	44971	37853	44971	-7118	-15.8
13	12443	12440	12441	10206	12441	-2235	-18.0
14	76906	76896	76901	65699	76901	-11202	-14.6
15	50742	50744	50743	42618	50743	-8125	-16.0
16	76910	76901	76905	66904	76905	-10001	-13.0
17	50747	50744	50745	43457	50745	-7288	-14.4
18	419636	419591	419613	376337	419613	-43276	-10.3
19	489476	489403	489439	440869	489439	-48570	-9.9
20	559536	559408	559472	502827	559472	-56645	-10.1
21	629492	629407	629449	567255	629449	-62194	-9.9
22	279811	279758	279784	251858	279784	-27926	-10.0
23	209949	209917	209933	188437	209933	-21496	-10.2
24	140080	140044	140062	125156	140062	-14906	-10.6
						Gem:	-11.9
						STD:	2.5

Tabel B1.3: Die gesimuleerde blaastellings verkry met 100 miljoen geskiedenis

Simulasie Nommer	Verstrooide Fotone			Primere Fotone	Verskil Tellings	%
	Anterior	Posterior	Geometriese Gemiddelde	Gekorrigeerde Tellings		
1	351145	346224	348676	3544561	3847063	-302502 -7.9
2	233684	230394	232033	2296352	2560107	-263755 -10.3
3	175777	173310	174539	1699970	1925759	-225789 -11.7
4	115734	114110	114919	1110216	1267948	-157732 -12.4
5	233693	230425	232054	2344577	2560327	-215750 -8.4
6	175793	173328	174556	1782248	1925946	-143698 -7.5
7	115713	114096	114901	1176118	1267750	-91631.8 -7.2
8	233707	230424	232060	2357841	2560404	-202563 -7.9
9	351145	346224	348676	3544561	3847063	-302502 -7.9
10	115716	114087	114898	1148030	1267717	-119687 -9.4
11	103569	102146	102855	1005050	1134837	-129787 -11.4
12	45146	44526	44835	425122	494681	-69559.2 -14.1
13	12493	12316	12404	114622	136851	-22228.8 -16.2
14	77214	76127	76668	737856	845911	-108055 -12.8
15	50945	50237	50590	478637	558173	-79536.2 -14.2
16	77218	76132	76673	751390	845955	-94565.5 -11.2
17	50950	50237	50592	488060	558195	-70135.5 -12.6
18	421315	415395	418344	4226589	4615743	-389154 -8.4
19	491434	484509	487959	4951338	5383829	-432491 -8.0
20	561774	553814	557780	5647180	6154192	-507012 -8.2
21	632010	623113	627546	6370762	6923939	-553177 -8.0
22	280930	276960	278938	2828582	3077624	-249042 -8.1
23	210789	207818	209298	2116310	2309263	-192953 -8.4
24	140640	138644	139638	1405610	1540682	-135072 -8.8
						Gem: -10.0
						STD: 2.6

Aanhangsel C:

*Data van die Glomerulêre Filtrasie Tempo
bepalings*

Tabel C1: Die tellings in die blaas en die GFT wat bepaal is met en sonder kwantifisering

Pasiënt	Met Kwantifisering		Sonder Kwantifisering	
	Blaastellings	GFT (ml/min)	Blaastellings	GFT (ml/min)
1	247396170	94.6	246293867	95.0
2	275091651	86.8	272415615	87.7
3	512664880	97.9	464092453	96.4
4	439901133	78.6	452533407	86.8
5	627357712	105.9	599159143	103.0
6	382664295	76.7	379149505	80.3
7	331891834	94.0	363398179	94.9
8	291526223	87.2	312641483	79.6
9	331305312	70.4	322439478	65.6
10	487051433	88.5	498075141	91.0
11	487051433	77.1	498075141	75.4
12	751824213	82.0	771558366	80.0
13	280131161	86.8	277963833	87.5
14	357465848	93.7	353824163	94.7
15	294557390	99.0	298396957	97.7
16	338459065	91.2	315878761	96.7
17	345249138	82.3	337763119	81.9
18	345249138	99.6	337763119	101.8
19	290563694	83.7	291954574	83.3
20	487051433	74.7	498075141	73.0
21	360915094	71.2	363398179	70.7
22	512664880	55.7	464092453	61.6
23	360915094	71.8	363398179	79.3
24	280131161	63.4	277963833	63.9
25	382664295	88.7	379149505	89.5
26	256697173	76.0	246293867	79.2
27	487051433	84.6	498075141	82.7
28	280131161	88.3	277963833	89.0
29	466759355	72.3	464092453	72.7
30	360915094	82.5	363398179	81.9
31	247585820	83.2	246293867	83.6
32	467078460	89.7	464092453	90.3
33	463736381	92.4	498075141	86.0
34	471363584	59.9	464092453	60.8
35	467990189	70.5	464092453	71.1
36	467078460	61.0	464092453	61.4
37	276558491	83.1	295923239	77.7
38	751824213	62.6	771558366	61.0
39	382267217	74.4	363175261	78.3
40	331027502	76.0	363398179	71.7
Gem	399495205	81.5	399601773	81.6
STD	123083402	11.9	123989881	11.7

U.O.V.S. BIBLIOTEK

152 222 4x