

《原 著》

# 周波数空間バターワースフィルタおよび ウィナーフィルタを用いた核医学画像処理に関する 基礎的および臨床的検討

加 藤 千 恵 次\*

**要旨** 周波数空間フィルタは周波数特性に歪みがない点で画像処理に優れている。周波数空間上でバターワースおよびウィナーフィルタの最適パラメータを自動的に計算し画像処理を行う方法を考案し、ファントム実験で適切なパラメータが導出されることを確認した。心ブール像をモデル化したファントム像および31例の心電図同期心ブールシンチグラムに応用し、実空間平滑化処理、周波数空間でのバターワースおよびウィナーフィルタ処理を行った。これらの画像から駆出率を求め既知または心カテ法から得た駆出率との相関を調べ、フィルタによる差を比較した。相関は平滑化処理よりバターワースフィルタの方が優れ、バターワースフィルタよりウィナーフィルタの方が優れていた。ウィナーフィルタはカウントの少ない画像でより有効であった。周波数空間バターワースおよびウィナーフィルタは核医学画像の雑音成分を除去し定量性の向上に有効であると考えられた。

(核医学 31: 565-579, 1994)

## I. はじめに

核医学画像に含まれる雑音には全周波数域に均一に存在する統計的変動による白色雑音およびシンチカメラやコリメータの性能に起因する低周波雑音がある<sup>1,2)</sup>。核医学画像の特徴としてこれらの雑音成分が多く含まれていることが挙げられ、種々のフィルタ処理が試みられている<sup>3)</sup>。バターワースフィルタは高周波域における雑音成分の除去、ウィナーフィルタは高周波域および低周波域の雑音成分の除去を目的とするものである<sup>4)</sup>。一般にフィルタを用いた画像処理には実空間フィル

タが広く用いられている。実空間フィルタ処理は高速に実行する利点があるが画像処理に必要なパラメータをあらかじめ設定する必要があるため、その画像に最適な処理を行えない欠点がある。それに対して周波数空間フィルタ処理は個々の画像に対して最適なパラメータを理論的に算出できるため、より適切なフィルタ処理が可能となる。核医学画像のフィルタ処理は主に SPECT 画像の画質改善を目的としてプロジェクトデータの雑音除去に使用されている<sup>5~7)</sup>。しかしフィルタ処理はすべての核医学画像の画質改善に適用できる方法でありプラナー像に応用した場合には、その定量性の向上が期待できる。周波数空間フィルタ処理によって核医学検査から得られる臨床的な定量的指標の改善を検討した報告はない。本論文では各画像に対し最適なフィルタのパラメータを求める方法を開発し、その妥当性について基礎的および臨床的に検討した。

\* 北海道大学医学部核医学講座

受付: 5年8月30日

最終稿受付: 6年4月22日

別刷請求先: 札幌市北区北15条西7丁目 (〒060)

北海道大学医学部核医学講座

加 藤 千 恵 次

## II. 方 法

### 1. フィルタ処理

1) バターワースフィルタのパラメータ算出法  
計測画像の信号成分は低周波領域に局在し、雑音の中で大きな割合を占める白色雑音成分は全周波数にほぼ均一に拡がっているために、ある周波数以上の領域では白色雑音成分がほとんどを占め、パワースペクトル分布がほぼ一定値となる。その周波数を遮断周波数とする。遮断周波数以上の高周波領域では信号/雑音比(SN比)が1以下になっているため、その領域の成分をすべて除去するのがバターワースフィルタである。

バターワースフィルタの周波数特性  $B(f)$  は、次式で示される。

$$B(f) = \frac{1}{1 + (f/f_c)^n} \quad (1)$$

$f$  は周波数である。計測画像から求めるべき重要なパラメータは遮断周波数  $f_c$  である。  $n$  は遮断周波数近傍の周波数特性の傾きを決定する次数であり、値が大きくなると  $f_c$  以上の周波数では

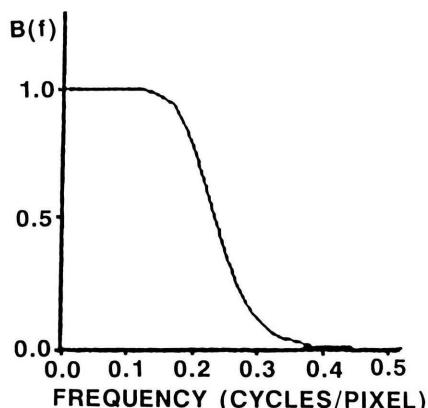


Fig. 1 Frequency response of Butterworth filter. The cutoff frequency,  $f_c$ , is the point at which the gain  $B(f)$  is down to 0.707. The parameter  $n$  controls the steepness of the rolloff. The presented frequency response curve shows the Butterworth filter designed at  $f_c=0.20$  and  $n=9$ .

$B(f)$  は急激に0に収束する<sup>8)</sup> (Fig. 1)。急峻な遮断つまり不適切に  $n$  の値が高い場合はパワースペクトル分布を不連続にするため逆フーリエ変換後の像にアーチファクトを生じる。したがってアーチファクトを生じない最大の次数が求められる。画像にアーチファクトが発生したか否かを計算によって判断するのは困難かつ長い処理時間を要するため、個々の計測画像から  $n$  を自動的に決める作業は行わず数例のファントム画像で検討し、 $n$  を9に固定した。計測画像の周波数分布から遮断周波数が求められる。周波数分布の計算は辺縁部の値が大きいと高速フーリエ変換後のスペクトル分布に影響を与えるため、あらかじめ原画像の辺縁部をなだらかに0に収束させる窓関数をかけた。使用した窓関数  $WI(x)$  を以下に示す。ここで  $x$  は画像辺縁からの画素数である。

$$WI(x) = \sin^2(\pi/10 \cdot x) \quad (x \leq 5) \quad (2)$$

$$WI(x) = 1 \quad (x > 5) \quad (3)$$

次に窓関数処理後の画像に2次元フーリエ変換を行い各周波数ごとのスペクトルの平均強度分布を算出した。高周波域での平均強度はほぼ一定となり、その値は白色雑音の強さとなる<sup>9)</sup>。周波数軸に平行で微小な間隔をもつ2本の水平直線を引き、直線間に最も多く平均強度分布曲線の点が含まれる位置を計算し、上側の直線と平均強度分布曲線との左端の交点の周波数を遮断周波数とした (Fig. 2)。

### 2) ウィナーフィルタのパラメータ算出法

核医学画像に含まれる雑音は、白色雑音に加えて点像分布関数による重畳、すなわち測定系を介して点像が広がりをもつ像にぼける雑音が存在する。遮断周波数以下の周波数領域においても、白色雑音および点像分布関数による雑音の除去を目的とするウィナーフィルタは、以下の理論によって設計される。原画像を  $s$ 、点像分布関数を  $h$ 、白色雑音を  $n$ 、重畳積分を \* とすると計測画像  $r$  は次式で示される。

$$r = h * s + n \quad (4)$$

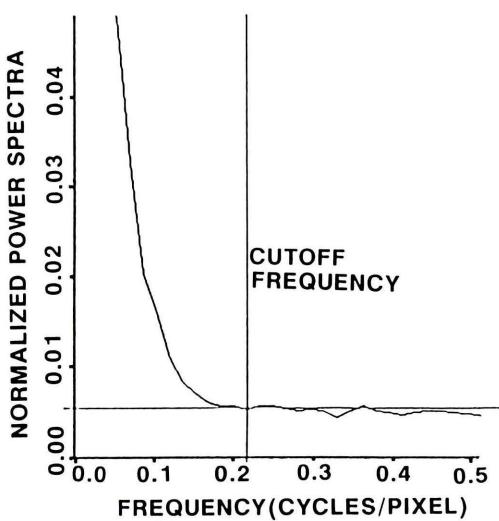


Fig. 2 Normalized power spectra for an object data. The spectra has an almost constant value in the high frequency region. The cutoff frequency is determined from the value, and applied to a parameter  $fc$  for Butterworth filter.

(4) 式を周波数空間で表現すると

$$R = HS + N \quad (5)$$

ここで  $R, H, S, N$  は  $r, h, s, n$  のフーリエ変換である。計測画像  $R$  を周波数空間フィルタ  $F$  で処理した像  $FR$  と、雑音成分を含まない原画像  $S$  との誤差を  $D$  とすると (5) 式を代入して  $D$  は次式で示される。

$$D = S - FR = (1 - FH)S - FN \quad (6)$$

理想的なフィルタは  $D$  をゼロにするものであり、 $D = 0$  を (6) 式に代入すると、

$$F = S / (HS + N) \quad (7)$$

$S$  は未知であるため (7) 式はそのままでは利用できない。そこで  $D$  のパワースペクトル  $P_D$  を最小にする  $F$  を求める。確率過程論的には画像のパワースペクトルはフーリエ変換の二乗に近似されるので (6) 式より  $P_D$  は次式で示される。

$$\begin{aligned} P_D &= (1 - FH)(1 - \bar{F}\bar{H})P_S + F\bar{F}P_N \\ &= (|H|^2 P_S + P_N)(F - \bar{H}P_S / (|H|^2 P_S + P_N)) \\ &\quad \times (F - \bar{H}P_S / (|H|^2 P_S + P_N)) \\ &\quad + P_S P_N / (|H|^2 P_S + P_N) \end{aligned} \quad (8)$$

ここで  $\bar{F}, \bar{H}, \dots$  は  $F, H, \dots$  の複素共役をあらわし、 $P_S, P_N$  は原画像  $S$ 、白色雑音  $N$  のパワースペクトルである。 (8) 式の右辺を最小にする  $F$  は次式で示される。

$$\begin{aligned} F &= \bar{H}P_S / (|H|^2 P_S + P_N) \\ &= \bar{H} / (|H|^2 + (P_N / P_S)) \end{aligned} \quad (9)$$

$H$  は点像分布関数のフーリエ変換で 2 次元の関数であり、 $F$  もフィルタの 2 次元の周波数特性を表す。 $H, F$  の等方性すなわち原点からの方向によって関数の形が変わらないことを考慮すると (9) 式を 1 次元的に考えることができる<sup>10)</sup>。 $H$  のかわりに 1 次元のぼけを示す線像分布関数のフーリエ変換の絶対値である MTF (Modulation Transfer Function) を (9) 式に代入し、 $F$  の 1 次元的な関数  $W(f)$  を得る。

$$W(f) = MTF / (MTF^2 + C) \quad (10)$$

これよりウィナーフィルタの周波数特性  $W(f)$  が導かれる<sup>11)</sup> (Fig. 3)。散乱体のない場合、線像分布関数はガウス分布に近似され、MTF は次式で近似される。

$$MTF = \exp(k \cdot FWHM^2 \cdot f^2) \quad (11)$$

FWHM (Full Width at Half Maximum) は線像分布関数の半値幅 (pixel),  $f$  は周波数 (cycles/pixel) である<sup>12)</sup>。 $k$  は定数で  $-1.133$  である。FWHM はファントム実験から求めた。散乱体のある場合、コンプトン散乱の影響で線像分布関数は底辺に広がりを生じ、ガウス分布近似はやや正確さを欠く<sup>13)</sup>が、今回は一律に MTF を (11) 式で代用した。

$C$  は雑音と対象画像のパワースペクトル比  $P_N / P_S$  であり<sup>14,15)</sup>、計測画像の周波数空間上での平

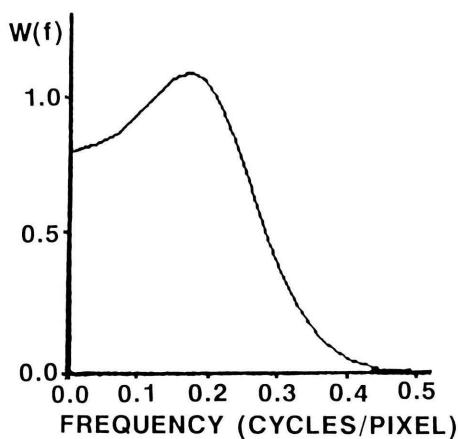


Fig. 3 Filter transfer function  $W(f)$  is shown for a typical Wiener filter. The low frequency region indicates an inverse filter and the high frequency region indicates a high-cut filter. Thus Wiener filter possesses the blending of both these sharpening and smoothing properties. The presented frequency response curve shows the Wiener filter designed at  $FWHM = 3.4$  and  $C = 0.18$ .

均強度分布から求めた。遮断周波数を求める際に導かれた水平直線によって平均強度分布曲線下の面積を Fig. 4 に示すように A, B に二分し、C の値を  $B/A$  として算出した。

## 2. ファントム実験

ガンマカメラおよびデータ収集装置は東芝製 GCA-602A、コリメータは低エネルギー用スラントホールコリメータを使用した。画像の周波数空間での処理はパーソナルコンピュータを使用した。プログラムは機械語と BASIC を組み合わせて作成した。

### 1) 半値幅の測定

$^{99m}\text{Tc}$  溶液 370 MBq/ml を内径 0.8 mm のチューブに封入した線状線源とガンマカメラの間に散乱体として Mix-Dp を厚さ 2 cm から 10 cm まで変化させて挿入し、 $256 \times 256$  画素、各 60 秒間収集した。カメラと散乱体表面の距離は 3 cm とした。得られた像から  $64 \times 64$  画素の像 (5.5 mm/pixel) に対応するピクセル単位の半値幅を計算し、散乱体の厚さとの関係を求めた。

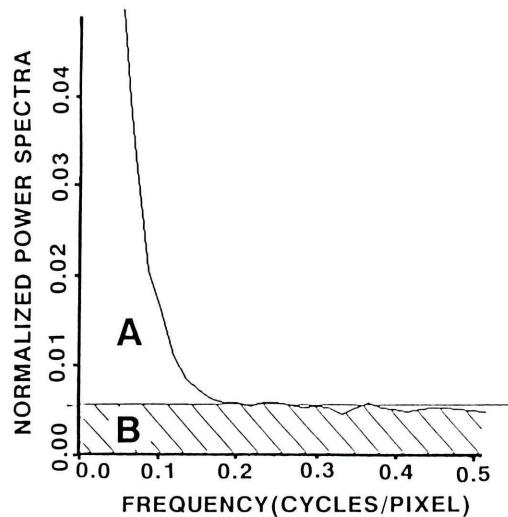


Fig. 4 A horizontal line is drawn on a constant value of the normalized power spectra in the high frequency region for the object data. This line divides the area under the plot of the power spectra into the two areas, A and B, as shown in the figure. The striped area B is defined as the total power spectra of the noise components. Another area A is defined as the total power spectra of the signal components. The ratio  $B/A$  is considered as the value of noise/signal ratio, and applied to a parameter C for Wiener filter.

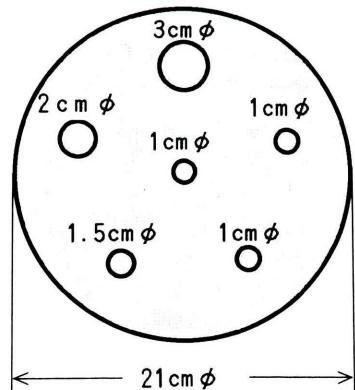


Fig. 5 The diagram of a cylindrical phantom with a 21 cm diameter containing six cylindrical cold areas with diameters of 1.0, 1.0, 1.0, 1.5, 2.0 and 3.0 cm, spaced 72 degrees apart. The phantom is filled with the  $^{99m}\text{Tc}$  solution with radioactivity concentration of 0.72 MBq/ml.

## 2) パラメータ C の算出

$^{99m}\text{Tc}$  溶液 0.72 MBq/ml を cold area を含む直径 21 cm, 厚さ 2.5 cm の円形ファントムに封入した面線源 (Fig. 5) と, ガンマカメラの間に厚さ 7 cm の散乱体 Mix-Dp を挿入して 10,000 から 150,000 カウントまで収集カウントを変えて  $64 \times 64$  画素で撮像した. カメラと散乱体表面の距離は 3 cm とした. また散乱体のない状態で, カメラと線源の距離を 3 cm として同様に収集した. 得られた像から雑音と対象画像とのパワースペクトル比 C を求めた. ウィナーフィルタを用いた場合, パラメータの値が最適な場合には処理画像と対象画像との平均二乗誤差が最小になる<sup>16)</sup>. 散乱体のない状態の像を対象画像として, 処理画像との平均二乗誤差を最小にする C の値を各カウントの像について算出した. 処理画像は周波数空間ウィナーフィルタおよび実空間ウィナーフィルタを用いたものを作成し, おのおのについて検討した. 実空間フィルタのマトリックスサイズは  $15 \times 15$  で行った.

## 3) 定量性の検討

左心プール像をモデル化したファントムとして, 直径 11 cm のポリエチレン製円筒形容器に  $^{99m}\text{Tc}$  溶液 0.012 MBq/ml を 1,400 ml 入れ, その内部中央に  $^{99m}\text{Tc}$  溶液 0.074 MBq を封入したゴム製のバルーンを置いた. バルーンは注射筒と連結して容積を可変できるようにした. カメラと容器表面の距離は 3 cm とした (Fig. 6). バルーン容積 100 ml の像を最大拡張期像のモデルとした. 5 ml 刻みでバルーン容積を変えて 5~95 ml の像を収集し, 最大収縮期像のモデルとした. 像は 20 秒収集および 60 秒収集の 2 種類撮り, 後述する収集カウントの少ない臨床例およびカウントの十分な臨床例と同程度のカウント (100 ml の像で 50,000 および 150,000 カウント) になるファントム像を作成した. これらの像に  $3 \times 3$  点平滑化実空間処理, およびバターワース, ウィナーフィルタによる周波数空間処理を行った. 処理画像上に手動によって最大拡張期モデルである 100 ml の像でバルーン像の輪郭を囲み関心領域 (ROI: Region of

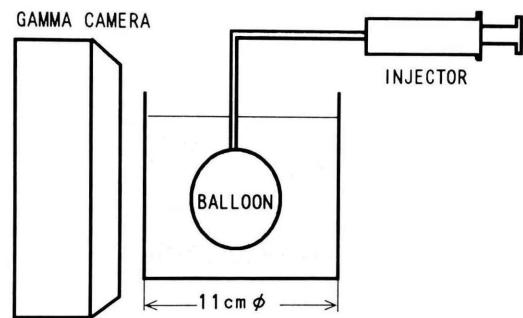


Fig. 6 The fundamental structure is shown for the phantom which is modeled on the cardiac blood pool study. A beaker with a 11 cm diameter is filled with  $^{99m}\text{Tc}$  solution with radioactivity concentration of 0.012 MBq/ml. A rubber balloon joined to an injector is filled with  $^{99m}\text{Tc}$  solution with radioactivity concentration of 0.074 MBq/ml. These radioactive concentrations were chosen to mimic the uptake of the background and left ventricle in the clinical multigated cardiac blood-pool images. The balloon is set in the center of the beaker. The volume of the balloon is variable from 5 to 100 ml. The distance from the gamma camera to the surface of the beaker is 3.0 cm.

Interest) を設け, バックグラウンドとして最大収縮期モデル像のバルーンの辺縁部に ROI を設けた. これらの ROI 内のカウントから次式より駆出率 EF (Ejection Fraction) を算出した.

$$EF(\%) = ((EDC - ESC)/EDC) \times 100 \quad (12)$$

1 つの最大収縮期モデル像に対して, バックグラウンドの関心領域は 10 箇所設定し 10 通りの EF を算出した. ここで EDC, ESC は最大拡張期, 最大収縮期モデルにおけるバルーンを囲んだ ROI 内のバックグラウンド補正後のカウント数である. なおバルーンを囲む ROI の大きさは一定にして, ROI のピクセル数による EF の変動が生じないようにした.

既知の駆出率と各フィルタ処理後の像より算出した駆出率との相関性の検討を t 検定を用いて行った.

### 3. 臨床的検討

#### 1) 対 象

対象は心臓カテーテル検査と心プールシンチグラフィを3週間以内に施行した31例で、内訳は狭心症15例、陳旧性心筋梗塞5例、拡張型心筋症4例、肥厚型心筋症2例、急性心筋梗塞2例、僧帽弁閉鎖不全症2例、大動脈弁閉鎖不全症1例である。平均年齢は59.6歳で、男性18例、女性13例である。

#### 2) 方 法

心プールシンチグラフィはピロリン酸(10mg)静注後の<sup>99m</sup>Tc(740MBq)の静脈内投与による生体内赤血球標識法で行った。平衡時に低エネルギー用スラントホールコリメータを装着した gammaカメラを用いて左前斜位にて心電図同期マルチゲート法で1画像64×64画素、1心拍24分割、400心拍にわたりデータを収集した。各症例とも心電図同期画像に3×3点平滑化実空間処理、およびパーソナルコンピュータでバターワースおよびウィナーフィルタによる周波数空間処理を行った。処理画像上に手動によって最大拡張期像で左室内腔の輪郭を囲み、バックグラウンドとして最大収縮期像で左室内腔の左側に弧状の関心領域を囲んだ。設定した関心領域はすべての24画像で不变にした(fixed ROI法)。関心領域の違いによる駆出率の差を除くため、異なるフィルタ処理を行った同一症例の画像については同じ関心領域を用いた。左室駆出率 LVEF(Left Ventricular Ejection Fraction)は次式より算出した。

$$LVEF(\%) = ((EDC - ESC)/EDC) \times 100 \quad (13)$$

ここで EDC, ESC は最大拡張期、最大収縮期における左室内腔 ROI 内のバックグラウンド補正後のカウント数である。

心臓カテーテル検査による左室駆出率の算出は、右前斜位より撮像した拡張末期像および収縮末期像から area length 法を用いて行った<sup>17)</sup>。

心臓カテーテル検査と各フィルタ処理後の心プールシンチグラフィの左室駆出率の相関性の検討を t 検定を用いて行った。

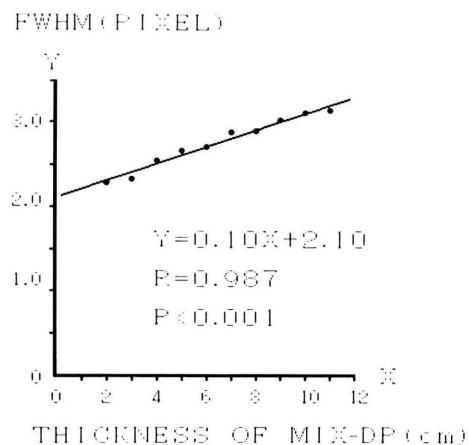


Fig. 7 The relationship between the thickness of the scatter substance (MIX-DP) and FWHM converted into the 64×64 matrix size image. A parameter FWHM for Wiener filter is derived from this relationship.

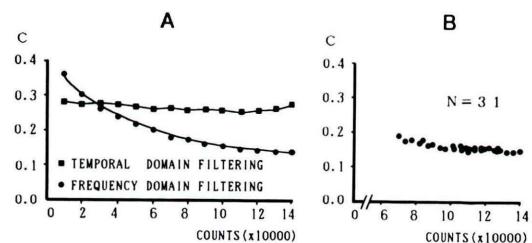
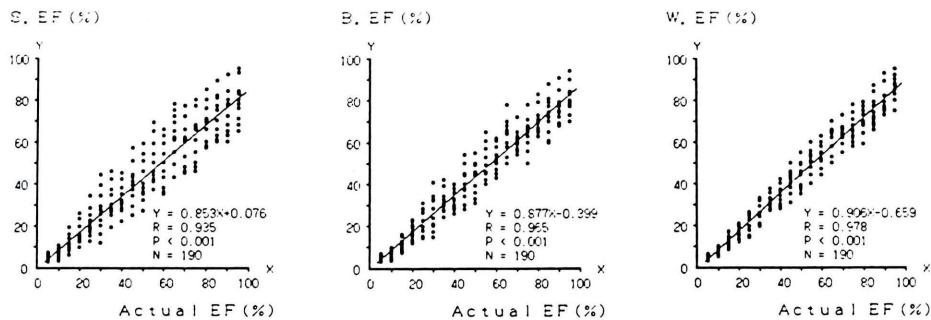
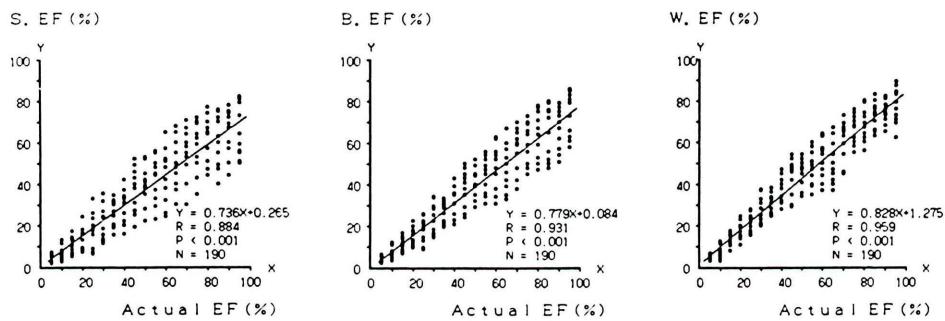


Fig. 8 A: The relationship between the counts of the phantom image and the optimum value of the parameter C for Wiener filter. With the frequency domain Wiener filter, when the counts of the image increase the value of the C decreases. This relationship agrees with the theory. While with the temporal domain Wiener filter, the parameter C is derived almost the same value when the counts of the image increase.

B: The relationship between the counts of the clinical multigated cardiac blood-pool images and the value of the parameter C for the frequency domain Wiener filter. Compared with the result of the phantom study (A), it is shown that proper parameter is derived from the method to determine the parameter C described in this paper.

**A****B**

**Fig. 9** Correlation of EF (ejection fraction) by actual EF and calculated EF from the phantom images modeled on the cardiac blood-pool study. Each phantom image was filtered by three kinds of filters, temporal smoothing filter, frequency domain Butterworth filter and Wiener filter. Then three kinds of EFs were calculated, S. EF (smoothing filter EF), B. EF (Butterworth filter EF) and W. EF (Wiener filter EF).

A: By the phantom image with 60 sec acquisition time. There were significant differences in the correlation coefficients between S. EF and B. EF ( $p < 0.01$ ), between B. EF and W. EF ( $p < 0.05$ ).

B: By the phantom image with 20 sec acquisition time. There were significant differences in the correlation coefficients between S. EF and B. EF ( $p < 0.01$ ), between B. EF and W. EF ( $p < 0.01$ ).

### III. 結 果

#### 1. 基礎的検討

##### 1) 散乱体の厚さと半値幅

散乱体の厚さと半値幅の関係を Fig. 7 に示した。このグラフは実際の臓器イメージングの際の対象臓器とガンマカメラ間の散乱体の厚さとウ

ィナーフィルタのパラメータのひとつである FWHM の関係を示している。今回対象とした症例のうち、CT または MRI が施行された 22 例で左室内腔中心と体表間の厚さを測った結果、左室内腔が最大に撮像されている短軸像で左室内腔中心から体表の正面および側面での平均の厚さは  $7.1 \pm 1.3$  cm であった。この値を Fig. 7 で示す最

小二乗法で近似した直線式に代入した結果, FWHM の値は 2.8 pixel (5.5 mm/pixel) となつた。

### 2) パラメータ C の最適値の算出

収集カウントの異なる円形ファントム像にウィナーフィルタ処理を周波数空間および実空間で行い, 散乱体のない状態で撮像した像との平均二乗誤差を最小にする C の値を求めた. 周波数空間ウィナーフィルタでは, 画像のカウント数の増加に従い C の値は減少した (Fig. 8A). カウント数 80,000 以上では C は 0.2 以下となつた. 今回対象とした心プール画像のカウント数は 70,000 から 150,000 の間であり, 各画像の平均パワースペクトル分布から得られた信号と雑音とのパワースペクトル比 C の値は 0.15 から 0.20 の間であった (Fig. 8B). この結果は周波数空間でのファントム画像処理の結果と一致した. それに対して実空間ウィナーフィルタでは, カウント数の増加に伴う C の変化は少なく 0.3 前後の値となり, 理論および臨床画像より得られた値とは一致しなかつた.

### 3) 定量性の検討

各フィルタ処理を行ったバルーンによるファントム像から駆出率を算出し実際の値との相関を検討した. ここで真の駆出率を Actual EF と表現し, 3×3 平滑化処理, 周波数空間バターワースフィルタ, ウィナーフィルタ処理を行ったファントム像から求めた駆出率をそれぞれ S. EF (Smoothing filter EF), B. EF (Butterworth filter EF), W. EF (Wiener filter EF) と表現した. 60 秒収集像における既知の駆出率 Actual EF と S. EF, B. EF, W. EF との相関係数は 0.935, 0.965, 0.978 であり, S. EF と B. EF, S. EF と W. EF の間には 1% 以下, B. EF と W. EF の間には 5% 以下の危険率で有意差を認めた (Fig. 9A). また 20 秒収集像について同様の検討を行ったところ, Actual EF と S. EF, B. EF および W. EF とのそれぞれの相関係数は 0.884, 0.931, 0.959 であり, S. EF と B. EF, S. EF と W. EF, B. EF と

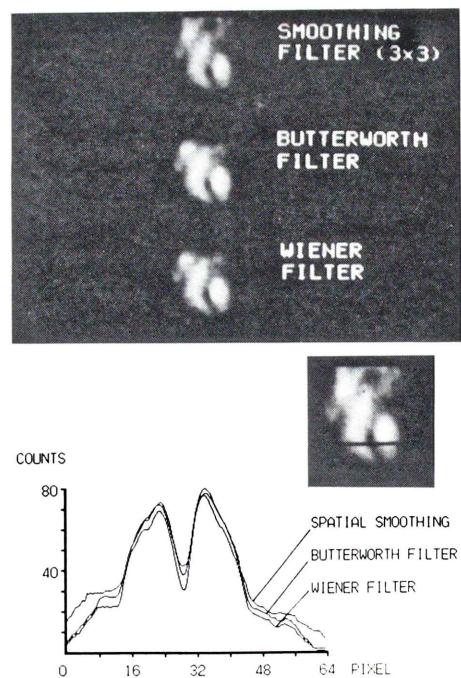
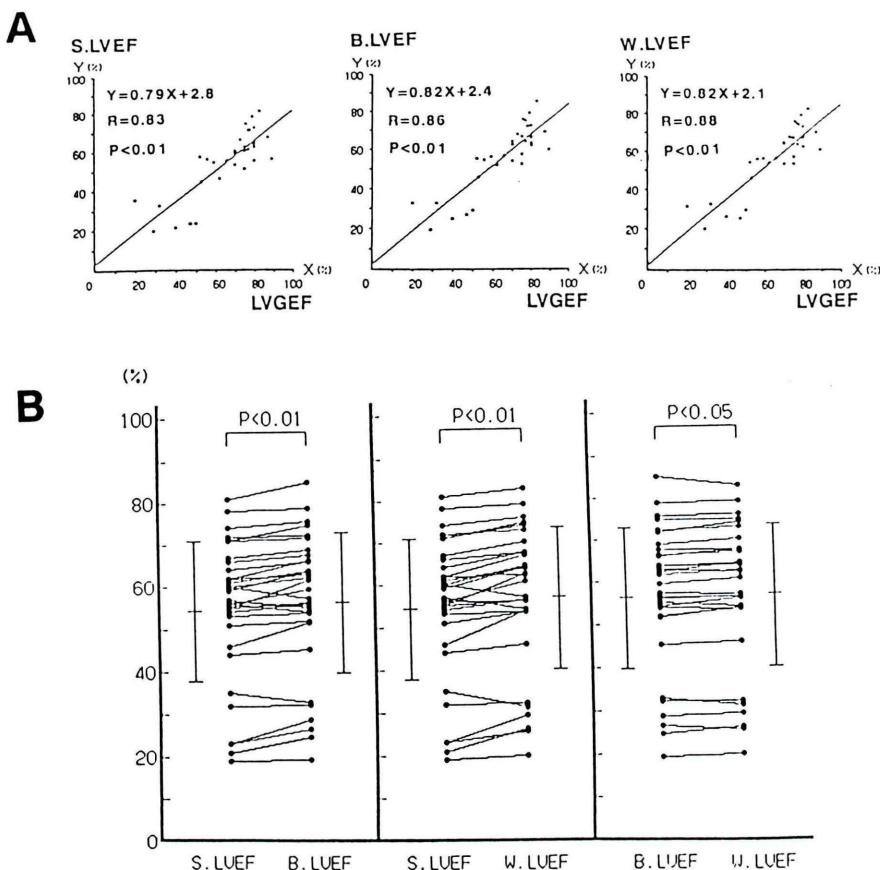


Fig. 10 Comparison of end-diastolic frames of gated cardiac blood-pool images filtered by 3×3 points temporal smoothing filter, frequency domain Butterworth filter and Wiener filter. The profile curves of these images across the right and left ventricles are shown.

W. EF の間にはいずれも 1% 以下の危険率で有意差を認めた (Fig. 9B).

### 2. 臨床的検討

各フィルタ処理を行った心プール像から左室駆出率を算出し, 心カテーテル検査で得た値との相関を検討した. 各フィルタ処理後の最大拡張期像の一例を Fig. 10 に示す. ここで心カテーテル検査による左室駆出率を LVGEF (Left Ventriculography EF) と表現し, 3×3 平滑化処理, 周波数空間バターワースフィルタ, ウィナーフィルタ処理を行った心プール像から求めた左室駆出率をそれぞれ S. LVEF (Smoothing filter EF), B. LVEF (Butterworth filter EF), W. LVEF (Wiener filter EF) と規定する. LVGEF と S. LVEF, B. LVEF, W. LVEF との相関係数は 0.83, 0.86, 0.88 であった (Fig. 11A). 3 群間の相関係数には有意差を認



**Fig. 11** A: Correlation of left ventricular ejection fraction (LVEF) by left ventriculography (LVGEF) and calculated LVEF from thirty-one cases of the gated cardiac blood-pool studies. Each blood-pool image was filtered by three kinds of filters, temporal smoothing filter, frequency domain Butterworth filter and Wiener filter. Then three kinds of LVEFs were calculated, S. LVEF (smoothing filter LVEF), B. LVEF (Butterworth filter LVEF) and W. LVEF (Wiener filter LVEF).  
 B: Comparison of LVEFs obtained by three different filtering method, S. LVEF, B. LVEF and W. LVEF, respectively.

めなかったが、対応のある  $t$  検定で S. LVEF と B. LVEF, S. LVEF と W. LVEF の間には 1% 以下, B. LVEF と W. LVEF の間には 5% 以下の危険率で有意差を認めた (Fig. 11B). 心拍数が揃っていないために拡張末期像のカウント数が 100,000 以下の 9 症例について同様の検討を行ったところ, LVGEF と S. LVEF, B. LVEF および W. LVEF とのそれぞれの相関係数は 0.79, 0.83, 0.85 であった (Fig. 12A). 3 群間の相関係数には

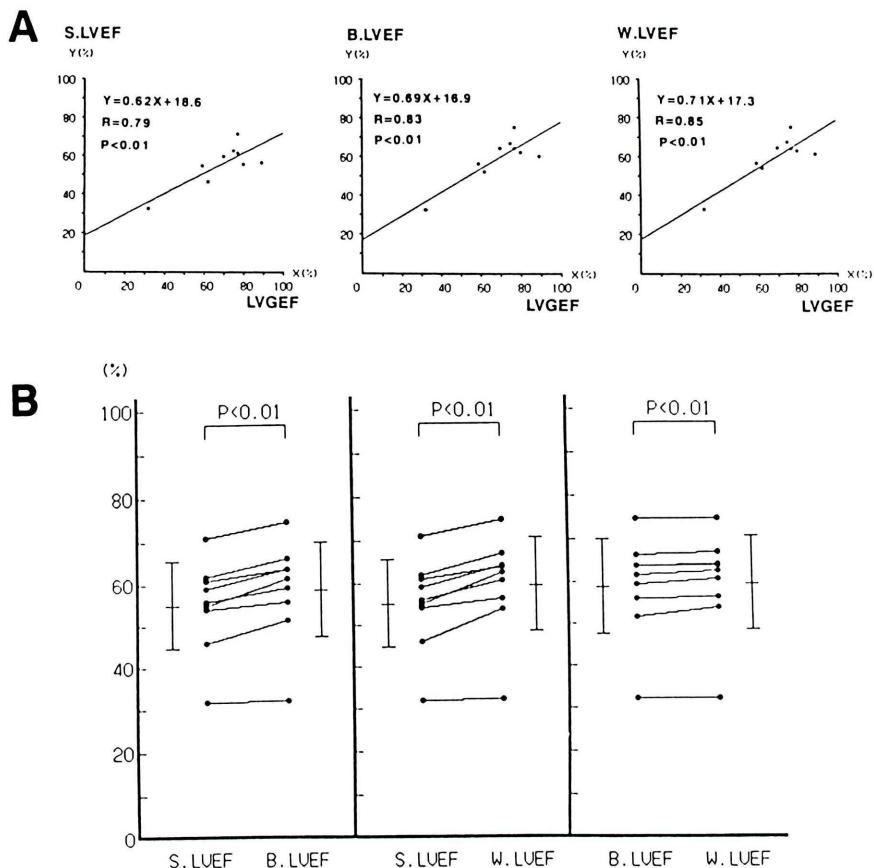
有意差を認めなかったが、対応のある  $t$  検定で S. LVEF と B. LVEF, S. LVEF と W. LVEF, B. LVEF と W. LVEF の間にはいずれも 1% 以下の危険率で有意差を認めた (Fig. 12B).

#### IV. 考 察

##### 1. 基礎的検討

###### 1) フィルタのパラメータ算出法について

フィルタのパラメータ算出を自動化する場合の



**Fig. 12** A: Correlation of LVEFs by left ventriculography and calculated LVEF from nine cases of the gated cardiac blood-pool studies in which the counts per frame were lower than 100,000.  
 B: Comparison of LVEFs in nine cases obtained by three different filtering methods, S. LVEF, B. LVEF and W. LVEF, respectively in which the counts per frame were lower than 100,000.

最も重要な点は、導かれるパラメータの値が計測画像データの周波数分布の変動による影響を受けていく手段を選ぶことであると考える。

バターワースフィルタの最も重要なパラメータである遮断周波数を求める過程は、計測画像の平均スペクトル強度分布曲線の高周波域における均一性を基にして算出する方法をとった。高周波域のスペクトル分布には常にばらつきが存在するが、スペクトルの代表値の算出法によって求めるべき遮断周波数の値の安定性に影響を及ぼす。平均値

を用いた場合には平均を計算する周波数範囲で値が変化し、またアーチファクトなどによって限られた周波数帯域でのスペクトル値の大きな変動がある場合にはその影響を受けやすい。そのため本法は方法 II. 1. 1) の項で述べたように高周波域のスペクトルの代表値として最頻値を求める手法を採用した。この方法では同一症例の画像データから得た遮断周波数はほとんど一定値であり、計測データの変動およびアーチファクトの影響を受けにくい遮断周波数の導出法であることを確認した。

ウィナーフィルタのパラメータである  $FWHM$  と  $C$  は両方ともフィルタの特性に大きく影響を与える数値である。本法では結果 III. 1. 1) の項で述べたように  $FWHM$  は一定値にしたため計測画像データの周波数分布の変動の影響を受けない。身長と体重より体表から左室内腔中心までの距離を求める式<sup>19)</sup>を作成すれば Fig. 7 に示した結果から各症例に対してより適切な  $FWHM$  の設定が可能になるであろう。もうひとつのパラメータである  $C$  は (9) 式で現れる項  $P_N/P_S$  すなわち雑音成分と信号成分のパワースペクトル比で本来は周波数の関数であり定数ではない。しかし周波数ごとに  $C$  の値を計算してウィナーフィルタを設計した場合には、フィルタの特性が計測画像データの周波数分布の変動の影響を非常に大きく受けることを確認した。そこで本法では全周波数域での  $C$  の平均値を得るという考え方をとり、方法 II. 1. 2) の項で述べたように計測画像のパワースペクトル分布曲線から白色雑音成分と計測画像から白色雑音成分を引いた成分との比を定数として求めた。この方法は計測画像データの周波数分布の変動による影響をほとんど受けない。また計算結果は III. 1. 2) の項で述べたように周波数空間ウィナーフィルタを用いた場合のファントム実験結果とよく一致し適切な  $C$  の算出法と考える。

## 2) 実空間フィルタ処理について

実空間フィルタは、画像データを実空間領域においてディジタルフィルタ処理を行い周波数空間処理に近似した結果を高速に得ることができる<sup>20,21)</sup>という利点でひろく利用されているが、近年の計算機の性能の向上によって周波数空間上の処理は実用可能になり、実空間フィルタの価値は低下しつつあると考える。

平滑化フィルタは計測画像の各画素の値を周囲の局所的な平均値に置き換える方法で、最も簡単な実空間フィルタ処理法である。このフィルタは、計算量が少なく高速処理に適しているためよく用いられているが、2つの問題点がある。第1の問題点は、平滑化処理は理論的な雑音除去を行わない点である。平滑化処理は高周波成分を抑制し、

高周波領域の白色雑音の除去を簡便に行うが、遮断周波数が未知であり、画像の信号成分も大きく抑制する可能性がある。また平滑化フィルタのパラメータであるフィルタのサイズも  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ , それ以上のどれを採用するかを理論的に計測画像から導くことができない。第2の問題点は偽解像の発生である。平滑化フィルタを周波数空間に変換すると負値を示す周波数が存在する。周波数応答が負になる周波数では、周波数空間で位相が反転し、実空間上では像の位置にずれが生じる。これはレンズを用いた光学系においてピントがずれたときにみられる現象と同等のもので、偽解像とよばれる<sup>22)</sup>。これらの理由で、平滑化処理は計測画像の信号成分の損失が大きい。そのための今回の臨床データによる検討で、平滑化処理画像の定量性が最も低い結果になったと考える。

実空間フィルタ処理には、平滑化処理のほかにバーワースフィルタおよびウィナーフィルタの周波数応答を近似させた行列を重畳する方法がある。短時間で周波数空間処理に近似した結果を得ることができるが、実空間フィルタ処理の問題点は実空間上では計測画像から理論的にフィルタの最適パラメータを算出できない点である。計測画像を周波数空間に変換してパワースペクトル分布から II. 1. 1), II. 1. 2) で述べた手段でフィルタのパラメータを算出し、その値を実空間フィルタに用いる方法が考えられるが、これは3つの点において不適切と考える。第1に計測画像のパワースペクトルを計算する段階において、周波数空間処理のなかで最も計算時間を要するフーリエ変換が行われており、この後に処理時間の短いことが特徴である実空間フィルタ処理を行うのはその特徴を活かしていない。第2に周波数空間でのパラメータ算出の後は、短時間で実行可能なフィルタの乗算およびフーリエ変換と同じプログラムで実行できる逆フーリエ変換を行えば周波数空間フィルタ処理が終了するので、途中で実空間フィルタ処理に戻るのは非能率的である。第3に実空間フィルタの周波数特性が対象となる画素の値で変化する点である。核医学画像の画素値は整数であり、

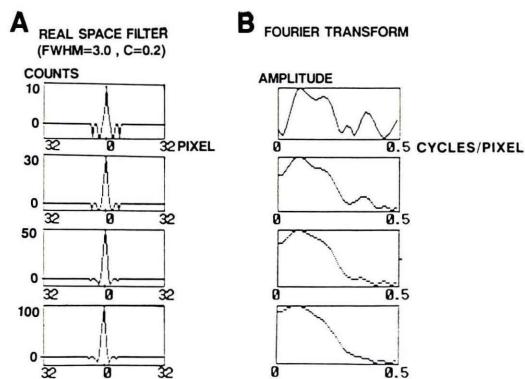


Fig. 13 A: Plots of the temporal Wiener filters for pixel counts of 10, 30, 50 and 100, respectively. B: Plots of the power spectra of the temporal Wiener filters for pixel counts of 10, 30, 50 and 100, respectively. It becomes clear that the frequency response of the temporal Wiener filter depends on the pixel counts of the object image.

整数化された空間での2次元重畳積分となる実空間フィルタ処理結果も整数値化され周波数特性に歪みを生じる。Fig. 13 に示すように歪みの形状は対象となる画素値で変化する。Fig. 13 のグラフの縦軸はパワースペクトルであるため正値を示すが正弦、余弦成分には負値が存在していることを確認した。つまり実空間フィルタには周波数応答の負値化による偽解像の問題がある。これらの理由により結果 III. 1. 2) の項で述べたように、周波数空間で最適パラメータを求める実空間フィルタに用いても同一のパラメータによる周波数空間フィルタ処理とは異なる結果を得ることになる。すなわち実空間フィルタの最適パラメータを求めるためには周波数空間フィルタとは異なる方法が必要である。実空間フィルタのパラメータを逐次変化させて処理画像を作成して雑音成分を含まない画像との平均二乗誤差を極小にするパラメータを最適と判断する。ファントム実験の場合では雑音を含まない画像を作成することは可能だが、臨床画像の場合には不可能である。そのため実空間バターワースフィルタおよび実空間ウィナーフィルタの臨床例への応用は行わなかった。

## 2. 定量性に対する検討

III. 1. 3) で述べたバルーンを用いたファントム実験で、雑音を抑制する特性の優れたフィルタ処理法ほど Actual EF と算出した EF との相関が有意に 1 に近づく結果を得たことは、これらのフィルタ処理によって画像の定量性が改善されたことを意味すると考える。Actual EF と B. EF との相関係数は Actual EF と S. EF との相関係数より高値を示し、S. EF と B. EF の間には危険率 1% 以下で有意差を認めた。周波数空間バターワースフィルタは  $3 \times 3$  実空間平滑化処理に比べ画像の定量性に改善を示すことを確認した。また Actual EF と W. EF との相関係数は Actual EF と B. EF との相関係数より高値を示し、W. EF と B. EF の間には、60秒収集の像では危険率 5% 以下で、20秒収集の像では危険率 1% 以下で有意差を認めた。周波数空間ウィナーフィルタは、周波数空間バターワースフィルタに比べさらに定量性の改善をもたらすことを確認した。すなわち、フィルタ処理による定量性の改善は平滑化処理よりバターワースフィルタの方が優れており、さらにバターワースフィルタよりウィナーフィルタの方が優れていた。バターワースフィルタは、理論的に遮断周波数を導いた上で高周波成分を除去するのに対して平滑化処理の高周波成分抑制は遮断周波数が不明であり、画像の信号成分損失の危険を伴う。またバターワースフィルタは雑音の高周波数成分のみ除去するのに対し、ウィナーフィルタは雑音の高周波成分および低周波成分の除去を行う<sup>23-26)</sup>。これより核医学画像の定量性は、画像の信号成分を損なわずに雑音成分をより多く除去するフィルタ処理でより良く改善されると考える。さらにカウント数の少ない 20秒収集像で求めた B. LVEF と W. LVEF の間に認めた有意差の危険率は、60秒収集像と比べて小さかった。カウントの少ない核医学画像は相対的に雑音成分が多くなる。そのため雑音成分を抑制する効果の大きいウィナーフィルタ処理はカウントの少ない画像でより有効であると考える。

31例の臨床データについて求めた LVGEF と

B. LVEF との相関係数は LVGEF と S. LVEF との相関係数より高値を示し、対応のある *t* 検定で B. LVEF と S. LVEF の間に危険率 1% 以下で有意差を認めた。同じ 31 例について求めた LVGEF と W. LVEF との相関係数は LVGEF と B. LVEF との相関係数より高値を示し、対応のある *t* 検定で W. LVEF と B. LVEF の間には危険率 5% 以下で有意差を認め、カウント数の少ない 9 例について求めた W. LVEF と B. LVEF の間には危険率 1% 以下で有意差を認めた。臨床例でもフィルタ処理法の異なる 3 群間にはファントム実験結果と同様の傾向を得た。3 群間の相関係数には有意差を認めなかったが、この理由としては臨床像では左室内腔、バックグラウンドの位置が大血管内の RI プール像と重なる場合が多く駆出率の算出に影響を与えること、および例数が少なかったことによると考えられる。

一般に周波数空間フィルタ処理の検討は、SPECT 画像の空間分解能の改善を目的として行われているが、核医学画像に最も要求されている要素のひとつである定量性の改善にも平滑化処理に比べ周波数空間バターワースフィルタが有効であり、さらにバターワースフィルタに比べウィナーフィルタがより有効であることを確認した。

## V. 結 語

周波数空間でのバターワースフィルタ、ウィナーフィルタのパラメータ算出法を考案した。その適切性を確認するため基礎的実験を行い、ファントム像および臨床例に周波数空間フィルタ処理および実空間平滑化処理を行って得た駆出率と心カテーテル検査結果を比較検討し以下の結論を得た。

1. 画像を 2 次元フーリエ変換して得たパワースペクトルの平均強度分布から自動的にバターワースフィルタおよびウィナーフィルタのパラメータを算出する方法を開発し、ファントム実験でその算出結果が適切であることを確認した。
2. ファントム実験および心電図同期心プール像において、フィルタ処理による駆出率の改善は

平滑化処理と比較してバターワースフィルタの方が優れており、さらにバターワースフィルタよりウィナーフィルタの方が優れていた。ウィナーフィルタ処理はカウントの少ない画像でより有効であった。

3. 今回検討した周波数空間フィルタのパラメータ算出法および処理は核医学画像の定量性の改善において有効な手段であると考えられる。

本論文の要旨は第 52 回日本医学放射線学会総会および第 32 回日本核医学学会北日本地方会にて発表した。稿を終えるにあたり、ご指導、ご校閲を賜りました北海道大学医学部核医学講座古館正徳教授に深謝いたします。また研究成果に対する貴重な意見を下さった北海道大学医学部核医学講座伊藤和夫助教授、ならびに心臓カテーテル検査結果を提供していただいた北海道大学医学部循環器内科金森勝士講師に謝意を表します。

## 文 献

- 1) Miller TR, Goldman KJ, Epstein DM, Biello DR, Sampathkumaran KS, Kumar B, et al: Improved interpretation of gated cardiac images by use of digital filters. *Radiology* **152**: 795-800, 1984
- 2) Pizer SM, Todd-Pokropek AE: Improvement of scintigrams by computer processing. *Semin Nucl Med* **8**: 125-146, 1978
- 3) Todd-Pokropek AE, DiPaola R: The use of computers for image processing in nuclear medicine. *IEEE Trans Nucl Sci* **29**: 1299-1309, 1982
- 4) Miller TR, Rollins ES: A practical method of image enhancement by interactive digital filtering. *J Nucl Med* **26**: 1075-1080, 1985
- 5) King MA, Glick SJ, Penney BC, Schwinger RB, Doherty PW: Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering. *J Nucl Med* **28**: 1192-1198, 1987
- 6) King MA, Schwinger RB, Doherty PW, Penney BC: Two-dimensional filtering of SPECT images using the Metz and Wiener filters. *J Nucl Med* **25**: 1234-1240, 1984
- 7) Madsen MT, Park CH: Enhancement of SPECT images by Fourier filtering the projection image set. *J Nucl Med* **26**: 395-402, 1985
- 8) Gilliland DR, Tsui BM, McCartney WH, Perry JR, Berg J: Determination of optimum filter function for SPECT imaging. *J Nucl Med* **29**: 641-650, 1988
- 9) King AM, Doherty PW, Schwinger RB, Jacobs DA,

- Kidder RE, Miller TR: Fast count-dependent digital filtering of nuclear medicine images. *J Nucl Med* **24**: 1039-1045, 1983
- 10) 田中嘉津夫: MTF, 内田 勝, 編: 放射線画像工学, 東京, オーム社, 1986, pp. 137-146
- 11) 谷萩隆嗣: ディジタル信号処理の理論2, 東京, コロナ社, 1985, pp. 252-254
- 12) Links JM, Jeremy RW, Dyer SM, Frank TL, Becker LC: Wiener filtering improves quantification of regional myocardial perfusion with Thallium-201 SPECT. *J Nucl Med* **31**: 1230-1236, 1990
- 13) Floyd CE, Jaszcak RJ, Greer KL, Coleman RE: Deconvolution of compton scatter in SPECT. *J Nucl Med* **26**: 403-408, 1985
- 14) Honda N, Machida K, Tsukada J, Kaizu H, Hosoba M: Optimal preprocessing Butterworth-Wiener filter for Tl-201 myocardial SPECT. *Eur J Nucl Med* **13**: 404-407, 1987
- 15) Elfner R, Vaknine R, Knapp WH, Tillmanns H, Lorenz WJ: Automated determination of the right ventricular ejection fraction by digital processing of 81m-Kr scintigrams. *Eur J Nucl Med* **12**: 231-235, 1986
- 16) King MA, Penney BC, Glick SJ: An image-dependent Mets filter for nuclear medicine images. *J Nucl Med* **29**: 1980-1989, 1988
- 17) Kennedy JW, Baxley WA, Figley MM: Quantitative angiography. The normal left ventricle in man. *Circulation* **34**: 272-278, 1966
- 18) Madsen MT: A method for obtaining an approximate Wiener filter. *Med Phys* **17**: 126-130, 1990
- 19) Gal RA, Grenier RP, Dymonds DS, Schmidt DH: Left ventricular volume calculation using a count-based ratio method applied to first-pass radioisotope angiography. *J Nucl Med* **33**: 2124-2132, 1992
- 20) Verba J, Bornstein I, Almaci J: The application of three dimensional Fourier filtering techniques to nuclear cardiac studies. *J Nucl Med* **20**: 658, 1979
- 21) Ross PG, Sharp PF, Undrill PE: A simple filtering routine for radionuclide bone images. *J Nucl Med* **26**: 1081-1084, 1985
- 22) 河田 聰, 南 茂夫: 画像処理のためのフィルタリング手法. インターフェース **10**: 192-202, 1988
- 23) King MA, Doherty PW, Schwinger RB: A Wiener filter for nuclear images. *Med Phys* **10**: 876-880, 1983
- 24) Miller TR, Sampathkumaran KS: Digital filtering in nuclear medicine. *J Nucl Med* **23**: 66-72, 1982
- 25) King MA, Doherty PW, Schwinger RB, Penney BC: A Wiener filter for nuclear medicine images. *Med Phys* **10**: 876-880, 1983
- 26) Miller TR, Sampathkumaran KS: Design and application of finite impulse response digital filters. *Eur J Nucl Med* **7**: 22-27, 1982

## Summary

### Experimental and Clinical Studies of Frequency Domain Butterworth Filter and Wiener Filter on Process of Radionuclide Imaging

Chietsugu KATO

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

A frequency domain filtering method provides accurate frequency response. In order to provide optimal radionuclide image quality, Butterworth or Wiener filters were applied in the frequency domain. A method is developed to determine automatically their optimal parameters from the power spectra of the object images. Phantom studies showed that proper parameters were derived by this method. Thirty-one cases of multigated cardiac blood-pool images and phantom images modeled on the cardiac images were filtered by  $3 \times 3$  points temporal smoothing, frequency domain Butterworth and Wiener filters. From these images, ejection fractions were calculated and evaluated the correlation between the

actual ejection fractions in the phantom study or the values derived from the contrast left ventriculography. The better correlation coefficients were derived with the frequency domain Butterworth filter than with the temporal smoothing. And more desirable correlation coefficients were derived with the frequency domain Wiener filter than with the frequency domain Butterworth filter, especially in the low count studies. Butterworth or Wiener filtering in the frequency domain reduces noise and improves the capacity for quantitative analysis in the radionuclide images.

**Key words:** Butterworth filter, Wiener filter, frequency domain, Gated cardiac blood pool study, Left ventricular ejection fraction.