

《原 著》

心電図同期心プールシンチグラフィを用いた functional imaging による心機能評価 (I)

——心室容積曲線のシミュレーションによるフーリエ解析法の検討——

中 嶋 憲 一*

要旨 心電図同期心プールシンチグラフィを用いたフーリエ解析による functional image について、データ収集条件、不整脈、時間軸スムージングなどの因子が、基本波の位相、振幅に及ぼす影響を検討した。容積曲線は三角関数またはその合成に統計変動をのせて作製し、フーリエ解析法のシミュレーションを行った。この結果、収集時のデータ点数が位相値に与える影響は少なく、収集時間がより大きな因子となることを示した。また1心拍16フレームでも十分であり、心負荷など短時間のデータ収集でも信頼性の高い値が得られることが判った。駆出分画が低値となると位相値の変動は大きくなった。時間軸スムージングは不適當であった。不整脈の混入は位相を偏位させ、振幅を過小評価した。Functional image の作製、判定には、これらの因子を十分考慮する必要がある。

I. はじめに

核医学における画像データ処理は、コンピュータシステムの導入により適当なハードウェア、ソフトウェアの開発と相俟って、画像診断法の中でも重要な位置を占めるに至っている。本質的にRI画像はデジタル情報としての処理に適しており、従来の形態的評価のみならず、各臓器の機能評価の上でも独自の情報を提供する診断法となっている。心臓核医学もこのような流れの中で近年めざましい発展をとげた領域であり、^{99m}Tc-標識赤血球^{1,2)}を用いた心電図同期心プールシンチグラフィ^{3~6)}は普及している検査法の1つである。機能診断法の一方法として、画像データの中からあるパラメータを抽出し、画素ごとに処理を行い、このパラメータについて画像表示を行ういわゆる functional image あるいは parametric image と呼

ばれる手法も各種検討され、臨床に应用されるようになった^{7~12)}。このような functional imaging の1つとして、心電図同期心プールシンチグラムから作製される心室容積曲線を用いてフーリエ変換により収縮の位相と振幅を評価する phase analysis も近年報告され注目されている^{13~16)}。しかしその基礎的方法論的検討は不十分で、とりわけ functional image においては画素単位の処理となるために計数の統計変動が大きくなり、その信頼性に問題が生ずる。そこで著者は次の理由により容積曲線のシミュレーションを行った。第1の理由は、実際の症例では容積曲線が統計変動の他、バックグラウンド、不整脈など種々の因子の影響を受けるため、各因子の影響を個別に評価することが困難なこと、第2は臨床例ではフーリエ変換後のデータが真の値に近いかな否か不明なこと、第3はシミュレーションでは一定の仮定の下で、任意の条件を合成したデータが容易に作製できることである。本研究ではデータ収集条件の他、不整脈、拡張期の長さ、さらに時間軸スムージングなどが、フーリエ変換で求められる基本波の位相、振幅に及ぼす影響について基礎的検討を行った。

* 金沢大学医学部核医学教室

受付：57年6月28日

最終稿受付：57年9月27日

別刷請求先：金沢市宝町13-1 (☎920)

金沢大学医学部核医学教室

中 嶋 憲 一

II. 方法

心電図同期心プールシンチグラフィにおける容積曲線のフーリエ解析法について、データ収集時のデータ点数(心電図 RR 間隔の分割数)、収集時間、収縮位相算出の精度、および駆出分画(EF)、時間軸スムージング、不整脈などによる容積曲線の形が、位相、振幅に及ぼす影響を検討するため、シミュレーションを行った。そのフローチャートの一部を Fig. 1, 2 に示す。

1. 容積曲線が三角関数の単一成分で表せると仮定した場合

心室内の1画素における時間一放射能曲線すなわち容積曲線が三角関数で近似できると仮定し、

それを

$$X(K) = (A \cdot \cos(2\pi K/N - D_L) + D_C) \cdot T \dots (1)$$

とおく。ただし、A は振幅(カウント/画素)、D_C は直流成分(カウント/画素)、N はデータポイント数(フレーム/心拍)、D_L は位相の遅れ(°)、K は0 から N-1 の整数、T は収集時間(分)である。振幅 A と直流成分 D_C の値は、臨床的に心電図同期法で16分割のとき10分間で1画素あたり200カウント収集するとして

$$A = 5 \times 16 / N \dots (2)$$

$$D_C = 15 \times 16 / N \dots (3)$$

とした。すなわち、1分間で1画素の容積曲線の拡張末期(ED)のカウントに対応する X(K) の最大値は20となり、収縮末期(ES)のカウントに対

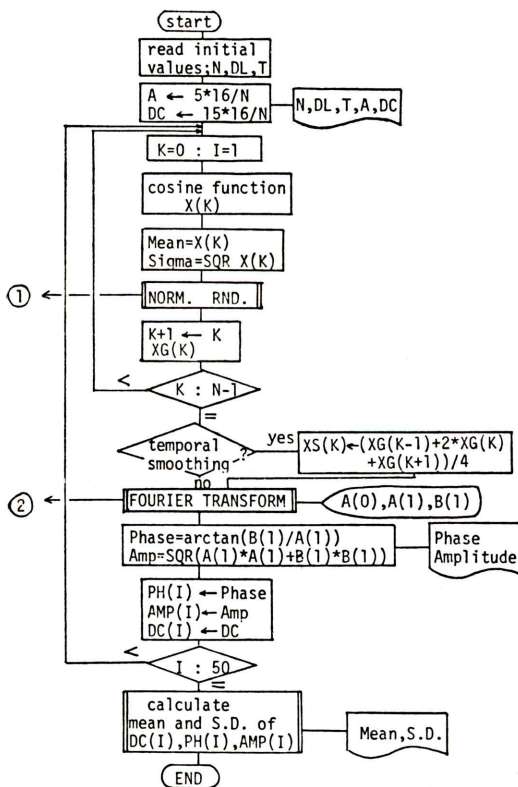


Fig. 1 Flow chart for the simulation of volume curves and Fourier transform. The programs are written using BASIC. Abbreviations are shown in the text.

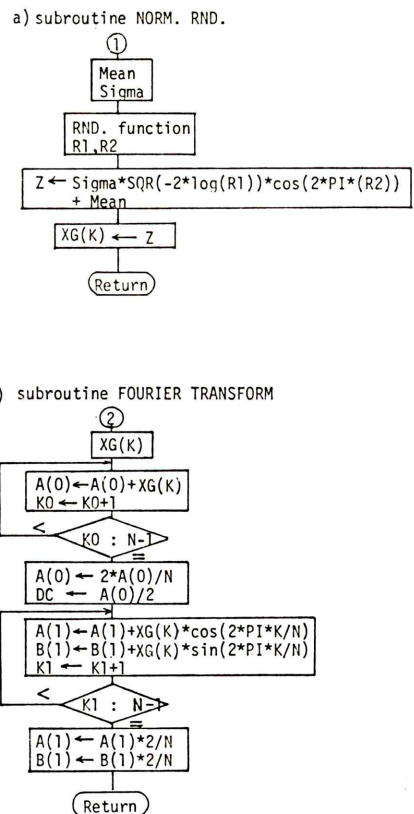


Fig. 2 Flow charts of the subroutine program for the generation of random number (a) and Fourier transform (b).

応する $X(K)$ の最小値は 10 となる。また同じ収集時間のとき総計数は等しいので、分割数 N を大きくすれば、 A および D_G は N に反比例して小さくなる。

統計的変動は各画素において $X(K)$ を平均とするポアソン分布をすると仮定するが、一般に平均値が大きいたまは近似的にガウス分布とみなせる。そこで $X(K)$ に統計変動を加えた値を $X_G(K)$ とすれば、Box-Muller 法を用いて

$$\begin{cases} X_G(K) = \text{Int}(\sigma \cdot \sqrt{-2 \log R_1} \cdot \cos 2\pi R_2 + X(K)) \\ \sigma = \sqrt{X(K)} \dots\dots\dots (4) \end{cases}$$

とおける。ここで R_1, R_2 は 0 と 1 との間の一様乱数、 Int は整数化する関数である。 $X_G(K)$ の N 個の離散データはおのおのが平均 $X(K)$ 、標準偏差 (SD) が $\sqrt{X(K)}$ の統計変動を含む値となる。

ここで得られる $K=0$ から $N-1$ までの N 個のデータ $X_G(K)$ についてフーリエ変換を施行し、そのフーリエ級数の 1 次の項までを $X_F(K)$ とすると、

$$\begin{cases} X_F(K) = \frac{A(0)}{2} + A(1) \cdot \cos \frac{2\pi K}{N} + B(1) \cdot \sin \frac{2\pi K}{N} \\ A(1) = \frac{2}{N} \sum_{K=0}^{N-1} X_G(K) \cdot \cos \frac{2\pi K}{N} \\ B(1) = \frac{2}{N} \sum_{K=0}^{N-1} X_G(K) \cdot \sin \frac{2\pi K}{N} \dots\dots\dots (5) \end{cases}$$

となる。そして $A(1), B(1)$ から基本波の振幅 (Amp) および位相 (Ph) が次式によって計算される。

$$\text{Amp} = \sqrt{A^2(1) + B^2(1)} \dots\dots\dots (6)$$

$$\text{Ph} = \arctan(B(1)/A(1)) \dots\dots\dots (7)$$

一定の N, D_L, T の値を用いて (4) から (7) までの計算を 50 回繰り返して、 Amp, Ph の平均値と SD を求めた。時間軸スムージングは、各フレームにおける値とその前後の値を 1:2:1 の比で加重平均し、スムージング後の容積曲線の値 $X_S(K)$ として

$$X_S(K) = (X_G(K-1) + 2 \cdot X_G(K) + X_G(K+1)) / 4 \dots\dots (8)$$

を用いた。

EF 値が位相に与える影響については、 $D_G + A$

$= 20$ とし、 $D_L = 22.9^\circ$ (0.4 アラジン)、 $T = 10$ または 2 分として、EF を 0.1 から 0.9 まで変化させたときの変動を検討した。

2. 容積曲線が三角関数の合成で表わせると仮定した場合

実際の容積曲線は一般的に拡張期が長く、非対称的なものである。それ故、拡張期の長さが位相、振幅に及ぼす影響を検討するため、収縮期と拡張期を異なる周期の 2 つの三角関数の和として表した。すなわち、容積曲線の最大値を 100、最小値を 40 とし、最小となるフレームを $(M+1)$ 番目とすると、容積曲線の値 $X(K)$ は、

$$X(K) = \begin{cases} \text{Int}(70 + 30 \cdot \cos(\pi K/M)) & K=0, 1, \dots, M \\ \text{Int}(70 - 30 \cdot \cos(\pi(K-M)/(16-M))) & K=M+1, \dots, 15 \dots\dots\dots (9) \end{cases}$$

と表すことができる。この離散データについて M の値を変化させてフーリエ変換を行い、位相値の変化をみた。

不整脈が位相、振幅に与える影響は、次のようにして検討した。正常心拍と不整脈が $p:q$ の割合で発生すると仮定し、容積曲線の最大値を 100、最小値を 40、不整脈の周期を正常心拍のその 11/16 とした。そして不整脈を含む容積曲線 $X_R(K)$ を次式で与えた。

$$\begin{cases} X_R(K) = \text{Int}(p \cdot N_R(K) + f \cdot q \cdot A_R(K)) \\ N_R(K) = 30 \cdot \cos(2\pi K/16) + 70 \\ A_R(K) = 30 \cdot \cos(2\pi K/11) + 70 \\ p + q = 1 \\ f = \begin{cases} 1, & K=0, 1, \dots, 10 \\ 0, & K=11, 12, \dots, 15 \end{cases} \dots\dots\dots (10) \end{cases}$$

ここに、 $N_R(K)$ および $A_R(K)$ はそれぞれ正常心拍および不整脈の容積曲線である。この $X_R(K)$ についてフーリエ変換を施行し、不整脈の混入の割合による位相、振幅の変動を検討した。また実際の症例で生ずる不整脈の容積曲線例についても同様の評価を行った。

シミュレーションは核医学データ処理装置 VIP 460 (Ohio-Nuclear 社製) および PC-8800 (NEC) を用いて行い、プログラム言語は BASIC を使用

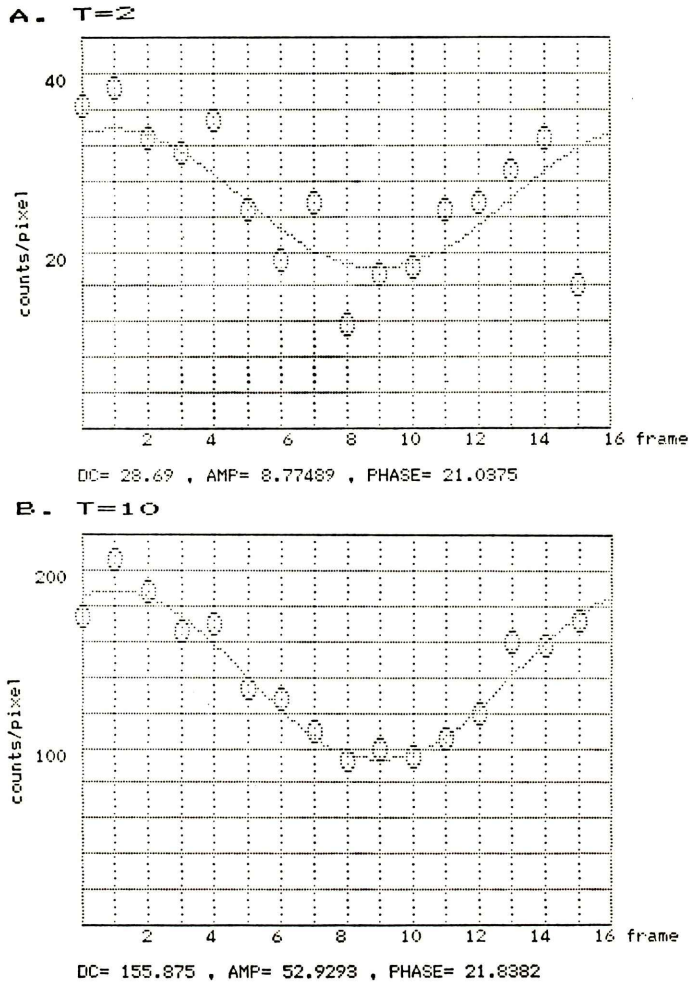


Fig. 3 Examples of simulated volume curves. (A) $T=2$ min., $D_L=22.9^\circ$, $N=16$ frames
(B) $T=10$ min., $D_L=22.9^\circ$, $N=16$ frames.

した。算出された結果および図表は平均値， $\pm SD$ で表示した。

III. 結 果

作製した容積曲線の離散データと，フーリエ変換で求められた直流成分+基本波成分から成る近似曲線の例を Fig. 3 に示した。この例では $N=16$ フレーム， $D_L=22.9^\circ$ とし，上段に $T=2$ 分，下段に $T=10$ 分の場合を示したが，各データは臨床例と同程度の統計変動とみなすことができた。

Fig. 4 は収集時間を $T=10$ 分，位相の遅延を

$D_L=22.9^\circ$ に固定し，データ点数を $N=8, 16, 32, 64$ フレームと変化させた場合に，フーリエ変換で求められる位相，振幅値を示している。時間軸スムージングをかけないときの振幅の平均値は破線で示す理論値に近く，誤差は 2% 以内であり，位相の平均値の誤差は理論値 $\pm 1.3^\circ$ 以内と正確であった。一方，時間軸スムージングをかけると振幅は過小評価され， $N=16$ フレームのとき理論値の 73% となった。またスムージングにより， $N=32, 64$ フレームのときは位相は 2° 以内の誤差であったが， $N=16$ フレームのときは理論値 $+14^\circ$ ，

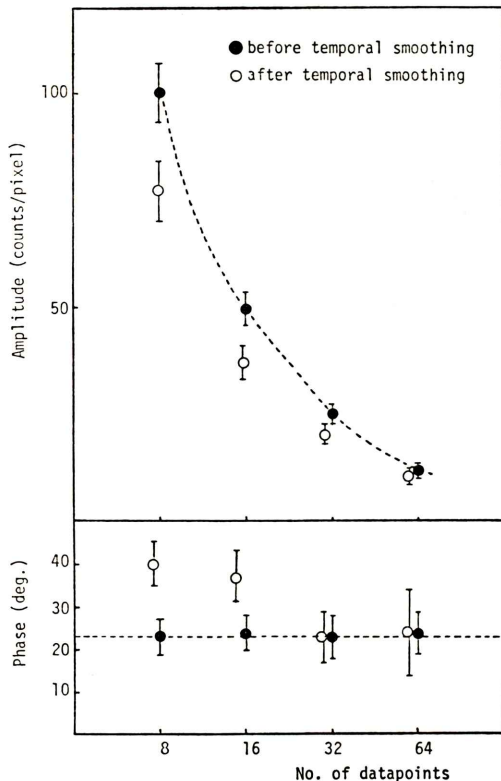


Fig. 4 Effect of the number of datapoints on amplitude and phase. Solid circle (●): calculated from original data. Open circle (○): calculated from data after temporal smoothing.

N=8 フレームのときは $+18^\circ$ の誤差を生じ, SD もむしろ大きくなった. またデータ点数が少ないときは, スムージングの影響を受けやすいことが示された.

Fig. 5 は, N=16 フレーム, $D_L=22.9^\circ$ と固定し, 収集時間を T=10, 5, 2, 1 分 (すなわち各容積曲線の最大値がそれぞれ 200, 100, 40, 20 カウント/画素に対応する) と変化させた場合の振幅および位相の計算結果を示している. スムージングをかけないとき, 振幅値は T=10, 5, 2, 1 分に対して, それぞれ 50.8 ± 4.6 , 26.0 ± 2.9 , 10.5 ± 1.8 , 5.2 ± 1.4 カウント/画素と理論値に近い値となった. 位相値は収集時間が少なくなると変動が大きくなり, T=10 分では $\pm 5^\circ$ の SD であったが, 通常の平衡時法によるデータ収集の限界と考えられ

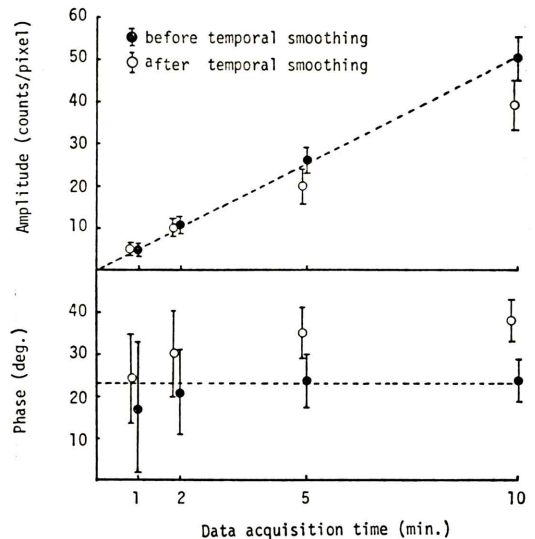


Fig. 5 Effect of data acquisition time on amplitude and phase before and after temporal smoothing.

る^{17,18)} T=2 ないし 1 分ではそれぞれ $\pm 10^\circ$, $\pm 15^\circ$ の SD であった. 収集時間の検討においても, 時間軸スムージングを行うと振幅値は減少し, 位相値も理論値から離れる傾向が認められた.

小さい位相のずれを正確に評価できるか否かを検討する目的で, N=16 フレーム, T=10 分に固定し, $D_L=45, 22.5, 11.3, 5.6, 0^\circ$ と変化させた場合にフーリエ変換で求められる位相値を Fig. 6 に示した. 時間軸スムージングをかけないデータではいずれも位相の平均値の誤差は $\pm 5^\circ$ 以内であり, $D_L=5.6^\circ$ でも正確に評価された. しかしスムージングをかけた場合は, $D_L=5.6^\circ$ のとき最大で $+21^\circ$ の過大評価があり, 時間軸スムージング処理により理論値からの誤差が大きくなることが示された.

EF 値が位相の変動に与える影響は Fig. 7 に示したごとく, EF の低下とともに SD は大きくなり, EF=70% のときは T=10 分で $24 \pm 3^\circ$, T=2 分で $24 \pm 10^\circ$ であったが, EF=10% のときは T=10 分で $31 \pm 20^\circ$, T=2 分で $17 \pm 45^\circ$ に達した.

容積曲線の拡張期の長さが心拍 1 周期に占める割合と位相の関係を Fig. 8 に示した. 対称的な

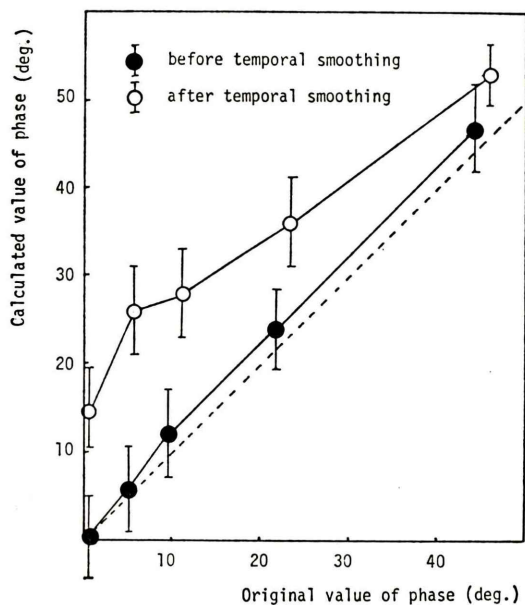


Fig. 6 Relations of original and calculated values of phase before and after temporal smoothing.

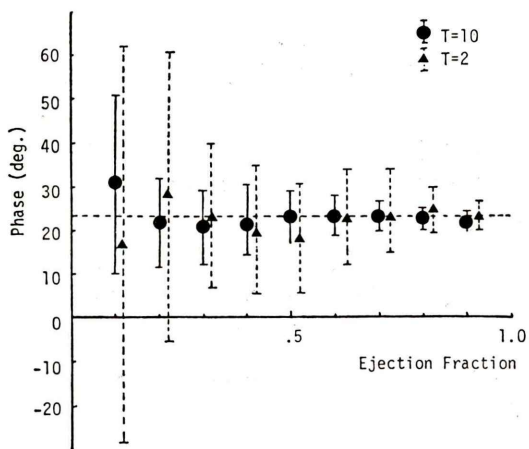


Fig. 7 Effect of ejection fraction on amplitude and phase. (●) T=10, (▲) T=2

sine curve の場合は位相値 = 0° と正確に評価されるが、拡張期の占める割合が増加するにつれて、位相値は実際の容積曲線の最大値の位相 0° からはずれ、10% の増加で約 20° 負に偏位することが判った。また心室性期外収縮の結果認められるような 1 心拍の長さが短い不整脈の混入の影響をみると、Fig. 9 に示すごとく不整脈が増加するに

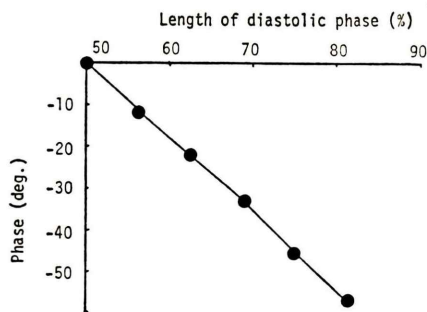


Fig. 8 Effect of the length of diastole on the phase.

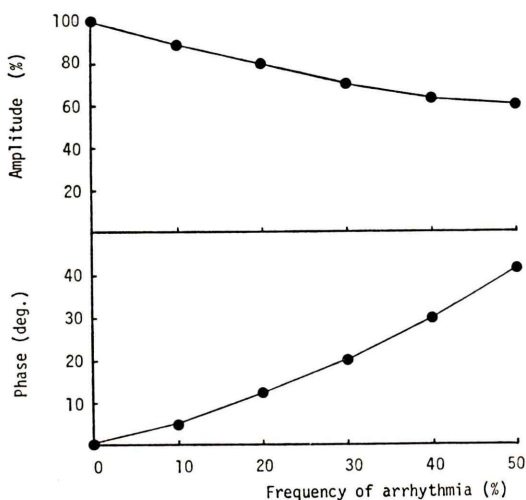


Fig. 9 Effect of arrhythmia on amplitude and phase.

つれて振幅値は小さく、位相値は大きく評価された。約30%の不整脈が混入した場合の振幅値は正常心拍の場合のその80%に過小評価され、位相値は 20° 遅延した。その他不整脈が原因でおこる容積曲線の歪みの例として、特に拡張期後半の計数が低下する症例についてフーリエ解析を施行すると、Fig. 10 に示すように振幅値は小さく評価され、位相値はその容積曲線の形により正または負に偏位した。

IV. 考 案

フーリエ変換はある周期をもつ任意の関数とその周期を基本周期とする基本波成分とその高調波成分の和として表示するという数学的手法である。Phase analysis^{7,13-16)} もその応用の 1 つであるが、

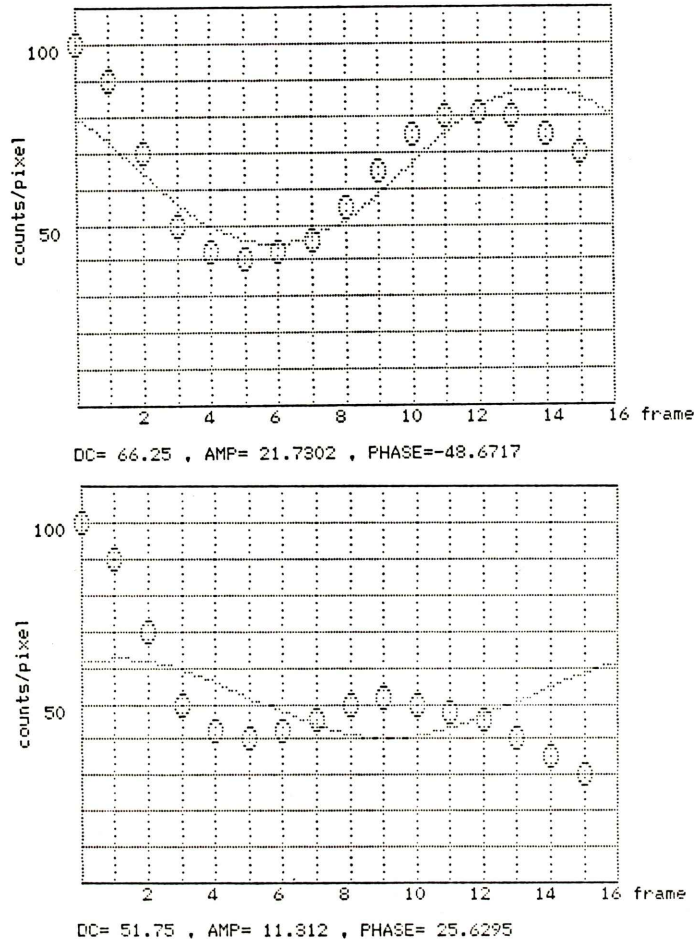


Fig. 10 Two examples of volume curves with arrhythmia.

心房あるいは心室の容積曲線は本質的に周期関数であり、かつ三角関数で近似しやすい特徴を持っている。Functional image においては、各画素の計数が少なくなるため統計変動が問題となり、その最大値、すなわち収縮開始の時点を容積曲線から直接求めることが難しくなる。フーリエ変換を行い基本波成分で近似するという考え方は、近似が粗いものの、その曲線の特徴抽出という観点からは良い方法と考えられる。

Phase image はこれまで臨床的に脚ブロックや虚血性心疾患における評価が報告されているが¹³⁻¹⁶⁾、その意義はまだ確立されておらず、functional image の作製に伴う基礎的検討も不十

分である。そこで著者は、種々の因子がフーリエ変換後の基本波の位相、振幅に及ぼす影響を検討するため、シミュレーションを行った。

本研究では容積曲線は三角関数またはその合成と仮定した。実際の左心室容積曲線は心房収縮期、等容性心室収縮期、心室拍出期、等容性心室弛緩期、左室充満期の各相からなり、厳密には単純な三角関数として表せず、特に対称的な容積曲線とならない拡張期で差が大きい傾向がある。しかし、1心拍の分割数、位相の精度、収集時間、スムージングの効果をみるためには、一次の三角関数でも許容できるものと考えた。拡張期の長さおよび不整脈が位相値、振幅値に与える影響を調べるた

めには、2つの異なる周期の三角関数の合成を用いた。不整脈については、心室性期外収縮が多発した場合を中心に検討したが、ここでも R-R 間隔の短い容積曲線が、そのまま正常周期の容積曲線を時間的に圧縮した形とならず、実際と異なっている。しかし不整脈に一定の形がなく、不整脈が及ぼす影響について検討するには、ほぼ満足できるものと考えた。

各画素の計数値はポアソン分布に従って統計変動すると仮定したが、平均の値が大きいときはガウス分布とみなしても十分であるので、一様乱数を発生させ、平均 m 、標準偏差 \sqrt{m} の正規乱数に変換して統計変動の因子を加えた。シンチグラムにおける統計変動を考慮する際には散乱線などの空間的影響もあるが、本研究では1画素の信頼性評価が目的のため考慮しなかった。

シミュレーションの結果、データ点数と収集時間についての検討では、同じ収集時間と仮定した場合にはデータ点数が与える影響は少なく、収集時間が位相の変動に大きく影響することが示された。これは同じ収集時間では情報量が変わらないためであろう。すなわち、データ点数を大きくすれば、各フレームの1画素あたりの計数は減少して統計変動が大きくなるため、結果的に相殺されるものと推定された。データ点数は16でも十分と考えられたが、さらに多い分割数を必要とするか否かは、EF、駆出時間など、他のパラメータの精度とも関連し¹⁹⁾、また検査に要する時間などの因子も臨床的には問題となろう。1画素あたり40カウントでも位相のSDは $\pm 10^\circ$ 程度であり、運動負荷など短時間のデータでも信頼性の高いことが示された。

EFが低値の場合は位相のSDは大きく算出された。それ故、EFが低値の症例で位相のSDが大きいときは、心室収縮の asynchrony の他に統計変動の因子を考慮すべきである。

位相のSDについて、その許容限界が問題となる。1心拍 360° を16フレームに分割して表示すれば1フレームは 22.5° となる。しかし、伝導障害や副伝導路の検出など詳細な心電図との対応を

要する場合は、さらに精度の高い表示が必要となるため、SDの許容限界も小さくなるものと推定される。疾患と検査目的により、位相のSDを考慮したデータ収集条件の設定と、functional imageの判定が必要である。

EFの算出、EF image^{8,11)}、stroke volume image、paradox image⁹⁾などでは、時間軸スムージング後の容積曲線を使用することも多いため、位相値、振幅値に与える影響を検討した。この結果、スムージング後のデータから計算した位相値は、真の値から偏位し、変動も必ずしも小さくならないことが示された。時間軸スムージングは見かけ上容積曲線を滑らかにするものの、容積曲線の形を変化させる。フーリエ変換は時間因子に対する解析となるため、位相解析の際、時間軸スムージングは有害と考えられる。

不整脈は一定の型がなく一般的評価が難しいが、Fig. 9, 10に示すように、期外収縮の混入や拡張期計数の低下は、位相値を偏位させ、振幅を小さく評価するので注意が必要である。位相の偏位の方法は、容積曲線の形により正負いずれも有り得る。拡張期が長くなると位相は負に偏位するが振幅は変化しなかった。一般に臨床例では拡張期が長い場合、位相は負となるが、負荷時など心拍数が増えると容積曲線は対称に近づき、位相値も実際の容積曲線の最大値に近づくと考えられる。この不整脈と拡張期の長さの検討で示されたように、位相は容積曲線の形によって決定される。したがって、フーリエ変換の基本波成分を用いる限りは平均値の絶対値がもつ臨床的意義は少なく、心房または心室内のある部位について基準化がなされるか、または心内の相対的な位相差が意味をもつと考えるべきである。

以上の検討のように、負荷など比較的短時間のデータ収集時間となる場合も、位相、振幅値の精度は高く、臨床での有用性を裏づけた。しかし、収集条件、不整脈、データ処理法に基づくパラメータの変動の範囲を考慮して functional image の判定を行う必要がある。臨床的な phase image、amplitude image など各種 functional image の有

用性については稿を改めて検討する予定である。

V. 結 論

心電図同期心プールシンチグラム of フーリエ解析法による位相, 振幅の精度を検討するため, 三角関数とその合成に統計変動を加えた容積曲線を用いて, 位相解析のシミュレーションを行った。

1) データ収集時の 1 心拍分割数と収集時間について検討すると, フーリエ変換で求められる位相値の変動に及ぼす影響は, 前者で少なく, 後者に依存した。収集条件は, 1 心拍 16 フレームでも十分であり, 心負荷など短時間のデータ収集でも信頼性が高いと推定された。

2) 位相値は理論値と比較して精度が高く, 5, 6° の位相差も検出可能であった。

3) 時間軸スムージングは, 位相値を偏位させ, 不適當であった。

4) EF が低値となると, 位相値の変動は大きくなった。

5) 拡張期が長い容積曲線では, 位相値は負に偏位した。

6) 不整脈の混入は位相値を偏位させるが, 位相は容積曲線の形により正または負に偏位し, 振幅は低値に算出された。

Functional image の作製, 判定には, これらの因子を十分考慮する必要がある。

謝辞: 稿を終えるに臨み, 終始ご指導いただきました久田欣一教授に心から謝意を表します。また多大のご助言ご指導をいただきました小島一彦助教授 (金沢医療短期大学) をはじめ, 研究にご協力いただきました教室員, RI 部各位にお礼申し上げます。

文 献

- 1) Pavel DG, Zimmer AM, Patterson VN: In vivo labelling of red blood cells with Tc-99m: a new approach to blood pool visualization. *J Nucl Med* **18**: 305-308, 1977
- 2) 朝倉浩一, 小野 慈, 大竹英二, 他: In vivo 標識 ^{99m}Tc-赤血球による心血管プールのスキャン. *核医学* **15**: 943-951, 1978
- 3) Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, et al: A scintigraphic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol* **28**: 575-580, 1971
- 4) Barharach SL, Green MV, Borer JS, et al: A real time system for multiimage gated cardiac studies. *J Nucl Med* **18**: 79-84, 1979
- 5) Ashburn WL, Schelbert HR, Verva JW: Left ventricular ejection fraction—A review of several radionuclide angiographic approaches using scintillation camera. *Prog Cardiovasc Dis* **20**: 267-284, 1978
- 6) Strauss HW, Mckusick KA, Boucher CA, et al: Of linsens and laces—the eighth anniversary of the gated blood pool scan. *Semin Nucl Med* **9**: 295-309, 1979
- 7) Goris ML: Functional or parametric images. *J Nucl Med* **23**: 360-362, 1982
- 8) Maddox DE, Holman BL, Wynne J, et al: Ejection fraction image: A noninvasive index of regional left ventricular wall motion. *Am J Cardiol* **41**: 1230-1237, 1978
- 9) Holman BL, Wynne J, Iodine J, et al: The paradox image: A non-invasive index of regional left ventricular dyskinesis. *J Nucl Med* **20**: 1237-1242, 1979
- 10) 中嶋憲一, 分校久志, 多田 明, 他: RI を用いた左心機能解析法の再現性と functional image の検討. *核医学* **17**: 1231-1240, 1980
- 11) Nakajima K, Tonami N, Bunko H, et al: Assessment of cardiac wall motion with ejection fraction image: a comparison with contrast left ventriculography. *Clin Nucl Med* **6**: 481-484, 1981
- 12) 中嶋憲一, 分校久志, 前田敏男, 他: RI アンギオグラフィにおける時間因子の定量化—functional image による心肺循環時間の評価—*核医学* **18**: 303-308, 1981
- 13) Verva JW, Bornstein I, Arazraki NP, et al: Onset and progression of mechanical systole derived from gated radionuclide techniques and displayed in cine format. *J Nucl Med* **20**: 625-626, 1979 (Abst)
- 14) Links JM, Douglass KH, Wagner HN Jr: Patterns of ventricular emptying by Fourier analysis of gated blood pool studies. *J Nucl Med* **21**: 978-982, 1980
- 15) 向井孝夫, 玉木長良, 石井 靖, 他: 心拍同期心プール像の位相解析による局所心筋壁運動の評価. *核医学* **18**: 609-612, 1981
- 16) 外山比南子, 村田 啓, 飯尾正宏, 他: 位相分析法による第 1 回循環時および平衡時マルチゲートイメージの解析, *画像診断* **1**: 81-88, 1981
- 17) Pfisterer ME, Ricci DR, Schuler G, et al: Validity of left-ventricular ejection fractions measured at rest and peak exercise by equilibrium radionuclide angiography using short acquisition times. *J Nucl*

- Med 20: 484-490, 1979
- 18) 中嶋憲一, 山田正人, 分校久志, 他: 容量可変心室ファントムおよび臨床症例における左心室輪郭抽出法の検討, 核医学 18: 1405-1411, 1981
- 19) Aswegen A, Alderson PO, Nicoloff EL, et al: Temporal resolution requirements for left ventricular time-activity curves. Radiology 135: 165-170, 1980

Summary

Assessment of Cardiac Performance by Functional Imaging of Gated Blood Pool Scintigram (I): A Simulation Study on Fourier Analysis of Volume Curve

Ken'ichi NAKAJIMA

*Department of Nuclear Medicine, School of Medicine,
Kanazawa University, Kanazawa*

A simulation program was developed to assess the accuracy and validity of Fourier analysis in gated blood pool scintigraphy. Volume curves were simulated using sinusoidal function and statistical variations were added on them. Then phase and amplitude were calculated in each volume curve and compared with theoretical value. The number of datapoints during data acquisition did not affect the value of phase but data acquisition time did largely. Sixteen frames per cardiac cycle and short data acquisition time such as in stress study can provide reliable values of phase and

amplitude. Low ejection fraction caused larger statistical variation. Temporal smoothing of volume curve was inadequate. In simulation of arrhythmia, phase was overestimated or underestimated according to the patterns of volume curves. In the assessment of cardiac function with functional images, it is important to take into account that above-mentioned factors affect the values of phase and amplitude.

Key words: Fourier analysis, Volume curve, Gated blood pool study, Functional image.