

## 心臓核医学における画像処理

外山比南子

(筑波大学 放射線科)

### 1. はじめに

厚生省の統計によると、これまで疾患別死亡率の第3位であった心疾患が、60年末には脳疾患を抜いて第2位に浮上した。X線CTによる診断技術や治療法の向上が、脳疾患による死亡率低下をきたしたことがその理由のひとつである。心疾患においても、早期診断、予後の予測、治療効果の判定等に有用な診断法の研究と開発が続けられている。今日、「心臓核医学」が循環器内科・外科や放射線科、医用物理学の協力のもとで成立していることは大切な意味をもっている。

心臓核医学の歴史は画像診断の歴史でもある。1970年頃からコンピュータ技術を導入して急速に発展してきた。ここでは心臓核医学における画像処理ということで、その現状と問題点をモダリティ別に述べる。

### 2. 心拍同期心プール画像処理

マルチゲート（心拍同期）心プール画像から得られる心ポンプ機能は、心室全体の平均値として算出されるグローバル機能と、部位ごとに値を求める局所機能がある。前者は心室辺縁の決定法（手動あるいは自動検出等）によって得られる結果が多少異なるが、一定の方法で比較する限り、臨床上有用な結果が得られている。後者は各絵素ごとに時間放射能曲線を作成し解析するため、コンピュータによる自動処理で行う。辺縁決定のような問題はないかわりに統計精度を考慮にした解析が必要となる。

ポンプ機能が周期的であることから応用されたフーリエ解析法<sup>1,2)</sup>は、上記2方法における解析で、今までにない成功をおさめた。なかでも、位相画像は虚血性心疾患のみならず刺激伝導系異常の診断にも有効で、心プール・ゲート法の応用範囲を広げたフーリエ解析法における位相（収縮開始時間に対応）と振幅（駆出分画）のように、心機能を表わす概念と直接結びつくような数学的解析法は、これまでになかった。このフーリエ解析の成功が刺激となって因子分析法<sup>3)</sup>が応用されるようになった。第1図に正常者の因子画像を示す。上段(1), (2)は第1回循環時法による左心の右前斜位像、下段(3), (4)は平衡時法による左前斜位像で

ある。心房パターンと心室パターンがきれいに区別されている。前壁から中隔への心筋梗塞症例（第2図）では、正常者の2つのパターンに加えて、梗塞部位に一致した第3のパターンが存在する。このように、虚血性心疾患例では、多くの場合、振幅画像に類似した因子画像が得られる。因子分析の臨床上的有用性、特異性はまだ今後検討されるべきである。

### 3. 心筋画像解析

<sup>201</sup>Tlによる心筋の描出は他にはない検査法として臨床評価が高い。特に近年では、回転型ガンマカメラを利用した断層法(SPECT)により、3次元心筋画像が得られ、虚血性心疾患の部位や程度の診断に有用性が評価されている。従来、心筋の各部位における<sup>201</sup>Tl集積を定量するために、circumferential profile法が用いられてきた。2次元像ではバックグランド除去が定量化にあたって大きな問題となってきたが、3次元像ではバックグランドが減少し、その影響は少ない。Garcia等<sup>4)</sup>は、各断層像におけるプロファイル曲線を同心円上にカラー表示して、3次元情報を2次元表示する方法を発表した。いわゆる Bull's eye 表示である。第3図は、前下行枝および右冠状動脈の虚血性心疾患症例 SPECT 像の術前 ((1), (2)), 術後 ((3), (4)) における Bull's eye 表示である。Washout ratio の正常値が白く表示されている。前壁および下壁にみられた washout ratio の低下が AC-バイパス手術によって改善し、全ての領域で正常値になっていることが一目でわかる。

<sup>99m</sup>Tc による画像と異なって、<sup>201</sup>Tl による心筋画像は統計精度が悪いのが次点となっている。従ってマルチゲート画像の作成も非常に困難である。しかし、心筋ゲート画像では、ポンプ運動に伴う心筋厚の変化を知ることができ、プール・ゲートとは異なる情報を与えてくれる。そこで、正常例および肥大型心筋症(HCM)例において<sup>201</sup>Tl心筋ゲート画像を作成し、フーリエ解析を試みた。第4図(1), (2)は EF = 75%, 中隔壁厚 12~15 mm の比較的穏やかな心筋症例(症例1)の<sup>201</sup>Tl画像((1), ANT, LAO, L-LAT)およびフーリエ解析画像((2)の下段)である。正常者の振幅画像

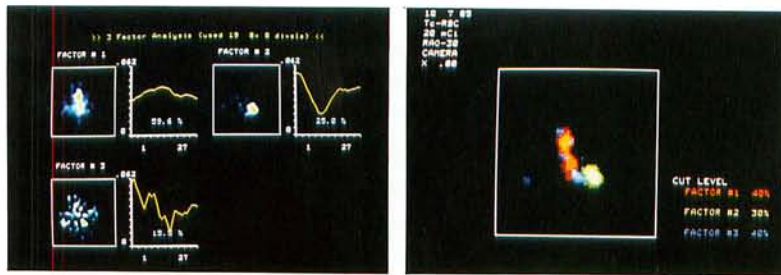


図1. 正常者の因子画像 (虎の門病院)

- (1) 第一回循環時法による左心右前斜位像の3因子と因子画像。
- (2) (1)における3因子画像の重ね合わせ表示。
- (3) 平衡時法による左前斜位両心像の2因子と因子画像。
- (4) (3)における2因子画像の重ね合わせ表示。

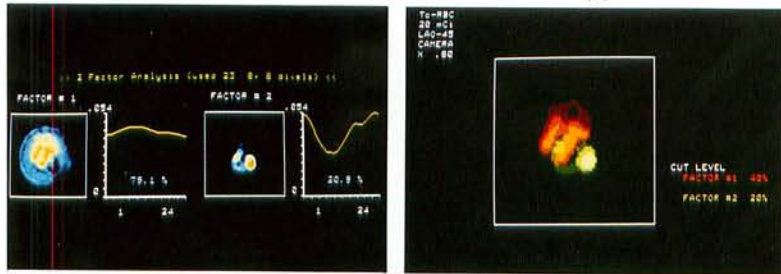


図2. 心筋梗塞 (前壁・中隔) 症例の因子画像 (虎の門病院)

- (1) 平衡時法による左前斜位像の3因子と因子画像。
- (2) 3因子の重ね合わせ表示。梗塞部に一致して第3因子 (青で表示) が存在する。

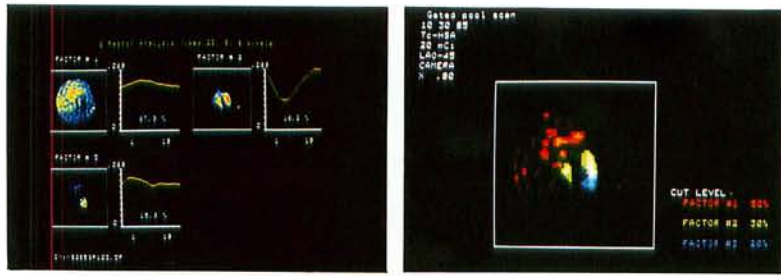
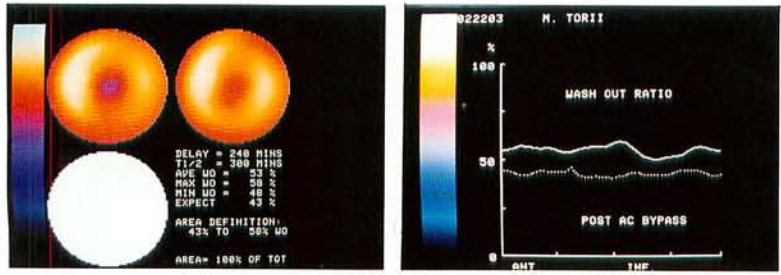
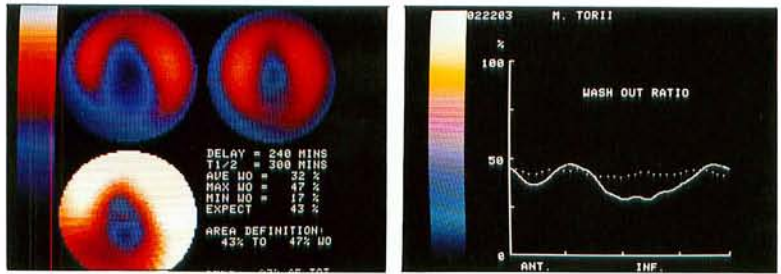


図3. 虚血性心疾患症例の Bull's eye 表示によるバイパス手術前後の比較 (虎の門病院)

- (1) 術前の Bull's eye 表示。負荷時 (左上) に前壁および下壁に欠損像が見られる。安静時 (右上) には消失している。虚血部に一致して washout ratio (左下) が低下している。正常値は白色で表示してある。
- (2) 術前の washout 像から求めたプロフィール曲線。正常値が点線で示してある。
- (3) AC-バイパス術後の負荷時 (左上)、安静時 (右上)、washout ratio (左下) Bull's eye 表示。全ての領域が正常値になっている。
- (4) 術後における washout 像のプロファイル曲線表示 (点線は正常値)。



(左上) に比べ著しく振幅が低下している。さらに中隔の壁厚が24mmと肥大した症例2 (第4図(3), (4)) では、EF (=79%) は症例1とほとんど変わらないにもかかわらず、心筋ゲート画像の振幅(4の左下) はさらに低下している。

#### 4. 3次元画像解析

$^{201}\text{Tl}$ による心筋SPECT像は多くの施設で日常検査に用いられ、従来の2次元像より診断率が向上すると言われている。また、心プール・ゲート・SPECT像を作成して、心室容積や逆流率、シャント率の算出も試みられている。しかし、SPECT像そのものにまだ問題があるのが現状である。なかでも一番の問題は不均一吸収体の吸収補正である。第5図は、各種吸収補正法をコンピュータ・シミュレーションにより比較したものである。均一吸収体(1)の場合には、PRE法<sup>5)</sup>、POST法<sup>6)</sup>、RPC法<sup>7)</sup>ともに一様な心筋分布が得られる。しかし、絶対値まで考慮すればRPC法が最もよい。ところが、NMR画像を参考にして作成した不均一吸収体モデルでは、吸収係数の低い肺の影響を受けて、心筋画像に歪が生じる(第5図(2))。また、水に対する吸収係数(0.18  $\text{cm}^{-1}$ )を用いると、PRE法以外は過補正になった。そこで、吸収係数を下げて検討した結果、RPC法では吸収係数0.14  $\text{cm}^{-1}$ のとき、正しい値に近くなった(第6図)。しかし、画像歪は解決しなかった。RPC法は吸収量を考慮してプロジェクションを画像中心に作成しなおす。このとき、画像中心のとり方によって関心領域の誤差を減少させることができる。たとえば、心筋画像のようにかたよった分布をする場合には、心筋の中心にプロジェクションデータを動かした方がよい。第7図は、再構成中心を身体を中心(右上)においた場合と心筋像の中心(下)にした場合で比較したものである。中心を心筋へ動かすことにより、画像歪が減少した。

現実の臨床データでは、吸収補正が行われていない。それは、コンピュータに組み込まれているプログラムが均一吸収体を仮定したもので現実にあていないのが第1の原因である。脳や肝臓等と異なって心SPECTでは、肺による不均一吸収体の影響が大きい。早急に解決されるべき問題点である。

心SPECT画像は、短軸断層、長軸断層(水平、垂直)等いろいろの断面が作成され、膨大なデータ量となっている。そこで、出来るだけわかりやすい画像表示が望まれる。上述した Bull's eye 表

示もそのひとつである。我々は、心プール・ゲート・SPECT像に対して、3次元ダイナミック・パターン<sup>8)</sup>法を導入した。短軸断層像から作成した正常例の拡張および収縮終期における3次元表示を第8図に示す。

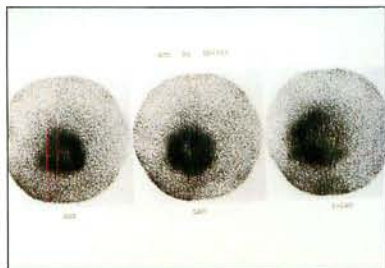
#### 5. おわりに

これからの心臓核医学における画像処理では、やはり、ポジトロン画像の処理が興味深い。なかでもdynamic studyにおける、kinetic model解析等では、今まで心臓核医学では対象としなかった処理法となることが考えられる。

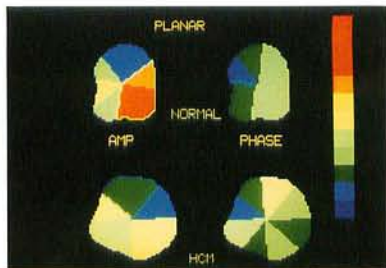
稿を終るにあたり、データを提供して戴いた虎の門病院の村田啓部長に深謝の意を表します。

#### 参考文献

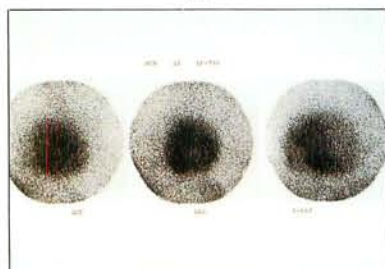
- 1) Adam WE, Tarkowska A, Bitter F, et al : Equilibrium (gated) radionuclide ventriculography. *Cardiovasc. Radiol.* 2 : 161-173, 1979.
- 2) Bacharch SL, Green MV, Vitale D, et al : Optimum Fourier filtering of cardiac data : A minimum-error method: concise communication. *J. Nucl. Med.* 24 : 1176-1184, 1983.
- 3) Cavaillolles F, Bazin JP, Di Paola R : Factor analysis in gated cardiac studies. *J. Nucl. Med.* 25 : 1067-1079, 1984.
- 4) Garcia EV, Van Train K, Maddahi J, et al : Quantification of Rotational Thallium-201 Myocardial Tomography. *J. Nucl. Med.* 26 : 17-26, 1985.
- 5) Sorenson JA : Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole-body counting. In *Instrumentation in Nuclear Medicine*, vol 2, Hine GJ, Sorenson JA, eds. Academic Press. New York, 1974, pp.311-348.
- 6) Chang LT : A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-25 : 638-643, 1978.
- 7) Tanaka E, Toyama H and Murayama H : Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 29 : 1489-1500, 1984.
- 8) 外山比南子, 村田 啓, 田淵博己 他 : 3次元ダイナミックパターンによる局所心機能解析法. *核医学* 21 : 1421-1427, 1984.



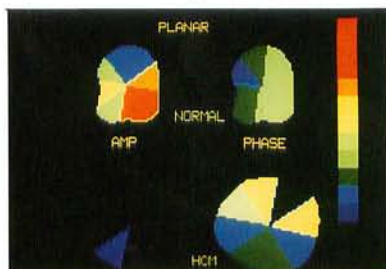
(1)



(2)



(3)



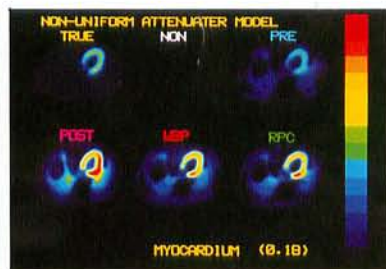
(4)

図4. 肥大型心筋症例<sup>201</sup>Tl心筋画像とフーリエ解析画像

- (1) 肥大型心筋症例(症例1)の<sup>201</sup>Tl心筋画像。
- (2) 症例1の心筋ゲート画像から作成した振幅(左下)および位相(右下)画像を正常者の振幅(左上)、位相(右上)画像と比較した。
- (3) 肥大型心筋症例(症例2)の<sup>201</sup>Tl心筋画像。
- (4) 症例2の振幅(左下)および位相(右下)画像。



(1)



(2)

図5. コンピュータ・シミュレーションによる心筋SPECT画像の吸収補正法による比較

- (1) 均一吸収体を仮定したSPECT画像。絶対値を比較すると、RPC法(右下)が最も正しい像(左上)に近い。PRE法(右上)は低く、POST法(左下)は高くなる。
- (2) 不均一吸収体におけるSPECT画像。水に対する吸収係数( $\mu = 0.18\text{cm}^{-1}$ )を用いるとPRE法の絶対値が最も正しい値に近くなる。また心筋の分布が一様でなくなり、画像歪が表われる。

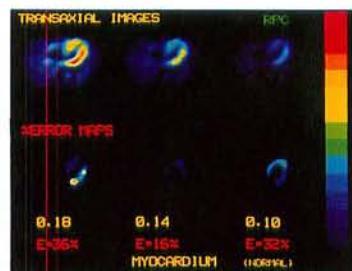


図6. 正常者の各吸収係数値におけるSPECT像(RPC法による)



図7. 不均一吸収体の影響による画像歪補正法の検討



図8. 心拍同期心プールSPECT像の3次元表示(正常例)。

RPC法による吸収補正を吸収係数0.18, 0.14, 0.12で行うことにより、SPECT像の絶対値が減少する(上段)。シミュレーションで作成した真の画像との差をみることにより、吸収係数0.14が最もよい絶対値を与えることがわかる(下段)。

RPC法による吸収補正を行う際に画像再構成の中心を身体中心(右上)から心室中心(下)に動かすことによって、一様な分布(左上)に近づけることができる。