b 138 203 82
b 138 203 82
U.O.V.S. - U.O.F.S.
BLOEMFONTEIN
BIBLIOTEEK - LIBRARY
HIERDIE EKSEMPLAAR MAG ONDER GEEN OMSTANDIGHEDE UIT DIE BIBLIOTEEK VERWYDER WORD NIE
University Free State
34300000348288
Universiteit Vrystaat
D1

Die bepaling van linker ventrikulêre uitwerpfraksie en volume deur gebruik te maak van miokardiale perfusie beelding met ^{99m}Tc-sestamibi

deur

Johannes Abraham van Staden

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

November 1998

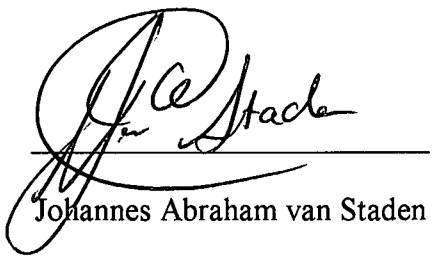
Studieleier: Prof. C.P. Herbst

Medestudieleier: Prof. A. van Aswegen

Ek verklaar dat die verhandeling wat hier voorgelê word vir die graad M.Med.Sc. by die Universiteit van die Oranje-Vrystaat my eie onafhanklike werk is en is nie voorheen ingehandig vir 'n graad by/in 'n ander universiteit/fakulteit.

Bloemfontein

November 1998-11-28



Johannes Abraham van Staden

VOORWOORD

My opregte dank aan alle persone wat my bygestaan het met die voltooiing van hierdie verhandeling. In die besonder wil ek my studieleier, Prof CP Herbst en medestudieleier Prof A van Aswegen bedank vir hulle leiding, insig en wetenskaplike bydrae wat hulle gemaak het. Ek wil ook vir Prof MG Lötter en die personeel van die Departement Geneeskundige Fisika bedank vir tyd wat aan my toegestaan is om hierdie studie af te handel.

Ek wil ook vir Prof AC Otto en die personeel van die Departement Kerngeneeskunde bedank vir die tyd en geleentheid wat ek gegee is om die apparaat te gebruik.

Laastens wil ek ook graag my eggenote bedank vir haar ondersteuning en aanmoediging, asook my ouers vir al die geleenthede wat hulle vir my gegee het.

Die bepaling van linker ventrikulêre uitwerpfraksie en volume deur gebruik te maak van miokardiale perfusie beelding met ^{99m}Tc-sestamibi

INHOUDSOPGAWE

HOOFSTUK 1	Inleiding.
HOOFSTUK 2	Evaluering van linker ventrikulêre uitwerpfraksie deur gebruik te maak van tweedimensionele ventrikulografie.
HOOFSTUK 3	Tomografiese beelding van miokardiale perfusie.
HOOFSTUK 4	Die berekening van gesimuleerde kardiale volume en uitwerpfraksie metings deur gebruik te maak van 'n kardiale fantoom.
HOOFSTUK 5	Linker ventrikulêre uitwerpfraksie en volume bereken vanaf heksein GEFET miokardiale beelding met ^{99m}Tc-sestamibi.

OPSOMMING.

AANHANGSELS.

1. INLEIDING.

Tweedimensionele (2D) radionuklied ventrikulografie verskaf 'n veilige, nie-ingrypende, herhaalbare metode om linker ventrikulêre uitwerpfraksie (LVUF) te bepaal[1,2]. Radionuklied spoorder tegnieke oorkom die beperkings van die risiko en die ongemak wat konvensionele x-straal kontras ventrikulografie by pasiënte veroorsaak[3,4]. Die beelde wat tydens radionuklied ventrikulografie opgeneem word, kan gebruik word om LVUF waardes te bereken deur van verskillende metodes gebruik te maak. Die eerste deurgang radionuklied ventrikulografie (EDRV) en heksein ekwilibrium bloedpoel (HEB) is voorbeelde van sulke metodes[5,6].

EDRV maak gebruik van die sintillasietellings in die gebied van belang wat die linker ventrikel (LV) omsluit gedurende die deurgang van 'n vinnige toegediende radioaktiewe bolus[7,8]. Die einddiastoliese en eindsistoliese tellings wat waargeneem word tydens hierdie LV bolusdeurgang word vir agtergrondtellings gekorrigeer en dan gebruik om die LVUF te bereken.

In die HEB ondersoek moet die radioaktiewe spoorder in die bloedpoel eers deeglik meng voordat die sintillasietellings, wat in 'n gebied van belang oor die LV waargeneem word, gebruik kan word om die LVUF te bepaal5[5,9,10,11,12]. Elektrokardiografiese gehekte einddiastoliese en eindsistoliese tellings word gesommeer oor etlike honderde kardiale siklusse, gekorrigeer vir agtergrond, en die LVUF word dan bereken.

Alhoewel die LVUF 'n belangrike parameter vir die diagnose en prognose van pasiënte met koronêre vaatsiektes[13,14] is, het miokardiale perfusiespoorders die sensitiwiteit en spesifisiteit van kernkardiologiese ondersoeke verder verhoog[15].

Kernkardiologiese perfusiebeelding geniet huidiglik wye aanvaarding en het ook 'n bewysde waarde in verskeie kliniese toepassings[16]. Tl-201 miokardiale perfusiebeelding het 'n hoë sensitiwiteit en spesifisiteit vir die waarneming van koronêre arteriële stenose[17]. Die meerderheid van hierdie werk is in die verlede uitgevoer deur gebruik te maak van planare beeldingsmetodes. Planare radionuklied tegnieke word egter beperk deur die superponering van naasliggende, oorliggende of onderliggende strukture asook die swak voorwerp kontras wat deur agtergrondstraling en verstrooide fotone veroorsaak word. Die gebruik van agtergrond korreksietegnieke en die opneem van drie tot vier planare aansigte is voorgestel, maar oorkom nie al die beperkings van bogenoemde tegnieke nie[18]. Die beperkings van planare tegnieke met ^{201}Tl word verder beklemtoon deur die lae foton energie, die groot mate van verstrooiing en die swak voorwerp-tot-agtergrond verhouding. ^{99m}Tc gemerkte perfusiespoorders kan nie alleen van die genoemde beperkings oorkom nie, maar die gebruik van dié spoorders in tomografiese beeldingstegnieke gee ook 'n beter kontras en skeiding van naasliggende voorwerpe[19].

Die lang residensietyd van ^{99m}Tc-sestamibi in miokardselle en die feit dat die spoorder nie herdistrubeer nie, maak hierdie perfusiespoorder geskik vir heksein gerekenariseerde enkel foton emissie tomografie (GEFET) ondersoeke. Heksein GEFET beelding maak dit verder moontlik om miokardiale perfusie en ander funksionele parameters soos

wandbeweging, wandverdikking en LVUF vanaf 'n enkele ondersoek te verkry[20].

Verskeie onlangse navorsingspublikasies toon aan dat betroubare LVUF bepalings van heksein GEFET miokardiale perfusiebeelde verkry kan word[21,22,23]. In hierdie navorsing is die grense van die LV kaviteit met die hand[24], deur middel van 'n drumpelwaarde tegniek[25] of deur van rand- of oppervlakte waarnemingsalgoritmes gebruik te maak, gedefinieer[26]. Alhoewel hierdie tegnieke in die meeste gevalle bevredigende resultate lewer, word daar soms probleme ondervind in gevalle waar perfusiedefekte voorkom. 'n Meer volledige uiteensetting van die belangrikste verskillende tegnieke sal in hoofstuk 2 en 3 verskaf word. 'n Verdere probleem is dat sommige van die algoritmes vir bepaalde rekenaarstelsels ontwikkel is en nie vrylik beskikbaar is nie.

In hierdie studie word 'n volume berekeningsalgoritme voorgestel wat gebruik maak van die transaksiale snitte van die LV wat deur middel van heksein GEFET miokardiale perfusiebeelding verkry word. Die eerste afgeleide van die straaltellingsprofiele, wat bereken word vanaf die middelpunt van die transaksiale snitte, word gebruik om die endokardiale randpunte van die LV te bereken. Hierdie randpunte verdeel elke transaksiale snit in 'n aantal sirkelsektore. Die oppervlakte van hierdie sirkelsektore vir elke transaksiale snit word bereken sodat die totale aantal volume elemente waaruit die LV kaviteit bestaan, verkry kan word.

Hierdie volume elemente van die transaksiale snitte word daarna gesommeer om die volume van die LV te verskaf. 'n Meer volledige beskrywing word in hoofstuk 3 gegee.

Die beginsel is eenvoudig en kan baie maklik op 'n persoonlike rekenaar geïmplementeer en uitgevoer word. 'n Rekenaarprogram is op 'n persoonlike rekenaar ontwikkel ten einde te verseker dat die programmatuur onafhanklik van die verskaffer van die gammakamera gebruik kan word. Die program is in staat om die einddiastoliese volume, eindsistoliese volume en LVUF te bereken.

Die doel van hierdie studie was om die betroubaarheid en geldigheid van die programmatuur wat ontwikkel is, te evalueer. Dit is gedoen deur van 'n fantoomstudie sowel as 'n kliniese evaluering gebruik te maak. Die resultate van die fantoomstudie word in hoofstuk 4 bespreek. Aangesien die fantoomstudie slegs die beste moontlike situasie weerspieël, is die evaluering van die programmatuur ook in 'n kliniese situasie gedoen. Hierdie evaluering is uitgevoer deur die LVUF waardes wat in pasiënte met heksein GEFET ondersoeke verkry is, te vergelyk met waardes soos verkry uit HEB ondersoeke van dieselfde pasiënte. Die kliniese evaluering sal in hoofstuk 5 bespreek word.

1.1. Verwysings.

[1] Schelbert HR, Verba JW, Johnson AD. Non-traumatic determination of left ventricular ejection fraction by radionuclide angiocardiography. *Circulation* 1975;**51:** 902-909.

[2] Schelbert HR, Henning H, Ashburn WL, Verba JW, Karliner JS, O'Rourke RA. Serial measurements of the left ventricular ejection fraction by radionuclide angiography early and late after myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1976;**38:** 407-415.

[3] Nawaz S, Cleveland T, Gaines PA, Chan P. Clinical risk associated with contrast angiography in metformin treated patients: a clinical review. *Clinical Radiology* 1998;**53:** 342-344.

[4] Burow RD, Strauss HW, Singleton R, Pond M, Rehn T, Bailey IK, Griffith LC, Nickoloff E, Pitt B. Analysis of left ventricular function from multiple gated acquisition cardiac blood pool imaging. Comparison to contrast angiography. *Circulation* 1977;**56:** 1024-1028.

[5] Folland ED, Hamilton GW, Larson SM, Kennedy JW, Williams DL, Ritchie JL. The radionuclide ejection fraction: A comparison of three radionuclide techniques with contrast angiography. *J Nucl Med* 1977;**18:** 1159-1166.

[6] Hassan IM, Mohammed MM, Badruddosa M, Mahmood AR, Sayed ME, Simo M, Abdel-Dayem HM, Yousef AM. A comparison of two radionuclide ejection-fraction techniques with contrast angiography in ischemic heart disease and valvular heart disease. *Eur J Nucl Med* 1986;**11:** 474-4477.

[7] Hecht HS, Mirell SG, Rolett EL, Blahd WH. Left-ventricular ejection fraction and segmental wall motion by peripheral first-pass radionuclide angiography. *J Nucl Med* 1978;**19:** 17-23.

[8] Durnin RE, Henderson R, Logan D, Danahy D, Barrett K, Ansusinha T. First-pass or single-pass radionuclide angiography evaluation of left ventricular ejection fraction using a microcomputer system. *Clin Nucl Med* 1979;**4:** 498-501.

[9] Bacharach SL, Green MV, Borer JS, Douglas MA, Ostrow HG, Johnson GS. A real-time system for multi-image gated cardiac studies. *J Nucl Med* 1977;**18:** 79-84.

[10] Wackers FJ, Berger HJ, Johnson DE, Goldman L, Reduto LA, Langou RA, Gottschalk A, Zaret BL. Multiple gated cardiac blood pool imaging for left ventricular ejection fraction: validation of the technique and assessment of variability. *Am J Cardiol* 1979;**43:** 1159-1166.

[11] Bacharach SL, Green MV, Borer JS, Douglas MA, Ostrow HG, Johnson GS. A real-time system for multi-image gated cardiac studies. *J Nucl Med* 1977;**18:** 79-84.

[12] Douglass KH, Tibbits P, Kasecamp W, Han ST, Koller D, Links JM, Wagner HN Jr. Performance of a fully automated program for left ventricular ejecton fraction. *Eur J Nucl Med* 1982;**7:** 564-566.

[13] Rocco TP, Dilsizian V, Fischman AJ, Strauss HW. Evaluation of ventricular function in patients with coronary artery disease. *J Nucl Med* 1989;**30:** 1149-1165.

[14] Borer JS, Bacharach SJ, Green MV, Kent KM, Epstein SE, Johnson GS. Real-time radionuclide cineangiography in the noninvasive evaluation of global and regional left ventricular function at rest and during exercise in patients with coronary artery disease. *N Eng J Med* 1977;**296:** 839-844.

[15] Osbakken MD, Okada RD, Boucher CA, Strauss HW, Pohost GM. Comparison of exercise perfusion and ventricular imaging: an analysis of factors affecting the diagnostic accuracy of each technique. *J Am Col Cardiol* 1984;**3:** 272-283.

[16] Heller GV, Stowers SA, Hendel RC, Herman SD, Daher E, Ahlberg AW, Baron JM, Mendes de Leon CF, Rizzo JA, Wackers FJ. Clinical value of acute rest technetium-99m tetrofosmin tomographic myocardial perfusion imaging in patients with acute chest pain and nondiagnostic electrocardiograms. *J Am Col Cardiol* 1998;**31:** 1011-1017.

[17] Shanoudy H, Raggi P, Beller GA, Soliman A, Ammermann EG, Kastner RJ, Watson DD. Comparison of technetium-99m tetrofosmin and thallium-201 single-photon emission computed tomographic for detection of myocardial perfusion defects in patients with coronary artery disease. *J Am Col Cardiol* 1998;**31:** 331-337.

[18] Prigent FM, Maddahi J, Garcia E, Friedman J, Van Train K, Bietendorf J, Swan HJ, Berman DS. Thallium-201 stress-redistribution myocardial rotational tomography: development of criteria for visual interpretation. *Am Heart J* 1985;**109:** 274-281.

[19] Maddahi J, Kiat H, Van Train KF, Prigent F, Friedman J, Garcia EV, Alazraki N, DePuey EG, Nichols K, Berman DS. Myocardial perfusion imaging with technesium-99m sestamibi SPECT in the evaluation of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1990;**66:** 55E-62E.

[20] Berman DS, Germano G. Evaluation of ventricular ejection fraction, wall motion, wall thickening, and other parameters with gated myocardial perfusion single-photon emission computed tomography. *J Nucl Cardiol* 1997;**4**:169-171

[21] Williams KA, Taillon LA. Left ventricular function in patients with coronary artery disease assessed by gated tomographic myocardial perfusion images: comparison with assessment by contrast ventriculography and first-pass radionuclide angiography. *J Am Coll Cardiol* 1996;**27**:173-181

[22] Miron SD, Finkelhor R, , Penuel JH, Bahler R, Bellon EM. A geometric method of measuring the left ventricular ejection fraction on gated Tc-99m sestamibi myocardial imaging. *Clin Nucl Med* 1996;**21**:439-444.

[23] Kuang-Tao A, Hon-Der Chen. A semi-automated method for edge detection in the evaluation of left ventricular function using ECG-gated single-photon emmission tomography. *Eur J Nucl Med* 1994;**21**:1206-1211.

[24] DePuey E, Nichols K, Dobrinsky C. Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT: *J Nucl Med* 1993;**34:** 1871-1876.

[25] Kouris K, Abdel-Dayem HM, Taha B, Ballani N, Hassan IM, Constantinides C. Left ventricular ejection fraction and volume calculated from dual gated SPECT myocardial imaging with $^{99}Tc^{m}$-MIBI. *Nucl Med Commun* 1992;**13**:648-655.

[26] Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su HT, Van Train KF, Berman S. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1995;**36**:2138-2147.

2. EVALUERING VAN LINKER VENTRIKULÊRE UITWERPFRAKSIE DEUR GEBRUIK TE MAAK VAN TWEEDIMENSIONELE VENTRIKULOGRAFIE.

2.1. Inleiding. 2.2

2.2. Beginsel. 2.3

2.3. Eerste Deurgang Radionuklied Ventrikulografie Ondersoeke. 2.3

2.3.1. Oorsig. 2.3

2.3.2. Data opname. 2.5

2.3.3. Data verwerking. 2.6

2.3.4. Voordele. 2.8

2.3.5. Nadele en beperkinge. 2.8

2.4. Heksein Ekwilibrium Bloedpoel Ondersoeke. 2.9

2.4.1. Oorsig. 2.9

2.4.2. Data opname. 2.10

2.4.3. Data verwerking. 2.14

2.4.4. Voordele. 2.16

2.4.5. Nadele en beperkinge. 2.16

2.5. Samevatting. 2.17

2.6. Verwysings. 2.18

2.1. Inleiding.

Voor die koms van radionuklied ventrikulografie[1] kon linker ventrikulêre uitwerpfraksies (LVUF) slegs verkry word vanaf ventrikulogramme wat met behulp van hartkateterisering opgeneem is[2]. Hartkateterisering is egter 'n ingrypende, duur prosedure en is nie geskik vir opeenvolgende LVUF metings nie. LVUF metings wat deur middel van radionuklied ventrikulografie tegnieke bepaal is, korreleer goed met LVUF waardes wat met behulp van hartkateterisering gemeet is[3]. Radionuklied ventrikulografie ondersoeke is betroubaar en is 'n belangrike diagnostiese hulpmiddel waar opeenvolgende LVUF waardes vanaf dieselfde pasiënt benodig word[4].

Radionuklied ventrikulografie ondersoeke kan ook gebruik word om die ventrikulêre funksie tydens oefening te meet[5]. Deur die funksie soos verkry tydens oefening te vergelyk met dié verkry tydens rus kan belangrike diagnostiese inligting oor pasiënte met moontlike koronêre vaatsiektes verkry word[6]. Oefening radionuklied ventrikulografie ondersoeke het egter beperkings soos byvoorbeeld pasiënt beweging wat die akkuraatheid van die ondersoek nadelig kan beïnvloed.

Nieteenstaande die tekortkominge van radionuklied ventrikulografie ondersoeke word hierdie ondersoeke steeds gebruik om ventrikulêre funksies mee te bepaal. Die rede hiervoor is dat belangrike visuele sowel as funksionele inligting uit radionuklied ventrikulografie ondersoeke verkry word. Die LVUF waarde bly ook 'n belangrike

parameter vir die prognose van pasiënte met koronêre vaatsiektes[7]. Die belangrikste radionuklied ventrikulografie tegnieke sal kortliks bespreek word.

2.2. Beginsel.

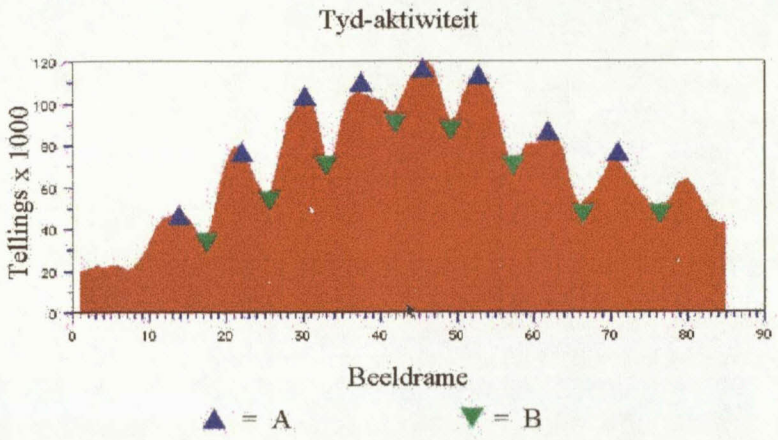
Die beginsel van radionuklied ventrikulografie tegnieke berus op die waarneming van die verandering in die linker ventrikulêre volume (LVV) gedurende die kardiale siklus. Hierdie volume verandering kan weer toegeskryf word aan die sametrekking en ontspanning van die LV wat gedurende die kardiale siklus plaasvind. Die LVV is direk eweredig aan die hoeveelheid radioaktiwiteit in die LV op enige gegewe tydstip. Die verandering in die LVV is dus eweredig aan die verandering in die hoeveelheid radioaktiwiteit in die LV. Hierdie verandering kan gemeet word deur die veranderinge in tellings afkomstig van 'n radioaktiewe spoorder in die LV waar te neem.

2.3. Eerste Deurgang Radionuklied Ventrikulografie Ondersoeke.

2.3.1. Oorsig.

Eerste deurgang radionuklied ventrikulografie (EDRV) is 'n nie-ingrypende metode om LVUF te bereken. Hierdie metode behels die berekening van funksionele parameters vanaf die hoë frekwensie komponente van 'n tyd-aktiwiteit grafiek.

Hierdie tyd-aktiwiteit grafiek word gegenereer deur gebruik te maak van beelde verkry van die eerste deurgang van 'n bolus radioaktiwiteit deur die LV. **Figuur 2.1** is 'n tipiese voorstelling van 'n tyd-aktiwiteit grafiek van die bolus deur die LV. Die effek van geruis kan beperk word deur die einddiastoliese beelde (punte A, **Figuur 2.1**) bymekaar te tel.



Figuur 2.1 *Uitwerpfraksie soos bereken vanaf die gemiddeld van 'n aantal hartslae van 'n eerste deurgang ondersoek. Punte A en B verteenwoordig einddiastolie en eindsistolie onderskeidelik.*

Dieselfde word ook met die eindsistoliese beelde (punte B, **Figuur 2.1**) gedoen en dit lei tot beter telstatistiek in die gesommeerde beelde. Randherkenning op die gesommeerde einddiastoliese en eindsistoliese beelde gee aanleiding tot meer betroubare LVUF bepalings.

Die EDRV metode kan gebruik word om die deurgangstye, kardiale uitsette sowel as die regter en linker ventrikulêre uitwerpfraksies mee te bepaal. Tydens die deurgang van die bolus radioaktiwiteit deur die hart word hoë teltempos gegenereer. Alhoewel die nuutste Anger tipe kameras wat na 1985 vervaardig is, oor die vermoë beskik om hierdie hoë teltempos te hanteer, is multikristal kameras spesiaal ontwerp vir EDRV ondersoeke.

2.3.2. Data opname.

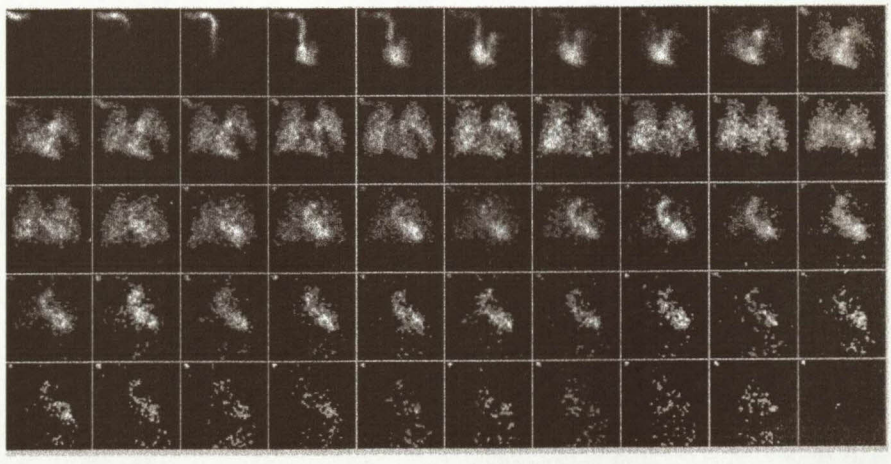
Tegnesium-99m verbindings soos ^{99m}Tc DTPA, ^{99m}Tc gemerkte rooibloedselle en ^{99m}Tc pertegnetaat word tans vir EDRV ondersoeke gebruik. 'n Spoorder soos ^{99m}Tc DTPA is geskik vir EDRV ondersoek weens sy vinnige ekskresietempo. Hierdie vinnige opruiming van DTPA in vergelyking met ander spoorders sal lei tot laer agtergrondaktiwiteite in gevalle waar veelvuldige ondersoek uitgevoer word. Die kort biologiese halfleeftyd van ^{99m}Tc DTPA het ook 'n laer stralingsdosis aan die pasiënt tot gevolg. Die hoeveelheid radioaktiwiteit wat vir 'n EDRV ondersoek aan die pasiënt toegedien word, word bepaal deur die liggaamsgrootte, kollimator tipe en gammakamera dooietyd.

'n Groot voordeel van eerste deurgang beelding is dat die hartkamers in tyd van mekaar geskei kan word. Hierdie temporale skeiding word verkry deur van 'n vinnige kompakte bolus inspuiting met 'n hoë spesifieke aktiwiteit gebruik te maak. Die pasiënt posisionering ten opsigte van die detektor van die gammakamera tydens 'n EDRV ondersoek word bepaal deur die soort inligting wat benodig word. Die temporale skeiding wat vanuit die anterior posisie verkry word, word gebruik vir die bepaling van

regter ventrikulêre uitwerpfraksies. Daar is egter 'n groot mate van oorvleueling van die regter en die linker ventrikel in hierdie aansig. Goeie skeiding word tussen die linker en die regter ventrikel vanuit die linker anterior skuins posisie verkry en maak hierdie aansig geskik vir die bepaling van LVUF. Die resolusie van 'n EDRV ondersoek kan geoptimiseer word deur te verseker dat 1)die pasiënt vir die duur van die ondersoek nie beweeg nie en 2) die gammakamera detektor so na as moontlik aan die pasiënt geplaas word. Twintig beelde per sekonde, in 'n 64×64 beeldmatriks, word vir 30 sekondes met 'n hoë sensitiwiteit kollimator versamel. Alternatiewelik kan data in lysmode versamel word en die beelde na voltooiing saamgestel word.

2.3.3. Data verwerking.

Die eerste stap in die verwerking van 'n EDRV ondersoek is normaalweg om die versamelde data, wat teen 0.05 sekondes per beeld versamel was, te sommeer in



Figuur 2.2 *Gesommeerde beelde van 'n bolus radioaktiwiteit soos verkry tydens 'n eerste deurgang ondersoek.*

opeenvolgende beelde van 2 sekondes elk. Hierdie gesommeerde beelde word op 'n beeldskerm vertoon en die beelde waar die LV die duidelikste sigbaar is (beelde 19-38, **Figuur 2.2**) geïdentifiseer. Die geïdentifiseerde beelde word gesommeer om 'n saamgestelde LV beeld te vorm. Hierdie saamgestelde beeld word gebruik om 'n gebied van belang (GVB) om die LV en 'n verteenwoordigende agtergrond GVB te trek. Tyd-aktiwiteit krommes met 'n temporale resolusie van 20 data punte per sekonde word dan vir beide gebiede van belang gegenereer. 'n Korreksie vir die agtergrondaktiwiteit van oorliggende en onderliggende bloed bevattende strukture is nodig om 'n betroubare LVUF berekening te verseker. Deur die agtergrond GVB te normaliseer na dieselfde aantal beeldelemente as die GVB om die LV en die twee krommes van mekaar af te trek, word 'n agtergrond gekorrigeerde tyd-aktiwiteit kromme verkry. Lokale maksima en minima van hierdie tyd-aktiwiteit kromme verteenwoordig posisies (in tyd) van einddiastolie en eindsistolie in die waargenome kardiale siklusse.

'n Reeks van ongeveer vyf einddiastoliese beelde asook vyf eindsistoliese beelde word hierna gesommeer. 'n GVB word om die LV op hierdie gesommeerde einddiastoliese beeld gedefinieer en die einddiastoliese tellings (EDT) in die GVB word bepaal. Op dieselfde wyse word die eindsistoliese tellings (EST) bepaal in die GVB om die LV van die gesommeerde eindsistoliese beeld. **Vergelyking 2.1** word dan gebruik om die LVUF te bereken.

$$LVUF = \frac{EDT - EST}{EDT} \qquad \textbf{Vergelyking 2.1}$$

2.3.4. Voordele.

'n EDRV ondersoek hou die volgende voordele vir die pasiënt en die gebruiker in:

- Pasiënte wat weens kliniese redes nie vir lang tye kan stil lê nie, word aan minder spanning onderwerp tydens die kort EDRV ondersoek.
- Die bepaling van linker ventrikulêre funksie tydens oefening ondersoeke kan gevaar vir pasiënte met isgemiese hartsiekte inhou. Met EDRV ondersoeke kan hierdie gevaar beperk word, omrede die werkslading wat vir 'n oefening ondersoek vereis word, slegs vir ongeveer 15 sekondes gehandhaaf moet word.
- Weens die temporale skeiding van die hartkamers kan beide die regter en linker ventrikulêre funksie bestudeer word
- Saam met die deurgangstyd, verskaf die roete van die radioaktiewe spoorder deur die hartkamers belangrike anatomiese en diagnostiese inligting van pasiënte met kongenitale hartsiektes.
- 'n Groter pasiëntlading kan gehanteer word weens die korter opname tyd.

2.3.5. Beperkings.

- Die grootste beperking van 'n EDRV ondersoek is dat vir elke aansig wat opgeneem word 'n addisionele radionuklied bolusinspuiting aan die pasiënt toegedien word. Dit lei tot 'n hoër stralingsdosis aan die pasiënt en beperk die aantal aansigte wat versamel kan word.
- Die pasiënt posisionering en die kwaliteit van die bolus inspuiting is belangrik vir die

akkuraatheid van die ondersoek.

- Dataverwerking benodig meer insette van die operateur en is daarom tydsaam asook operateurafhanklik.

2.4. Heksein Ekwilibrium Bloedpoel Ondesoeke.

2.4.1. Oorsig.

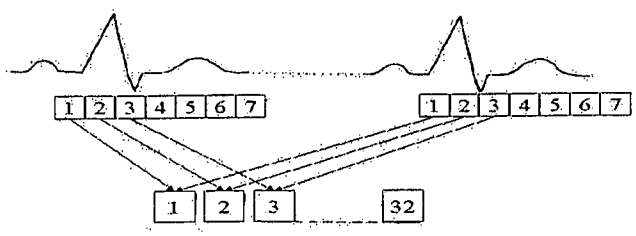
Heksein ekwilibrium bloedpoel ondersoeke word primêr gebruik om LVUF te bepaal[8,9], maar verskaf addisionele inligting soos ventrikelgrootte, geometrie en wandbeweging. Weens die oorvleueling van die waargenome fotone afkomstig vanuit die regter ventrikel en die regter atrium is die berekening van die RVUF nie baie betroubaar nie. Vir 'n HEB ondersoek word die volledige bloedpoel radioaktief gemerk en data oor 'n groot aantal kardiale siklusse versamel om die geruis te beperk. Die beginsel van die tegniek is om 'n aantal beeldrame, met goeie telstatistiek, wat die sametrekking en ontspanning (verandering in tellings) van die hart vasvang, te versamel.

Die HEB metode verskil in meer as een opsig van die EDRV metode. In die HEB ondersoek word die bloedpoel met 'n radionuklied spoorder gemerk en wanneer ekwilibrium van die aktiwiteit in die bloedpoel bereik is, kan die ondersoek begin word. Omrede hier nie van die temporale skeiding van die ventrikels gebruik gemaak word nie, moet die data opname uit so 'n aansig plaasvind dat die skeiding tussen die ventrikels optimaal is. Die beste skeiding tussen die ventrikels word uit die linker anterior skuins

aansig verkry. Die heksein metode maak ook nie van 'n bolus aktiwiteit deur die ventrikels gebruik nie en daarom is dit nodig om verskeie kardiale siklusse te versamel en in tyd te sommeer om die effek van geruis te beperk. Beter randherkenning kan op hierdie gesommeerde beelde uitgevoer word. Dit gee weer aanleiding tot akkurater berekening van die LVUF.

2.4.2. Data opname.

Ekwilibrium beelding vereis 'n radiofarmaseutiese middel wat vir 'n geruime tyd in die bloedpoel behoue bly. Voorbeelde van sulke radiofarmaseutiese middels is ^{99m}Tc gemerkte menslike serum albumien of ^{99m}Tc gemerkte rooibloedselle. Menslike serum albumien is beskikbaar in radiofarmaseutiese kitsstelle terwyl rooibloedselle vir elke pasiënt afsonderlik voorberei moet word. Rooibloedselle kan in vitro[10], in vivo[11] of met 'n



Figuur 2.3 *Heksein bloedpoel beelding tegniek. Elke kardiale siklus word in 32 beeldrame opgedeel wat begin word met 'n R-golf. Al die siklusse word dan gesommeer om 'n enkele verteenwoordigende siklus te vorm.*

gemodifiseerde in vivo[12] metode gemerk word.

Vir die in vitro metode word ongeveer 10 ml van die pasiënt se bloed onttrek en pirofosfaat bygevoeg. Na 20 minute word ^{99m}Tc-pertegnetaat bygevoeg en vir 10 tot 15 minute by kamertemperatuur geïnkubeer om aan die geaktiveerde rooibloedselle te bind. Die gemerkte rooibloedselle word dan intraveneus toegedien.

Vir die in vivo metode word pirofosfaat aan die pasiënt toegedien. Twintig tot dertig minute later word ^{99m}Tc-pertegnetaat intraveneus toegedien om aan die geaktiveerde rooibloedselle te bind.

Die gemodifiseerde in vivo metode verskaf 'n beter bindingsdoeltreffendheid as die voorafgenoemde in vivo metode. Twintig tot dertig minute na die toediening van die pirofosfaat word bloed in 'n gehepariseerde spuit wat ^{99m}Tc-pertegnetaat bevat, gevoeg. Hierdie spuit word vir 10 tot 15 minute by kamertemperatuur geïnkubeer. Dit verskaf genoeg tyd om aan die rooiboedselle te bind voordat hierdie gemerkte rooibloedselle terug gespuit word. Alhoewel die merkingsdoeltreffendheid vir die in vivo metode nie so goed soos vir die in vitro metode is nie, het beide metodes goeie merkingsdoeltreffendhede.

Heksein bloedpoel beelde word opgeneem in die anterior en die linker anterior skuins projeksies vir visuele beoordeling van die veranderende areas van die miokard. Die R-golf van die elektrokardiogram dien as verwysing vir die aanvang van kardiale sametrekking. Hierdie R-golf word elektronies waargeneem en na 'n rekenaar gestuur om

as tydverwysingswaarde of snellersein vir die heksein ondersoek te dien. Die programmatuur wat gebruik word vir die data versameling vereis ongeveer tien hartslae van vergelykbare lengte om die gemiddelde tydsduur van die kardiale siklus te bepaal. Hierdie tydsduur of RR-interval word verdeel in 'n vooraf bepaalde aantal beeldrame, gewoonlik 32, met 'n bepaalde tydsinterval (**Figuur 2.3**).

Direk nadat die begin van die kardiale siklus deur die R-golf aangedui is, word die beelddata vir die vooraf bepaalde tydsinterval versamel en in die eerste beeldraam geplaas. Op soortgelyke wyse word beelddata vir die res van die kardiale siklus vir opeenvolgende tydsintervalle versamel en in ooreenstemmende beeldrame in die rekenaargeheue geplaas. Hierdie eerste kardiale siklus het beeldrame met beeldinligting wat die hart uitbeeld in die verskillende stadiums van sametrekking en ontspanning. Wanneer die tweede snellersein deur die rekenaar ontvang word, word bogenoemde beelddata wat vir die onderskeie tydsintervalle versamel is, by dié ooreenstemmende beelddata van die eerste getel. Die proses word vir 'n groot aantal kardiale siklusse herhaal. Dit is hierdie veelvuldige gehekte proses wat 'n reeks beeldrame daarstel wat die sametrekking en ontspanning van die hart weergee.

Wanneer die RR-interval groot veranderings toon word veranderinge in die volume krommes bewerkstellig. Hierdie veranderinge in die individuele volume krommes kan lei tot 'n foutiewe saamgestelde kromme en dus ook tot foute in die LVUF berekenings. Kardiale siklusse waarvan die tydsduur van die RR-interval met meer as 'n voorafbepaalde tydsduur verskil van die gemiddelde RR-interval word verwerp.

Omrede lae teltempos gebruik word vereis die heksein metode dat honderde hartslae versamel word. Dit verseker dat die telstatistiek in die onderskeie beeldrame voldoende is, om die probleem van geruis wat in die beelde ondervind word, te beperk.

Die tipe kollimator en gammakamera wat vir heksein ondersoeke gebruik word speel 'n minder belangrike rol aangesien die akkuraatheid van die ondersoeke nie soveel deur hoë resolusie sisteme beïnvloed word nie. Dit is dus voldoende om lae energie veeldoelige kollimators te gebruik vir heksein ondersoeke.

Die grootte van die beeldmatriks wat vir heksein ondersoeke versamel word, word beperk deur die apparatuur en programmatuur wat beskikbaar is. 'n Matriksgrootte en vergrotingsfaktor wat beeldelement groottes van min of meer 2.5 mm lewer is voldoende vir die beelding van 'n bewegende ventrikel of atrium. Die vergrotingsfaktor word verder gebruik om die meeste ongewenste strukture wat nie deel van die bloedpoel is nie, uit te sluit.

Die aantal beeldrame per RR-interval hang ook af van die programmatuur en apparatuur wat beskikbaar is. Meer beeldrame per RR-interval verskaf 'n beter temporale resolusie, maar vereis dat die opnametyd verleng word sodat die beelde oor voldoende tellings beskik. 'n Minimum van 16 beeldrame per RR-interval word benodig om die akkurate berekening van LVUF te verseker[13]. Voldoende tellings in elke beeld verseker dat visuele beoordeling moontlik is en betroubare randherkenning uitgevoer kan word.

2.4.3. Data verwerking.

Heksein bloedpoel ondersoeke word in twee fases beoordeel. 'n Kwalitatiewe evaluering van die wandbeweging word gevolg deur die kwantifisering van die volumes en die funksie van die ventrikel.

Die betroubare bepaling van die randte van die LV bloedpoel in elke beeldraam van die kardiale siklus is nodig vir die berekening van die LVUF. In die vroegste ondersoeke is 'n subjektiewe seleksie gebruik om die randte van die LV te bepaal vir elke beeldraam in die kardiale siklus[14]. Die metode het vereis dat 'n GVB met die hand om die einddiastoliese en die eindsistoliese beelde getrek word. Die metode was operateur afhanklik en daarom minder betroubaar[15].

Om die herhaalbaarheid van die resultate te verbeter is die drumpelwaarde metode ontwikkel[16]. Hierdie metode gebruik 'n persentasie, soos deur die gebruiker gespesifiseer, van die maksimum beeldelement tellings in die LV om die randte te identifiseer. Radiale straaltellingsprofiele word vanaf die middelpunt van die LV uitwaarts getrek en gemerk as dit die gespesifiseerde persentasie van die maksimum beeldelement waarde bereik. Alhoewel hierdie metode herhaalbaar is, is die metode nie altyd betroubaar nie.

'n Meer akkurate en herhaalbare metode wat meestal vir randherkenning in HEB ondersoeke gebruik word, is die afgeleide metode. Die eerste stap is om die beeldrame

wat die gemiddelde kardiale siklus verteenwoordig in 'n eindelose lus te vertoon om sodoende die buitelyne van die LV visueel te identifiseer. Die LV GVB word bepaal deur die buitenste grens van die LV op die eerste beeldraam, wat gewoonlik die einddiastolie beeld verteenwoordig, aan te dui.

Randherkenning van die LV bloedpoel vind plaas deur van 'n tweede afgeleide metode gebruik te maak[17,18]. Hierdie tweede afgeleide metode bepaal die randpunte op die straaltellingsprofiele vanaf die middelpunt van die LV. Visuele beoordeling van die randpunte word uitgevoer om te verseker dat dit ooreenstem met die anatomiese buitelyne van die LV. Nadat die randherkenning vir die eerste beeldraam uitgevoer is, moet 'n nuwe GVB om die LV bloedpoel vir die volgende beeldrame op soortgelyke wyse bepaal word. Deur van 'n semi-outomatiese rekenaar metode gebruik te maak kan die operateur die randte in elke beeldraam verifieer en korrigeer indien nodig.

Die agtergrond aktiwiteit word outomaties op die eindsistoliese beeld naasliggend aan die posterolaterale gebied van die LV bepaal. Hierdie agtergrond gebied moet nie die takke van die pulmonêre arterie, linker atrium, milt of afdalende aorta insluit nie. Die gemiddelde tellings per beeldelement in die agtergrond gebied word afgetrek van elke beeldelementwaarde in die veranderende GVB om die LV. Hierdie agtergrond gekorrigeerde tellings in die LV van elke beeldraam word gebruik om 'n tyd-aktiwiteit kromme te genereer. Die LVUF word vanaf hierdie kromme bereken deur gebruik te maak van **Vergelyking 2.1**.

2.4.4. Voordele.

- Veelvuldige HEB ondersoeke uit verskillende aansigte kan uitgevoer word, sonder om die stalingsdosis aan die pasiënt te verhoog.
- Pasiëntposisionering word vergemaklik omdat die bloedpoel reeds voor die ondersoek radioaktief gemerk is en as visuele riglyn gebruik kan word.
- Die gammakamera wat vir hierdie ondersoeke gebruik word hoef nie baie hoë teltempos te kan hanteer nie. Die rede hiervoor is dat slegs 'n klein gedeelte van die radioaktief gemerkte rooibloedselle op een tydstip deur die gammakamera waargeneem word.
- Belangrike visuele inligting van die ventrikels soos groottes en wandbeweging kan met hierdie ondersoek verkry word[19].

2.4.5. Beperkings.

- HEB ondersoeke se metode van dataversameling maak die ondersoeke onprakties vir pasiënte met disritmië.
- Oefen HEB ondersoeke vir pasiënte met tekens van isgemie is soms ingrypend en moet gestaak word voor die ondersoek voltooi is.
- Die berekening van die regter ventrikulêre uitwerpfraksie word bemoeilik deur oorliggende radioaktiwiteit afkomstig vanaf die regter atrium.
- HEB ondersoeke se opname tyd is langer as EDRV ondersoeke wat beteken dat 'n kleiner pasiënt lading gehanteer kan word met hierdie tipe ondersoeke.

- Tydens oefening HEB ondersoeke kan pasiëntbeweging die verwerking en interpretasie bemoeilik.

2.5. Samevatting.

Tweedimensionele radionuklied ventrikulografie ondersoeke verskaf 'n veilige nie-ingrypende metode om wandbeweging te beoordeel en LVUF te bepaal. Wandbeweging en LVUF is belangrik vir die diagnose en prognose van pasiënte met koronêre vaatsiektes[20]. Abnormale wandbeweging sowel as 'n vermindering in die LVUF word gewoonlik deur verlaagde miokardiale perfusie veroorsaak.

Een van die grootste nadele van 2D radionuklied ventrikulografie ondersoeke is dat geen direkte miokardiale perfusie inligting verkry word nie. Vanaf die middel jare sewentig word ^{201}Tl, 'n kalium analoog, in kerngeneeskundige ondersoeke vir die bestudering van miokardiale perfusie gebruik. Dit is later opgevolg deur van 'n ^{99m}Tc spoorder, wat bepaalde voordele vir die gebruiker inhou, gebruik te maak. Hierdie ondersoeke sal in die volgende hoofstuk bespreek word.

2.6. Verwysings.

[1] Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, Natarajan TK, Pitt B. A scintiphotographic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol* 1971;**28:** 575-580.

[2] Sandler H, Dodge HT. The use of single plane angiocardiograms for the calculation of left ventricular volume in man. *Am Heart J* 1968;**75:** 325-334.

[3] Folland ED, Hamilton GW, Larson SM, Kennedy JW, Williams DL, Ritchie JL. The radionuclide ejection fraction: A comparison of three radionuclide techniques with contras angiography. *J Nucl Med* 1977;**18:** 1159-1166.

[4] Oyamada H, Yamada Y, Nomura E, Nakanishi Y, Abe S, Horikoshi N, Ogihara A, Aiba K, Inamoto Y. Reliability of data obtained by radionuclide angiocardiography in follow-up studies with special reference to intra- and interobserver variations. *Nucl Med Comm* 1994;**15:** 690-696.

[5] Friedman JD, Berman DS, Kiat H, Bietendorf J, Hyun M, Van Train KF, Wang FP. Rest and treadmill exercise first-pass radionuclide ventriculography: validation of left ventricular ejection fraction measurements. *J Nucl Cardiol* 1994;**1:** 382-388.

[6] Hambye AS, Vervaet A, Lieber S, Ranquin R. Diagnostic value and incremental contribution of bicycle exercise, first-pass radionuclide angiography, and 99mTc-labeled sestamibi single-photon emission computed tomography in the identification of coronary artery disease in patients without infarction. *J Nucl Cardiol* 1996;**3:** 464-474.

[7] Pryor DB, Harrel FE, Lee KL, Rosati RA, Coleman RE, Cobb FR, Califf RM, Jones RH. Prognostic indicators from radionuclide angiography in medically treated patients with coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1984;**53:** 18-22.

[8] Berman DS, Salel AF, DeNardo GL, Bogren HG, Mason DT. Clinical assessment of left ventricular regional contraction patterns and ejection fraction by high-resolution gated scintigraphy. *J Nucl Med* 1975;**16:** 865-874.

[9] Secker-Walker RH, Resnick L, Kunz H, Parker JA, Hill RL, Potchen EJ. Measurement of left ventricular ejection fraction. *J Nucl Med* 1973;**14:** 798-802.

[10] Smith TD, Richards P. A simple kit for the preparation of ^{99m}Tc labelled red blood cells. *J Nucl Med* 1976;**17:** 126-132.

[11] Pavel D, Zimmer AM, Patterson VN. In vivo labeling of red blood cells with Tc-99m: a new approach to blood pool visualization.. *J Nucl Med* 1977;**18:** 305-308.

[12] Callahan RJ, Froelich JW, McKusick KA, Leppo J, Strauss HW. A modified method for the labeling of red blood cells with Tc-99m. *J Nucl Med* 1982;**23:** 315-318.

[13] van Aswegen A, Alderson PO, Nickoloff EL, Householder DF, Wagner HN Jr. Temporal resolution requirements for left ventricular time-activity curves. *Radiology* 1980;**135:** 165-170.

[14] Parker JA, Secker-Walker R, Hill R, Siegel A, Potchen EJ. A new technique for the calculation of left ventricular ejection fraction. *J Nucl Med* 1972;**13:** 649-651.

[15] Okada RD, Kirshenbaum HD, Kushner FG, Strauss HW, Dinsmore RE, Newell JB, Boucher CA, Block PC, Phohost GM. Observer variance in the qualitative evaluation of the left ventricular wall motion and the quantitation of left ventricular ejection fraction using rest and exercise multigated blood pool imaging. *Circulation* 1980;**61:** 128-136.

[16] Burow RD, Strauss HW, Singleton R, Pond M, Rehn T, Bailey IK, Griffith LC, Nickoloff E, Pitt B. Analysis of left ventricular function from multigated acquisition cardiac blood pool imaging. Comparison to contrast angiography. *Circulation* 1977;**56:** 1024-1028.

[17] Bingham J, Okada R, McKusick K, Boucher C, Tarolli E, Alpert N, Strauss W. Comparison of three semiautomatic methods for the determination of left ventricular ejection fraction from gated cardiac blood pool images. *Eur J Nucl Med* 1985;**10:** 494-499.

[18] Balachandran S, Eason S, McGuire L, Bernard S, Boyd C. Ejection fraction by combined inverse Fourier analysis and second-derivative technique: correlation with isocontour method. *Eur J Nucl Med* 1986;**12:** 69-71.

[19] Dinsmore RE, Philips H, Boucher CA, Okada RD, Kushner F, Pohost GM. A noninvasive radiographic technique for evaluation of exercise-indused changes in cardiac function. *J Am Coll Cardiol* 1983;**2:** 318-326.

[20] Rocco TP, Dilsizian V, Fischman AJ, Srauss HW. Evaluation of ventricular function in patients with coronary artery disease. *J Nucl Med* 1989;**30:** 1149-1165.

3. TOMOGRAFIESE BEELDING VAN MIOKARDIALE PERFUSIE.

3.1. Inleiding. 3.2

3.2. Beginsels van tomografiese beelding. 3.5

3.2.1. Algemene opname en verwerkingsparameters vir GEFET beelding. 3.5

3.3. Beginsels en evaluering van heksein tomografiese beelding. 3.7

3.3.1. Algemene opname en verwerkingsparameters. 3.10

3.3.2. Kommersiële beskikbare verwerkingspakkette. 3.11

3.3.3. Voordele. 3.13

3.3.4. Nadele. 3.14

3.4. Voorstel vir 'n nuwe metode vir die berekening van LVUF vanaf heksein tomografiese beelding. 3.14

3.4.1. Oorsig. 3.14

3.4.2. Randherkenning d.m.v. drumpelwaarde en afgeleide algoritmes. 3.16

3.4.3. Die bepaling van die volume van 'n kortas snit. 3.21

3.4.4. Die bepaling van LV volume. 3.22

3.4.5. Voordele. 3.22

3.4.6. Nadele. 3.23

3.5. Samevatting. 3.23

3.6. Verwysings. 3.25

3.1. Inleiding.

In die vorige hoofstuk is twee verskillende radionuklied ventrikulografie ondersoeke waarmee die LVUF en wandbeweging in kerngeneeskunde geëvalueer kan word, bespreek. Die funksionele parameters wat hieruit verkry word gee egter nie noodwendig 'n weerspieëling van die toestand van die miokard weer nie. Dit is veral die geval met vroeë koronêre vaatsiekte.

Koronêre vaatsiektes veroorsaak 'n vernouing in een of meer van die koronêre vate van die hart. Inspanning lei tot 'n toename in die kardiale omset en dit verhoog die behoefte vir geoksigineerde bloed deur die miokard. Hierdie verhoogde behoefte kan egter nie deur 'n vernoude vaat aan die miokard voorsien word nie. 'n Verlaagde perfusie in enige deel van die miokard het gewoonlik abnormale wandbeweging tot gevolg. Hierdie verminderde sametrekking word soms geneutraliseer deur meer aktiewe sametrekking in dele van die miokard waar die perfusie normaal is. 'n Gedeeltelike of totale afsluiting van 'n koronêre vaat gaan gepaard met 'n verandering in wandbeweging en 'n afname in die ventrikulêre funksie tydens oefening.

Hoewel parameters soos wandbeweging, regionale uitwerpfraksie en linker ventrikulêre uitwerpfraksie (LVUF) gebruik kan word vir die evaluering van miokardiale perfusie, bly die direkte meting van miokardiale perfusie steeds belangrik.

Miokardiale selle wat geperfuseer word deur gesonde koronêre vate het voldoende suurstof terwyl selle wat voorsien word deur vernoude vate verlaagde suurstofopnames

het. Normaal geperfuseerde miokardiale selle sal dus voldoende perfusiespoorder opneem terwyl selle wat nie goed geperfuseer is nie geen of min perfusiespoorder sal opneem. Uit bogenoemde kan aangeneem word dat die verspreiding van die perfusiespoorder deur die miokard ekwivalent is aan die perfusie aan die miokard op die tydstip wanneer die spoorder toegedien is.

Miokardiale perfusiebeelde wat tydens oefening en rus verkry is, word met mekaar vergelyk. Perfusiedefekte wat in beide die oefening en die rus beelde voorkom sal 'n moontlike miokardiale infarksie verteenwoordig. Daarteenoor sal 'n perfusiedefek in oefening wat nie in die rusopname teenwoordig is nie, op moontlike isgemie dui.

Gedurende die laaste jare het die benadering ten opsigte van die evaluering van miokardiale perfusie groot veranderinge ondergaan[1]. Miokardiale perfusiebeelding wat tydens inspanning uitgevoer word, het 'n hoë sensitiwiteit en spesifisiteit vir die waarneming van koronêre arteriële stenoses [2]. Die meeste van hierdie werk is in die verlede uitgevoer deur gebruik te maak van enkelvlak beeldingstegnieke. Die nut van enkelvlak radionuklied tegnieke word egter beperk deur die oorvleueling van naasliggende, oorliggende of onderliggende strukture asook swak beeldkontras. Die beperkings van enkelvlak beeldingstegnieke word verder beklemtoon wanneer ^{201}Tl gebruik word deur die groot mate van attenuasie en verstrooiing wat plaasvind weens die lae foton energie van ^{201}Tl.

Tegnesium-99m gemerkte perfusiespoorders kan sommige van die bogenoemde

beperkings van ^{201}Tl oorkom. Tomografiese beeldingstegnieke met ^{99m}Tc gemerkte perfusie agente verskaf 'n beter beeldkontras en maak so die onderskeid tussen naasliggende strukture moontlik. Nog 'n belangriker eienskap van ^{99m}Tc is die korter fisiese halfleeftyd van die radionuklied. Die stralingsdosis per eenheid toegediende aktiwiteit wat met ^{99m}Tc verkry word, is ongeveer dertig keer minder as dié met ^{201}Tl[3]. Groter hoeveelhede ^{99m}Tc aktiwiteit kan dus toegedien word. Hierdie hoër aktiwiteit verskaf hoër teltempos wat beter telstatistiek in die beelde tot gevolg het en ook die opnametyd kan verkort.

In 'n vergelykende studie tussen planare en gerekenariseerde enkel foton emissie tomografie (GEFET) beeldingstegnieke met ^{99m}Tc sestamibi vir die waarneming en lokalisering van koronêre vaatsiektes is bevind dat die sensitiwiteit van die onderskeie beeldingstegnieke 73% en 93% was[4]. Bogenoemde voordele van ^{99m}Tc saam met die feit dat die radionuklied meer geredelik beskikbaar is, is die vernaamste redes waarom ^{99m}Tc-sestamibi en tomografiese beelding by voorkeur in sekere instansies vir die beoordeling van miokardiale perfusie gebruik word.

Die tomografiese opname- en verwerkingstegnieke wat vir ^{99m}Tc en ^{201}Tl gebruik word, verskil nie in wese van mekaar nie. Die beginsel van tomografie word in die meeste handboeke volledig beskryf en gaan daarom nie in detail herhaal word nie. Daar is egter 'n paar belangrike beginsels wat wel 'n rol speel en hierdie beginsels sal kortliks saamgevat word.

3.2. Beginsels van tomografiese beelding.

Die data vir rekenaar tomografie bestaan uit tweedimensionele projeksie beelde wat uit verskeie hoeke rondom die liggaam opgeneem word. Hierdie verskillende tweedimensionele projeksie beelde word dan deur middel van gefiltreerde terugprojeksie gerekonstrueer in transaksiale snitte deur die liggaam. Die belangrikste parameters wat die kwaliteit van die transaksiale snitte bepaal, is die aantal hoeke waaruit die projeksie beelde versamel word, die grootte van die beeldmatriks en die filters wat gebruik word tydens terugprojeksie[5].

Deur 'n voldoende aantal projeksie beelde te versamel kan die sterpatroon wat ontstaan tydens die terugprojeksie in 'n groot mate opgehef word. Die vervaging van die beeld wat ontstaan tydens terugprojeksie kan opgehef word deur van 'n hoogdeurlaatfilter soos 'n wigfilter gebruik te maak. Hierdie wigfilter versterk die hoë frekwensies om sodoende die randte van die beeld te verskerp. Alhoewel die wigfilter die resolusie tydens terugprojeksie verbeter, versterk dit ook die geruis in die beelde. Om hierdie geruis te verminder word 'n laagdeurlaatfilter soos 'n Hanning of 'n Butterworth filter saam met die wigfilter gebruik. Laagdeurlaatfilters verhoog die sein tot geruis verhouding ten koste van beeldresolusie en beeldkontras.

3.2.1. Algemene opname en verwerkingsparameters vir GEFET beelding.

Alhoewel ^{201}Tl wêreldwyd steeds redelik algemeen gebruik word vir miokardiale perfusiebeelding word ^{99m}Tc-sestamibi plaaslik vir dié doel verkies na aanleiding van die redes wat hierbo genoem is. Die algemene opname- en verwerkingsparameters vir

^{99m}Tc-sestamibi beelding word vervolgens bespreek.

Beeldversameling vir oefening en rus ondersoeke word onderskeidelik 30 en 60 minute na die toediening van die aktiwiteit met die pasiënt in 'n liggende posisie gedoen. 'n Vetbevattende inname word ongeveer 15 minute voor beelding aan die pasiënt toegedien om 'n goeie galblaas lediging te verseker.

'n Simmetriese energie venster van 15% word oor die 140-keV fotopiek van ^{99m}Tc gestel. Die gammakamera word toegerus met 'n lae energie hoë resolusie kollimator. Lae energie hoë resolusie kollimators word bo veeldoelige kollimators vir miokardiale perfusie ondersoek verkies.

'n Opname hoek van 180° en 'n sirkulêre baan word vir die opname gebruik[6]. Daar moet egter in gedagte gehou word dat die tipe baan en die hoek waardeur die data versamel word gepaard gaan met beeldartifakte en 'n afname in ruimtelike resolusie en beeldkontras. Die aanbevole aantal hoeke is 64 projeksies vanaf die 45° regter anterior skuins posisie tot die 45° linker posterior skuins posisie. Opnametyd per projeksie wissel van 20s tot 30s wat verseker dat elke projeksiebeeld oor voldoende inligting beskik.

Die dataverwerking behels dikwels 'n vooraf filtrasie deur gebruik te maak van 'n tweedimensionele Butterworth filter (orde = 2.5, kritiese frekwensie = 0.31 siklusse/beeldelement en beeldelementgrootte = 6.6 mm). Hierdie data word dan deur

middel van gefiltreerde terugprojeksie (wigfilter) deur 180° as transaksiale snitte gerekonstrueer. Hierdie snitte word dan verder langs die vertikale langas (VLA), horisontale langas (HLA) en die kortas (KA) van die LV gereoriënteer en gebruik vir miokardiale perfusie evaluering.

'n Groot tekortkoming van konvensionele GEFET perfusiebeelding is dat geen funksionele inligting van die LV verkry word nie. Hierdie tekortkoming van GEFET miokardiale perfusie ondersoeke kan egter oorkom word deur gebruik te maak van heksein GEFET perfusiebeelding. Heksein GEFET miokardiale perfusie sal breedvoerig in die volgende afdeling bespreek word.

3.3. Beginsels en evaluering van heksein tomografiese beelding.

Heksein GEFET word uitgevoer deur die sametrekking en ontspanning van die hart uit elkeen van die projeksiehoeke van 'n GEFET ondersoek te verkry. Die versameling van data in hierdie ondersoek kan dus vergelyk word met 'n aantal opeenvolgende HEB ondersoeke vanuit verskillende aansigte. Elke fase van die kardiale siklus van so 'n gehekte GEFET perfusie ondersoek, word as 'n stel konvensionele tomografiese projeksies geherkonstrueer.

Die waarde van miokardiale perfusie tesame met wandbeweging in pasiënte met koronêre vaatsiektes is alom bekend[7,8]. Heksein GEFET miokardiale perfusie ondersoeke verskaf nie alleen inligting omtrent die perfusie aan die miokard nie, maar uit die ondersoek kan ook belangrike funksionele inligting van die miokard verkry word[9,10]. Alhoewel die

primêre doel van heksein GEFET ondersoeke die beoordeling van die perfusie aan die miokard is, kan tomografiese heksein beelde ook gebruik word vir 'n visuele[10] of kwantitatiewe[11] evaluering van funksionele parameters. Hierdie parameters sluit in miokardiale wandbeweging, wandverdikking sowel as die berekening van LVUF.

Alhoewel gehekte miokardiale perfusiebeelde minder tellings as ongehekte miokardiale perfusiebeelde bevat, is die gehekte beelde meer kwantitatief en van 'n beter kwaliteit as die ongehekte beelde. Die gehekte miokardiale perfusiebeelde het ook 'n beter ruimtelike resolusie as die ongehekte beelde omdat die vervaging wat deur die hartwandbeweging veroorsaak word, met 'n heksein GEFET ondersoek beperk word. Beelde met 'n beter resolusie is veral nuttig by pasiënte met klein LV kaviteite en klein perfusiedefekte [12].

Artefakte wat in gewone GEFET beelde voorkom as gevolg van abnormale wandbeweging, kan in 'n mate deur heksein GEFET beelde opgehef word[13]. Hierdie artefakte kan voorkom as die kontraksie van twee normaal geperfuseerde wande betekenisvol verskil. Die tellings in die wand met die beter kontraksie sal verlaag wees in vergelyking met die tellings in die wand met die swakker kontraksie as gevolg van smering wat in die GEFET beelde voorkom. Dus alhoewel die spoorder konsentrasie in die twee wande dieselfde is, sal die wand met die beter kontraksie visueel 'n "verlaagde" opname toon.

Beeldartefakte kan ook in die anterior- en inferiorwande van die miokard ontstaan as

gevolg van attenuasie van fotone deur die bors en diafragma onderskeidelik. Heksein tomografiese beelde kan gebruik word om hierdie artefakte as gevolg van attenuasie uit te wys [14].

Dit is belangrik om daarop te let dat 'n heksein GEFET ondersoek in rus opgeneem word. Indien die miokardiale perfusiespoorder tydens oefening toegedien word verskaf die heksein GEFET ondersoek oefening perfusie inligting, maar die funksie meting weerspieël 'n rustende toestand. Hierdie funksionele inligting wat met 'n heksein GEFET ondersoeke verkry word kan vir sommige pasiënte 'n addisionele ondersoek spaar.

Teoreties stel heksien GEFET beelding die gebruiker in staat om die verandering in spierdikte gedurende die sametrekking van die miokard te beoordeel. Die ruimtelike resolusie wat tydens GEFET met 'n gammakamera verkry word, is egter te swak om die wanddikte van die miokard direk te meet. Gevolglik moet 'n indirekte metode gebruik word om die geometriese afstand tussen die endokardium en die epikardium te bepaal. Galt *et al.*[15] het aangetoon dat die verandering in die miokardiale tellings tydens miokardiale sametrekking eweredig is aan die verandering in die miokardiale dikte. 'n Toename in tellings vanaf einddiastolie tot eindsistolie beteken dat die wand verdik en dus lewensvatbaar is[16]. Dus is die verandering in tellings in die wand gedurende die kardiale siklus 'n maatstaf vir miokardiale lewensvatbaarheid. Die verandering in tellings kan ook gebruik word om LVUF indirek te bepaal [17].

3.3.1. Algemene opname en verwerkingsparameters.

Die data versameling vir 'n heksein GEFET perfusie ondersoek is in baie opsigte soortgelyk aan dié van 'n GEFET perfusie ondersoek. In hierdie afdeling sal kortliks verwys word na die verskille en addisionele opname parameters wat vir heksein GEFET benodig word.

Net soos met GEFET ondersoeke word die data versamel met die pasiënt in 'n liggende posisie. By elk van die 32 hoeke waardeur die data versamel word, word 45 hartslae versamel[18]. 'n Gemiddelde hartsiklus of RR-interval word vooraf bepaal en hartsiklusse wat met meer as 20% van hierdie gemiddelde hartsiklus verskil word nie vir data analise gebruik nie. Die gemiddelde siklus word in agt beeldrame opgedeel[19]. Hierdie beeldrame is minder as wat normaalweg vir heksein ondersoek aanbeveel word en mag dus lei tot die onderskatting van die LVUF.

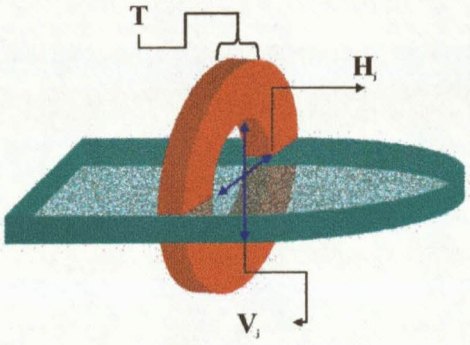
Die verwerking van die data vind in twee fases plaas. Tydens die eerste fase word al die beelde wat by 'n spesifieke hoek versamel is, bymekaargetel en dan op dieselfde wyse as konvensionele tomografiese beelde geherkonstrueer. Die herkonstruksie sluit ook die heroriëntering van die hart in KA, HLA en VLA snitte in. Herkonstruksie en heroriëntering van die hart word vir al 8 verskillende tydsintervalle van die kardiale siklus uitgevoer. Die resultaat van hierdie verwerking is dan 8 drie dimensionele stelle data wat die sametrekking en ontspanning van die miokard in drie dimensies weergee.

Verskeie metodes is ontwikkel vir die bepaling van LVUF vanaf heksein GEFET

beelding[14,19,20,21]. Die kommersiële programmatuur wat in die plaaslike kliniek beskikbaar is, is die metodes wat deur *DePuey*[14] en *Germano*[19] ontwikkel is en as standaard of as opsie saam met die Siemens ICON sagteware verkry kan word. Slegs hierdie twee tegnieke sal vervolgens bespreek word.

3.3.2. Kommersiële beskikbare verwerkingspakkette.

Die basiese beginsels waarop die LVUF vanaf heksein GEFET perfusiebeelde deur *DePuey et al.*[14] bereken word kan soos volg saamgevat word:



***Figuur 3.1**: Die linker ventrikel kan voorgestel word as 'n aantal ellipse met hoogte V, wydte H en dikte T. Hierdie afmetings word verkry vanaf die HLA en die VLA.*

Vooraf filtrering word ingebou in die terugprojeksie en transaksiale snitte word geherkonstrueer. Die midventrikulêre transaksiale snit met die grootste LV deursnee, met ander woorde einddiastolie, word gebruik om VLA en HLA snitte te genereer. Die endokardiale grense word dan op die VLA en HLA snitte van beide die einddiastoliese en

eindsistoliese beelde bepaal. Hierdie grense word met die hand of deur middel van 'n drumpelwaarde metode verkry (**Figuur 3.1**).

Vir linker ventrikulêre volume (LVV) berekening word aanvaar dat elke KA snit 'n elliptiese volume is waarvan die oppervlak vanaf die deursnitte van die VLA en HLA bereken kan word en die dikte "T" ooreenstem met die snitdikte (**Figuur 3.1**). Die lengte van die vertikale as van elke ellips is die aantal beeldelemente V_j tussen die anterior en die inferior endokardiale grense van die VLA beeld. Die lengte van die horisontale as van dieselfde ellips is die aantal beeldelemente H_j tussen die septale en die laterale endokardiale grense van die HLA beeld. Elke KA snit word geïndekseer vanaf die eerste snit by die apeks vir $j = 1$ tot by die laaste snit by die basis vir $j = N$. Die totale endokardiale volume is dan die som van die volumes van die individuele elliptiese volumes of silinders.

Die tweede algoritme wat beskikbaar is, is beskryf en geverifieer deur *Germano et al.*[20]. Hierdie algoritme is ten volle outomaties en begin deur die LV te skei van ander ongewenste strukture binne die gesommeerde KA snitte. Hierdie skeidingsproses bestaan daaruit dat die regionale maksimum sowel as groepe volume elemente met 'n volume groter as 50 ml in elke KA beeld bepaal word. In die tweede stap word die massamiddelpunt (MMP) van bogenoemde gesegmenteerde LV bepaal. Hierdie MMP word gebruik as die oorsprong waarvan straaltellingsprofiele in drie dimensies deur die miokard gegenereer word. Die eerste maksimum langs elkeen van hierdie straaltellingsprofiele stem ooreen met die middelpunt van die miokard. 'n Ellipsoïed

word aan hierdie punte gepas en 'n nuwe MMP word bepaal. Hierdie MMP word dan geprojekteer op die langas van die ellipsoïed. Hierdie nuut geprojekteerde MMP word dan gebruik om die oppervlakwaarnemingsproses van die miokard soos bo beskryf te herhaal. Hierdie iterasieproses duur voort totdat die langas se hoekverandering kleiner as 0.5° is. 'n Assimetriese Gausspassing oor die tellingsprofiele van die middelpunt van die miokardium word gebruik om die endokardiale en epikardiale punte te bereken. Ellipsoïede word deur hierdie endokardiale en epikardiale punte gepas om die endokardiale en die epikardiale wande van die miokard voor te stel.

3.3.3. Voordele.

- Resultate soos verkry deur *DePuey et al.* en *Germano et al.* toon aan dat LVUF met redelike akkuraatheid en presisie vanaf heksein MIBI GEFET perfusiebeelde bereken kan word.
- Omrede die *DePuey* metode van eenvoudige wiskundige aannames en beginsels gebruik maak, is die verwerking vinnig.
- Werklike globale LVUF word met *Germano* se metode verkry uit ware drie dimensionele data.
- *Germano* se metode is ten volle outomaties en dus nie operateur afhanklik nie.
- 'n Unieke en belangrike aspek van *Germano* se metode is die outomatiese bepaling van die klepvlakke van die LV.

3.3.4. Nadele.

- Die onsekerheid in die seleksie van die eindsistoliese beeld uit die kardiale siklus kan lei tot foutiewe LVUF berekenings by *DePuey* se metode.
- Omrede die endokardiale grense met *DePuey* se metode soms met die hand ingetrek moet word, is die inter- en intrawaarnemer herhaalbaarheid van die metode soms onbevredigend.
- *DePuey* se metode gebruik slegs 'n twee-vlak gedeelte van 'n driedimensionele stel data. As segmente met diskinesie hoofsaaklik buite die vertikale en horisontale vlakke voorkom kan LVUF verkeerd bereken word.
- Beide metodes is ontwikkel vir 'n spesifieke rekenaar.
- By *Germano* se metode kan 'n foutiewe LV segmentasie lei tot onbetroubare resultate. Omrede die metode ten volle outomaties is kan foutiewe LV segmentasie nie reggestel word nie.

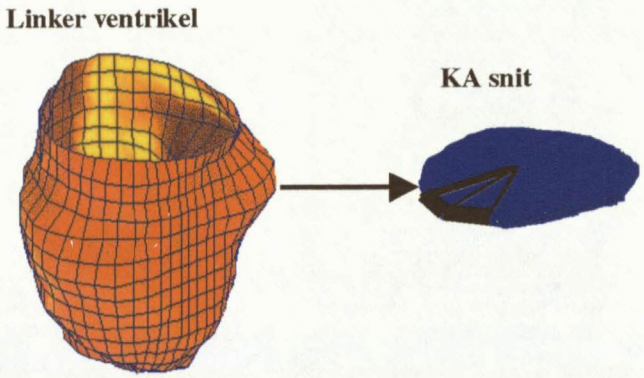
3.4. Voorstel vir 'n nuwe metode vir die berekening van LVUF vanaf heksein tomografiese beelding.

3.4.1. Oorsig.

Bogenoemde twee tegnieke is erkende tegnieke wat kommersieel verskaf word. *DePuey* en *Germano* aanvaar onderskeidelik dat die LV beskryf kan word as die som van 'n aantal elliptiese silinders of as 'n ellipsoïed. Hierdie eksakte wiskundige benaderings is nie noodwendig korrek nie en daarom moet alternatiewe tegnieke ondersoek word wat

minder afhanklik is van sulke presiese geometriese aannames.

'n Algemene aanname (bogenoemde tegnieke berus ook daarop) is dat 'n straal vanaf die



Figuur 3.2: *Die linker ventrikel bestaan uit 'n eindige aantal KA snitte. Die oppervlakte van elke KA snit bestaan weer uit 'n aantal segmente.*

middelpunt van enige KA snit die miokard op net een plek in die vlak van die KA snit sny. Verder bestaan die LV uit 'n eindige aantal KA snitte. Die oppervlakte van elke KA snit kan bereken word as die som van die oppervlaktes van die segmente wat onderspan word deur naasliggende strale wat vanaf die middelpunt tot by die miokard van die KA snit strek (**Figuur 3.2**).

Die berekening van die LVV reduseer na drie onafhanklike probleme, naamlik die bepaling van die ventrikulêre rand, die bepaling van die oppervlakte van die KA snitte en

laastens die bepaling van die LVV. Hierdie drie aspekte sal in die volgende paragrawe afsonderlik bespreek word.

3.4.2. Randherkenning d.m.v. drumpelwaarde en afgeleide algoritmes.

Randherkenning in kerngeneeskundige word bemoeilik deur hoë vlakke van kwantum geruis, swak ruimtelike resolusie asook agtergrond aktiwiteit. Verder is dit alom bekend dat 'n goeie randherkenningsalgoritme akkuraat en herhaalbaar moet wees. Goeie herhaalbaarheid van 'n randherkenningsalgoritme verseker dat 'n verandering in die kardiale funksie wat met behulp van 'n randherkenningsalgoritme bereken word die gevolg is van veranderinge wat in die pasiënt plaasvind en nie as gevolg van die algoritme is nie.

(a)

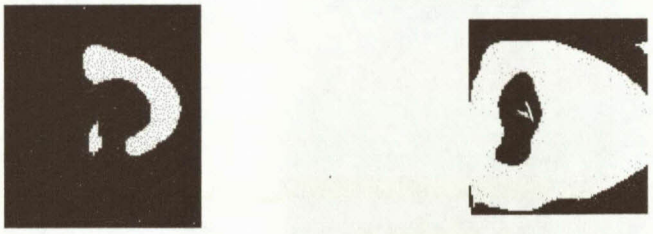
(b)

Figuur 3.3 'n Voorstelling van die drumpelwaarde tegniek. Die oorspronklike beeld (a) word gereduseer tot 'n beeld (b) wat uit twee grysvlakke bestaan.

Een van die eenvoudigste tegnieke wat in kerngeneeskunde gebruik word om die rand van organe te bepaal, is die drumpelwaarde tegniek. 'n Drumpelwaarde t word gewoonlik gekies. Al die beeldelementwaardes in die beeld met 'n waarde minder as t word gelyk

aan 0 gestel, terwyl 'n waarde van 1 aan die ander beeldelemente toegeken word. Die oorgang tussen 0 en 1 in die resultante beeld stel dan die rand van die beeld voor (**Figuur 3.3(b)**).

Uit **figuur 3.4** kan gesien word dat die keuse van die drumpelwaarde *t* kritiek is vir die bepaling van die rand van 'n beeld. As die drumpelwaarde vlak te hoog gekies word, sal voorwerpe van belang geklassifiseer word as deel van die agtergrond en dus uitgesluit word (**Figuur 3.4(a)**). Aan die ander kant as die drumpelwaarde te laag gestel word sal ongewenste voorwerpe in die rand ingesluit word (**Figuur 3.4(b)**). Beide situasies is



(a) *(b)*

Figuur 3.4 *'n Ilustrasie as die drumpelwaarde t (a) te hoog en (b) te laag gekies word*

foutief en dit maak die drumpelwaarde tegniek minder aanvaarbaar vir randherkenning in kerngeneeskunde.

Numeriese afgeleides word baie algemeen gebruik om die rand van organe in kerngeneeskunde te bepaal. Die rand van enige orgaan kan ook beskou word as 'n wiskundige funksie wat 'n oorgang tussen die agtergrond en die orgaan beskryf. Die

afgeleide van hierdie funksie sal 'n maksimum of 'n minimum bereik waar die grootste verandering tussen die agtergrond en die orgaan plaasvind. Netso sal die tweede afgeleide by 'n maksimum of minimum waarde van 'n funksie 'n nulwaarde lewer. 'n Randposisie op 'n digitale beeld stem dus ooreen met die posisie van die maksimum of minimum van die eerste afgeleide. Hierdie punt sal dieselfde wees as die nulwaarde van die tweede afgeleide.

Verskillende algoritmes bestaan vir die numeriese berekening van die afgeleide van 'n beeld. Eerstens kan die rand eendimensioneel bereken word deur van 'n kartesiese koördinaatstelsel gebruik te maak om die rand eers in die x-rigting en daarna in die y-rigting te bereken. Omrede die inligting in die twee dimensies onafhanklik van mekaar bereken word, kan hierdie berekeninge gelyktydig uitgevoer word deur van 'n Sobel Operator gebruik te maak. Hierdie tegniek is geskik vir voorwerpe wat min of meer langs die twee asse van die koördinaatstelsel gerangskik is.

Eendimensionele randherkenning op 'n beeld kan ook uitgevoer word deur die data in poolkoördinate voor te stel. Strale word dan vanaf 'n gemeenskaplike punt in die beeld uitwaarts getrek en 'n randpunt word op elkeen van hierdie strale deur middel van 'n eendimensionele afgeleide bereken. Die groot voordeel van die tegniek is dat dit vinnig is om die randte van sirkelvormige voorwerpe met die tegniek te bepaal. Die nadeel van die metode is dat dit minder effektief is vir nie-sirkelvormige voorwerpe.

Verskillende ander algoritmes kan gebruik word om die rand van organe in twee

dimensies te bepaal. Die bekendste van hierdie tegnieke is die eerste afgeleide operatore. Die eerste afgeleide operatore is eerste parsiële afgeleides $\frac{\partial f}{\partial x}$ en $\frac{\partial f}{\partial y}$ wat die tempo van verandering in die x en die y-rigting gee. Die tempo van verandering in enige ander rigting is 'n lineêre kombinasie van die parsiële afgeleides.

Geruis het 'n groot invloed op die berekening van numeriese afgeleides. Dit is onvermydelik dat vooraf filtrering op kerngeneeskunde beelde toegepas moet word alvorens randpunt bepalings uitgevoer word. Hierdie vooraf filtrering of vergladding word vir tomografiese beelde verkry deur gebruik te maak van 'n filter tydens die terugprojeksieproses. Hoewel die randposisies moontlik deur filtrering beïnvloed kan word, word die fantoom wat vir kalibrasie gebruik word aan presies dieselfde filtrering onderwerp. Die effek van moontlike randverskuiwing word dus deur die kalibrasie metode in ag geneem. Addisionele vergladding kan op hierdie beelde uitgevoer word of die vergladding kan vervat word in die operator (afgeleide metode) wat vir randherkenning gebruik word. Vergladding wat vervat is in die operator is die meer praktiese tegniek vir randherkenning op tomografiese beelde.

Die geometrie van die LV en die eenvoud van poolkoördinate vir die berekening van randpunte vir sirkelvormige voorwerpe maak die eendimensionele straal algoritme baie geskik vir LV randpunt bepaling. Wanneer die rand van die LV deur hierdie metode bepaal word, word die middelpunt van die LV gebruik as die oorsprong vir die poolkoördinate. Straaltellingsprofiele word vanaf hierdie punt deur die wand van die

ventrikel verkry. Verskillende beginsels kan dan gebruik word om die randte van die miokard op hierdie straaltellingsprofiele te bepaal.

Die eerste en tweede afgeleide kan bereken word deur die oorspronklike funksie te konvuleer met 'n toepaslike maskerfunksie. Die grootte van die maskerfunksie bepaal die hoeveelheid vergladding, terwyl die waardes van die masker die wyse van vergladding bepaal. Savitzky *et al.* het 'n reeks maskerwaardes bereken deur meergraadse polinome aan datapunte te pas en dan die oplossing van hierdie waardes in die masker te gebruik [22]. Hoewel Savitzky die gebruik van algemene polinome beskryf het, is die gebruik van kwadratiese polinome uiters geskik vir die berekening van die eerste afgeleide van diskrete funksies. In hierdie geval word die maskerfunksie gegee deur

$$w = \frac{1}{k}(-n,\ldots,-2,-1,0,1,2,\ldots,n)$$

waar k 'n gewigsfaktor is en bepaal word deur die waarde van n. Die afgeleide, $g(x)$, van 'n funksie, $f(x)$ in die punt x, word in gewone wiskundige notasie gegee deur

$$g(x) = \frac{1}{k}\sum_{i=-n}^{n} f(x-i) * i$$

In hierdie funksie is n die aantal funksiewaardes wat in berekening gebring moet word om die funksiewaarde in die punt x te bereken. Aangesien 'n kwadratiese funksie aan die randpunte gepas word, het ons in 'n voorlopige studie bevind dat 'n relatiewe groot masker van $n=3$ 'n goeie kompromie tussen die hoeveelheid vergladding en die akkuraatheid van die posisie van die afgeleide in heksien tomografiese beelde. Hierdie proses word vir elke 10° herhaal om sodoende voldoende randpunte te bepaal om die LV

akkuraat te identifiseer. Die minimum en maksimum van hierdie eerste afgeleide is punte op die binne- en buiterand van die aktiwiteitsprofiel. Hierdie randpunte verteenwoordig die endokardiale en epikardiale randpunte van die miokard respektiewelik.

3.4.3. Die bepaling van die volume van 'n kortas snit.

Die tweede probleem wat opgelos moet word is die bepaling van die snitoppervakte. Die oppervlakte van die ingeslote area kan bereken word deur te aanvaar dat elk van die 36 segmente (elke 10°) 'n onafhanklike segment van 'n sirkel verteenwoordig. Indien aanvaar word dat die sirkelsegment onderspan word deur die hoek *(θ)* en 'n straal *(r)* kan die oppervlak *A* van hierdie segment soos volg bereken word:

$$Area_{segment} = \frac{1}{2} r^2 \theta$$

Die totale oppervlak *(A)* van die ingeslote ruimte word dan gegee deur die som van hierdie segmente en kan wiskundig voorgestel word deur

$$Area_{Totaal} = \frac{1}{2} \sum_{r=1}^{n} r_i^2 \theta_i$$

Die sirkelsegment θ_i het egter 'n vasgestelde hoekgrootte ($\theta_i = k$). Dus reduseer bogenoemde vergelyking na die volgende

$$Area_{Sirkel} = \frac{1}{2} k \sum_{r=1}^{n} r_i^2$$

Aangesien die koördinate van die randpunte (r_i) reeds in poolkoördinate gegee word, kan hierdie randpunte eers verglad word voordat die integraal bereken word ten einde moontlike uitskieters te neutraliseer. Voorlopige resultate het aangetoon dat 'n normale

vyfpuntvergladding op die berekende poolkoördinate voldoende is om randpunt-uitskieters, te korrigeer. Deur hierdie integraal met π te vermenigvuldig word 'n waarde verkry wat eweredig is aan die totale aantal volume elemente van die KA snit.

3.4.4. Die bepaling van LV volume.

Die absolute volume van die LV word verkry deur die volume elemente van al die KA snitte vanaf die apeks tot by die basis te sommeer en dan met 'n kalibrasiefaktor te vermenigvuldig. Alhoewel kalibrasies gewoonlik uitgevoer word deur die totale hoeveelheid volume elemente in 'n bepaalde volume te vermenigvuldig met die volume van 'n enkele element, wil ons aanbeveel dat 'n volume kalibrasie gebruik word. 'n Volume kalibrasie kan uitgevoer word deur bekende volumes van 'n radioaktiewe stof te beeld en met die berekende volumes te vergelyk. Hierdie kalibrasiekromme is minder afhanklik van die akkuraatheid van 'n enkele afmeting van 'n beeldelement (wat dan tot die derde mag verhef word).

3.4.5. Voordele.

Die voordele van die voorgestelde metode is as volg:

- Geen beperkende wiskundige aannames word gemaak nie.
- Die algoritme maak gebruik van eenvoudige wiskundige berekenings en is dus vinnig.
- Die program kan op 'n persoonlike rekenaar of werkstasie uitgevoer word.
- Die program kan maklik outomaties uitgevoer word.

3.4.6. Nadele.

- Klepvak bepaling kan probleme skep en die invloed daarvan op die akkuraatheid van LVUF moet ondersoek word.
- Die randherkenning is afhanklik van perfusie en daarom kan perfusiedefekte moontlike foutiewe randherkenning tot gevolg hê.
- Omrede die metode semi-outomaties is mag die inter- en intrawaarnemer betroubaarheid varieer.

3.5. Samevatting.

Weens ^{99m}Tc-sestamibi se onvermoë om te herdistrubeer en dié spoorder se lang residensie tyd, is heksein GEFET beelding moontlik met die spoorder. Heksein GEFET stel die gebruiker in staat om die ventrikulêre funksie sowel as die miokardiale perfusie gelyktydig te beoordeel.

Die ontwikkelings wat in rekenaar apparatuur en programmatuur plaasgevind het maak die versameling en verwerking van heksein GEFET data moontlik. Die addisionele inligting wat uit heksein GEFET ondersoeke verkry word sonder 'n groter stralingdosis en beeldingstyd regverdig die tipe ondersoeke. Hierdie addisionele inligting sluit parameters soos wandbeweging, wandverdikking en LVUF in en verhoog nie alleen die sensitiwiteit van die ondersoek nie, maar ook die spesifisiteit.

Alhoewel verskeie algoritmes voorgestel is om LVUF vanaf heksein GEFET beelde te bereken is hierdie algoritmes nie altyd betroubaar en toeganklik nie. Die gebruik van eendimensionele randpuntbepaling op die straal van die LV het reeds in die verlede goeie randherkenningsresultate gelewer. Deur hierdie algoritme te kombineer met die berekening van die oppervlakte van die LV snitte as die som van die sirkelsegmente kan 'n eenvoudige metode daargestel word vir die berekening van die LVV en LVUF. Die praktiese implementering van die voorgestelde metode sal in die volgende hoofstuk bespreek word.

3.6. Verwysings.

[1] Ritchie JL. Myocardiale perfusion imaging. *Am J Cardiol* 1982;**49:** 1341-1347.

[2] Berman DS, Kiat H, Van Train K, Garcia E, Friedman J, Maddahi J. Technetium-99m sestamibi in the assesment of chronic coronary artery disease. *Semin Nucl Med* 1991;**21:** 190-212.

[3] Johansson L, Mattsson S, Nosslin B, Leide-Svegborn S. Effective dose from radiopharmaceuticals. *Eur J Nucl Med* 1992;**19:** 933-938.

[4] Kiat H, Maddahi J, Roy LT, Van Train K, Friedman J, Resser K, Berman DS. Comparison of technetium 99m methoxy isobutyl isonitrile and thallium 201 for the evaluation of coronary artery disease by planar and tomographic methods. *Am Heart J* 1989;**117:** 1-11.

[5] Budinger T. Physical attributes of single-photon tomography. *J Nucl Med* 1980;**21:** 1579-1592.

[6] Garcia EV. Quantitative myocardial perfusion single-photon emission computed tomographic. *J Nucl Cardiol* 1994;**1:** 83-93.

[7] Bodenheimer MM, Banka V, Fooshee C, Hermann GA, Helfant RH. Relationship between regional myocardial perfusion and the presence, severity and reversibility of asynergy in patients with coronary heart disease. *Circulation* 1978;**58:** 789-795.

[8] Massie BM, Botvinick EH, Brundage BH, Greenberg B, Shames D, Gelberg H. Relationship of regional myocardial perfusion to segmental wall motion: a physiologic basis for understanding the presence and reversibility of asynergy. *Circulation* 1978;**58:** 1154-1163.

[9] Chau T, Kiat H, Germano G, Maurer G, Van Train K, Friedman J, Berman D. Gated technetium-99m sestamibi for simultaneous assesment of stress myocardial perfusion, postexercise regional ventricular function and myocardial viability. *J Am Coll Cardiol* 1994;**23:** 1107-1114.

[10] Williams KA, Taillon LA. Left ventricular function in patients with coronary artery disease assessed by gated tomographic myocardial pefusion images: comparison with assessment by contras ventriculography and first-pass radionuclide angiography *J Am Coll Cardiol* 1996;**27:** 173-181.

[11] Faber T, Akers M, Pesnock R, Corbett J. Three-dimensional motion and perfusion quantification in gated single-photon emission computed tomograms. *J Nucl Med* 1991;**32:** 2311-2317.

[12] Mannting F, Morgan-Manting MG. Gated SPECT with technetium-99m-sestamibi for assessment of myocardial perfusion abnormalities. *J Nucl Med* 1993;**34:** 601-608.

[13] Eisner RL, Schmarkey LS, Martin SE, Carey D, Worthy MA, Chu TH, Horowitz SF, Patterson RE. Defects on SPECT "perfusion" images can occur due to abnormal segmental contraction. *J Nucl Med* 1994;**35:** 638-643.

[14] DePuey E, Nichols K, Dobrinsky C. Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT. *J Nucl Med* 1993;**34:** 1871-1876.

[15] Galt JR, Garcia EV, Robbins W. Effects of myocardial wall thickness on SPECT quantification. *IEEE Trans Med Imaging* 1990;**9:** 144-150.

[16] Cooke CD, Garcia E, Folks RD, Ziffer JA. Myocardial thickening and phase analysis from Tc-99m sestamibi multiple gated SPECT: development of normal limits. *J Nucl Med* 1992;**33:** 926.

[17] Calnon DA, Kastner RJ, Smith WH, Segalla D, Beller GA, Watson DD. Validation of a new count-based gated single photon emission computed tomography method for quantifying left ventricular systolic function: Comparison with equilibrium radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol* 1997;**4:** 464-471.

[18] Germano G, Kavanagh PB, Berman DS. Effect of the number of projections collected on quantitive perfusion and left ventricular ejection fraction measurements from gated myocardial perfusion single-photon emission computed tomographic images. *J Nucl Cardiol* 1996;**3:** 395-402.

[19] Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su H, Van Train KF, Berman S. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1995;**36:** 2138-2147.

[20] Yang KTA, Chen HD. A semi-automatic method for edge detection in the evaluation of left ventricular function using ECG-gated single-photon emmission tomography. *Eur J Nucl Med* 1994;**21:** 1206-1211.

[21] Boonyaprapa S, Ekmahachai M, Thanachhaikun N, JaiprasertW, Sukthomya V, Poramatikul N. Measurement of left ventricular ejection fraction from gated technetium-99m sestamibi. *Eur J Nucl Med* 1995;**22:** 528-531.

[22] Savitzky A, Golay MJE. Smoothing and differentiation of data by simplified least

squares procedures. *Anal Chem* 1964;**36:** 1627.

4. DIE BEREKENING VAN GESIMULEERDE KARDIALE VOLUME EN UITWERPFRAKSIE METINGS DEUR GEBRUIK TE MAAK VAN 'n KARDIALE FANTOOM.

4.1. Inleiding. 4.2

4.2. Metode. 4.3

4.2.1. Beskrywing van die kardiale fantoom. 4.3

4.2.2. Data opname en verwerking. 4.5

4.2.3. Kalibrasie. 4.6

4.2.4. Som van sirkelsektore metode. 4.7

4.3. Statistiese analise. 4.9

4.4. Resultate. 4.10

4.5. Bespreking. 4.16

4.1. Inleiding.

In die vorige hoofstuk is twee kommersieel beskikbare metodes bespreek wat van miokardiale perfusiebeelde, wat met behulp van heksein gerekenariseerde enkel foton emissie tomografie (GEFET) ondersoeke versamel is, gebruik maak om linker ventrikulêre volume (LVV) en linker ventrikulêre uitwerpraksie (LVUF) te bepaal. Die tekortkominge van diè metodes wissel van onbevredigende inter- en intrawaarnemer herhaalbaarheid tot foutiewe LV segmentasie. Wiskundige aannames dat die LV uit 'n aantal elliptiese segmente bestaan kan verder lei tot foutiewe LVUF berekenings. Die passing van 'n ellipsoïed aan dele van die miokardium wat as gevolg van 'n miokard infarksie geen perfusie het nie, kan ook lei tot foutiewe LVUF berekenings.

'n Nuwe metode is voorgestel om te poog om die tekortkominge van bogenoemde metodes te oorkom. Hierdie metode aanvaar dat die LVV uit 'n eindige aantal kortas (KA) snitte bestaan. Strale vanaf die middelpunt van elkeen van hierdie KA snitte verdeel elke KA snit in 'n eindige aantal segmente. Die oppervlaktes van hierdie segmente kan maklik en eenvoudig bereken word, terwyl die totale LVV gegee word deur die som van die volume elemente van die KA snitte. Hieruit kan die einddiastoliese en eindsistoliese volumes asook die LVUF bereken word.

Die verwagte voordele van dié metode is dat dit 1)maklik en eenvoudig is, 2)geen belangrike wiskundige aannames gebruik nie en 3)met enige persoonlike rekenaar uitgevoer kan word.

Die resultate van die metode kan egter beïnvloed word deur 1)die akkuraatheid van die kalibrasie, 2)die herhaalbaarheid van die metode en 3)die invloed van perfusiedefekte op die akkuraatheid van die randherkenning.

Die doel van hierdie ondersoek was om die akkuraatheid van die voorgestelde volume- en uitwerpfraksiemetingsmetode te bepaal deur gebruik te maak van 'n kardiale fantoom.

4.2. Metode.

4.2.1. Beskrywing van die kardiale fantoom.

Die drie hoofkomponente waaruit hierdie kardiale fantoom bestaan het was 'n dubbele ballon wat die miokard gesimuleer het, 'n silindriese pomp wat gebruik is om die veranderende bloedpoel te simuleer en 'n koppelstuk wat die ballonne met die pomp verbind het.

Ballonne: Die endokardiale en epikardiale randte van die miokard is gesimuleer met twee ballonne waarvan die een binne-in die ander geplaas is. Die miokard, met dikte soortgelyk aan dié van pasiënte, is gesimuleer met water wat ^{99m}Tc bevat en tussen die ballonne geplaas is. 'n Veranderende bloedpoel of ventrikulêre volume vir bogenoemde miokard is gesimuleer deur water wat met behulp van 'n silindriese pomp in en uit die binneste ballon gepomp is. Perfusiedefekte is in die miokard gesimuleer deur die ballonne

op sekere posisies aan mekaar te plak.

Koppelstuk: 'n Glas T-stuk is gebruik om die gesimuleerde miokard en die silindriese pomp met mekaar te verbind. Hierdie verbinding het dit moontlik gemaak om die volumes wat in die miokard geplaas is akkuraat af te meet.

Silindriese pomp: Die kleppe van 'n Harvard ventilator is verwyder en die ventilator is met water gevul om die pompaksie van die veranderende bloedpoel te simuleer. 'n EKG simuleerder is gebou en met die pomp gesinkroniseer om 'n EKG snellersein te simuleer op die tydsip wanneer die ventrikulêre volume die grootste is. Die omwentelingspoed van die pomp is gestel sodat dit 'n gesimuleerde hartspoed van 30 hartslae per minuut gelewer het. 'n Vinniger omwentelingspoed met hierdie opstelling was nie moontlik nie omrede die lugdigtheid van die opstelling dan nie verseker kon word nie. 'n Slagvolume van 45 ml is gebruik. Hierdie slagvolume is gebruik saam met einddiastoliese volumes van 295, 195, 145, 95 en 75 ml om uitwerpfraksies van 15%, 23%, 31%, 47% en 60% onderskeidelik te verskaf.

Daar was eerstens verseker dat die fantoom (pomp, T-stuk en miokard) volledig met water gevul was ten einde te verseker dat enige verandering in die volume water in die pomp direk deur die volume verandering in die ballon weerspieël word. 'n Bekende volume water is daarna in die fantoom geplaas deur die water eers uit die fantoom te onttrek totdat die ballon volkome platval en dan die ballon met die afgemete volume water te vul.

4.2.2. Data opname en verwerking.

Data opname: Eerstens is die miokard sonder enige defekte gesimuleer. Hierdie miokard is dan gebruik om heksein GEFET data te versamel wat uitwerpfraksies van 15%, 23%, 31%, 47% en 60% lewer. Vir elkeen van bogenoemde uitwerpfraksies is 'n afsonderlike heksein GEFET ondersoek versamel deur telkens 'n vooraf bepaalde volume water uit die stelsel te onttrek om 'n bepaalde uitwerpfraksie te lewer. Die oorblywende volume is na die 5 afsonderlike metings gekontroleer. Die opname is as 'n mislukking beskou en is herhaal indien die oorblywende volume en die verwagte oorblywende volume met meer as 5 ml verskil het. Vyf stelle van hierdie uitwerpfraksie metings is op vyf afsonderlike dae uitgevoer.

Hierna is perfusiedefekte onderskeidelik in die anterior, inferior, laterale, septale en apikale wande van die miokard geskep deur die wande van die ballonne aan mekaar te heg. Vir elk van hierdie gesimuleerde defekte is heksein GEFET data versamel wat dieselfde uitwerpfraksies as hierbo lewer.

Die heksein GEFET data is versamel met 'n dubbelkop gammakamera (MultiSPECT-2; Siemens, Inc.; Hoffman Estates, III.) wat toegerus is met lae energie hoë resolusie kollimators. Die normale kardiale opname parameters was gebruik. Dit sluit in 'n simmetriese energievenster van 15% oor die 140keV fotopiek van ^{99m}Tc met 'n 180-grade sirkulêre opname (45° regter anterior skuins tot die 45° linker posterior skuins, 28.7cm

radius) en slegs een kop geaktiveer. Die beelde het bestaan uit 32 aansigte en 60 hartslae per aansig wat onderverdeel was in 8 beeldrame. Die opname matriks was 'n 64 × 64 beeldmatriks (6.6 × 6.6 mm beeldelement grootte) met 'n vergrotingsfaktor van 1.23.

Dataverwerking: Die data was verwerk deur dit vooraf te filtreer met 'n tweedimensionele Butterworth filter (orde = 2.5 en kritiese frekwensie = 0.311 siklusse/beeldelement). Hierdie data word dan deur middel van gefiltreerde terugprojeksie (wigfilter) deur 180° as transaksiale snitte gerekonstrueer. Hierdie snitte word langs die langas van die LV gereoriënteer. Die KA snitte wat verkry word tydens die reoriëntasie was gebruik vir verdere berekenings.

4.2.3. Kalibrasie.

In hoofstuk 3 is genoem dat 'n omskakeling van volume element waardes na volume waardes nodig is. Hierdie omskakeling is verkry deur gebruik te maak van 'n volume kalibrasie in plaas van 'n eendimensionele beeldelement kalibrasie. Alhoewel 'n beeldelement kalibrasies gewoonlik by volume berekenings gebruik word omrede dit maklik en eenvoudig is, het ons 'n volume kalibrasie verkies. Die rede hiervoor is dat 'n volume kalibrasie potensieel meer akkuraat is en ook in 'n mate kompenseer vir die parsiële volume effek wat by klein volumes verkry word.

Vir die volume kalibrasie is 'n gesimuleerde miokard soos beskryf in *paragraaf 4.2.1* sonder enige defekte gebruik. Daar was telkens 'n volume water gelykstaande aan 50, 75,

100, 125, 150, 175, 200, 225 en 250 ml in die ventrikulêre holte geplaas. GEFET ondersoeke met opname parameters soortgelyk aan dié soos beskryf in *paragraaf 4.2.2* is vir elk van die ventrikulêre volumes versamel om te verseker dat dieselfde dataverwerkingsprosedures vir beide die kalibrasie en die volume metings gebruik word. Die pomp was egter afgeskakel om te verseker dat daar geen variasie in die volume as gevolg van beweging plaasvind nie. Die proses was op 5 verskillende dae herhaal. Die data was verwerk soos beskryf in *paragraaf 4.2.2* deur die KA snitte te gebruik vir verdere analise.

Die aantal volume elemente in elke gesimuleerde ventrikulêre volume was met die nuwe voorgestelde algoritme, soos beskryf in hoofstuk 3, bereken. 'n Regressie vergelyking wat die verband tussen die aantal volume elemente en ware volume weergee is in die programmatuur ingebou om sodoende volume waardes in ml uit te druk.

4.2.4. Som van sirkelsektore metode.

Die som van die sirkelsektore (SSS) metode wat in hoofstuk 3 bespreek word, was gebruik om die LVV te bereken. Die belangrikste aannames en prosedures word hier herhaal. Die belangrikste aannames was die volgende:

- Die LVV bestaan uit 'n aantal KA snitte.
- Elke KA snit kan verdeel word in 'n aantal sirkelsektore deur gebruik te maak van strale vanaf die middelpunt van die KA snit. Hierdie sirkelsektore is onafhanklik van mekaar.

- Die oppervlakte van 'n KA snit word verkry deur die sirkelsektore te sommeer.
- Hierdie oppervlakte van die sirkelsektore word bereken om die totale aantal volume elemente waaruit die KA snit bestaan, te verkry.
- Hierdie volume elemente van die KA snitte vanaf die apeks tot by die basis word gesommeer om die volume van die LV te verskaf.

Elke fase in die kardiale siklus verteenwoordig die hart in 'n spesifieke toestand van sametrekking en dus 'n bepaalde LVV. Die eerste fase van die kardiale siklus verteenwoordig gewoonlik die einddiastoliese fase en is gebruik om die apeks en die basis van die LV te identifiseer, asook om die middelpunt te bepaal. 'n Sirkelvormige gebied van belang wat die totale LV insluit, word daarna gebruik om die LV van ander ongewenste strukture te segmenteer.

Omrede die KA snitte deur 'n sirkel benader kan word, is poolkoordinate (r, θ) meer geskik vir randpunt berekenings as kartesiese koordinate (x,y). Die gekose middelpunt, soos bereken vanaf die sirkelvormige gebied van belang om die LV, word vir elke KA snit, vanaf die apeks tot by die basis, as oorsprong gebruik. Vir elke gekose snit word 36 straaltellingsprofiele vanaf die middelpunt bereken om sodoende elke KA snit in 36 sirkelsektore te verdeel. Die eerste afgeleide van hierdie straaltellingsprofiele verskaf maksima en minima wat die endokardiale en epikardiale randpunte op die KA snitte voorstel. Die endokardiale randpunte op die gekose KA snitte word verder gebruik om die aantal volume elemente, wat deel uitmaak van die LVV, te bepaal soos beskryf in hoofstuk 3 (*paragraaf 3.4.3*).

Die regressie vergelyking bereken in *paragraaf 4.2.3* is daarna gebruik om die absolute volumes te bereken. Hierdie volumes is dan verder gebruik om die einddiastoliese en eindsistoliese volumes te bepaal en die uitwerpfraksie te bereken.

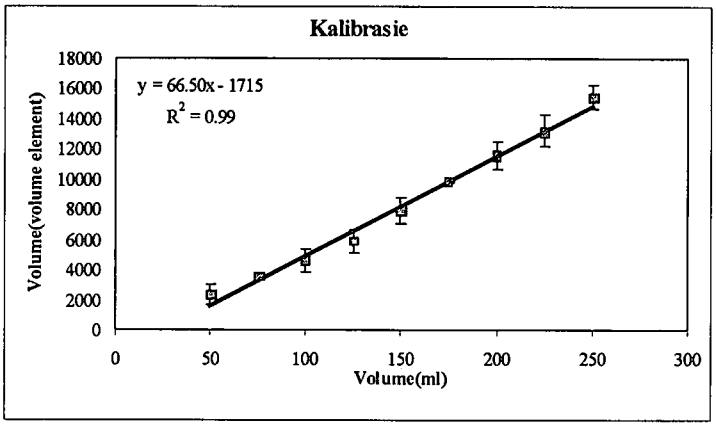
Visuele evaluering van die akkuraatheid van die randpunte is dan gedoen deur die endokardiale en die epikardiale randpunte wat vir elke KA snit beeld bereken is, op die betrokke beelde te superponeer. Hierdie gesuperponeerde beelde kan met die program vertoon word om die akkuraatheid van die randpuntberekening te bevestig en so te dien as visuele gehalte versekering. Die hele proses om die LVUF vanaf die gerekonstrueerde KA snitte te bereken neem ongeveer 45 sekondes op 'n 266 MHz Pentium II persoonlike rekenaar.

4.3. Statistiese analise.

Die einddiastoliese volume, eindsistoliese volume en die LVUF soos bereken met die SSS metode is vergelyk met die bekende waardes deur van lineêre regressie analise gebruik te maak. Gepaarde t-toetse is op hierdie data uitgevoer om te bepaal of daar betekenisvolle verskille tussen die gemete data soos verkry met die SSS metode en die werklike data bestaan. Verskille wat aangetoon word met 'n sekerheid van meer as 95% ($p<0.05$) is as beduidend aanvaar.

4.4. Resultate.

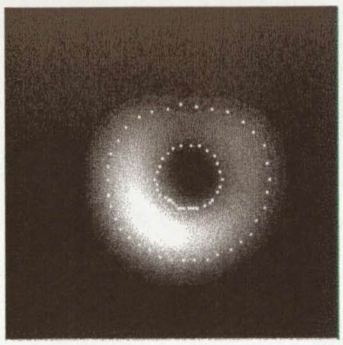
Kalibrasie: In **Figuur 4.1** word die resultate van die kalibrasie soos verkry op 5 afsonderlike dae aangetoon. Die volume element waardes van die afsonderlike volumes soos verkry met die SSS metode word op die y-as aangedui terwyl die ooreenstemmende werklike volume waardes op die x-as aangetoon word. Die lineêre korrelasie koëffisiënt was $r^2 = 0.99$ met 'n helling van 66.50 en 'n afsnywaarde van -1715. Die relatief klein



Figuur 4.1 *Endokardiale volumes soos gemeet met die SSS metode in die kardiale fantoom.*

standaard afskattings fout (SEE) dui daarop dat 'n fout van kleiner as 3.43 ml gemaak sal word in die berekening van die werklike volumes.

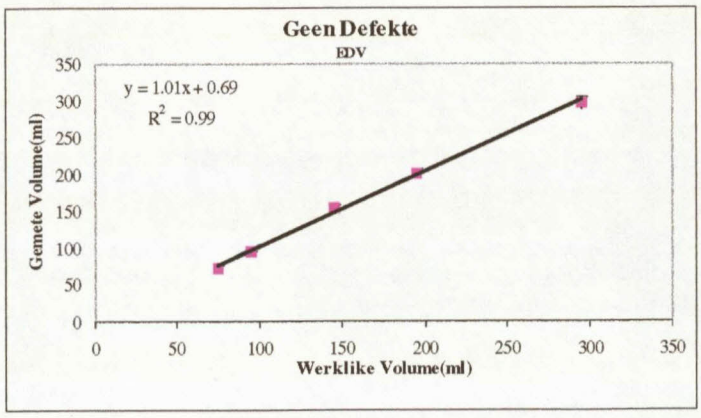
Fantoom ondersoek: Visuele beoordeling het aangetoon dat die randherkenning betroubaar was, selfs in gevalle waar vullingsdefekte gesimuleer is, soos aangedui in



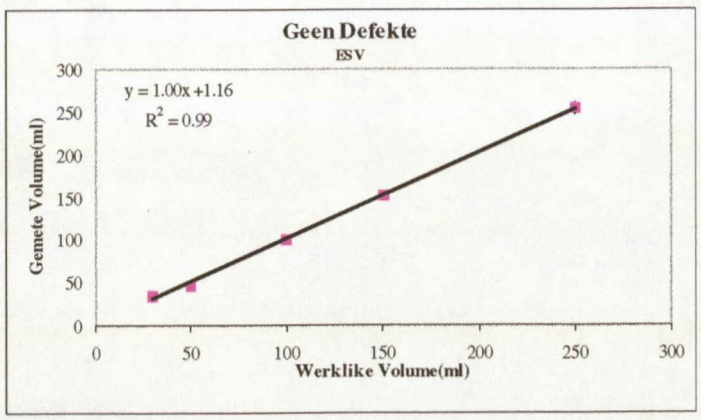
Figuur 4.2 *'n Voorbeeld van endokardiale en epikardiale randherkenning op 'n area met hipoperfusie.*

Figuur 4.2. Dit dui daarop dat randherkenning onafhanklik is van vullingsdefekte.

a)



b)



Figuur 4.3 *Vergelyking van die gemete teenoor die werklike (a) einddiastoliese volumes en (b) eindsistoliese volumes soos gemeet in fantoom sonder defekte.*

Volume berekening: Randherkenning en volume berekening deur middel die SSS metode was suksesvol in al die ondersoeke sonder defekte. In **Figuur 4.3** word die werklike einddiastoliese en eindsistoliese volumes geplot teen die gemete einddiastoliese en eindsistoliese volumes in gesimuleerde fantome sonder defekte. Hoë lineêre ooreenstemming (y=1.01x+0.69, r^2=0.99, SEE=5.85 en y=1.00x+1.16, r^2=0.99, SEE=3.37) word tussen dié werklike en gemete volume waardes waardes verkry. Die gemiddeld en gepaarde verskille vir elk van die verskillende einddiastoliese en eindsistoliese volumes word in **Tabel 4.1** aangedui.

Tabel 4.1: Volume waardes van fantoom sonder defekte.

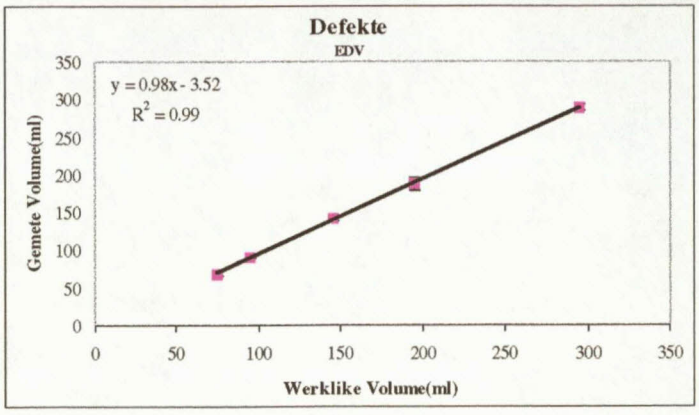
Ware Volume(ml)	Gemete volume	
	Gemiddeld	Gepaarde verskil
EDV		
295	296.6±8.4	-1.6±8.3
195	202.0±5.7	-6.9±5.6
145	155.4±2.6	-10.3±2.6
95	94.9±1.5	0.06±1.4
75	72.6±4.2	2.4±4.1
ESV		
250	254.1±7.7	-4.0±7.7
150	153.2±3.4	-3.1±3.3
100	101.2±4.1	-1.1±4.1
50	47.7±0.4	2.3±0.4
30	35.6±1.4	-5.5±1.4

Die gemiddelde verskil van elke volume word verkry as die gemiddeld van die individuele verskille tussen die werklike en gemete volume waardes.

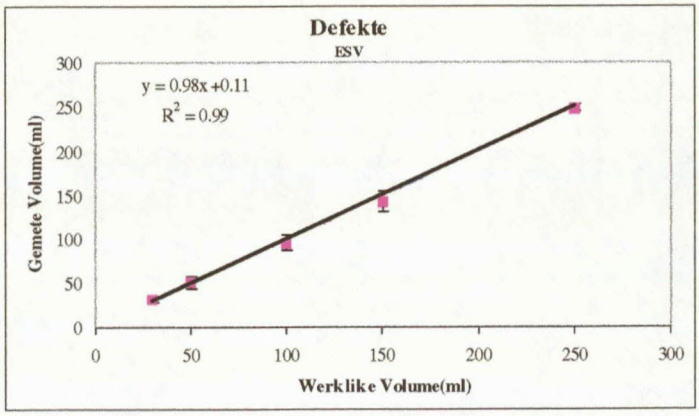
Randherkenning en volume berekening deur middel van die SSS metode was ook suksesvol vir al die ondersoeke met gesimuleerde defekte. Uit **Figuur 4.4** kan gesien

word dat daar ook 'n hoë lineêre ooreenstemming (y=0.98x-3.52, r^2=0.99, SEE=2.13 en y=0.98x+0.11, r^2=0.99, SEE=3.92) tussen die werklike en gemete ED en ES volume

a)



b)



Figuur 4.4 *Vergelyking van die gemete teenoor die werklike (a) einddiastoliese volumes en (b) eindsistoliese volumes soos gemeet in fantoom met defekte.*

waardes vir die fantome met gesimuleerde defekte is.

Die gemiddeld en gepaarde verskille vir elk van die verskillende einddiastoliese en eindsistoliese volumes met defekte word in **Tabel 4.2** aangedui.

Tabel 4.2: Volume waardes van fantoom met defekte.

Ware Volume(ml)	Gemete volume	
	Gemiddeld	Gepaarde verskil
EDV		
295	289.4±3.3	5.62±3.3
195	187.4±8.1	7.6±8.0
145	142.7±4.1	2.26±4.0
95	90.7±1.9	4.28±1.9
75	69.3±3.1	5.72±3.1
ESV		
250	248.7±4.1	1.32±4.0
150	142.7±11.2	7.32±11.2
100	95.9±8.7	4.08±8.7
50	51.8±7.3	-1.8±7.3
30	31.6±1.9	-1.64±1.9

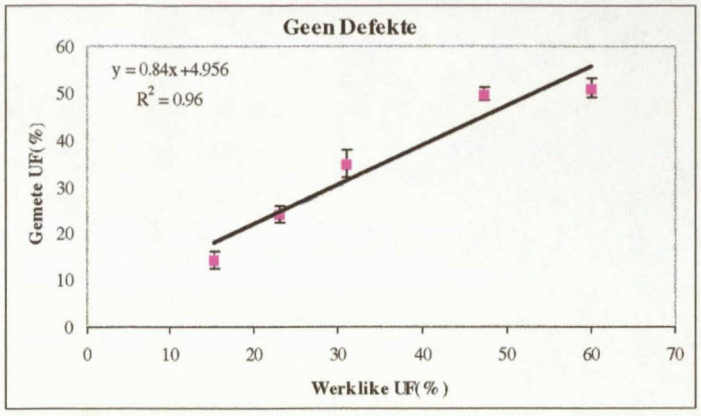
Tabel 4.3: Uitwerp fraksies van fantoom met en sonder defekte.

Ware UF(%)	Gemete UF	
	Gemiddeld	Gepaarde verskil
Geen Defek		
15.3	14.3±1.4	0.90±1.4
23.1	24.1±1.8	-1.06±1.7
31	34.9±2.8	-3.83±2.8
47.4	49.8±1.1	-2.40±1.1
60	50.9±2.0	9.06±1.9
Defek		
15.3	14.1±0.7	1.18±0.7
23.1	23.9±4.2	-0.83±4.2
31	32.7±7.3	-1.62±7.2
47.4	43.0±7.2	4.36±7.1
60	54.2±3.5	5.77±3.4

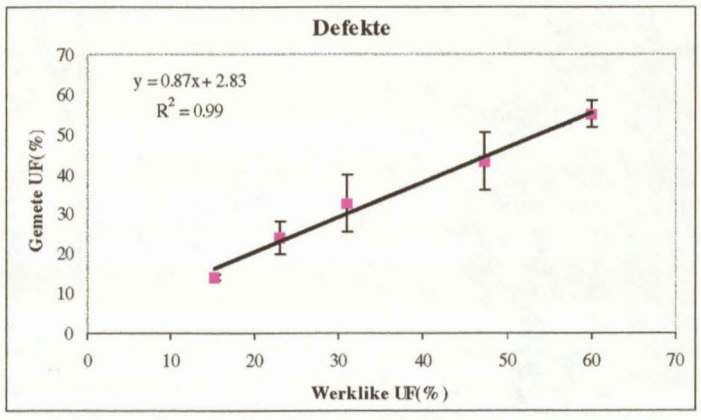
Uitwerpfraksie berekening: Uitwerpfraksies kon bereken word vir al die ondersoeke met en sonder defekte. Uit die korrelasie koëffisiënte en hellings van **Figuur 4.5** kan afgelei word dat die werklike en gemete uitwerpfraksie met en sonder defekte in die fantoom

goed ooreenstem.

a)



b)



Figuur 4.5 *Vergelyking van die gemete UF teenoor die werklike UF vir die fantoom (a) sonder defekte en (b) met defekte.*

Die gemiddelde sowel as die gepaarde verskille vir die onderskeie uitwerpfraksie met en sonder defekte word in **Tabel 4.3** aangetoon.

4.5. Bespreking.

Geen betekenisvolle verskille tussen ondersoeke met en sonder defekte vir einddiastoliese volume, eindsistoliese volume en die uitwerpfraksie kon met die SSS metode aangetoon word nie. Dus behoort die einddiastoliese volumes, eindsistoliese volumes en die uitwerpfraksies soos bereken met die SSS metode ook akkuraat te wees vir pasiënte met perfusiedefekte.

Die resultate van hierdie ondersoek toon verder aan dat die SSS metode suksesvol aangewend kan word om uitwerpfraksies vanaf heksein GEFET ondersoeke te bereken. Hierdie metode is geëvalueer deur van 'n groot reeks (15.3% tot 60%) van verskillende uitwerpfraksies gebruik te maak. Goeie ooreenstemming is tussen die werklike en gemete uitwerpfraksies verkry soos getoon word deur die korrelasie koëffisiënte en hellings uit regressie analise **Figuur 4.5**. Die absolute verskil van 10% wat verkry was sonder defekte was nie weer herhaal toe defekte ingesluit was nie. Die oorsaak van hierdie verskil is onseker. 'n Moontlike verklaring hiervoor is dat die kleinste volume wat vir die kalibrasie gebruik is 50 ml was. Die eindsistoliese volume waarde waar die grootste onderskatting van die uitwerpfraksie voorgekom het, was egter 30 ml. Die kalibrasie kan dus onakkuraat wees vir volumes wat kleiner as 50 ml is.

Die fantoom ondersoek het egter sekere beperkinge. 'n Hartspoed van meer as 30 hartslae per minuut was nie met die slagvolume van 45 ml moontlik nie. 'n Vinniger hartspoed kan lei tot laer uitwerpfraksies omrede die data van die kardiale siklus in agt

tydfases opgeneem word. Die invloed van 'n vinniger hartspoed sal ondersoek moet word. 'n Verdere beperking van die fantoom ondersoek was die gesimuleerde miokard self. Die inkorting van die ventrikel as gevolg van die sametrekking van die basis van die ventrikel kon nie met hierdie opstelling gesimuleer word nie. Hierdie inkorting kan egter betekenisvol wees in pasiëntondersoeke en verg verdere ondersoek.

Die SSS metode is ontwikkel om uitwerpfraksies vanaf gehekte miokardiale perfusiebeelde te bereken. Die groot voordeel van die metode is dat dit vir 'n persoonlike rekenaar ontwikkel is. Alhoewel hierdie metode akkuraat is word hoë uitwerpfraksies onderskat. 'n Voorstel is om die kalibrasie uit te voer met volume waardes van kleiner as 50 ml. Verder kan van 'n tweedegraadse regressie vergelyking gebruik gemaak word om die parsiële volume effek wat by kleiner volumes ondervind word, te verminder.

5. LINKER VENTRIKULÊRE UITWERPFRAKSIE EN VOLUME BEREKEN VANAF HEKSEIN GEFET MIOKARDIALE BEELDING MET ^{99m}Tc-SESTAMIBI.

5.1. Inleiding. 5.2

5.2. Metode. 5.5

5.2.1. Populasie. 5.5

5.2.2. Heksein ekwilibrium bloedpoel ondersoeke. 5.5

5.2.3. Tomografiese dataversameling en verwerking. 5.6

5.2.4. Statistiese analise. 5.9

5.3. Resultate. 5.10

5.3.1. Kliniese ondersoek. 5.10

5.4. Bespreking. 5.15

5.5. Verwysings. 5.20

5.1. Inleiding.

Die belangrikheid van linker ventrikulêre uitwerpfraksie (LVUF) in die kliniese bestuur van kardiale pasiënte is alom bekend[1]. Radionuklied beelding is 'n algemene nie ingrypende tegniek wat aangewend word vir die evaluering van kardiale funksie. Eerste deurgang radionuklied ventrikulografie (EDRV), planare heksein ekwilibrium bloedpoel ventrikulografie (HEB) en heksein gerekenariseerde enkel foton emissie tomografie (GEFET) is voorbeelde van bogenoemde radionuklied beeldingstegnieke. Hierdie tegnieke weerspieël die globale funksie van die hart en gee daarom nie werklik 'n aanduiding van die regionale perfusie van die hartspier nie.

Nuwe ^{99m}Tc-gebaseerde miokardiale perfusie agente soos ^{99m}Tc-sestamibi gee wel regionale perfusie weer, maar gee nie altyd 'n aanduiding van die globale hartfunksie nie. Heksein GEFET perfusie ondersoeke kombineer die voordele van hierdie twee tegnieke deurdat die perfusiebeelding deur middel van 'n heksein tegniek versamel word en sodoende kan die verandering in volume gedurende die hartsiklus bepaal word. Onlangse studies het aangedui dat LVUF akkuraat bereken kan word deur gebruik te maak van heksein GEFET miokardiale perfusiebeelde[2,3].

Ongelukkig gebeur dit dikwels dat persone wat reeds 'n vorige infarksie gehad het, baie swak perfusie in die betrokke deel van die hartspier het. Hierdie swak perfusie kan tot swak randherkenning lei, wat die akkuraatheid van die volumebepaling nadelig kan beïnvloed. Verskeie algoritmes bestaan waardeur die randherkenning verbeter kan word.

Kwantitatiewe metings van LVUF met verskillende randherkenningsmetodes is al gerapporteer[4, 5, 6].

Twee verskillende algoritmes is beskikbaar met die programmatuur van die dataverwerkingstelsel (Siemens ICON) wat in die departement gebruik word. Die eerste algoritme is ontwikkel deur DePuey *et al.*[7] Dié algoritme gebruik die einddiastoliese en die eindsistoliese endokardiale grense, wat manueel op die gehekte midventrikulêre vertikale langas en horisontale langas snitte ingetrek word, om die LVUF waardes te bereken. Hierdie metode is geverifieer deur van HEB ondersoeke gebruik te maak en word as standaard sagteware saam met die apparaat verskaf. Die algoritme ontwikkel deur Germano *et al.*[8] is 'n outomatiese algoritme gebaseer op 'n assimetriese Gausspassing oor die aktiwiteitsprofiele van die miokardium en die identifikasie van die endokardiale en epikardiale randpunte, gevolg deur 'n ellipsoïedpassing aan dié punte. Dié algoritme is geverifieer deur Germano deur van EDRV ondersoeke gebruik te maak. Hierdie programmatuur is as 'n opsie vir die dataverwerkingstelsel beskikbaar.

Bogenoemde twee metodes berus dus op die onderliggende aanname dat die miokard deur 'n spesifieke wiskundige funksie beskryf kan word. Ander metodes bepaal die randte in twee dimensies en sommeer daarna die verskillende snitte waaruit die miokard bestaan om die volume te verkry[4,5,6]. Hierdie alternatiewe tegnieke is onafhanklik van onderliggende wiskundige aannames, maar afhanklik van die randherkenning.

In hoofstuk 3 is voorgestel dat die randpunte van die KA snitte van die linker ventrikel (LV) wat bepaal is, gebruik kan word om elke kortas snit in 'n bepaalde aantal sirkelsektore op te deel. Deur die oppervlaktes van hierdie sirkelsektore van elke kortas snit te sommeer kan die volume van die LV bepaal word. Die voordeel van hierdie beginsel is dat daar nie aanvaar word dat die miokard deur 'n spesifieke wiskundige funksie beskryf word nie. Die invloed van randherkenning kan verder redelik maklik uitgeskakel word deur middel van vergladding.

In hoofstuk 4 was die fantoomstudie uitgevoer deur van 'n kalibrasiefunksie gebruik te maak wat onder dieselfde omstandighede as die kalibrasiedata versamel is. Die vorm van die ware LV verskil egter van die vorm van die ballon wat gebruik was om die kalibrasie mee uit te voer. Die apeks en die basis is makliker identifiseerbaar in die ballon en daar is ook nie ongewenste strukture in die fantoomstudie aanwesig nie. Die akkuraatheid en geldigheid van die som van sirkelsektore (SSS) metode soos bespreek en geëvalueer in die fantoomstudies in hoofstuk 4 moet dus ook in die kliniese omgewing geëvalueer word.

Die doel van hierdie afdeling is om bogenoemde drie metodes wat gebruik word vir die berekening van einddiastoliese volumes (EDV), eindsistoliese volumes (ESV) en LVUF te vergelyk. Verder is die LVUF waardes wat met die metodes bereken is vergelyk met die waardes soos verkry met HEB ondersoeke.

5.2. Metode.

5.2.1. Populasie.

Vyftien manlike pasiënte (ouderdom 20-70 jaar) het 'n rus heksein GEFET ^{99m}Tc-sestamibi perfusie ondersoek ondergaan. Van hierdie 15 pasiënte het 8 geen en 7 wel vorige miokardiale infarksies gehad. Hierdie pasiënte het ook 'n HEB ondersoek binne 48 uur na die ^{99m}Tc-sestamibi perfusiebeelding ondergaan. Uitsluitingskriteria vir hierdie ondersoek was pasiënte met 'n hoë frekwensie van vroeë hartslae.

5.2.2. Heksein ekwilibrium bloedpoel ondersoeke

Planare HEB ondersoeke was as verwysingsmetode gebruik. Die pasiënte se rooibloedselle was gemerk deur 2 tot 3 milligram pirofosfaat intraveneus aan alle pasiënte toe te dien gevolg deur 925 MBq ^{99m}Tc-pertegnetaat ongeveer 20 minute later. 'n Dubbelkop gammakamera (Siemens Multispect II) toegerus met lae energie hoë resolusie kollimators gekoppel aan 'n dataverwerkingstelsel (Siemens Macintosh Power PC) is gebruik vir al die HEB ondersoeke. Die beelde is opgeneem in die linker anterior skuins projeksie wat ventrikulêre skeiding optimiseer. Beelde is versamel vir 9 miljoen tellings in 'n 64 × 64 beeldelement matriks met 32 beeldrame per RR-interval. LVUF is bereken deur gebruik te maak van die standaard kommersieel beskikbare semi-outomatiese tegniek. Die LV se randte word outomaties deur middel van 'n afgeleide metode bepaal en visueel nagegaan vir akkuraatheid. Die LVUF is dan bereken volgens 'n agtergrond gekorrigeerde teltempo metode[9, 10].

5.2.3. Tomografiese dataversameling en verwerking.

Heksein GEFET ^{99m}Tc- sestamibi beelde was vir elke pasiënt opgeneem na toediening van 925 MBq ^{99m}Tc-sestamibi. Die dataversameling het ongeveer 60 minute na inspuiting begin. Die volgende opname parameters was gebruik. 'n Simmetriese energievenster van 15% oor die 140 keV energiepiek van ^{99m}Tc en 'n 180° sirkulêre opname (45° regs anterior skuins tot die 45° links posterior skuins 28.7cm radius) met slegs een kop geaktiveer. Beelding het bestaan uit 32 aansigte en 60 hartslae per aansig wat onderverdeel was in 8 beeldrame. Die opname matriks was 'n 64 × 64 beeldmatriks (6.6 × 6.6 mm beeldelement grootte) met 'n vergrotingsfaktor van 1.23.

Die projeksie data is voor gefiltreer met 'n standaard tweedimensionele Butterworth filter (orde = 2.5, afsnyfrekwensie = 0.31 siklusse/beeldelement). Die projeksie data is vervolgens gerekonstrueer deur middel van gefiltreerde terugprojeksie (wigfilter) sonder enige attenuasie korreksie. Die transaksiale snitte was dan gereoriënteer langs die drie hoofasse van die hart om kortas (KA), vertikale langas (VLA) en horisontale langas (HLA) snitte te lewer. Dieselfde oriëntasie was vir die 8 verskillende tydsintervalle van sametrekking en ontspanning van die hartspier gebruik om die verandering in volume oor die hartsiklus te bepaal.

5.2.3.1. Som van sirkelsektore analise.

Die SSS metode benodig die gehekte KA snitte soos gerekonstrueer in *paragraaf 5.2.3* vir verdere analises. In die algoritme word die randpunte bereken deur van 'n eerste afgeleide metode gebruik te maak. Die beginsel van dié metode was reeds in hoofstuk 3 beskryf, maar sal weer hier opgesom word.

Nadat die gebruiker die pasiënt geselekteer het word die eerste van die agt stelle KA snitte vertoon. Hierdie stel snitte verteenwoordig gewoonlik die einddiastoliese fase van die kardiale siklus. Die gebruiker word dan getaak om die apeks sowel as die middelpunt van die basis te identifiseer. Die gebruiker moet daarna die maksimum lengte van die straal vanaf die middelpunt waarin die endokardiale en epikardiale randpunte gesoek kan word, spesifiseer. Hierdeur word aktiwiteit wat moontlik in die lewer of ander organe mag voorkom uitgesluit. Die program maak ook daarvoor voorsiening dat enige van bogenoemde veranderlikes verander kan word.

Die volgende stap is die berekening van die randpunte op die KA beelde. Die gekose middelpunt op die einddiastoliese basis snit word vir elke KA snit vanaf die apeks tot by die basis as oorsprong gebruik. Vanaf hierdie punt word 36 (elke 10°) straalprofiele gegenereer. Die eerste afgeleide van elkeen van hierdie aktiwiteitsprofiele word bereken om die endokardiale en die epikardiale randpunte van die miokard te verkry. Hierdie 36 endokardiale en epikardiale randpunte word as punte op poolgrafieke voorgestel en deur middel van vyfpunt vergladding verglad. Die linker ventrikulêre volume (LVV) was daarna bereken deur die volume elemente van die sirkelsektore wat deur die endokardiale

punte onderspan word te sommeer soos beskryf in hoofstuk 3 en dan met die kalibrasiefaktor, verkry uit hoofstuk 4, te vermenigvuldig. Die endokardiale volume met die kleinste ESV en grootste EDV was dan gebruik om die LVUF te bereken.

5.2.3.2. DePuey algoritme.

Die standaard programmatuur maak gebruik van die DePuey algoritme vir die berekening van LVUF vanaf heksein GEFET ondersoeke en is in hoofstuk 3 beskryf. Die metode benodig die gehekte HLA en VLA snitte (soos beskryf in in *paragraaf 5.2.3*) vir verdere analises.

Die HLA en VLA snitte word onderskeidelik vertikaal en horisontaal georiënteer en op die rekenaar vertoon. Hierdie onafhanklike horisontale en vertikale ventrikulêre dimensies langs die ortogonale asse is nodig vir verdere volumetriese berekenings.

Die einddiastoliese en eindsistoliese fases word outomaties vanaf 'n tyd-aktiwiteit grafiek van die midventrikulêre KA snit bepaal deur die aanname te maak dat die maksimum waarde van enige beeldelement in die KA beeld die hoogste tydens die einddiastoliese fase en die laagste tydens die eindsistoliese fase sal wees. Die midventrikulêre HLA en VLA snitte vir einddiastolie en eindsistolie word na aanleiding van bogenoemde aanname vertoon. Nadat hierdie HLA en VLA beelde met 'n faktor 4 vergroot word, word die endokardiale rand op dié beelde geïdentifiseer.

Die afmetings van die elliptiese soliedes wat uit die randte van bogenoemde einddiastoliese en eindsistoliese HLA en VLA bepaal was, was dan gebruik om die LVV en LVUF te bepaal soos beskryf in hoofstuk 3.

5.2.3.3. Germano algoritme.

Die ten volle outomatiese metode van Germano *et al.*[8] was ook geëvalueer. Hierdie metode is ook volledig in hoofstuk 3 beskryf en sal daarom nie in detail bespreek word nie. Hierdie driedimensionele metode gebruik die assimetriese Gausspassings oor die tellingsprofiele van die miokard om die endokardiale en die epikardiale oppervlaktes van die LV te identifiseer. Die endokardiale volume wat deur die endokardiale oppervlakte ingesluit word, word dan gebruik om die LVUF te bereken.

5.2.4. Statistiese analise.

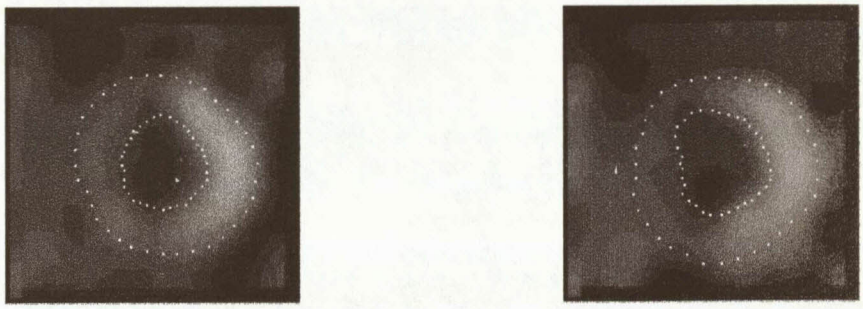
Die sukses van die randherkenningsalgoritmes op die heksein GEFET beelde was eerstens visueel beoordeel. Sukses word gedefinieer as die endokardiale randpunte visueel ooreenstem met die endokardiale wande van die einddiastoliese en eindsistoliese KA snitte. Die LVUF en volume berekening se interwaarnemer en intrawaarnemer betroubaarheid is deur middel van gepaarde verskille en lineêre regressie analise bepaal.

Die EDV, ESV en LVUF van die DePuey en Germano metodes is verder met die SSS metode vergelyk deur van lineêre regressie analise gebruik te maak. Gepaarde t-toetse is ook op die data uitgevoer om te bepaal of daar betekenisvolle verskille tussen DePuey en

SSS en Germano en SSS metodes bestaan. Verskille aangetoon met 'n sekerheid van meer as 95% ($p<0.05$) is as statisties beduidend aanvaar.

5.3. Resultate.

5.3.1. Kliniese ondersoek.



(a) (b)

Figuur 5.1 *Endokardiale en epikardiale rante op KA snitte van die (a) ED beeld en (b) ES beeld.*

Visuele beoordeling: LV randherkenning en LVUF berekening deur middel van die SSS metode was suksesvol in 15/15 (100%) van die ondersoeke. 'n Voorbeeld van die randpunte wat met behulp van die SSS metode bepaal was, word op die KA snitte van die einddiastoliese en eindsistoliese beelde in **Figuur 5.1** aangetoon.

Tabel 5.1: Intrawaarnemer betroubaarheid vir Waarnemer A.

	EDV	ESV	LVUF
Gemiddeld van eerste analise	197.83ml±115.52ml	128.73ml±95.83ml	38.14%±14.11%
Gepaarde verskil	3.80ml±6.66ml	2.80ml±3.73ml	-0.15%±1.06%
Korrelasie koëffisiënt	0.99	0.99	0.99
Helling	0.95	0.97	0.99
Afsnit	5.04	0.77	-0.81

Intra- en interwaarnemer betroubaarheid: Omrede die SSS randherkenningsmetode nie ten volle outomaties is nie en afhanklik is van die dimensie van die straal vir die segmentasie van die LV is die intra- en interwaarnemer betroubaarheid van die tegniek in 15 pasiënte ondersoek. Die resultate vir die beoordeling van die intrawaarnemer betroubaarheid word in **Tabel 5.1** weergegee. Die intrawaarnemer verskille vir die EDV, ESV en LVUF vir twee waarnemings van Waarnemer A was 3.80 ml, 2.80 ml en 0.15 % onderskeidelik. Daar kan nie met sekerheid aangetoon word dat hierdie verskille betekenisvol is nie. Die korrelasie koëffisiënte en regressie parameters wat vir die EDV, ESV en LVUF bereken is, **(Tabel 5.1)** dui daarop dat die ooreenstemming tussen hierdie waardes vir die twee waarnemings vir Waarnemer A goed was.

Tabel 5.2: Interwaarnemer betroubaarheid tussen Waarnemer A en Waarnemer B.

	EDV	ESV	LVUF
Gepaarde verskil	3.23ml±8.84ml	2.13ml±6.02ml	-0.25%±1.15%
Korrelasie koëffisiënt	0.99	0.99	0.99
Helling	0.97	1.00	1.01
Afsnit	-5.09	-3.95	-1.26

Die interwaarnemer betroubaarheid tussen Waarnemer A en Waarnemer B word in **Tabel 5.2** weergegee. Die interwaarnemer verskil tussen die EDV, ESV en LVUF vir Waarnemer A en Waarnemer B was 3.23ml, 2.13ml en 0.25% onderskeidelik. Hierdie verskille word gekry uit die verskil tussen die eerste waarneming van Waarnemer A en die waarneming van Waarnemer B. Volgens die gepaarde t-toets was die verskille tussen die EDV, ESV en LVUF vir Waarnemer A en Waarnemer B nie betekenisvol is nie. Die korrelasie koëffisiënte en regressie parameters wat vir die EDV, ESV en LVUF verkry is en in **Tabel 5.2** voorkom dui daarop dat die ooreenstemming tussen die twee waarnemings vir Waarnemer A en Waarnemer B goed was.

Tabel 5.3: Gemiddelde EDV, ESV en LVUF waardes soos bepaal met die onderskeie verwerkingstegnieke.

	EDV	ESV	UF
SSS	197.83ml±115.52ml	128.73ml±95.83ml	38.14%±14.11%
DePuey	119.73ml±54.87ml	75.53 ml±50.57 ml	38.33%±19.62%
Germano	165.13ml±94.00 ml	109.80ml±86.43ml	38.75%±15.38%
HEB			44.18%±20.23%

LVV en LVUF analises: Uit **Tabel 5.3** kan gesien word dat die gemiddelde EDV en ESV van die SSS metode groter is as die ooreenstemmende gemiddelde waardes soos gemeet met die metodes van DePuey en Germano onderskeidelik. Die gemiddelde LVUF van die 3 metodes stem egter goed ooreen, maar is almal laer as die gemiddelde LVUF soos bepaal met die HEB metode.

Tabel 5.4: Gepaarde verskille tussen die drie verskillende tegnieke vir die einddiastoliese en die eindsistoliese volumes.

	SSS	DePuey	Germano
SSS		78.10ml±111.64 ml*	32.70ml±30.83 ml*
DePuey	53.20ml±79.85ml*		45.40ml±88.92 ml*
Germano	18.93ml±16.41ml*	34.26ml±71.01ml*	

= Einddiastoliese volumes
= Eindsistoliese volumes
* = t betekenisvol

Uit **Tabel 5.4** kan gesien word dat die gepaarde verskille tussen die drie metodes vir die EDV en die ESV groot verskille aantoon. Die gepaarde verskille is die kleinste tussen die SSS en Germano metode vir beide die EDV en die ESV. Volgens gepaarde t-toetse was daar betekenisvolle verskille tussen die SSS en DePuey metodes, SSS en Germano metodes sowel as die DePuey en Germano metodes vir beide die EDV en die ESV waardes.

Tabel 5.5: Korrelasie koëffisiënte van die drie verskillende tegnieke vir die einddiastoliese en die eindsistoliese volumes.

	SSS	DePuey	Germano
SSS		0.30	0.97
DePuey	0.55		0.38
Germano	0.98	0.57	

= Einddiastoliese volumes
= Eindsistoliese volumes

Uit die korrelasie koëffisiënte van **Tabel 5.5** kan afgelei word dat daar goeie ooreenkoms tussen die EDV en die ESV waardes van die SSS en Germano metodes bestaan. Hierdie tabel toon egter ook dat die ooreenkoms tussen die einddiastoliese en eindsistoliese volume waardes soos bepaal met die SSS en DePuey metodes sowel as tussen die einddiastoliese en eindsistoliese volume waardes soos bepaal met Germano en DePuey nie goed was nie.

Tabel 5.6: Gepaarde verskille en korrelasie koëffisiënte vir die LVUF waardes tussen die vier verskillende tegnieke.

	SSS	DePuey	Germano	HEB
SSS		-0.19%±9.71%	-0.61%±4.18%	-6.04%±7.36%*
DePuey	0.87		-0.42%±8.93%	-5.85%±8.92%*
Germano	0.96	0.88		-5.43%±5.87%*
HEB	0.96	0.89	0.97	

= Gepaarde verskille
= Korrelasie koëffisiënte
* = t betekenisvol

Uit **Tabel 5.6** kan gesien word dat die gepaarde verskille tussen die drie heksein GEFET metodes vir die LVUF waardes klein verskille aantoon. Die verskille tussen dié metodes en die HEB metode vir die LVUF waardes is groter. Volgens gepaarde t-toetse was die onderlinge verskille tussen die heksein GEFET metodes nie betekenisvol vir LVUF waardes nie. Die gepaarde t-toetse het egter aangetoon dat daar wel betekenisvolle verskille vir LVUF waardes tussen die heksein GEFET metodes en die HEB metode bestaan.

Uit die korrelasie koëffisiënte van **Tabel 5.6** kan afgelei word dat daar goeie ooreenkoms tussen die LVUF waardes soos bepaal met die HEB en SSS metodes en die HEB en Germano metodes bestaan. Verder kan uit die tabel afgelei word dat daar goeie ooreenkoms tussen die LVUF waardes soos bepaal met die SSS en Germano metodes bestaan.

5.4. Bespreking.

Die SSS metode wat hier voorgestel is, het goeie randherkenning gelewer in alle pasiënte. Hierdie goeie randherkenning het dan ook 'n goeie intra- en interwaarnemer betroubaarheid vir die bepaling van EDV, ESV en LVUF tot gevolg gehad.

Die korrelasie koëffisiënte vir beide die intra- en interwaarnemer verskille was hoog terwyl die regressie vergelyking baie naby aan die identiteitslyn was. Hierdie waardes is beter as

die waardes verkry deur DePuey *et al.* Dit moet egter in ag geneem word dat hierdie studie 'n klein aantal pasiënte ingesluit het waarvan die LVUF waardes oor 'n groot bestek gevarieer het.

Die gemiddelde EDV en ESV soos bereken met die drie verskillende tegnieke het heelwat verskil. Die verskille tussen die drie metodes is met gepaarde t-toetse bevestig. Die EDV en ESV waardes soos bereken met die SSS metode was heelwat hoër as dié van die ander twee metodes. In hoofstuk 4 is die akkuraatheid van die SSS metode vir bepaling van volumes geëvalueer deur van bekende fantoom volumes gebruik te maak en goeie ooreenstemming tussen die gemete en ware EDV en ESV was verkry. Die akkuraatheid vir die bepaling van volume waardes met DePuey en Germano se metodes was nie geëvalueer nie en daarom is die akkuraatheid vir die berekening van volume waardes met dié twee metodes onbekend.

'n Moontlike oorsaak vir die verskille tussen die LVV waardes van die SSS metode en Germano se metode is die manier van identifisering van die klepvlak van die LV deur die onderskeie metodes. Germano se metode identifiseer die klepvlak outomaties terwyl die klepvlak visueel gekies word met die SSS metode. Die moontlikheid dat die klepvlak te hoog gekies word deur die SSS metode kan nie uitgesluit word nie en dit kan lei tot die insluiting van 'n deel van die linker atrium by die LV en sodoende lei tot 'n oorskatting van die volume waardes vir die SSS metode. Hierdie moontlike oorskatting sou nie in die fantoomstudies waargeneem word nie omrede die gesimuleerde ventrikel by die basis gefikseer was.

Daar is verder bevind dat daar 'n baie goeie korrelasie tussen die SSS en Germano metodes vir beide die EDV en die ESV bestaan. Hierdie hoë korrelasie dui op 'n goeie ooreenstemming tussen die twee metodes. Die korrelasie tussen bogenoemde twee metodes en DePuey se metode was redelik laag vir beide die EDV en die ESV ($r<0.38$ vir EDV, $r<0.57$ vir ESV). Die moontlike oorsaak van hierdie swakker korrelasie tussen DePuey en die ander twee metodes kan toegeskryf word aan die randherkenningsalgoritme wat deur DePuey gebruik word. Deur die randte met die hand in te trek word 'n swak intra- en interwaarnemer korrelasie koëffisiënt ($r=0.75$) verkry[7]. Hierdie swak intra- en interwaarnemer betroubaarheid impliseer dat daar ook nie goeie korrelasie tussen DePuey en ander tegnieke verkry sal word nie.

Die verskille in LVUF waardes tussen die verskillende tomografiese metodes was gering en nie betekenisvol nie. Die korrelasie koëffisiënte tussen hierdie metodes was hoog. Die LVUF waardes soos bereken met die drie heksein tomografiese metodes was deurgaans laer as die LVUF waardes soos bereken met die HEB metode.

Die verskil tussen die SSS metode en die HEB metode vir die berekening van LVUF waardes kan moontlik verklaar word deur die feit dat daar vir die SSS metode 'n vaste basisvlak vir beide die einddiastoliese en die eindsistoliese fases gekies word. Indien daar te veel van die linker atrium by die LV ingesluit word, sal hierdie addisionele volume 'n groter persentasie bydrae by die eindsistoliese fase as by die einddiastoliese fase lewer. Hierdie moontlikheid word verder ondersteun deur die feit dat die verskil in LVUF groter

was by hoë LVUF waardes. 'n Verdere moontlike oorsaak vir die verskil in hoë LVUF waardes tussen die heksein tomografiese metodes en die HEB metode kan toegeskryf word aan die verskil in metode van dataversameling. Data word onderskeidelik in agt en twee-en-dertig beeldrame vir die tomografiese metode en die HEB metode versamel. Dit is dus baie moontlik dat die LV nie in einddiastolie of eindsistolie met heksein GEFET gebeeld word nie. Enige afwyking van die eindpunte sal 'n verminderde LVUF veroorsaak. Hierdie bevinding is ook soortgelyk aan die soos beskryf deur Germano *et al.*[8].

In hierdie studie is 'n algoritme ontwikkel wat van geen wiskundige aannames gebruik maak nie. Die metode maak gebruik van die eerste afgeleide van straaltellingsprofiele deur die miokard om die endokardiale en die epikardiale randte op die gehekte KA snitte van gehekte perfusiebeelde te bereken. Hierdie program kan op 'n persoonlike rekenaar geïnstalleer en uitgevoer word. Die verwerkingspoed is vergelykbaar met soortgelyke programme wat op werkstasie uitgevoer word. Die gesuperponeerde randpunte op die KA beelde stel ook die gebruiker in staat om optimale randherkenning te verkry.

Die metode kan effektief gebruik word om globale LVUF vanaf heksein GEFET miokardiale perfusie ondersoeke te bereken. Hierdie algoritme werk in 'n tweedimensionele ruimte, is semi-outomaties en vereis dus minimale operateur interaksie. Goeie ooreenstemming vir LVUF waardes tussen hierdie metode en HEB metode is verkry in pasiënte met 'n wye reeks LVUF waardes. Hierdie metode is ook met sukses gebruik in pasiënte met groot perfusiedefekte en kan daarom met vertroue in die

kerngeneeskundige omgewing gebruik word. Die metode kan egter verder verbeter word deur die tweedimensionele randherkenning tot drie dimensies uit te brei. So 'n driedimensionele randherkenning sal die subjektiewe identifikasie van die basisvlak tot 'n groot mate uitskakel.

5.5. Verwysings.

[1] Shah PK, Maddahi J, Staniloff HM, Ellrodt AG, Pichler M, Swan HJ, Berman DS. Variable spectrum and prognostic implications of left and right ventricular ejection fractions in patients with and without clinical heart failure after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1986;**58:** 387-393.

[2] Williams KA, Taillon LA. Left ventricular function in patients with coronary artery disease assessed by gated tomographic myocardial perfusion images: comparison with assessment by contrast ventriculography and first-pass radionuclide angiography. *J Am Coll Cardiol* 1996;**27:** 173-181

[3] Miron SD, Finkelhor R, , Penuel JH, Bahler R, Bellon EM. A geometric method of measuring the left ventricular ejection fraction on gated Tc-99m sestamibi myocardial imaging. *Clin Nucl Med* 1996;**21:** 439-444.

[4] Kuang-Tao A, Hon-Der Chen. A semi-automated method for edge detection in the evaluation of left ventricular function using ECG-gated single-photon emmission tomography. *Eur J Nucl Med* 1994;**21:** 1206-1211.

[5] Boonyaprapa S, Ekmahachai M, Thanachaikun N, Jaiprasert W, Sukthomya V, Poramatikul N. Measurment of left ventricular ejection fraction from gated technetium-99m-sestamibi miocardial images. *Eur J Nucl Med* 1995;**22:** 528-531.

[6] Kouris K, Abdel-Dayem HM, Taha B, Ballani N, Hassan IM, Constantinides C. Left ventricular ejection fraction and volume calculated from dual gated SPECT myocardial imaging with $^{99}TC^{m}$-MIBI. *Nucl Med Commun* 1992;**13:** 648-655.

[7] DePuey E, Nichols K, Dobrinsky C. Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT: *J Nucl Med* 1993;**34:** 1871-1876.

[8] Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su HT, Van Train KF, Berman S. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1995;**36:** 2138-2147.

[9] Berman DS, Salel AF, DeNardo GL, Bogren HG, Mason DT. Clinical assessment of left ventricular regional contraction patterns and ejection fraction by high-resolution gated scintigraphy. *J Nucl Med* 1975;**16:** 865-874.

[10] Secker-Walker RH, Resnick L, Kunz H, Parker JA, Hill RL, Potchen EJ. Measurement of left ventricular ejection fraction. *J Nucl Med* 1973;**14:** 798-802.

OPSOMMING.

Heksein GEFET ondersoeke kan gebruik word om perfusie inligting oor die miokard sowel as funksionele inligting van die linker ventrikel (LV) vanaf 'n enkele studie te bekom. Die linker ventrikulêre uitwerpfraksie (LVUF) is belangrik in die hantering van pasiënte met koronêre vaatsiektes. Dié parameter kan bereken word vanaf heksein gerekenariseerde enkel foton emissie tomografie (GEFET) beelde wat tydens 'n miokardiale perfusie ondersoek opgeneem word. Die akkuraatheid van die berekening is afhanklik van die akkuraatheid van die bepaling van die endokardiale randte van die miokard. In hierdie verhandeling is daar voorgestel dat die linker ventrikulêre volume (LVV) bereken kan word as die som van 'n aantal transaksiale snitte wat elkeen deur 'n reeks sirkelsektore onderverdeel word. Die doel van hierdie ondersoek was om die geldigheid en betroubaarheid van die sagteware te evalueer wat ontwikkel is om LVUF vanaf heksein GEFET miokardiale perfusiebeelde volgens die voorgestelde metode te bereken.

Heksein GEFET miokard perfusie ondersoeke was eerstens op 'n dinamiese fantoom uitgevoer. Die endokardiale randpunte van die miokard was bepaal en is gebruik om die oppervlaktes van die onderskeie transaksiale beelde te bereken. Die volume elemente wat deur hierdie oppervlaktes van die transaksiale beelde ingesluit was, is dan gesommeer om sodoende die grootte van LV kaviteit te bepaal en die LVUF te bereken.

Die akkuraatheid van die metode is geëvalueer deur van fantoomstudies gebruik te maak.

In hierdie fantome is defekte gesimuleer om die metode se akkuraatheid in die aanwesigheid van miokardiale perfusiedefekte te toets. Daar was bevind dat die gepaarde verskil tussen die ware volume en die gemete volume deurgaans minder as 10.4 ml was. Moontlike verskille was onafhanklik van die volume wat gebruik was. Die resultate van hierdie fantoomstudie het verder aangedui dat die gesimuleerde perfusiedefekte nie die akkuraatheid van die metode vir die berekening van einddiastoliese volumes (EDV), eindsistoliese volumes (ESV) en LVUF waardes betekenisvol beïnvloed nie. In die geval waar defekte voorgekom het was die gepaarde verskil kleiner as 7.5 ml. Goeie ooreenstemming is tussen die werklike en berekende EDV, ESV en LVUF waardes met en sonder die gesimuleerde defekte verkry (r^2>0.96). Die fantoomstudie het egter aan die lig gebring dat hoë uitwerpfraksies soms deur die metode onderskat kan word.

Die metode is vervolgens gebruik om die LVUF in pasiënte te bepaal. Die akkuraatheid van LVUF berekenings in pasiënte is geverifieer deur gebruik te maak van heksein ekwilibrium bloedpoel ondersoeke. Goeie intra- en interwaarnemer betroubaarheid (r=0.99 en r=0.99) is deur die metode gewys. Die intra- en interwaarnemer verskille was kleiner as 3.8ml en 3.23ml onderskeidelik. Uit hierdie resultate is bevind dat die metode hoë uitwerpfraksies weereens onderskat. Die rede hiervoor kan toegeskryf word aan die mate van vergladding wat voorkom omrede die heksein GEFET ondersoeke slegs in agt beeldrame opgeneem word. Die volume inkorting as gevolg van die sametrekking van die basis van die ventrikel is ook nie in berekening gebring nie. Hierdie inkorting kan lei tot 'n oorskatting van die eindsistoliese volume en dus 'n onderskatting van die LVUF.

Hierdie studie toon dat die LVUF bereken kan word deur gebruik te maak van die transaksiale beelde van heksein GEFET ondersoeke. Die berekening van die LVUF vanaf heksein GEFET ondersoeke verskaf addisionele inligting vanaf miokardiale perfusie ondersoeke wat belangrik kan wees vir die diagnose en prognose van pasiënte met koronêre vaat siektes.

151 24° 71