HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	心電図同期心筋SPECTから算出される左心室機能の精度と再現性に関する心筋動態ファントムによる研究
Author(s)	久保, 直樹
Citation	北海道大学. 博士(医学) 乙第6022号
Issue Date	2002-12-25
DOI	10.14943/doctoral.r6022
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/28078
Type	theses (doctoral)
File Information	kubo_2002.pdf

Instructions for use

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

学　位　論　文

心電図同期心筋SPECTから算出される左心室機能の精度と再現性に関する心筋動態ファントムによる研究

北　海　道　大　学

久　保　直　樹

緒　言

左心室機能および左心室容積は，心疾患の診断や予後評価に重要な情報を与える[1,2]．心電図同期心筋シングルフォトンエミッションＣＴ（Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT）と専用解析アルゴリズムの処理から左心室容積や駆出率(Ejection fraction: EF)，壁運動距離(Wall motion: WM)および壁厚増加率(Wall thickening: WT)を算出することは既に広く行われている[3-7]．この手法は１回の検査で，心筋血流の情報と同時に左心室機能の情報も得ることができる．しかしながら，この検査から得られる左心室機能の精度評価は，他の検査法から得られる値との比較で報告されていたに過ぎない[8-11]．また，算出される値は，撮像装置，収集・処理条件および解析アルゴリズムの種類により様々な影響を受ける．

今回，我々は心筋動態ファントムを開発した．ファントムは真の値が既知のため，測定値の誤差や，検査の再現性の検証ができる．このファントムを使用することで，撮像装置，収集・処理条件および解析アルゴリズムの種類と算出される心機能の精度と再現性について検証した．

使　用　機　器　お　よ　び　方　法

【心筋動態ファントムについて】

今回我々が開発した心筋動態ファントム（Fig.1 上）は胸郭ファントムの中に配置されている[12-15]．心筋部は心外膜と心内膜のモデルである半楕円型のアクリル製容器で構成されている．心内膜がモータによって長軸方向に動き，心外膜との間隙（心筋部分）が可変

する．このファントムの拡張末期（end-diastole: ED）における左心室容積は，143 mL であり，収縮末期（end-systole: ES）では 107 mL となる．ストロークは 18 mm である．このストロークで 1 心拍の間に連続して動くことにより心筋厚が変化し，左心室容積が可変する．結果としてこのファントムの EF は 25%となる．

心筋厚は，心外膜上の任意の点から ES 時の心内膜へ垂線を引くことで求めた（Fig.1 下）．そしてそれぞれの領域ごとに平均を求めた．ED 時と ES 時の心筋厚から，ファントムの実際の WM と WT を算出した．

【QGS アルゴリズムについて】

心電図同期心筋 SPECT から心筋辺縁を抽出することで，左心室機能を自動解析するプログラムが普及している．QGS (Quantitative gated SPECT) アルゴリズムもそのひとつであり，Cedars Sinai Medical Center の Germano らによって開発された [4]．QGS アルゴリズムは心筋 SPECT 短軸断層像から自動的に左心室部分を認識する．認識する際，肝などを含まない領域（the upper half of short-axis image）においての最高 SPECT 値（カウント）を求める．そしてこの値の 50%を閾値と設定する．短軸断層像に閾値を設定し集積部位（cluster）を決定する．選び出された集積部位のうち，50 mL 未満は左心室心筋でありえないとし削除する．このようにして，左心室部分の候補を絞り込む．そして左心室内腔の 3 次元的中心を仮に求める．この中心となる基準点（原点）から 3 次元方向で放射状に 684 本の直線を引く．各プロファイルカーブの最大値の存在する点を結ぶことのできる一番近い楕円体を求める．この楕円体の表面を貫く直線を再度 3 次元方向で放射状に引

きプロファイルカーブ群を得る．そのプロファイルカーブ群の最大値の位置から，心筋内の中央面（心外膜と心内膜の間に挟まれた，心筋の形を代表する面）を決定する．この心筋内の中央面から心外膜へのプロファイルカーブ（このカーブは最大値から始まり，減少していく形となる）を求める．それぞれのカーブをガウス関数で近似する．近似されたガウス関数を表すパラメータである標準偏差をプロファイルカーブごとに求める．この値の65%が心筋内の中央面から心外膜への距離とする．各々のプロファイルカーブで，中央面から心外膜への距離がわかるので，これらを結ぶことで心外膜の決定が行われる．同じ過程を心内膜方向に行うことで心内膜面の決定も行う．この近似したガウス関数における標準偏差の 65%が，中央面から心筋の辺縁までの距離であるとしたのは Germano 自身らが行ったファントム実験による．

弁口部分の決定は，最高 SPECT 値（カウント）の 25%を閾値として心基部に設定する．また心筋部に集積低下があっても心外膜，心内膜の決定の際には閾値を使用していないので精度良く心外膜，心内膜を描出することが可能である．

以上の処理をＲ－Ｒ間隔各分割像に行い，それぞれの左心室容積を求め，心室容積曲線を得ることができる．また QGS アルゴリズムは，各分割での容積を数値として表示することも可能である．

WM は，ED 時と ES 時の心内膜の移動から計算される．一方 WT は心内膜の移動のみでは計算されず，WM の値と部分容積効果による SPECT 値（カウント）の変化の両方を考慮することで計算される [16]．

【Mirage perfusion SPECT について】

QGS アルゴリズムと同様に，左心室機能を自動解析するプログラムである[17,18]．このアルゴリズムは，まず心臓の周りに楕円形のマスクを半自動で設定する．これにより心臓以外の集積を排除する．そして左心室の中心から心筋方向へプロファイルカーブを放射状に引く．このとき心尖部を 0°とし心基部弁口部分の中心を 180°と規定して，0°から 135°までの範囲でプロファイルカーブを引く．これは 135°から 180°までには心筋が存在しない弁口部であるからである[18]．各プロファイルカーブから統計学的 1 次モーメントを求め，それらを結んだ面を心筋内の中央面とする．次に 2 次モーメントを求め，これを心筋厚とする．以上の処理をＲ－Ｒ各分割像に行い，各分割像の左心室容積を求め，心室容積曲線を得ることができる．

【半導体素子接続シンチレータカメラについて】

近年 Anger 型に代わる，新しいタイプのシンチレーションカメラが開発された[19,20]．このタイプは，シンチレータ[CsI(Tl)]に半導体素子（Si-フォトダイオード）が接続されている．半導体素子の大きさは 3.25×3.25 mm であり 1 画素の大きさに対応する．この素子が撮像視野すべてを網羅するように配置されている．そしてγ線入射位置に対応した素子のみが信号を発生する．これはまさに画素ごとに対応するため，真のディジタル画像を収集していることになる．これに対して Anger 型はアナログ信号をディジタル化しているに過ぎない．半導体素子接続シンチレータ型は，特にコリメータに近い場合非常に空間分解能が向上する．特に密着した場合においては，最新の PET 装置に匹敵する空間分解能である．そのため感度の高いコリメータを使用した場合でも，被写体との距離が短い場合高分解能コリメータと同程度の空間分解能を有することができる[21]．

このカメラに回転椅子機構を併用することで，被検者が座位のまま心筋 SPECT が撮像

可能となる.

1. 収集条件の違いによる検討

収集条件の違いは心電図同期におけるＲ－Ｒ間隔の分割数とした．条件は 8 分割および 16 分割の 2 種類とした．心筋動態ファントムの心筋部分に ^{99m}Tc 溶液 143 kBq/mL を封入した．データ収集は Anger 型シンチレーションカメラ Vertex （ADAC 社製）を使用し，コリメータは VXGP であった．マトリックスは 64×64 であり 180°収集を行った．投影データは 32 方向であり，1 ステップの収集時間は 50 秒であった．前処理フィルタはバターワースフィルタを使用し，遮断周波数 0.38 cycles/cm とした．再構成法はフィルタ補正逆投影法とし，ramp 関数とした．吸収補正，散乱補正は行わなかった．短軸断層像に変換した後，QGS アルゴリズムを使用してＲ－Ｒ各分割像の左心室容積を測定した.

2. 処理条件の違いによる検討

処理条件の検討は, バターワースフィルタの遮断周波数を変化させることで行った. 遮断周波数は 0.1 から 0.75 cycles/pixel まで 0.05 刻み, つまり 0.16 から 1.16 cycles/cm まで 0.077 刻みで変化させた．また前処理フィルタなしの条件も行った．SPECT の収集は再現性をみるために 5 回行った．QGS アルゴリズムから求めた指標は，ED 時 ES 時の左心室容積，EF，各領域の WM と WT であった.

3. カメラおよびアルゴリズムの違いによる検討

カメラの違いにおいては Anger 型シンチレーションカメラ Vertex と半導体素子接続シンチレータ型カメラ Digirad 2020tc Imager（Digirad 社製）を比較した．半導体素子接続シンチレータ型カメラの収集は，コリメータに LEAP を使用した（Fig.2）．マトリック

スは 64×64 であり 180°収集を行った．投影データは 32 方向であり，1 ステップの収集時間は 30 秒であった．処理条件は Anger 型シンチレーションカメラの場合と同様であった．

アルゴリズムの違いにおいては，QGS と Mirage perfusion SPECT アルゴリズムを使用した．そのため今回の検討においては 3 種類の条件を比較することになった．最初の条件は，半導体素子接続シンチレータ型カメラからのデータに Mirage perfusion SPECT アルゴリズムを施したもの（study 1 とする），2 番目は半導体素子接続シンチレータ型カメラに QGS アルゴリズムを施したもの（study 2 とする），最後は，これらとの比較のため従来法の Anger 型シンチレーションカメラに QGS アルゴリズムを施したもの（study 3 とする）であった．

結　果

1.　収集条件の違いによる精度について

Fig.3 に QGS の処理結果を示す．ED 時に比べ，ES 時には心筋の厚みが増し，左心室の容積が変化していることが確認できた．測定された左心室容積と真の容積との間には，8 分割および 16 分割とも非常に良い相関を示した．R－R 間隔 16 分割においては $y = 13 + 0.63x$, $r = 0.99$, SEE = 1.3 mL，8 分割においては $y = 23 + 0.54x$, $r = 0.95$, SEE = 2.4 mL であった．しかし両方とも過小評価していた．左心室容積曲線における 8 分割と 16 分割の違いを Fig.4 に示す．真の EF は 25%であるが，16 分割においては 22%，8 分割においては 19%であった．

2.　処理条件の違いによる精度と再現性について

Fig.5 に遮断周波数の違いによる SPECT 画像を示す. 遮断周波数が高くするにつれて，空間的ボケが減少し，心筋が明瞭に描出された.

Fig.6 に遮断周波数と測定された左心室容積を示す．遮断周波数 0.54 cycles/cm において，左心室容積はプラトーに達した．しかしプラトーにおいても ED 時で 17%，ES 時で 8%過小評価された．左心室容積の 5 回測定における標準偏差は，すべての遮断周波数において 2.2 mL 未満であった.

Fig.7 に遮断周波数と測定された EF を示す．遮断周波数 0.46 cycles/cm 以上では大きな変化がなかった．遮断周波数 0.39 cycles/cm 以上では，５回測定の標準偏差は 0.9%未満と非常に低い値であった.

Fig.8 に遮断周波数と測定された WM を示す．遮断周波数 0.46 cycles/cm 以上においては，ほぼ一定値であった．この時において WM は，真の値から 1.0－2.9 mm ほど過小評価されていた.

Fig.9 に遮断周波数と測定された WT を示す. 結果は, ほぼ WM と同様に遮断周波数 0.46 cycles/cm 以上においては，ほぼ一定値であった．ただし真の値からは 37－100%あまり過小評価されていた.

遮断周波数 0.39 cycles/cm 以上では 5 回測定の標準偏差は，WM で 0.6 mm 未満，WT で 8.7%未満と非常に低い値であった.

3.　カメラおよびアルゴリズムの違いによる精度と再現性について

Fig.10 に study 1 と study 2 における，2 つの SPECT 収集の結果を並べて示す．上段

は 1 回目の収集，下段は 2 回目の収集である．Mirage perfusion SPECT アルゴリズムを施したもの（study 1）は，1 回目と 2 回目において弁口部の位置が相違していた．一方，QGS アルゴリズムを使用した場合（study 2）では，1 回目と 2 回目も弁口部の位置はほぼ同じであった．

Fig.11 に 3 つの条件における，測定された ED 時と ES 時の左心室容積を示す．ED 時の容積は 110±8 mL (study 1)，112±2 mL (study 2)，111±1 mL (study 3)であった．一方 ES 時の容積は 86±8 mL (study 1)，93±4 mL (study 2)，91±2 mL (study 3)であった．EF においては 23±3% (study 1)，17±2% (study 2)，18±1% (study 3)であった．またどの条件における EF も真の値に近く，それぞれに有意差は認められなかった（Fig.12）．

考　察

我々が開発した心筋動態ファントムを使用し心電図同期心筋 SPECT から得られる左心室機能の精度と再現性について検証した．このファントムは，心筋部分を胸郭部分に配置することでγ線の吸収や散乱を臨床と同じ条件にしている．また心筋におけるコリメータからの距離も臨床と同じようになるため，ボケの程度やコリメータと被写体の距離による深さ効果も再現している[12,22]．このことから今回の結果は，臨床における心電図同期心筋 SPECT の精度を反映していると考えられた．

1. 収集条件の違いによる精度について

心電図同期心筋 SPECT から得られる左心室容積は過小評価されたが，実際の容積と非常に高い相関であった．このことから測定値は，真の左心室容積を反映しているというこ

とがいえた. 今回得られた結果は, 他の論文による左心室容積は過小評価されるが, SPECT から得られる左心室機能は有用であるという報告と矛盾していなかった [4,8,9].

左心室容積が過小評価された理由は空間分解能劣化によるボケのためであった．このボケにより心筋厚が過大評価され，心内膜が実際の位置より内腔側にシフトした結果であると考えられた.

EF の値は 8 分割より 16 分割のほうが，より真の値に近かった．これは 16 分割より 8 分割のほうが心室容積曲線において時間方向にスムージングを掛ける効果になり，ED 時と ES 時の容積の差が，小さくなるためであった [4].

2. 処理条件の違いによる精度と再現性について

遮断周波数が低いと心筋にボケが発生し心筋が，より厚く描出された．これにより心内膜が内腔側にシフトし，左心室容積は過小評価された．遮断周波数を高くすると，この現象は緩和され，左心室容積は増加しプラトーに達した．Nakajima らは，遮断周波数 0.40 cycles/cm 以上においてプラトーに達したと報告している [23]．今回の結果は，この報告と矛盾していなかった.

測定された EF は，遮断周波数にあまり依存しなかった．この理由は左心室容積が，ED 時 ES 時の両方において，同程度の空間的ボケの影響だったからと考えられた [24]．同程度のボケのため，ED 時の過小評価と ES 時の過小評価が相殺するために，EF は変化しないと考えられた．QGS アルゴリズムは左心室容積を算出する際，1 心拍すべての時相を考慮する．そのため ED 時の容積と ES 時の容積は独立してばらつくことはなく，QGS による心室容積曲線はスムーズに算出される．この効果により ED 時の容積の誤差と ES 時の容

積の誤差は相殺され，結果として EF の標準偏差は小さい値になり，再現性はとても高いものとなった.

測定された WM は，どの遮断周波数においても同程度の値であった．測定される ED 時の心内膜はボケのため内腔側にシフトするが同様に，測定される ES 時の心内膜も内腔側にシフトする．これらは同程度の空間的ボケであるため相殺され，WM としてはあまり変化しない結果となった．ED 時と ES 時の誤差が独立しないで，相殺されるということは再現性を高くするという結果にもなった. 全ての WM は過小評価された. この主な理由は，動きによるボケと考えられた [24]. ED 時に収集された画像は次の収縮する時相も含むため，実際より内側へのボケが多くなる．一方 ES 時に収集された画像は次の拡張する時相も含むため，実際より外側へのボケが多くなる．これらの現象によって測定された WM は過小評価された.

測定された WT もほぼ WM と同様のことが言えた．この理由は，QGS が WT を算出する際，WM と SPECT 値の変化の両方を考慮して算出するためであった [16].

3. カメラおよびアルゴリズムの違いによる精度と再現性について

半導体素子接続シンチレータ型カメラにおける心電図同期心筋 SPECT からの左心室容積および EF は Anger 型シンチレーションカメラと同程度であった．これは両カメラとも同程度の空間分解能のため空間的ボケが同じであり，心内膜の内側へのシフトが同じであったからと考えられた [21]. 半導体素子接続シンチレータ型カメラは LEAP コリメータを使用した．このコリメータは，感度は良いが空間分解能に劣る．しかしながら半導体素子接続シンチレータ型カメラは固有としての空間分解能に優れるため, LEAP でも Anger 型シ

ンチレーションカメラと同程度まで空間分解能が改善されたためと考えられた[21].

Mirage perfusion SPECT アルゴリズムを使用した場合, QGS アルゴリズムより若干標準偏差が大きくなった．この主な理由は弁口部の位置の検出が，SPECT ごとに相違したからと考えられた（Fig.10）．この弁口部の位置の相違はマスク処理に依存する．そのため再現性を向上するためには, マニュアルでマスク処理を注意深く行う必要が示唆された.

結　語

1. 心筋動態ファントムを開発し，心電図同期心筋 SPECT から求まる左心室容積と真の値を比較した．左心室容積は過小評価されていたが，16 分割のほうが容積，駆出率とも真の値に近かった．真の容積と測定値の回帰式は，8 分割および 16 分割とも良好な直線性を示した．このことから心電図同期心筋 SPECT を用いて左心室容積を測定することは妥当であるといえた.
2. 前処理フィルタの遮断周波数を変化させた場合左心室容積は変化した．しかし駆出率，壁運動距離および壁厚増加率は，極端に低い遮断周波数（<0.39 cycles/cm）以外ではあまり変化せず，また高い再現性が認められた.
3. 半導体素子接続シンチレータ型カメラにおける心電図同期心筋 SPECT においても Anger 型シンチレーションカメラと同程度の精度で左心室機能と容積を求めることができた．また 2 種類の左心室機能解析アルゴリズムを使用した場合においても同程度の精度で算出することができた.

謝　辞

本稿を終えるにあたり，終始御懇篤なる御指導，御校閲を賜りました北海道大学大学院医学研究科病態情報学講座核医学分野　玉木長良教授に深謝致します.

文　献

1　Roubin GS, Harris PJ, Bernstein L, Kelly DT (1983): Coronary anatomy and prognosis after myocardial infarction in patients 60 years of age and younger. Circulation **67**:743-749.

2　White HD, Norris RM, Brown MA, Brandt PW, Whitlock RM, Wild CJ (1987): Left ventricular end-systolic volume as the major determinant of survival after recovery from myocardial infarction. Circulation **76**:44-51.

3　DePuey EG, Nichols K, Dobrinsky C (1993): Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT. J Nucl Med **34**:1871-1876.

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

5　Morita K, Adachi I, Konno M, Kubo N, Imran MB, Mochizuki T, Itoh Y, Kohya T, Kitabatake A, Tsukamoto E, Tamaki N (1999): [Assessment of left ventricular function by electrocardiogram-gated myocardial single photon emission computed tomography using quantitative gated single photon emission computed tomography software]. J Cardiol **33**:257-263.

6　Adachi I, Morita K, Imran MB, Konno M, Mochizuki T, Kubo N, Itoh Y, Kato

C, Tsukamoto E, Tamaki N (2000): Heterogeneity of myocardial wall motion and thickening in the left ventricle evaluated with quantitative gated SPECT. J Nucl Cardiol **7**:296-300.

7 Imran MB, Morita K, Adachi I, Konno M, Kubo N, Mochizuki T, Katoh C, Kohya T, Kitabatake A, Tsukamoto E, Tamaki N (2000): Comparison between segmental wall motion and wall thickening in patients with coronary artery disease using quantitative gated SPECT software. Int J Card Imaging **16**:283-291.

8 Iskandrian AE, Germano G, VanDecker W, Ogilby JD, Wolf N, Mintz R, Berman DS (1998): Validation of left ventricular volume measurements by gated SPECT 99mTc-labeled sestamibi imaging. J Nucl Cardiol **5**:574-578.

9 Tadamura E, Kudoh T, Motooka M, Inubushi M, Shirakawa S, Hattori N, Okada T, Matsuda T, Koshiji T, Nishimura K, Matsuda K, Konishi J (1999): Assessment of regional and global left ventricular function by reinjection T1-201 and rest Tc-99m sestamibi ECG-gated SPECT: comparison with three-dimensional magnetic resonance imaging. J Am Coll Cardiol **33**:991-997.

10 Tadamura E, Kudoh T, Motooka M, Inubushi M, Okada T, Kubo S, Hattori N, Matsuda T, Koshiji T, Nishimura K, Komeda M, Konishi J (1999): Use of technetium-99m sestamibi ECG-gated single-photon emission tomography for

the evaluation of left ventricular function following coronary artery bypass graft: comparison with three-dimensional magnetic resonance imaging. Eur J Nucl Med **26**:705-712.

11 Manrique A, Faraggi M, Vera P, Vilain D, Lebtahi R, Cribier A, Le Guludec D (1999): 201Tl and 99mTc-MIBI gated SPECT in patients with large perfusion defects and left ventricular dysfunction: comparison with equilibrium radionuclide angiography. J Nucl Med **40**:805-809.

12 Kubo N, Morita K, Katoh C, Shiga T, Konno M, Tsukamoto E, Morita Y, Tamaki N (2000): A new dynamic myocardial phantom for the assessment of left ventricular function by gated single-photon emission tomography. Eur J Nucl Med **27**:1525-1530.

13 Kubo N, Adachi I, Katoh C, Morita K, Tsukamoto E, Morita Y, Tamaki N (1999): The reconstructed filters cause significant bias and variation of LV cavity volume from myocardial perfusion SPECT utilizing a dynamic myocardial phantom [abstract]. J Nucl Med **40**:300P.

14 Kubo N, Katoh C, Kuge Y, Yoshinaga K, Mabuchi M, Morita K, Tsukamoto E, Morita Y, Tamaki N (2000): A new software for automatic measurement of myocardial thickness on gated FDG PET [abstract]. J Nucl Med **41**:187P.

15 Kubo N, Mabuchi M, Katoh C, Morita Y, Tsukamoto E, Tamaki N (2001): Validation of estimated wall thickening from gated myocardial SPECT with

different automated quantitative algorithms [abstract]. J Nucl Med **42**:59P.

16 Germano G, Erel J, Lewin H, Kavanagh PB, Berman DS (1997): Automatic quantitation of regional myocardial wall motion and thickening from gated technetium-99m sestamibi myocardial perfusion single-photon emission computed tomography. J Am Coll Cardiol **30**:1360-1367.

17 Goris ML, Thompson C, Malone LJ, Franken PR (1994): Modelling the integration of myocardial regional perfusion and function. Nucl Med Commun **15**:9-20.

18 Everaert H, Franken PR, Flamen P, Goris M, Momen A, Bossuyt A (1996): Left ventricular ejection fraction from gated SPET myocardial perfusion studies: a method based on the radial distribution of count rate density across the myocardial wall. Eur J Nucl Med **23**:1628-1633.

19 Ketchum LE (1998): New equipment in nuclear medicine, part 1: solid-state detectors. J Nucl Med **39**:15N.

20 久保直樹，荒井博史，玉木長良（2002): フォトダイオード接続シンチレータ型ポータブルガンマカメラ. RADIOISOTOPES **51**:145-147.

21 Kubo N, Mabuchi M, Katoh C, Arai H, Morita K, Tsukamoto E, Morita Y, Tamaki N (2002): Validation of left ventricular function from gated SPECT using a scintillator-photodiode camera: a dynamic myocardial phantom study. Nucl Med Commun **23**:639-643.

22 Tamaki N (1983): Tl-201 single-photon emission computed tomography (SPECT) [letters to the editor: Reply]. J Nucl Med **24**:273-275.

23 Nakajima K, Taki J, Higuchi T, Kawano M, Taniguchi M, Maruhashi K, Sakazume S, Tonami N (2000): Gated SPET quantification of small hearts: mathematical simulation and clinical application. Eur J Nucl Med **27**:1372-1379.

24 Kubo N, Mabuchi M, Katoh C, Morita K, Tsukamoto E, Morita Y, Tamaki N (2002): Accuracy and reproducibility of left ventricular function from quantitative, gated, single photon emission computed tomography using dynamic myocardial phantoms: effect of pre-reconstruction filters. Nucl Med Commun **23**:529-536.

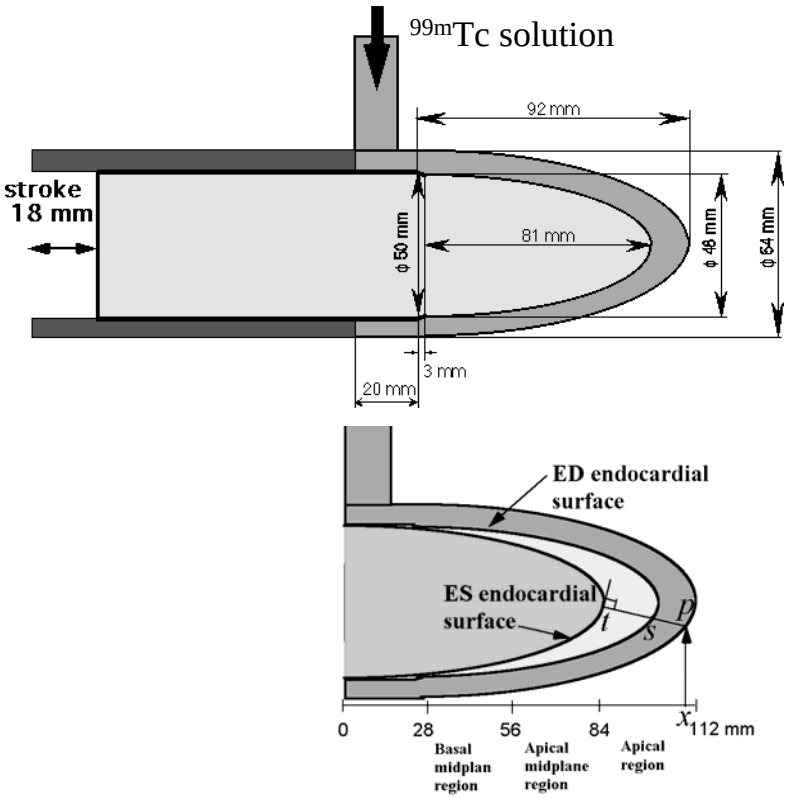

FIGURE 1.

Top: Design of the myocardium containing the new dynamic myocardial phantom. *Bottom:* Definition of thickness and regions of the phantoms. Point *p* is any point on the epicardial surface and *x* is the coordinate of *p* on the myocardial axis. The finite line *pt* is perpendicular to the endocardial surface of ES phase. The finite line *ps* is the ED thickness. The length of the finite line *st* is defined as the wall motion.

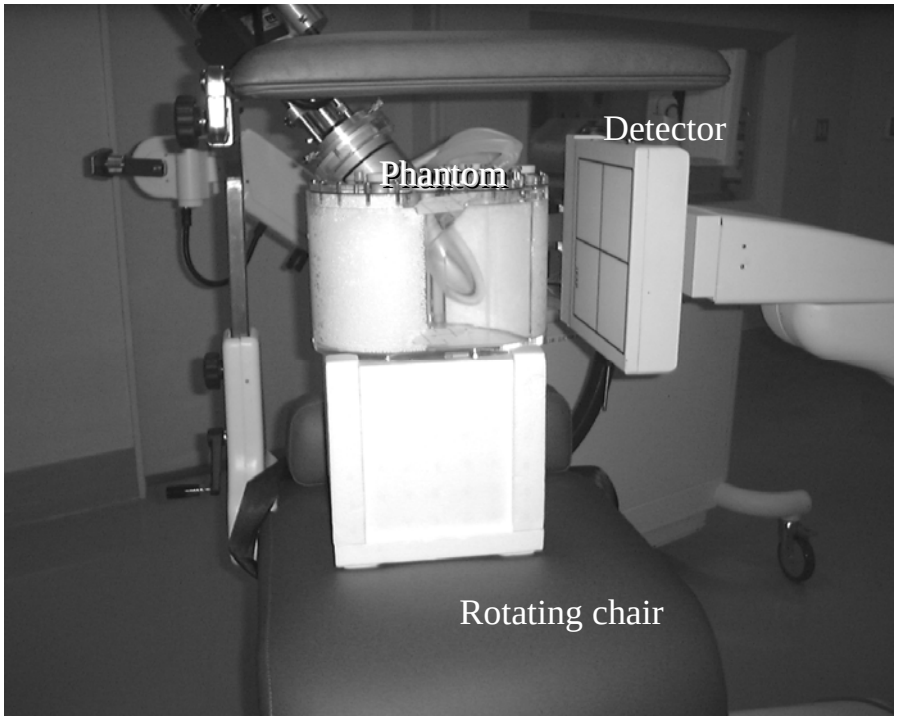

FIGURE 2.

Photograph of the scintillator-photodiode camera and the dynamic myocardial phantom on the rotating chair.

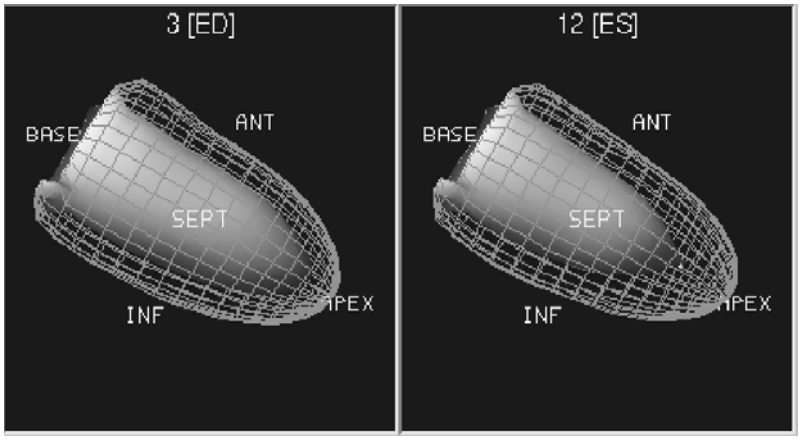

FIGURE 3.

Tree-dimensional display of the endocardial (solid) and epicardial (grid) surfaces calculated by QGS for the dynamic myocardial phantom at end-diastole (left) and end-systole (right).

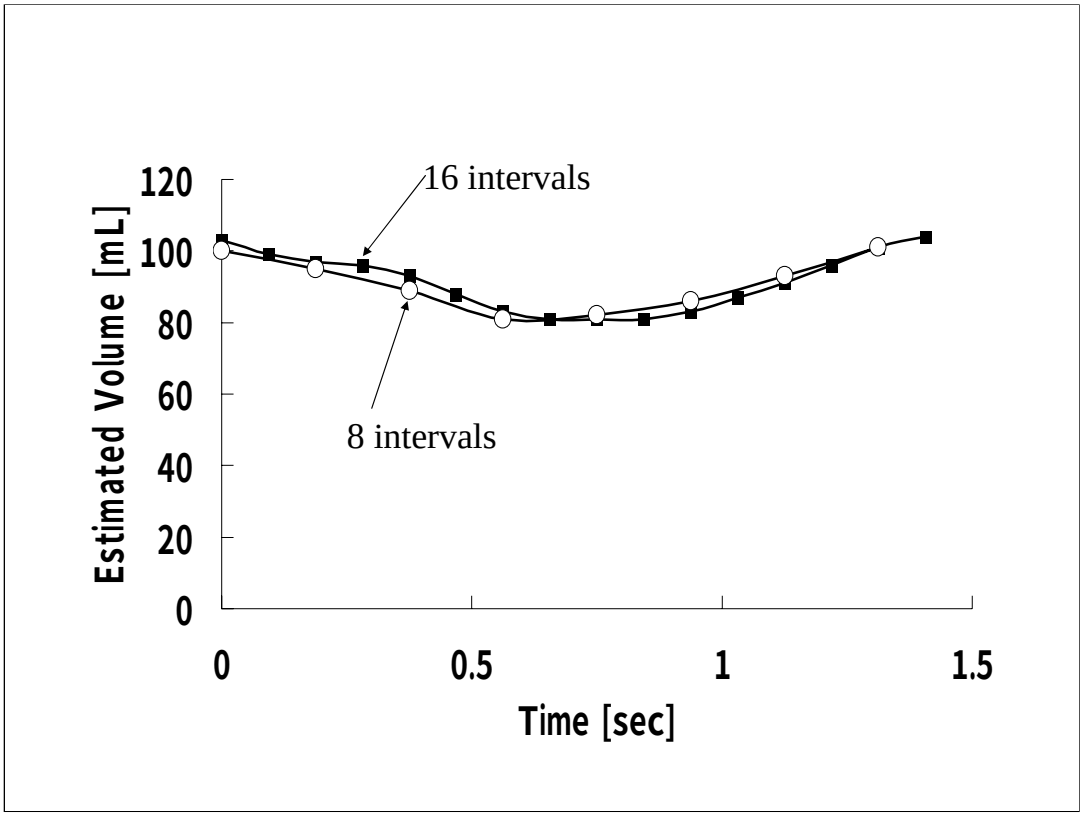

FIGURE 4.

Time-volume curves for the 16 intervals and the 8 intervals.

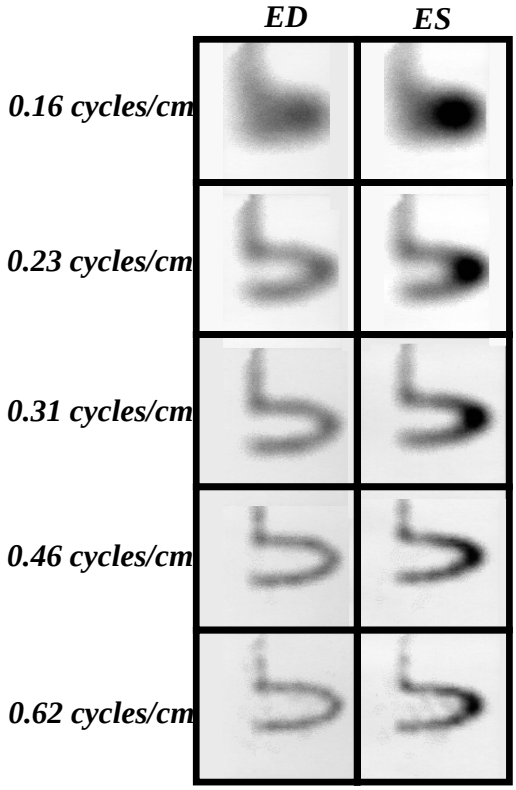

FIGURE 5.

SPECT images of the dynamic myocardial phantom at different critical frequencies of pre-reconstruction filter. Left column shows the ED phase. Right column shows the ES phase.

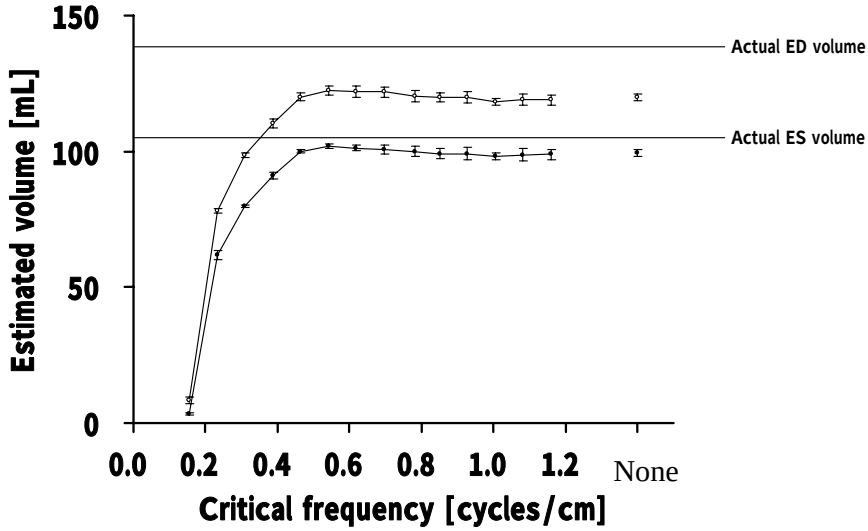

FIGURE 6.

The relationship between actual and estimated LV volumes of the dynamic myocardial phantom with different filters at various critical frequencies. Open circles (○) are ED volumes. Closed circles (●) are ES volumes.

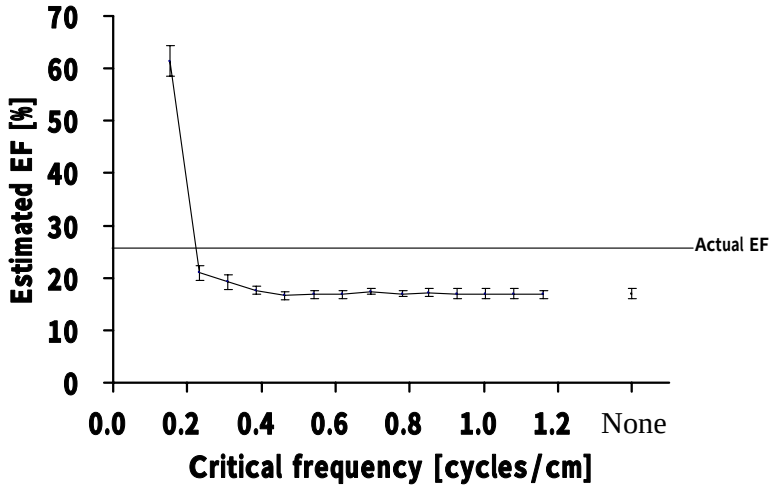

FIGURE 7.

The relationship between the actual and estimated EF of the dynamic myocardial phantom using filters at different critical frequencies.

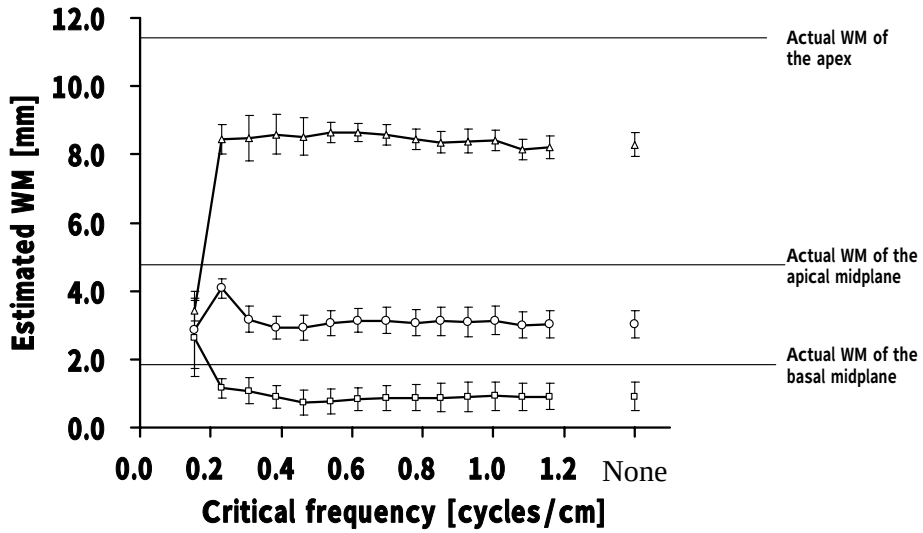

FIGURE 8.

The relationship between the actual and estimated wall motion of the dynamic myocardial phantom with different filters. Data of the apex regions (△), apical mid-plane regions (○) and basal mid-plane regions (□) are indicated.

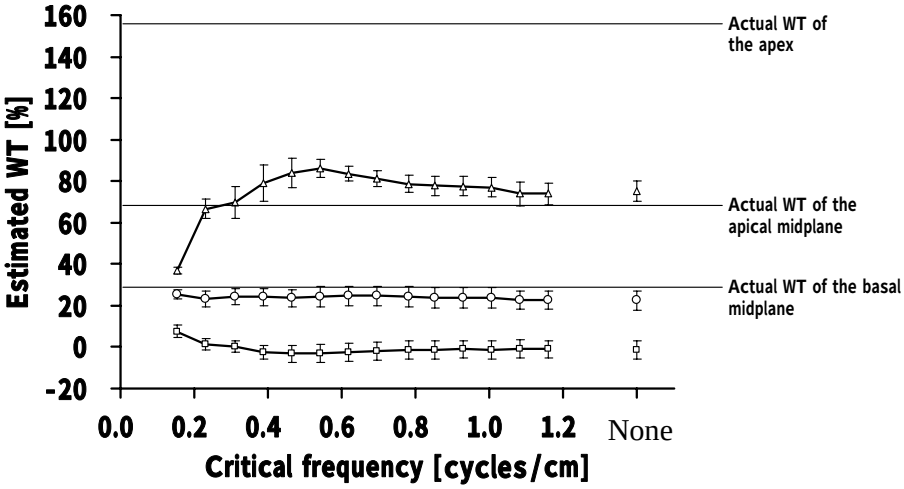

FIGURE 9.

The relationship between the actual and estimated wall thickening of the dynamic myocardial phantom with different filters.

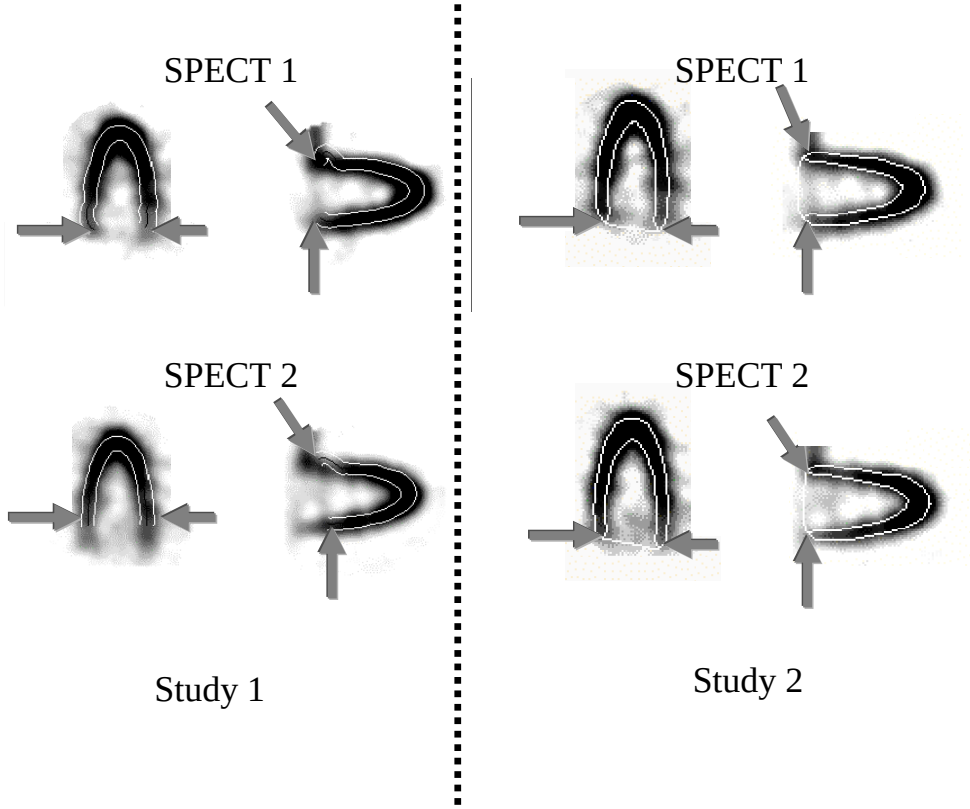

FIGURE 10.

Contours of the gated SPECT in the two SPECT acquisitions (SPECT1 and SPECT2). The left-half of the figure shows contours of the Mirage with the scintillator-photodiode camera (study 1). The right-hand side of the figure shows contours derived from the QGS (study 2). Arrows show the estimated-valve-planes.

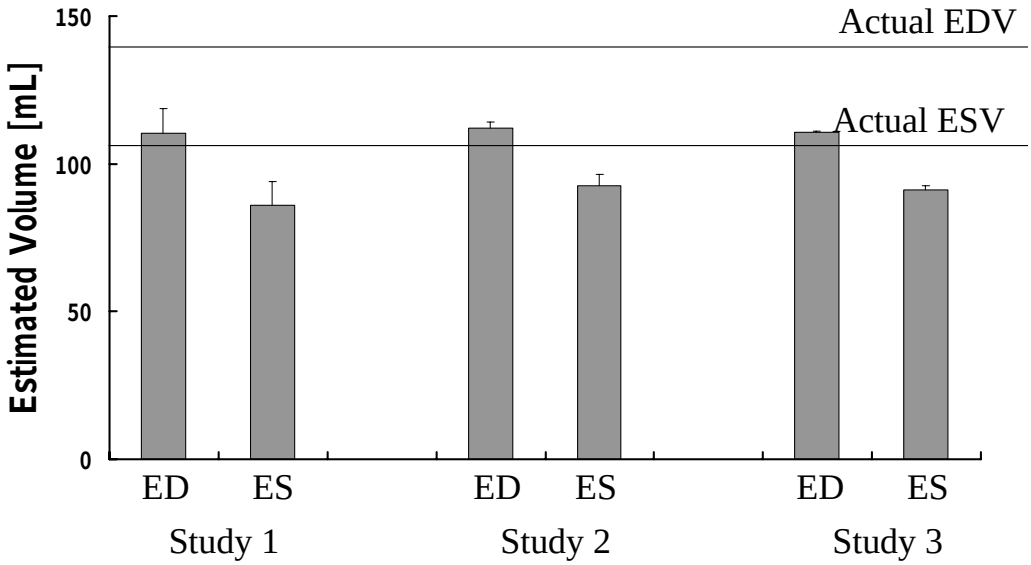

FIGURE 11.

Estimated ED and ES volumes from gated SPECT of the dynamic myocardial phantom. Error bars indicate standard deviations.

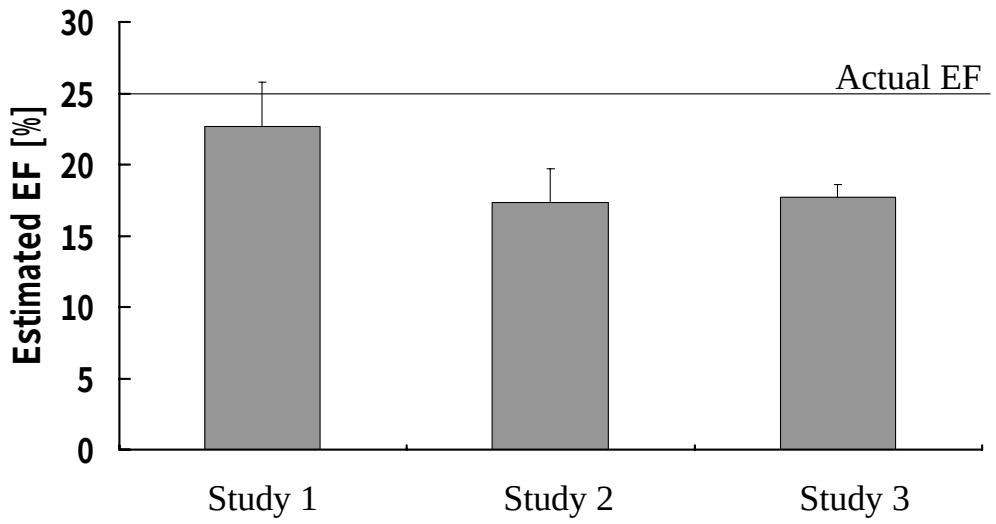

FIGURE 12.

Estimated ejection fractions from gated SPECT of the dynamic myocardial phantom. Error bars indicate standard deviations.