

A Nuclear Study on the Quantitative Assessment of the Left Ventricular Wall Motion by the Use of New Three-Dimensional Contraction Parameters

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/7754

新しい三次元収縮指標を使用した左室局所壁運動の 定量的評価に関する核医学的研究

金沢大学医学部核医学教室(主任 久田欣一教授)

富山医科薬科大学医学部放射線医学教室(主任 柿下正雄教授)

二 谷 立 介

(昭和59年10月31日受付)

本研究の目的は、電算機画像処理技術の応用により、核医学的心血管造影法(Radionuclide angiography, 以下 RNA と略す)による左室局所壁運動評価の診断精度を改善することである。RNA は虚血性心疾患患者における非侵襲的壁運動評価法として使用されているが、画質が悪く左室輪郭抽出の精度が不良のため、X線左室造影法と比較すると診断精度が不十分だった。機能イメージ(functional image)は、心運動周期の連続画像上で、各画素ごとの時間放射能曲線より計算された機能指標により構成された画像である。しかし心臓の様に運動する臓器では、固定された画素と運動する局所壁の対応が心周期で変化し、得られる画素ごとの機能指標が定量的に乏しい欠点があった。著者の考案した三次元画像変換法は、核医学画像が三次元情報を持っていることに着目し、三次元画像空間の左室の運動を局所壁と左室重心の間の距離の変化として捕えるものである。撮像に統計精度の高い左室長軸像の画像データが得られる多結晶型ガンマカメラを使用した。本装置は空間分解能が悪いためボールファントムおよび独自に開発したマイクロコンピュータ制御心臓動態ファントムを使用して画像精度の検討を行なった。この結果、臨床的に得られる範囲の計数値での画像の誤差は約3%で、画像データから得られたファントム容量変化曲線は真の容量変化曲線と相関係数0.9829でよく一致し、心周期連続画像データが左室の収縮運動を精度良く表現していることが確認された。電算機シミュレーション実験で三次元画像変換法の精度を確認した結果、左室全体で画素の位置の影響を受けない正確な機能指標が得られた。虚血性心疾患が疑われてRNAによる壁運動評価が行なわれた534例中左室造影で壁運動評価が行なわれた92例で、三次元収縮指標による機能イメージを作成し、360°展開ヒストグラムを使用した receiver operating characteristic (ROC) 解析により臨床的有用性を従来の機能イメージと比較して検討した。この結果、局所収縮の大きさを示す指標の機能イメージで、三次元画像変換により評価の精度が改善した。各機能イメージの有病正診率と無病正診率は、局所短縮率イメージが87.2%と86.7%、位相イメージが78.7%と88.9%、1/3局所拡張率イメージが83.0%と71.1%と非常に良好だった。壁運動の重症度別に各機能イメージの診断能を検討すると、Hypokinesis群より Akinesis群、Akinesis群より Dyskinesis群と、異常が強い群で機能イメージの異常の出現率は高かった。

Key words radionuclide angiography, wall motion analysis, three-dimensional contraction parameter

虚血性心疾患における左室壁運動の評価は1950年 Zimmerman¹⁾の最初の導入以来、X線左室造影が標準的手法となっているが、非侵襲的手法としては核医学的心血管造影法(Radionuclide angiocardio-

graphy)²⁻⁵⁾が超音波断層法⁶⁻⁸⁾とともに現在広く使用されている。前者は後者より画像の解像力は劣るものの、検査の再現性にすぐれており、さらに左室壁全体が評価出来る利点がある⁹⁾。

Abbreviations: CMSE, corrected mean square error; EF, ejection fraction; EXF, extension fraction; FF, filling fraction, RNA, radionuclide angiography, ROC, receiver operating characteristic, SF, shortening fraction.

核医学的心血管造影法には、 ^{99m}Tc 標識放射性医薬品の静注後の1回目の心通過時に心画像データを収集する第1回循環時法¹⁰⁾と、 ^{99m}Tc 標識赤血球や ^{99m}Tc ヒト血清アルブミンなどの血中に停滞する放射性医薬品を使用して、静注5-10分後の血中放射能の平衡を待って心プール画像データを心電図信号と共に収集する平衡時法(心電図同期心プールシンチグラフィ)¹¹⁾がある。壁運動評価に重要な左室長軸像の観察には前者が必要だが、通常の Anger 型ガンマカメラを使用すると、前者は得られる計数値が少なく、画像精度が後者より不良である¹²⁾

多結晶型ガンマカメラは、計数率特性にすぐれており¹³⁾、第1回循環時法で Anger 型ガンマカメラの約10倍の計数を得ることが出来¹⁴⁾、左室容積や左室駆出率などの心機能指標を高精度で得ることが出来る¹⁵⁻¹⁷⁾。また動画像観察や、各種の機能イメージにより、精度の高い左室長軸像の壁運動の観察が可能である¹⁸⁻²⁰⁾。しかし多結晶型ガンマカメラを使用しても、統計誤差等の原因により画質はX線左室造影像や超音波断層像に遠く及ばず、このため近年X線左室造影で多用される左室輪郭の動きを追跡する定量的手法²¹⁾²²⁾は用いられていない。

機能イメージ²³⁾は、心周期連続画像データの画素ごとの時間放射能曲線より得られた機能指標による画像で、左室輪郭情報だけでなく左室内全体の情報を使用するため統計誤差の影響を受けにくい。局所駆出率(regional ejection fraction)イメージ²⁴⁾²⁵⁾や位相(phase)イメージ²⁶⁾²⁷⁾は有用と評価されている。しかし心臓のように運動する臓器では、固定された画素と、運動する局所壁の位置関係は一定でなく、このため局所壁の収縮の直接的な指標は得られず、定量性に乏しい²⁸⁾。

核医学画像は各画素の計数値が検出器と垂直方向の厚みの情報を有しており、本来は三次元画像である。核医学画像による壁運動評価とは、基本的には一連の画像データにより三次元画像空間で再現された心周期の左室壁運動を評価することと考えられる。従来の機能イメージは各画素ごとの独立した厚みの変化より壁運動を評価するものであるが、著者はこの画像空間上で左室局所壁と左室重心との距離の経時的変化より局所壁運動評価を行なう方法を考案した。

本研究の目的は、電算機画像処理技術の応用により、非侵襲的な核医学的心血管造影法による左室壁運動評価法の精度および定量性を改善することであり、このための新しい三次元画像変換法による三次元収縮指標を確立し、その臨床的意義を従来の機能イメージによる壁運動評価法と比較検討することである。

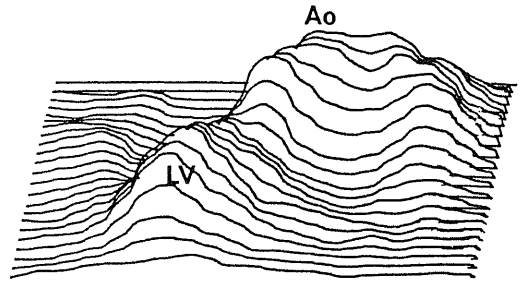


Fig. 1. Three-dimensional representation of the left ventricular image. LV, left ventricle; Ao, Aortic arch.

対象および方法

I. 左室機能解析法

1. データ収集法

多結晶型ガンマカメラ(Baird製オートフロスコープ System-77)を使用して第1回循環時法でデータ収集を行なった。トレーサは ^{99m}Tc -過テクネチウム酸ナトリウム(^{99m}Tc -pertechnetate)か ^{99m}Tc -ジエチルトリアミン五酢酸(^{99m}Tc -diethyltri-amine pentacetic acid)で、20 mCiを、生理的食塩水20 mlと共に外頸静脈ないし上腕尺側肘静脈より急速静注した。データ収集間隔は30ミリ秒で、左室相の3~5心拍を編集加算して、バックグランド補正処理後、20~30フレームより成る心周期左室連続画像データを得た。次にこのデータを磁気テープを介して小型電算機(DEC製 Gamma-11 システム, PDP-11/34A)に転送した。この1画素の大きさが、1.1×1.1 cmで画素数が14×21の左室連続画像データを56×84に内挿補間した後、以下に述べる各種解析を行なった。解析プログラムはすべてFORTRAN言語で独自に作成した。

2. 三次元画像変換

核医学画像は通常二次元画像として表示されるが、各画素の計数値は検出器と垂直方向の厚みを示しており、本来三次元情報を含んでいる。図1に左室像の三次元立体表示を示す。この三次元画像空間上で左室腔辺縁上の各点と左室重心点との距離を求め、その心周期における変化を観察する三次元画像変換法[式(1)~(4)]により左室局所収縮の定量的指標が求められる。

図2に示すように拡張終期画像において画素(I, J)上の左室腔辺縁点をP, 左室重心点をGとすると、三次元的なPG間の距離 $L_{ed}(I, J)$ は次式で与えられる。

$$L_{ed}(I, J) = \sqrt{(I-M)^2 + (J-N)^2 + f_{ed}^2(I, J)} \quad \dots\dots(1)$$

ここで(M, N)は重心点Gの座標、 $f_{ed}(I, J)$ は画素(I, J)の計数値である。

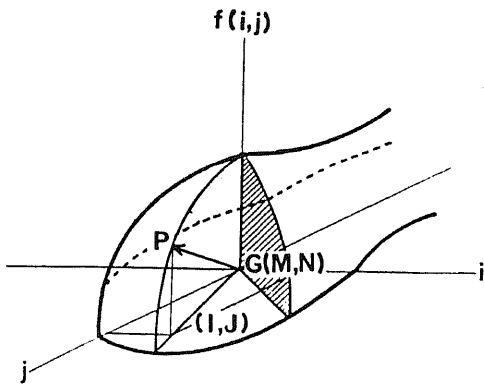


Fig. 2. The three-dimensional distance between the edge point (P) and the LV centroid (G) is obtained using the equation (1) in the text.

同様に心周期上の任意時相 K で、左室腔辺縁点 P が点 P' へ移動したとすると、点 P' と左室重心点 G の三次元的距離 $L_k(I',J')$ は次式より求められる。

$$L_k(I',J') = \sqrt{(I'-M)^2 + (J'-N)^2 + f_k^2(I',J')} \dots(2)$$

ここで (I',J') は点 P' の座標、 $f_k(I',J')$ は時相 K の画像の画素 (I',J') の計数値である。図 3 は図 2 で点 P と点 G をとおる垂直面で切った断面図であるが、この図で示すように、点 P に対応する点 P' の座標 (I',J') は次の連立方程式の近似解を求め決定した。

$$\arctan \left\{ \frac{(J-N)}{(I-M)} \right\} = \arctan \left\{ \frac{(J'-N)}{(I'-M)} \right\} \dots\dots(3)$$

$$\arctan \left\{ \frac{f_{ed}(I,J)}{\sqrt{(I-M)^2 + (J-N)^2}} \right\} = \arctan \left\{ \frac{f_k(I',J')}{\sqrt{(I'-M)^2 + (J'-N)^2}} \right\} \dots\dots(4)$$

上記のアルゴリズムより心周期上のすべてのフレームで $L_{ed}(I,J)$ に対応する $L_k(I',J')$ を求め、これをそのフレームでの画素 (I,J) の値とする、三次元画像変換プログラムを作成した。三次元画像変換後の心周期連続画像データの各画素の値の時間変化曲線は、各画素に対応した左室腔辺縁上の点と、左室重心点の距離の、心周期にわたる変化を示す。この時間変化曲線より左室輪郭上の点だけでなく、左室壁全体の局所壁運動の直接的な機能指標を求めることが出来る。

3. 機能イメージ

従来より使用されている機能イメージ²³⁾は、一連の心周期画像データ上で、各画素の時間放射能曲線より求めた機能指標により画像を構成する方法である。こ

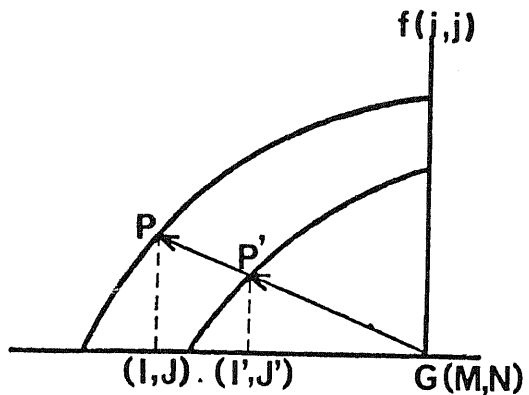


Fig. 3. The co-ordinates pair (I',J') of the edge point (P') in each frame is obtained using the equation (3) and (4) in the text to have the same solid angle with the edge point (P) in end-diastolic frame.

のように画素の時間放射能曲線を使用すると、心臓のように運動する臓器では、画素と臓器局所の対応が取れず、得られる機能指標に定量性乏しい欠点があった²⁸⁾。著者の考案した三次元画像変換法はこの点の改善を意図したもので、局所壁と重心との距離の変化曲線を使用することで、局所壁の運動を直接表現する機能指標を求めることが出来る。

三次元画像変換後の連続画像データより、種々の機能イメージを作成した。機能指標としては、拡張終期像と収縮終期像との左室腔辺縁点の移動距離を拡張終期像上の左室腔辺縁点と左室重心の距離で除した局所短縮率 (regional shortening fraction)、位相、収縮期の前 1/3 における 1/3 局所短縮率 (regional third shortening fraction) および拡張期の前 1/3 における移動距離を拡張終期像上の左室腔辺縁点と左室重心の距離で除した 1/3 局所拡張率 (regional third extension fraction) を使用した。また比較のため三次元変換前の心周期左室連続画像データより局所駆出率²⁴⁾²⁵⁾イメージ、位相²⁶⁾²⁷⁾イメージ、1/3 局所駆出率²⁹⁾イメージ、1/3 局所充満率 (regional third filling fraction)³⁰⁾イメージを作成した。

4. 機能イメージの定量的評価

心筋シンチグラフィの定量的評価に広く使用されている展開ヒストグラム法 (circumferential profile analysis)³¹⁾³²⁾を機能イメージの定量的評価に応用した。各機能イメージを図 4 で示すように大動脈弁中点を基準として左室重心点を中心に 30°ごとの 12 個の扇形領域に区分した。そして各区域ごとの機能指標の平均値 ± 標準偏差の範囲をヒストグラム表示し、360°

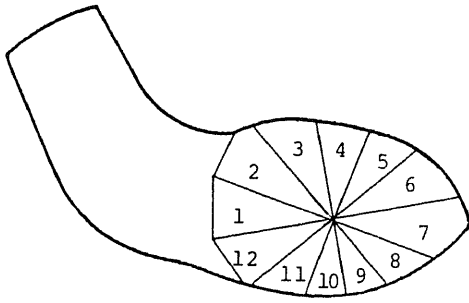


Fig. 4. Segmentation of left ventricle by 30 degree to 12 fan-shaped regions. Segment 1 include the mid-point of the aortic valve plane and the segment number is increased from 1 to 12, clockwise.

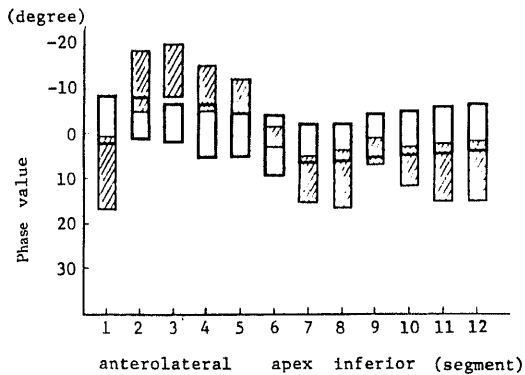


Fig. 5. 360 degree circumferential profile histogram of phase image in the patient with inferior myocardial infarction. Normal ranges (mean \pm S.D.) in each segment are indicated by white column and patient data (mean \pm S.D.) are indicated by striped column. Abscissa, segment number; Ordinate, phase value in degree.

展開ヒストグラムと名付けた。また壁運動正常者 39 例のデータより各区域ごとに各機能指標の平均値と標準偏差値を算出し、正常範囲として同時に表示した。例として図 5 に壁運動異常例の位相イメージの 360° 展開ヒストグラムを示す。太枠で囲ったのが正常範囲であり、斜線で示したのがこの症例の各区域の位相値の平均値 \pm 標準偏差の範囲である。

II. 基礎的検討

1. マイクロコンピュータ制御心臓動態ファントム
多結晶型ガンマカメラの画像データおよび各種画像処理法の精度および信頼性の検討の目的で、マイクロコンピュータ制御心臓動態ファントムを独自に作成した。ファントムの条件として、

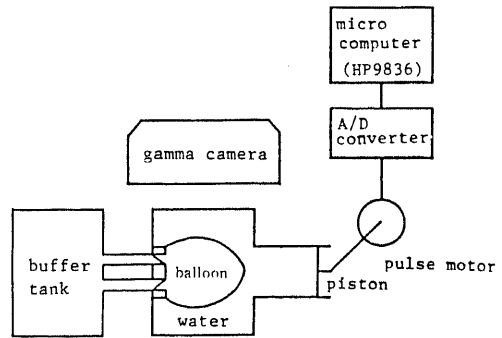
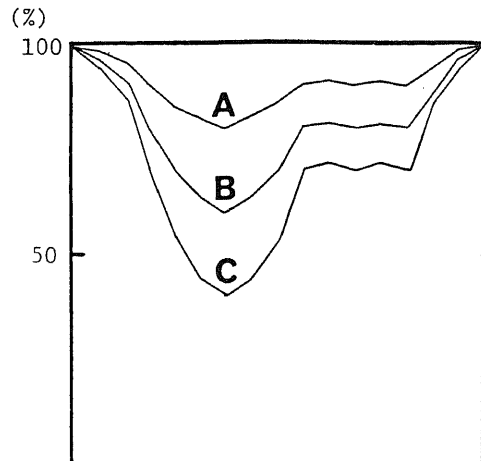


Fig. 6. Block diagram of the original cardiac dynamic phantom controlled by a microcomputer (HP9836).



Time course of one contraction cycle

Fig. 7. Observed volume curves of the cardiac dynamic phantom in various ejection fraction values. A, EF=20%; B, EF=40%; C, EF=60%.

- 1) パラメータの設定により各種の心容量変化を容易に実現出来ること。
- 2) 再現性が充分あり定量的評価が可能なこと。
- 3) 機構が簡単で安価なこと。

の3点を考慮した、ファントムのブロック図を図6に示す。ゴム風船はトレーサで満たされており、陰圧ポンプにより収縮運動を行なう。ポンプはマイクロコンピュータで制御されたパルスモータで駆動されており、モータの回転角度と回転速度を制御することにより風船の収縮様式を自由に変化させることが出来る。図7にこの心動態ファントムで模擬した種々の駆出率の心容量変化曲線の例を示す。今回の実験では正常者で得られた左室容量曲線と同じ収縮運動をさせた。

2. 多結晶型ガンマカメラの静態および動態画像の精度

多結晶型ガンマカメラの空間分解能は Anger 型ガンマカメラより不良¹²⁾¹³⁾だが、球形ファントムにおいて一定以上の計数の画像で正確な投影像が得られることが Anderson ら³³⁾により報告されている。今回はさらに核医学画像が、三次元画像空間上で、左室形態をどの程度正確に表現しているか検討した。

図 8 に断面図で示したが、トレーサが満たされたボールでは、各画素の計数値はその画素で切り取られる球の一部の体積に対応し、これより理論画像が作成される。内径 6.1 cm のテニスボールを^{99m}Tc-per-technetate 生食溶液 1 mCi で満たし、多結晶型ガンマカメラで画素最高計数値が 10~300 の一連の画像を撮像した。検出器とボールの間には 5 cm のアクリル散乱体を置いた。これらのボールの画像と理論画像を比較検討した。一致度の指標として 2 つの画像の各画素ごとの差の 2 乗和をボール全体の計数値の 2 乗で除した値 (corrected mean square error)³⁴⁾を用い、計数値の違いによる一致度の変化を検討した。

多結晶型ガンマカメラの動態画像の精度の検討は、前述のマイコン制御心臓動態ファントムを使用して行なった。画像データよりファントム左室部容量の運動周期における変化曲線を求め、これを真の容量変化曲線と比較した。ファントム左室部容量は、画像上の左室部の各画素の計数値を合計して求めた。これは図 1 で示した三次元画像で左室の容積に対応する。

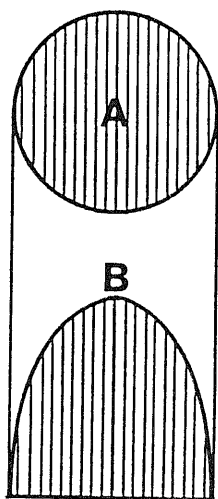


Fig. 8. Theoretical representation of a ball image. In an ideal image, the slice count curve corresponds to ball vertical diameters. A, Ball; B, Ideal slice count curve.

3. 三次元画像変換法の精度の検討

電算機シミュレーションにより今回の三次元画像変換法の精度を検討した。電算機上で左室の収縮運動に対応させて拡張終期容積が 150 ml の回転楕円体収縮モデルを設定した。次にこのデータより多結晶型ガンマカメラと同じ 14×21 の画素数の運動周期連続画像データを作成し、統計雑音を重ね、内挿補間を行なった後、三次元変換処理を行なった。核医学画像の各画素の計数値は、統計雑音により理論値を N とすると標準偏差が \sqrt{N} の正規分布をする。重ねた統計雑音の大きさは、臨床的に多結晶型ガンマカメラを使用して第 1 回循環時法で得られる心周期左室連続画像データの各画素の計数値に応じて画素最高計数値を 300 とし¹⁴⁾決定した。

三次元画像変換後の電算機モデルの連続画像データより各画素ごとに I、3 項の各機能指標を算出し、理論値との比較と左室内の値の変動の評価を行なった。また三次元画像変換前後で電算機モデルの画像データより各機能イメージを作成して両者を比較し、各機能指標の画素の位置による影響の有無を評価した。

III. 臨床的検討

1. 症例内訳

昭和 56 年から昭和 59 年までに虚血性心疾患を疑って富山医科薬科大学附属病院にて多結晶型ガンマカメラによる核医学的心血管造影を施行した 534 例中 X 線左室造影で局所壁運動の評価が行なわれている男 61 例、女 31 例の計 92 例を検討の対象とした。年齢は 28 才~70 才 (平均 55.2 才) である。疾患の内訳を表 1 に示すが、米国心臓協会分類による Normokinesis 群 45 例、Hypokinesis 群 16 例、Akinesis 群 16 例、Dyskinesis 群 11 例である。

2. 各機能イメージによる局所壁運動の定量的評価

三次元画像変換処理後得た局所短縮率イメージ、位相イメージ、1/3 局所短縮率イメージ、1/3 局所拡張率イメージを、正常から異常の 4 段階に Score 化して評価した。正常対照者 39 例で各機能イメージの 360°展

Table 1. Classification of cases

Group	Case
Dyskinesis	11
Akinesis	16
Hypokinesis	16
Normokinesis	45
Total	92

Male, 61; Female, 31; Age, 28-70 (Mean, 55.2).

開ヒストグラムの分布を求め、各区域別に平均値と標準偏差を算出し正常範囲を決定した。壁運動異常区域においては機能指標の平均値の低下や遅れと共に、もし区域内の一部のみの機能指標が低下しているときは、区域内の機能指標の標準偏差が大きくなると考えられる。そこで Score 化の基準は、各区域の機能指標の平均値±標準偏差の範囲がすべての区域で 100% 正常範囲に入るものは Score 0、最も悪い区域で 50-100% が正常範囲に入るものは、Score 1、最も悪い区域で 0-50% が正常範囲に入るものは Score 2、どれか 1 つの区域で完全に正常範囲からはずれるものは Score 3 とした。

まず各機能イメージで、各 Score ごとに壁運動異常に対する有病正診率と無病誤診率を算出し、receiver operating characteristic (ROC) 解析を行なった³⁵⁾³⁶⁾。また同時に三次元変換前の左室連続画像データより局所駆出率イメージ、位相イメージ、局所駆出率イメージ、充満率イメージを作成し、同様に ROC 解析を行ない、結果を三次元画像変換後得た各機能イメージと比較した。

次に X 線左室造影の結果を米国心臓協会の分類に従って、Normokinesis, Hypokinesis, Akinesis, Dyskinesis の 4 群に分け、各群別に各機能イメージの ROC 解析を行ない、壁運動異常の重症度と診断精度の関係を検討した。

成 績

I. 基礎的検討

1. 多結晶型ガンマカメラの静態および動態画像の精度

図 9 に画素の最高計数値が 300 カウントのボール画像の、ボールの中心を通る直線上のスライスカウント曲線と、電算機で作成した理論曲線を示す。実線で示したのが理論曲線であり、点線で示したのが計測された曲線である。ファントム画像と理論画像の各画素の計数値の差の 2 乗和をボール全体の計数値の 2 乗で除した値は 0.1 であり、その平方根は約 3% だった。

図 10 は画素の最高計数値を変化させたときの、ファントム画像と理論画像の誤差の変化を示す。横軸は画素最高計数値で、縦軸は各画素の計数値の差の 2 乗和をボールの計数値の 2 乗で割ったものである。計数値が大きくなると誤差は小さくなるが、画素最高計数値が 100 カウント以上で誤差はほぼ一定である。多結晶型ガンマカメラを使用して第 1 回循環時法で得られる心周期の左室連続画像の画素最高計数値は 300~500 カウント¹⁴⁾であり、十分な計数が得られると判定される。図 11 は駆出率 60% のときのマイコン制御心臓動

態ファントムの心周期容量曲線と得られた画像データより求めた心容量曲線の比較を示す。実線で示したのが画像データの容量曲線、点線で示したのが真の容量曲線である。画像データは収縮終期像の風船部の画

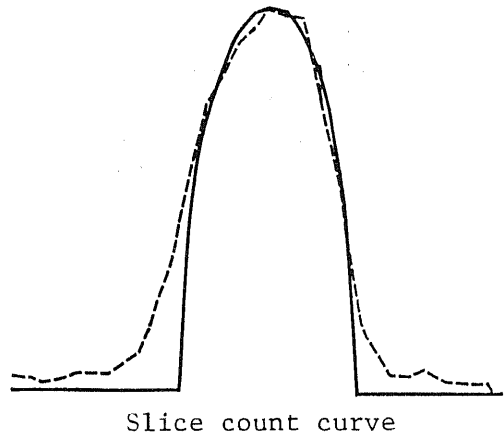


Fig. 9. Observed slice count curve and ideal curve of a ball filled with ^{99m}Tc solution. Largest cell count of the ball image is 300. Observed slice count curve is indicated by a broken line. Ideal curve is indicated by a solid line.

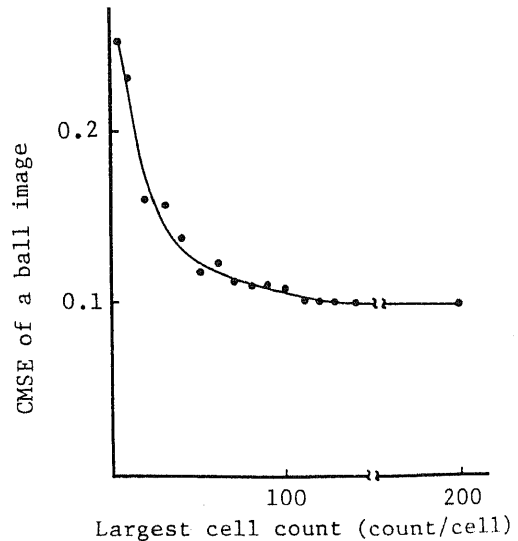


Fig. 10. Corrected mean square error (CMSE) of a ball image in various largest cell count. CMSE is obtained by the following equation, $\text{CMSE} = (\sum(M_{ij} - m_{ij})^2) / (\text{Total count})^2$, where M_{ij} is cell count of the ball image and m_{ij} is cell count of the ideal image.

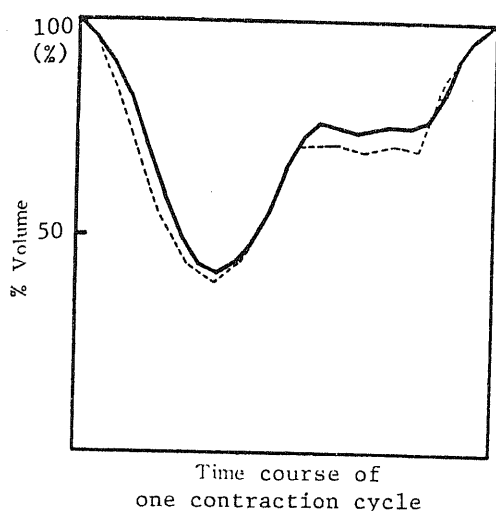


Fig. 11. Comparison of the volume curve derived from image data and the true volume curve (EF=60%). Observed curve is indicated by a solid line. True curve is indicated by broken line. Correlation coefficient between the volumes of two curves is 0.9829.

素の最高計数値が300カウントとなる条件で作成した。画像データによる容量曲線と真の容量曲線の相関係数は0.9829であり、一致度は良好だった。これより多結晶型ガンマカメラで得られた連続画像データが、心周期の左室壁運動を正確に表現していることが確認された。

2. 三次元画像変換法の精度の検討

図12は電算機上の回転楕円体モデルの連続画像より作成した従来の指標による各機能イメージと機能指標の分布を示す左室ヒストグラムであり、図13は三次元変換後作成した各機能イメージと左室ヒストグラムである。三次元変換後、局所短縮率、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率等の局所収縮の大きさを表わす指標の左室全体の分布が均等になっている。

三次元画像変換後の各機能指標の左室内の分布の平均値と標準偏差は、この画素の最高計数値300カウントのモデルでは、局所短縮率が $27.3 \pm 3.1\%$ 、位相値が $0.0 \pm 3.3^\circ$ 、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率が $3.7 \pm 2.3\%$ 、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率が $4.5 \pm 2.8\%$ だった。このモデルの各指標の理論値は局所短縮率が26.3%、位相値が 0° 、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率が5.9%、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率が9.5%である。局所短縮率値と位相値の計測値が理論値と良く一致しており、三次元画像変換法の精度は良好と考えられた。 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率と $\frac{1}{3}$ 局所拡張率値は理論値とやや異なっていたが、もともと統計誤差の影響の大きい指標であるためと考えられた。

II. 臨床的検討

1. 各機能イメージによる局所壁運動の定量的評価

図14および図15に正常例における三次元画像変換前後の各機能イメージとカラー表示した360°展開ヒストグラムを示す。ヒストグラムで白で示したのは正常範囲であり、赤で示したのはこの症例の機能指標の分布である。両者の重なりはオレンジ色で示した。図14は三次元画像変換前のデータで、上段より局所短縮率イメージ、位相イメージ、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率イメージ、 $\frac{1}{3}$ 局所充満率イメージである。図15は三次元画像変換後のデータで、上段より局所短縮率イメージ、位相イメージ、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率イメージ、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率イメージである。電算機モデルの結果と同様に三次元画像変換により各機能指標の分布が均等化されている。図16は下壁梗塞患者の各機能イメージとカラー表示した360°展開ヒストグラムである。壁運動異常部位で局所短縮率、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率の低下と位相の遅れが見られる。

図17に臨床例における三次元画像変換前後の各機能イメージの、壁運動異常の診断におけるROC曲線を示す。ROC曲線は診断基準を変化させたときの無病誤診率と有病正診率との関係を示す。横軸は無病誤診率であり縦軸は有病正診率である。有病の診断基準をきびしくすると無病誤診率は低下するが有病正診率も低下する。無病誤診率0%、有病正診率100%である左上の点に近づくほど診断能はすぐれている。点線で示したのが三次元変換前の各機能イメージの曲線であり、実線で示したのが三次元変換後の各機能イメージの曲線である。局所収縮の大きさを表わす局所短縮率イメージ、 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率イメージ、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率イメージでは、三次元画像変換前に比べて三次元画像変換後のROC曲線が左上に偏位しており、三次元画像変換により壁運動異常の診断能が向上していることが判る。Score 2以上を有病と診断すると各機能イメージの有病正診率、無病正診率および正確度は局所短縮率イメージが87.2%、86.7%、87.0%、位相イメージが78.7%、88.9%、83.7%、 $\frac{1}{3}$ 局所拡張率イメージが83.0%、71.1%、77.2%と良好だった。 $\frac{1}{3}$ 局所短縮率イメージの有病正診率、無病正診率および正確度は59.6%、75.6%、67.4%と不良だった。三次元画像変換前の各機能イメージの有病正診率、無病正診率、正確度は、局所駆出率イメージが78.7%、83.7%、81.1%、位相イメージが74.5%、74.4%、74.4%、 $\frac{1}{3}$ 局所駆出率イメージが44.7%、76.7%、60.0%、 $\frac{1}{3}$ 局所充満率イメージが61.7%、83.7%、72.2%だった。

図18に壁運動異常の重症度別の三次元変換後の各

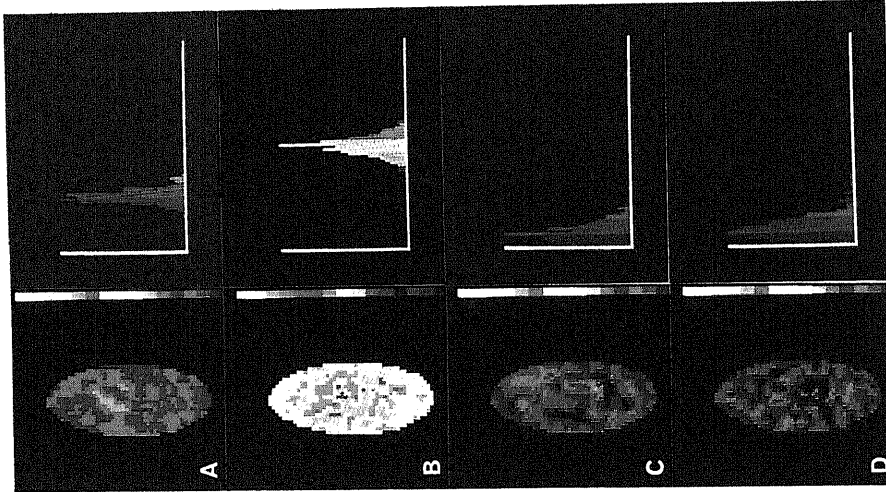


Fig. 13. Functional images and histograms of a computer model (EF=60%) using new three-dimensional parameters. A,Regional shortening fraction (SF) image; B,Phase image; C,Regional third SF image; D,Regional third extension fraction image.

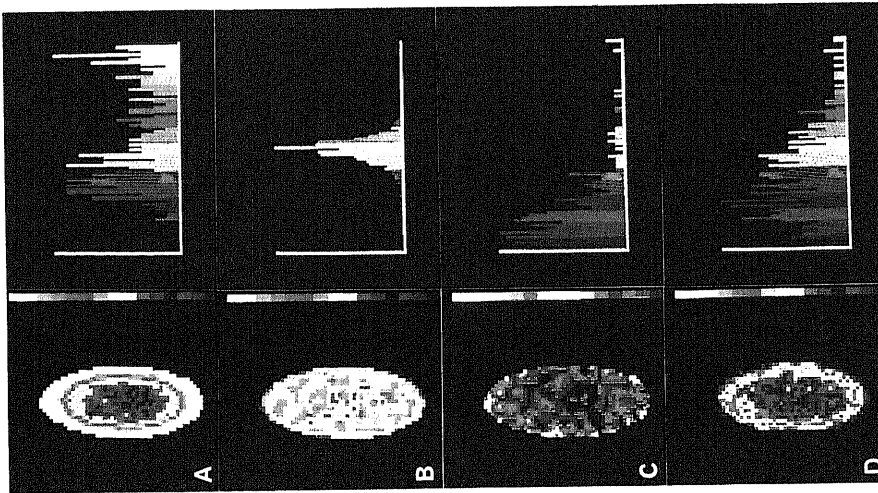


Fig. 12. Functional images and histograms of a computer model (EF=60%) using ordinary parameters. A,Regional ejection fraction (EF) image; B,Phase image; C,Regional third EF image; D,Regional third filling fraction image.

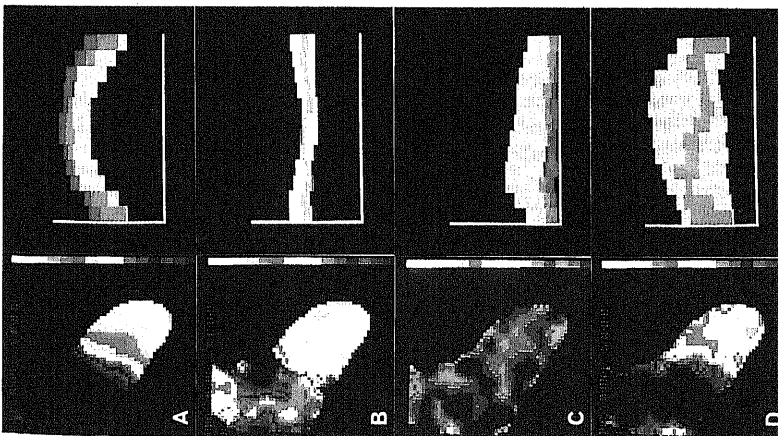


Fig. 14. Functional images and 360 degree profile histograms of a normal case (EF=75%) using ordinary parameters. In the histogram, normal ranges are indicated by white, patient data (mean±S.D. of each segment) are indicated by red and overlapped areas are indicated by orange. A,Regional ejection fraction (EF) image; B,Phase image; C,Regional third EF image; D,Regional third filling fraction image.

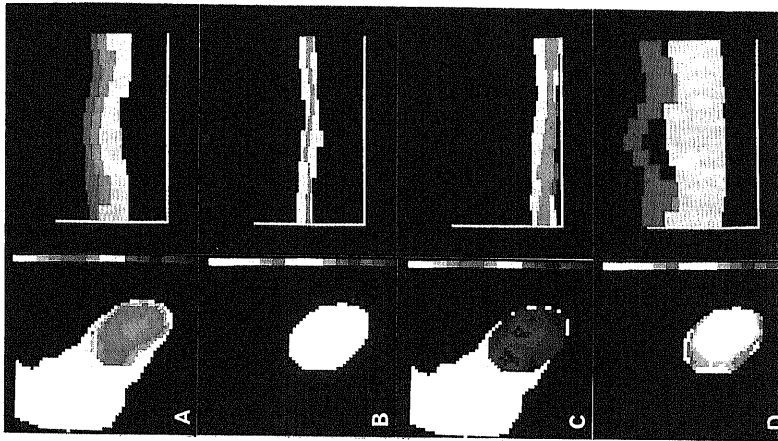


Fig. 15. Functional images and 360 degree profile histograms of the same normal case as shown in Fig. 14 using three-dimensional parameters. A,Regional shortening fraction (SF) image; B,Phase image; C,Regional third SF image; D,Regional third extension fraction image.

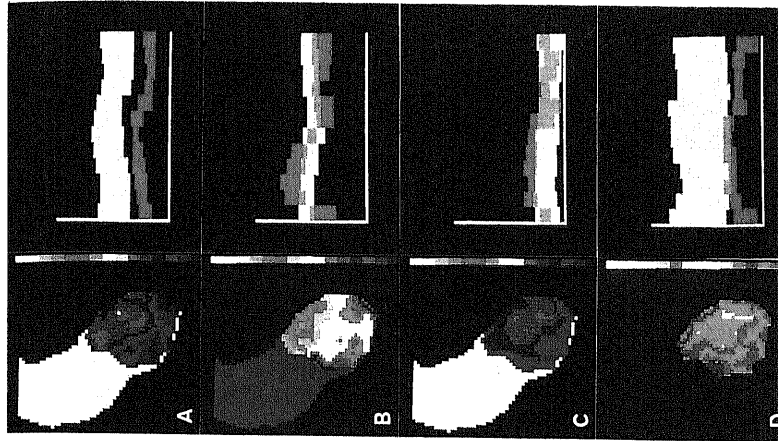


Fig. 16. Functional images and 360 degree profile histograms of a patient with old inferior myocardial infarction using three-dimensional parameters. A,Regional shortening fraction (SF) image; B,Phase image; C,Regional third SF image; D,Regional third extension fraction image.

機能イメージのROC曲線を示す。精度の悪かった1/3局所短縮率イメージ以外は、Hypokinesis群よりAkinesis群、Akinesis群よりDyskinesis群と、壁運動異常の強い程ROC曲線は左上に偏位し、機能イメージで異常を呈しやすい。局所短縮率イメージの有病正診率はHypokinesis群が77.8%、Akinesis群が88.9%、Dyskinesis群が100%だった。同様に位相イメージの有病正診率はHypokinesis群が72.2%、Akinesis群が72.2%、Dyskinesis群が100%だった。1/3局所短縮率イメージの有病正診率はHypokinesis群が66.7%、Akinesis群が66.7%、Dyskinesis群が36.4%だった。1/3局所拡張率イメージの有病正診率はHypokinesis群が77.8%、Akinesis群が77.8%、

Dyskinesis群が100%だった。

考 察

心臓核医学検査は装置の改善と電算機画像処理技術の進歩により、ここ10年間に非常に発展し、現在では循環器疾患の臨床に重要な地位を占めるに至っている³⁷⁾。検査の種類としては心筋へ集積する放射性医薬品を使用して、局所心筋の血流・代謝を評価する心筋シンチグラフィ³⁸⁾³⁹⁾と、心内腔に分布した放射性医薬品の形状を心周期にわたって観察し、心ポンプ機能および局所心筋壁運動を評価する核医学的心血管造影²⁻⁵⁾があげられる。前者は近年の回転型ガンマカメラ等のEmission Computed Tomographyの手法の導

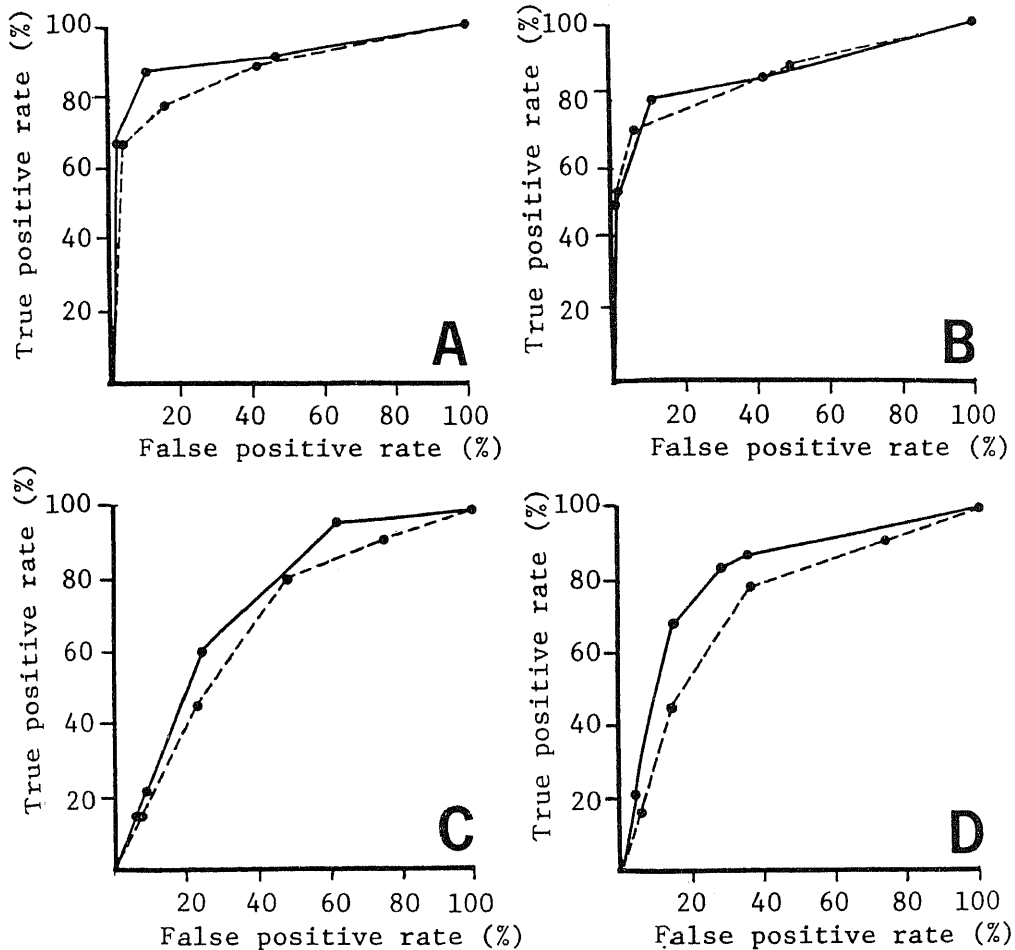


Fig.17. Comparison of ROC curves of each functional image between new three-dimensional and conventional method. Abscissa, false positive rate (%) of each functional image; Ordinate, true positive rate (%) of each functional image. The curves of three-dimensional parameter images are indicated by solid lines. The curves of ordinary parameter images are indicated by broken lines. A,Regional ejection fraction (EF) and shortening fraction (SF) image; B,Phase image; C,Regional third EF and third SF image; D, Regional third filling fraction and third extension fraction image.

入により、評価の精度と定量的の改善が得られ⁴⁰⁾⁴¹⁾、虚血性心疾患の臨床で現時点で最も信頼される心臓核医学検査となっている。後者は核医学画像の画質が不良であるという制約もあり、特に局所壁運動の定量的評価に問題が残っており、診断精度の向上が望まれている。

核医学的心血管造影による左室壁運動評価の精度が悪い原因として、

1) 通常使用されている心電図同期心ブールシンチグラフィの手法では、左室長軸像の観察が困難であること¹²⁾。

2) 核医学画像は画質が不良なため左室輪郭の正確な抽出が非常に難しく、そのためX線左室造影法で用

いられる壁の移動距離に基づく定量的な評価法²¹⁾²²⁾が使用出来ないこと。

3) このため各画素ごとの心周期時間放射能曲線に基づく機能イメージが使用されるが、画素と心局所壁の対応は一定でなく、得られる局所機能指標が定量的に乏しいこと²⁸⁾。

があげられる。

我々はまず精度改善の目的で比較的精度の高い左室長軸像のデータの得られる多結晶型ガンマカメラを使用した。この装置は感度と計数率特性がすぐれており、今回のデータ収集の条件で通常使用される単結晶型ガンマカメラの約10倍の計数⁴⁾の、統計誤差の少ない画像データを得ることが出来る。逆に多結晶型ガンマカ

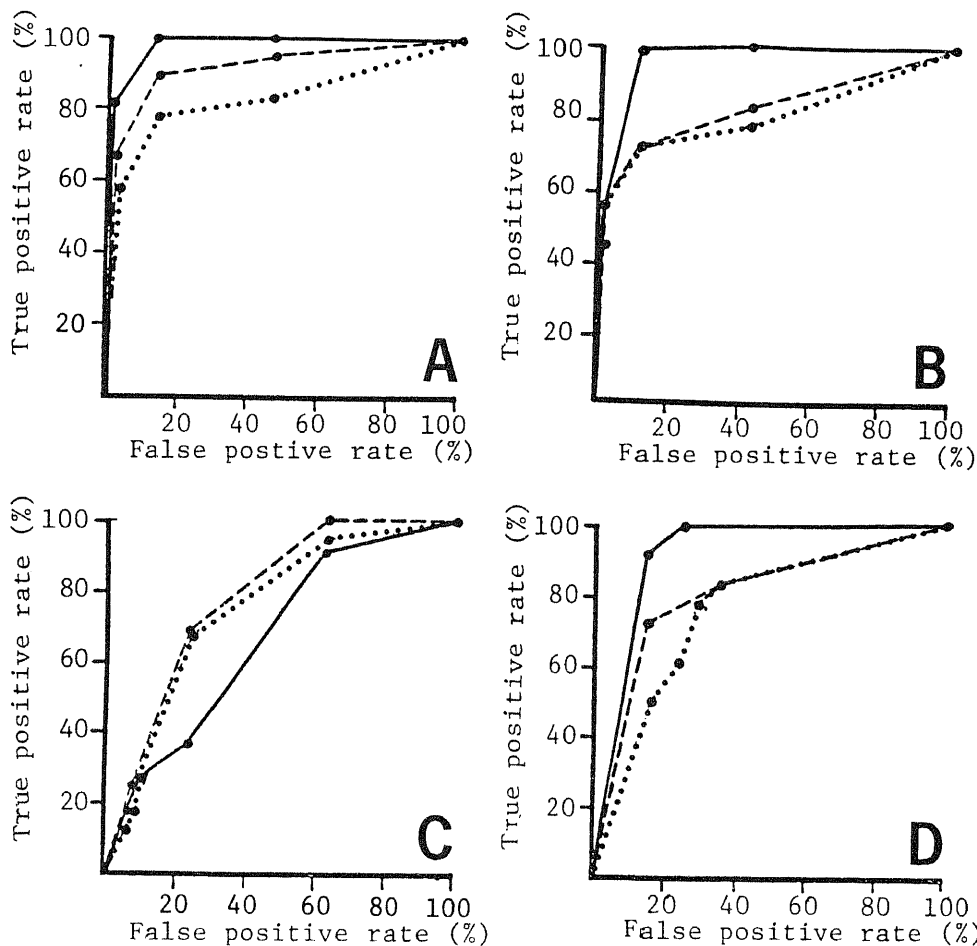


Fig. 18. Comparison of ROC curves of each functional image of three-dimensional method among various wall motion abnormality groups. The curves of the hypokinetic group are indicated by dotted lines. The curves of the akinetik group are indicated by broken lines. The curves of the dyskinetic group are indicated by solid lines. A, Regional ejection fraction (EF) and shortening fraction (SF) image; B, Phase image; C, Regional third EF and third SF image; D, Regional third filling fraction and third extension fraction image.

メラは1画素の大きさが1.1×1.1cmであり、単結晶型ガンマカメラと比較すると空間分解能が悪い欠点がある。しかしボールファントムを使用した実験により、臨床的に得られる計数値での画像の誤差は約3%にすぎなかった。また心周期の左室収縮運動が正しく画像データに反映されるか否かの検討に、マイコン制御心臓動態ファントムを自作した。この装置はマイクロコンピュータで陰圧ポンプを制御して、トレーサが満たされた風船の収縮様式を自由に变化させられるものである。この結果ファントムの画像データより得られた心周期容積曲線は真の容量曲線と相関計数0.9829で良く一致した。以上より、ボール等の比較的単純な構造を持つ対象では、多結晶型ガンマカメラでも充分正確な画像データが得られることが確認された。Schadらは多結晶型ガンマカメラで数mmの壁運動が捕えられるという報告⁴³⁾を行っており、空間分解能が悪い多結晶型ガンマカメラでも、比較的単純な形態の左室の収縮運動の評価は正確に行えることが判った。また多結晶型ガンマカメラはソフトウェアが全く公開されておらず画像データの自由な処理が困難であったので、磁気テープを介して画像データを汎用小型計算機に転送し、種々の解析を行なった。

左室局所壁収縮能の定量的評価には、局所壁の動きをとらえる左室収縮のより直接的な評価が必要である。X線左室造影法では、左室輪郭を抽出して、心周期で左室輪郭上に定めた複数個の点の動きより、局所壁運動の定量的評価を行なっている²¹⁾²²⁾。核医学画像においても同様な手法が利用できるが⁴⁴⁾⁴⁵⁾、この方法では左室内部の情報は無視しており、核医学画像の持つ三次元情報を十分に活用しているとは言えない。さらに核医学画像の画質は不良であり、単に輪郭の動きのみを評価すると統計誤差の影響が大きく精度は不良である。左室辺縁抽出には一般には微分法、Cut off法などが使用されているが、正確な辺縁抽出には核医学画像の適性なフィルタリング⁴⁶⁾⁴⁷⁾が必要である。しかし汎用的で精度の高いフィルタリング手法はまだ報告されていない。

機能イメージ²³⁾は、画像上の各画素の時間放射能曲線より求めた機能指標により構成された画像で、左室輪郭だけでなく左室内部の情報も使用しており、統計誤差が少ない。左室壁運動評価法としては、局所駆出率イメージ²⁴⁾²⁵⁾、位相イメージ²⁶⁾²⁷⁾が良く知られている。しかし心臓のように運動する臓器では、固定された各画素に投影される心腔局所は心周期にわたり刻々と変化し、得られた時間放射能曲線が心壁局所の収縮とは正確には対応しない。このため時間放射能曲線より収縮機能指標を求めても、画素の位置の影響の強い

定量的に乏しい結果しか得られない。

本来核医学画像は縦・横に並んだ各画素が計数値という検出器と垂直方向の厚みの情報を有しており、三次元画像と考えることが出来る。従来より使用されている機能イメージによる左室壁運動評価法は、心周期の一連の三次元画像で、画素ごとの独立した厚みの変化より間接的に左室の収縮運動を評価していることになる。

今回新たに開発した三次元画像変換法は、X線左室造影法で用いられる左室輪郭の運動を解析する方法をさらに発展させて、左室の局所壁と左室重心との三次元的距離の変化を追跡する方法である。この方法により、従来の機能イメージと異なり位置の影響を受けない定量的な収縮機能指標が、左室全体で得られた。機能指標が位置の影響を受けないことは、電算機モデルおよび正常症例の三次元画像変換後の各機能イメージで、左室内の機能指標の分布が均等であることより実証された。

今回臨床例における検討は、各機能イメージを360°展開ヒストグラムによりScore化してROC解析³⁵⁾³⁶⁾により行なった。Score化の基準は、各区域の機能指標値の平均値±標準偏差の範囲が、正常壁運動群のデータより得られた正常範囲と、どの程度重なっているかにより決定した。単なる機能指標の平均値を使用しなかったのは区域内の一部のみの異常を見逃さないためである。この結果、壁運動異常の診断における有病正診率は、局所短縮率イメージが82.7%、位相イメージが78.7%、1/3拡張率イメージが83.0%と非常に良好だった。本検査が非侵襲的であり、スクリーニング法としてまた負荷前後の壁運動の変化を評価する方法として使用されることが多いことを考慮すると有病正診率が高いことの意義は大きい。さらに無病正診率も局所短縮率イメージが86.7%、位相イメージが88.9%、1/3拡張率イメージが71.1%と非常に良好だった。従来より使用されている三次元画像変換前の各機能イメージとの比較でも、局所収縮の大きさを表わす機能指標で、今回新たに作成した三次元画像変換後の各機能イメージのROC曲線はより左上に偏位しており、三次元画像変換が壁運動異常の診断の精度を向上させていることが判る。三次元画像変換により各機能イメージの有病正診率と無病正診率は、局所短縮率イメージが78.7%と83.7%から87.2%と86.7%へ、1/3局所短縮率イメージが44.7%と76.7%から59.6%と75.6%へ、1/3局所拡張率イメージが61.7%と83.7%から83.0%と71.1%へと変化した。位相イメージの診断精度の向上が見られなかったのは、位相値は左室容量曲線のフーリエ変換の基本波のみから算

出されており、指標として粗いためと思われる。フーリエ変換の高次項近似⁴⁸⁾やフーリエ変換の基本波でも近似区間を限定する方法⁴⁹⁾による収縮のより厳密な時間指標を採用すれば、さらに診断精度は向上するかもしれない。

壁運動異常の重症度別に機能イメージを評価した結果では、Hypokinesis群よりAkinesis群、Dyskinesis群と、壁運動異常の強い程ROC曲線は左上に偏位し、機能イメージで異常を呈しやすいことが確認された。

結 論

新しく開発した三次元画像変換法により、多結晶型ガンマカメラを使用して第1回循環時法で求めた画像データより左室壁運動の三次元収縮指標を求める方法を考案した。まず新たに開発したマイクロコンピュータ制御心臓動態ファントム等による多結晶型ガンマカメラの画像データ精度の検討を行なった。次に電算機モデルを使用したシミュレーション実験により三次元画像変換法の精度の検討を行なった。最後に92症例で本法の臨床的検討を行なった。以上の検討より以下の結果を得た。

1) 独自に開発したマイクロコンピュータ制御心臓動態ファントムは種々の駆出率の収縮様式を自由に作ることが出来、左室壁運動の解析法の精度の検討に有用だった。

2) ボール画像の検討より、多結晶型ガンマカメラで静態像の再現に十分な計数の画像データが得られることが確認された。臨床的な計数値での画像データの誤差は約3%だった。

3) 心臓動態ファントムによる検討で、画像データから得られたファントムの容量変化曲線は、真の容量曲線と相関係数0.9829で良く一致しており、動態画像の精度も良好と判定された。

4) 電算機モデルによる実験および臨床例の観察の結果、三次元画像変換により、従来の方法と異なり画素の位置に影響されない、正常収縮のとき左室内の分布が均等な機能指標が得られることが確認された。

5) 臨床的検討でROC解析の結果、三次元画像変換により、壁運動の大きさを表わす機能イメージの評価の精度が改善する事が判明した。このとき各機能イメージの有病正診率、無病正診率、正確度は、局所短縮率イメージが87.2%、86.7%、87.0%、位相イメージが78.7%、88.9%、83.7%、1/3局所拡張率イメージが83.0%、71.1%、77.2%と良好だった。

6) 壁運動異常群別の検討で、Hypokinesis群よりAkinesis群、Akinesis群よりDyskinesis群と壁運動異常の重症度が増すほど異常の検出率は高かった。各

機能イメージのHypokinesis群、Akinesis群、Dyskinesis群の有病正診率は、局所短縮率イメージが77.8%、88.9%、100%、位相イメージが72.2%、72.2%、100%、1/3局所拡張率イメージが77.8%、77.8%、100%だった。

謝 辞

稿を終るに臨み終始懇篤なる御指導、御校閲を賜りました久田教授に衷心より謝意を表すると共に、御助言、御協力下さいました富山医科薬科大学医学部放射線医学教室、柿下正雄教授、瀬戸光助教授、富山大学教育学部、山西潤一助教授、富山大学工学部、坂口嘉之先生に心から感謝致します。また数々の御支援を与えて下さった、富山医科薬科大学医学部放射線医学教室の諸先生方、第2内科学教室の諸先生方、附属病院放射線部核医学部門の技師諸君にも厚く御礼を申し上げます。

本研究の一部は昭和58年度および昭和59年度文部省科学研究費補助金(一般研究(C))課題番号58570468、59570435によったものであることを表記し謝意を表します。

文 献

- 1) Zimmerman, H. A., Scott, R. W. & Becker, N. D.: Catheterization of the left side of the heart in man. *Circulation*, 1, 357-359 (1950).
- 2) Burow, R. D., Strauss, H. W., Singleton, R., Pond, M., Rehn, T., Bailey, I. K., Griffith, L. C., Nickoloff, E. & Pitt, B.: Analysis of left ventricular function from multiple gated acquisition cardiac blood pool imaging. Comparison to contrast angiography. *Circulation*, 56, 1024-1028 (1977).
- 3) Greenberg, B. H., Drew, D., Botvinik, E. H., Werner, J. A., Klausner, S. C., Shames, D. M. & Parmley, W. W.: Evaluation of left ventricular performance by gated radionuclide angiography. *Clin. Nucl. Med.*, 5, 245-254 (1980).
- 4) Poliner, L. R., Dehmer, G. J., Lewis, S. E., Parkey, R. W., Blomquist, G. & Willerson, J. T.: Left ventricular performance in normal subjects. A comparison of the responses to exercise in the upright and supine positions. *Circulation*, 62, 528-534 (1980).
- 5) Schelbert, H. R., Wisenberg, G. & Marshall R. C.: Assessment of ventricular function by radionuclide techniques. *Prog. Nucl. Med.*, 6, 112-150 (1980).
- 6) Weyman, A. E., Peskoe, S. M., Williams, E. S., Dillon, J. C. & Feigenbaum, H.: Detection of left ventricular aneurysms by cross-sectional echocardiography. *Circulation*, 54, 936-944 (1976).

- 7) Heger, J. J., Weyman, A. E., Wann, L. S., Dillon, J. C. & Feigenbaum, H.: Cross-sectional echocardiography in acute myocardial infarction. Detection and localization of regional left ventricular asynergy. *Circulation*, **60**, 531-538 (1979).
- 8) Omoto, R.: Echocardiographic evaluation of left ventricular size, shape and function. Advantages and limitations of this method. *Jap. Circ. J.*, **46**, 1121-1126 (1982).
- 9) Horowitz, S. F., Goldsmith, S. J., Meller, J., Patterson, R. E. & Teichholz, L. E.: Complementary roles of cardiac ultrasound and cardiovascular nuclear medicine. *Seminar. Nucl. Med.*, **10**, 94-105 (1980).
- 10) Jengo, J. A., Mena, I., Blaufuss, A. & Criley, J. M.: Evaluation of left ventricular function (ejection fraction and segmental wall motion) by single-pass radioisotope angiography. *Circulation*, **57**, 326-332 (1978).
- 11) Strauss, H. W., Zaret, B. L., Hurley, P. J., Natarajan, T. K., & Pitt, B.: A scintigraphic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am. J. Cardiol.*, **28**, 575-580 (1971).
- 12) Berger, H. J., Matthay, R. A., Pytlik, L. M., Gottschalk, A. & Zaret, B. L.: First-pass radionuclide assessment of right and left ventricular performance in patients with cardiac and pulmonary disease. *Seminar. Nucl. Med.*, **9**, 275-295 (1979).
- 13) Gottschalk, A. & Hoffer, P. B.: Stationary detectors, p94-103. *In* A. Gottschalk & E. J. Potchen (ed.), *Diagnostic nuclear medicine*, Williams & Wilkins Co., Baltimore, 1976.
- 14) 二谷立介・瀬戸 光・山西潤一・亀井哲也・柿下正雄・杉本恒明: 多結晶型ガンマカメラを使用した第1回循環時法による左室位相解析 -統計精度および再現性の検討-. *核医学*, **20**, 1155-1162 (1983).
- 15) Upton, M. T., Rerych, S. K., Newman, G. E., Bounous, E. P. & Jones, R. H.: The reproducibility of radionuclide angiographic measurements of left ventricular function in normal subjects at rest and during exercise. *Circulation*, **62**, 126-132 (1980).
- 16) Scholz, P. M., Rerych, S. K., Moran, J. F., Newman, G. E., Douglas, J. M., Sabiston, D. C. Jr., & Jones, R. H.: Quantitative radionuclide angiography. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.*, **6**, 265-283 (1980).
- 17) Iskandrian, A. S., Hakki, A. H., Kane, S. A. & Segal, B. L.: Quantitative redionuclide angiography in assessment of hemodynamic changes during upright exercise. Observations in normal subjects, patients with coronary artery disease and patients with aortic regurgitation. *Am. J. Cardiol.*, **48**, 239-246 (1981).
- 18) Dymond, D. S., Jarritt, P. H., Britton, K. E. & Spurrell, R. A. J.: Detection of postinfarction left ventricular aneurysms by first pass radionuclide ventriculography using a multicrystal gamma camera. *Br. Heart. J.*, **41**, 68-78 (1979).
- 19) Bodenheimer, M. M., Banka, V. S., Fooshee, C. M., Hermann, G. A. & Helfant, R. H.: Quantitative radionuclide angiography in the right anterior oblique view. Comparison with contrast ventriculography. *Am. J. Cardiol.*, **41**, 718-725 (1978).
- 20) Marshall, R. C., Berger, H. J., Costin, J. C., Freedman, G. S., Wolberg, J., Cohen, L. S., Gottschalk, A. & Zaret, B. L.: Assessment of cardiac performance with quantitative radionuclide angiography. Sequential left ventricular ejection fraction, normalized left ventricular ejection rate, and regional wall motion. *Circulation*, **56**, 820-829 (1977).
- 21) Leighton, R. F., Wilt, S. M. & Lewis, R. P.: Detection of hypokinesis by a quantitative analysis of left ventricular cineangiograms. *Circulation*, **50**, 121-127 (1974).
- 22) Fujita, M., Sasayama, S., Kawai, C., Eiho, S. & Kuwahara, M.: Automatic processing of cineventriculograms for analysis of regional myocardial function. *Circulation*, **63**, 1065-1074 (1981).
- 23) Croft, B. Y.: Functional imaging, p1-12. *In* P. D. Esser (ed), *Functional mapping of organ systems and other computer topics*. Symposium proceedings. *Soci. Nucl. Med.*, New York, 1981.
- 24) Maddox, D. E., Holman, B. L., Wynne, J., Idoine, J., Parker, J. A., Uren, R., Neill, J. M. & Cohn, P. F.: Ejection fraction image. A noninvasive index of regional left ventricular wall motion. *Am. J. Cardiol.*, **41**, 1230-1238 (1978).
- 25) Bodenheimer, M. M., Banka, V. S., Fooshee, C. M., Hermann, G. A. & Helfant, R. H.: Comparison of wall motion and regional ejection

- fraction at rest and during isometric exercise. Concise communication. *J. Nucl. Med.*, **20**, 724-732 (1979).
- 26) Adam, W. E., Tarkowska, A., Bitter, F., Stauch, M. & Geffers, H.: Equilibrium (gated) radionuclide ventriculography. *Cardiovasc. Radiol.*, **2**, 161-173 (1979).
- 27) Walton, S., Yiannikas, J., Jarritt, P. H., Brown, N. J. G., Swanton, R. H. & Ell, P. J.: Phasic abnormalities of left ventricular emptying in coronary artery disease. *Br. Heart. J.*, **46**, 245-253 (1981).
- 28) Wendt, R. E. III, Murphy, P. H., Clark, J. W. Jr. & Burdine, J. A.: Interpretation of multigated fourier functional images. *J. Nucl. Med.*, **23**, 715-724 (1982).
- 29) Slutsky, R., Karliner, J. S., Battler, A., Peterson, K. & Ross, J. Jr.: Comparison of early systolic and holosystolic ejection phase indexes by contrast ventriculography in patients with coronary artery disease. *Circulation*, **61**, 1083-1090 (1980).
- 30) Reduto, L. A., Wickemeyer, W. J., Young, J. B., Ventura, L. A. D., Reid J. W., Glaeser, D. H., Quinones, M. A. & Miller, R. R.: Left ventricular diastolic performance at rest and during exercise in patients with coronary artery disease. Assessment with first-pass radionuclide angiography. *Circulation*, **63**, 1228-1237 (1981).
- 31) Meade, R. C., Bamrah, V. S., Horgan, J. D., Ruetz, P. P., Kronenwetter, C. & Yeh, E.: Quantitative methods in the evaluation of thallium-201 myocardial perfusion images. *J. Nucl. Med.*, **19**, 1175-1178 (1978).
- 32) Burow, R. D., Pond, M., Schafer, A. W. & Becker, L.: Circumferential profiles, a new method for computer analysis of thallium-201 myocardial perfusion images. *J. Nucl. Med.*, **20**, 771-777 (1979).
- 33) Anderson, P. A. W., Rerych, S. K., Moore, T. E. & Jones, R. H.: Accuracy of left ventricular end-diastolic dimension determinations obtained by radionuclide angiocardigraphy. *J. Nucl. Med.*, **22**, 500-505 (1981).
- 34) King, M. A., Doherty, P. W., Schwinger, R. B., Jacobs, D. A., Kidder, R. E. & Miller, T. R.: Fast count-dependent digital filtering of nuclear medicine images. Concise communication. *J. Nucl. Med.*, **24**, 1039-1045 (1983).
- 35) 飯沼 武: 医用画像における臨床的有効性の評価 - (II)ROC解析と意志決定-. *核医学*, **17**, 1035-1043 (1980).
- 36) Metz, C. E.: Basic principles of ROC analysis. *Seminar. Nucl. Med.*, **8**, 283-298 (1978).
- 37) Goldman, L., Feinstein, A. R., Batsford, W. P., Cohen, L. S., Gottschalk, A. & Zaret, B. L.: Impact of cardiovascular nuclear medicine on clinical decision making. *Circulation*, **57** & **58** (Suppl 2), 58 (1978).
- 38) Strauss, H. W., Harrison, K., Langan, J. K., Lebowitz, E. & Pitt, B.: Thallium-201 for myocardial imaging. Relation of thallium-201 to regional myocardial perfusion. *Circulation*, **51**, 641-645 (1975).
- 39) Wackers, F. J. Th., Becker, A. E., Samson, G., Sokole, E. B., vander Schoot, J. B., Vet, A. J. T. M., Lie, K. I., Durrer, D. & Wellens, H.: Location and size of acute transmural myocardial infarction estimated from thallium-201 scintiscans. A clinicopathological study. *Circulation*, **56**, 72-78 (1977).
- 40) Tamaki, N., Mukai, T., Ishii, Y., Yonekura, Y., Kambara, H., Kawai, C. & Torizuka, K.: Clinical evaluation of thallium-201 emission myocardial tomography using a rotating gamma camera. Comparison with seven-pin-hole tomography. *J. Nucl. Med.*, **22**, 849-855 (1981).
- 41) 多田 明: Single photon emission computed tomography による心筋血流シンチグラフィの定量的評価に関する研究. *十全医会誌*, **91**, 952-966 (1982).
- 42) Kirsch, C., Doliwa, R., Buell, U & Roedler, D.: Detection of severe coronary heart disease with Tl-201. Comparison of resting single photon emission tomography with invasive arteriography. *J. Nucl. Med.*, **24**, 761-767 (1983).
- 43) Schad, N. & Nickel, O.: Assessment of ventricular function with first-pass angiocardigraphy. *Cardiovasc. Radiol.*, **2**, 149-160 (1979).
- 44) Doss, J. K., Hillis, L. D., Curry, G., Lewis, S. E., Dehmer, G. J., Parkey, R. W., Mitchell, J. H. & Willerson, J. T.: A new model for the assessment of regional ventricular wall motion. *Radiology*, **143**, 763-770 (1982).
- 45) Nakajima, N., Bunko, H., Tonami, N., Tada, A. & Hisada, K.: Quantification of segmental wall

motion by length-based fourier analysis. *J. Nucl. Med.*, **25**, 917-921 (1984).

46) **Kuwahara, M., Hachimura, K. & Kinoshita, M.**: Image enhancement and left ventricular contour extraction techniques applied to radio-isotope angiocardiograms. *Automedica*, **3**, 107-120 (1980).

47) **Miller, T. R. & Sampathkumaran, K. S.**: Digital filtering in nuclear medicine. *J. Nucl. Med.*, **23**, 66-72 (1982).

48) **王木長良・白井孝夫・湊小太郎・林 信成・藤田透・森田隆司・鳥塚莞爾・田巻俊一・鈴木幸園・野原隆司・門田和紀・神原啓文・河合忠一・石井 靖**: フーリエ高次解析法を用いたマルチゲート心血液プールの壁運動の定量評価, -(1) 虚血性心疾患への応用-, *核医学*, **20**, 289-300 (1983).

49) **Vos, P. H., Vossepoel, A. M. & Pauwels, E. K. J.**: Quantitative assessment of wall motion in multi-gated studies using temporal fourier analysis. *J. Nucl. Med.*, **24**, 388-396 (1983).

A Nuclear Study on the Quantitative Assessment of the Left Ventricular Wall Motion by the Use of New Three-Dimensional Contraction Parameters Ryusuke Futatsuya, Department of Radiological Sciences, Faculty of Medicine, Toyama Medical and Pharmaceutical University, Toyama 930-01 - *J. Juzen Med. Soc.*, **93**, 749-765 (1984)

Key words: radionuclide angiocardiography, wall motion analysis, three-dimensional contraction parameter

Abstract

The purpose of this study is to improve the diagnostic reliability of radionuclide angiocardiography (RNA) for analysis of the left ventricular wall motion by the use of a new computer image processing technique, three-dimensional image conversion method. RNA has been used as a noninvasive assessment of cardiac contraction in ischemic heart disease. Functional image is composed of functional parameters in pixel-by-pixel basis, which are calculated from pixel time-activity curves throughout the cardiac cycle. However, because of its poor image quality, the method is not so reliable as compared with contrast ventriculography. This is due to the facts that the relationship between the moving regional wall and the fixed matrix of nuclear image is variable throughout the cardiac cycle and functional parameters of each matrix are not quantitative to assess regional contraction. The author took note of the fact that the nuclear image had three-dimensional information, and developed a new method to assess the change of three-dimensional distance between the regional wall and the left ventricle throughout the cardiac cycle. A multicrystal gamma camera was used to obtain good quality images of the left ventricle in a long-axis view. The ability of this camera to regenerate cardiac wall motion on three-dimensional image space was examined using a ball phantom and a cardiac dynamic phantom controlled with a microcomputer. Error of cardiac image of this method was about 3% and a high correlation coefficient of 0.9829 was obtained between the observed volume curve and the true volume curve. The accuracy of the three-dimensional image conversion method was examined by the computer simulation technique. In computer model, the three-dimensional functional parameters in each matrix over the left ventricle were almost equal to theoretical values. In 92 cases with possible ischemic heart disease which underwent RNA and contrast ventriculography, functional images of new three-dimensional parameters were generated and estimated their clinical reliability using receiver operating characteristic analysis of 360 degree circumferential profile histogram. The sensitivity and specificity of the regional shortening

fraction (SF) image were 87.2% and 86.7%, those of the phase image were 78.7% and 88.8%, and those of the third extension fraction (EXF) image were 83.9% and 71.1% respectively. Diagnostic accuracy became higher as severity of wall motion abnormality increased. Thus, in comparison with ordinary functional images, diagnostic reliability of RNA was greatly improved by the new functional images about magnitude of regional contraction including regional SF image, regional third SF image and regional third EXF image.