



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	シングルフォトンエミッションCT (SPECT) におけるウィーナーフィルタの設計
Author(s)	久保, 直樹
Citation	北海道大学医療技術短期大学部紀要, 6, 139-147
Issue Date	1993-12
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/37555
Type	departmental bulletin paper
File Information	6_139-148.pdf



シングルフォトンエミッションCT (SPECT) におけるウィーナーフィルタの設計

久保 直樹

Design of a Wiener Filter for SPECT

Naoki Kubo

Abstract

A program was developed for an automatic Wiener filter design and processing to purge Single Photon Emission Computed Tomography(SPECT) images of blur and Poisson noise. The algorithm is based on a power spectrum for projection data. Consequently, this program allowed for the design of the filter without experimenting to determine parameters. The Wiener filter processed SPECT images of the ^{99m}Tc -filled International Atomic Energy Agency liver slice phantom and the routine method were compared. The decrease in the noise level and the resolution recovery revealed the defect of 8mm in diameter more clearly using the Wiener filter. Thus, this procedure may be useful in diagnosis of clinical SPECT images.

要 旨

シングルフォトンエミッションCT (SPECT) に使用するウィーナーフィルタを、自動的に設計するプログラムの開発を行った。このフィルタで処理することによって空間的ボケおよび統計雑音の除去を行うことができる。設計の際、投影データのパワースペクトルを使用することでフィルタ決定のための予備実験などが必要なくなった。このウィーナーフィルタ処理をIAEA肝スライスファントムのSPECT像に施し、従来の処理と比較した。ウィーナーフィルタで処理した像は統計雑音が軽減され、ファントムの最小径である8mm欠損像も明確に描出された。以上のことから、今回のプログラムで設計されたフィルタは臨床的に有効であろうと考えられる。

1. はじめに

シングルフォトンエミッションCT (以後SPECT) は臓器の機能情報を断層像として得ることができ、核医学診断を飛躍的に向上させた。今やSPECTは脳血流、心筋の検査を中心に広く日常検査に用いられている。

現在使用されるSPECT装置は、 γ 線に指向性を持たせるためコリメータを用いる。このコリメー

タは鉛孔でできているため、空間分解能は数 mm のオーダーになる。また被検者に投与できる放射性医薬品の放射能は極低レベルであり、得られるデータは統計的雑音（以後雑音）を含む。そのため SPECT 画像は、決して診断しやすいものではない。

そこで、空間的ボケと雑音を除去するウィーナーフィルタの使用を試み、このフィルタを自動的に設計するプログラムを開発した。このプログラムを用いるとフィルタを設計する際の予備実験などが必要なくなり、作業が省力化される。このことはルーチン検査において非常に重要なことである。

本研究では、この自動設計法によるフィルタの有効性をみるため、それを IAEA 肝スライスファントム SPECT 画像に応用し、従来のフィルタと比較検討する。

2. 方 法

2. 1 ウィーナーフィルタの理論

ウィーナーフィルタの空間周波数特性 $D(f)$ は式(1)で表すことができる¹⁾⁻⁴⁾。

$$D(f) = \frac{MTF(f)}{[MTF(f)]^2 + Pn(f)/Pf(f)} \quad \dots\dots\dots(1)$$

ここで $MTF(f)$ は変調伝達関数、 $Pn(f)$ と $Pf(f)$ はそれぞれ雑音および信号のパワースペクトルを示す。空間周波数（以後周波数という） f は、2次元周波数 $u-v$ 空間では、

$$f = (u^2 + v^2)^{1/2}$$

と表すことができるので、式(1)の $D(f)$ は、 $D(u, v)$ へと2次元に拡張することができる。関数 $MTF(f)$ は SPECT の収集条件によって決まるので、 $D(f)$ を設計するには $Pn(f)$ と $Pf(f)$ を推定する必要がある。

2. 2 パワースペクトル $Pn(f)$ と $Pf(f)$ の推定

測定画像のパワースペクトル $Pg(f)$ は式(2)のように表すことができる^{1),5)}。

$$Pg(f) = Pn(f) + [MTF(f)]^2 \cdot Pf(f) \quad \dots\dots\dots(2)$$

また取り扱う測定画像はデジタル画像のため、周波数 f は離散値となる。

以下に $Pg(f)$ から $Pn(f)$ と $Pf(f)$ を分離する方法について述べる。

I. 図1に示すように周波数 f の離散間隔を Δf とする。次の周波数 f_{AV} を求める。

$$f_{AV} = f_{NY} - 4\Delta f$$

ただし f_{NY} はナイキスト周波数である。

II. 周波数 f_{AV} から f_{NY} までの $Pg(f)$ の平均値 AV を計算する。この AV はほぼ雑音成分の強さであるといえる。なぜならば、 $Pg(f)$ の高周波領域の平坦な部分は雑音成分を表すからである⁶⁾。

III. 次の条件 $Pg(f) \leq 2AV$ を満足する最小周波数 f_0 を求める。この周波数 f_0 においては信号成分と雑音成分がほぼ同程度であると考えられ、周波数が f_0 以上になると、信号成分より雑音成分が多くなる。

IV. 周波数 f_0 から f_{NY} までの範囲の $Pg(f)$ を多項式で近似し、近似式 $P'g(f)$ を求める。

$$P'g(f) = \alpha + \beta e^{-t(f-f_0)} + \gamma e^{-2t(f-f_0)} + \delta e^{-3t(f-f_0)} \quad \dots\dots\dots(3)$$

係数 $\alpha, \beta, \gamma, \delta, t$ は未知数でこれらの値は安定化 Gauss-Newton 法を用いて決定する。このとき t の初期値は経験的に 0.2 とした。収束点の判定には、各係数の変化率の絶対値の和が 0.01 以下

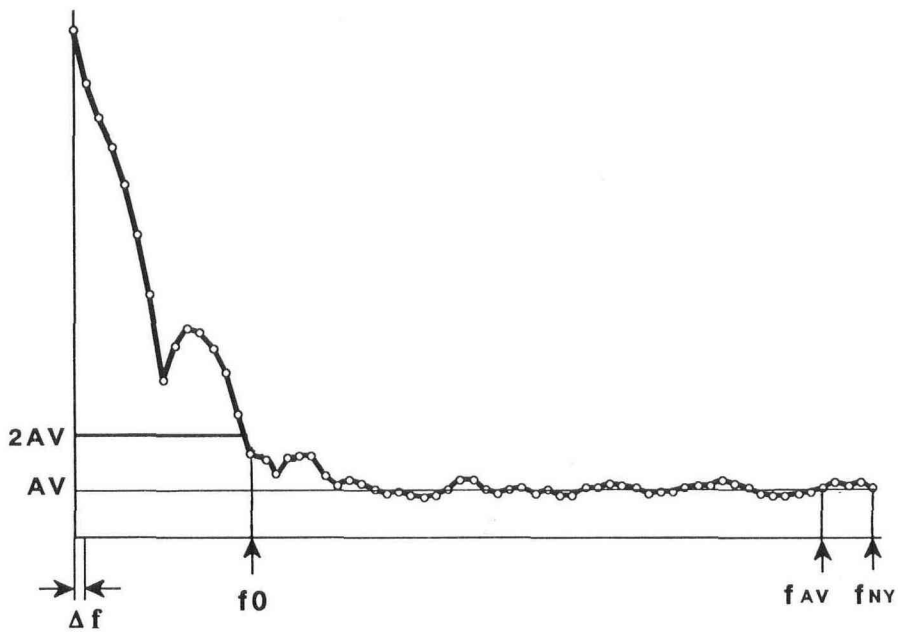


図1 測定画像のパワースペクトル $P_g(f)$ 。

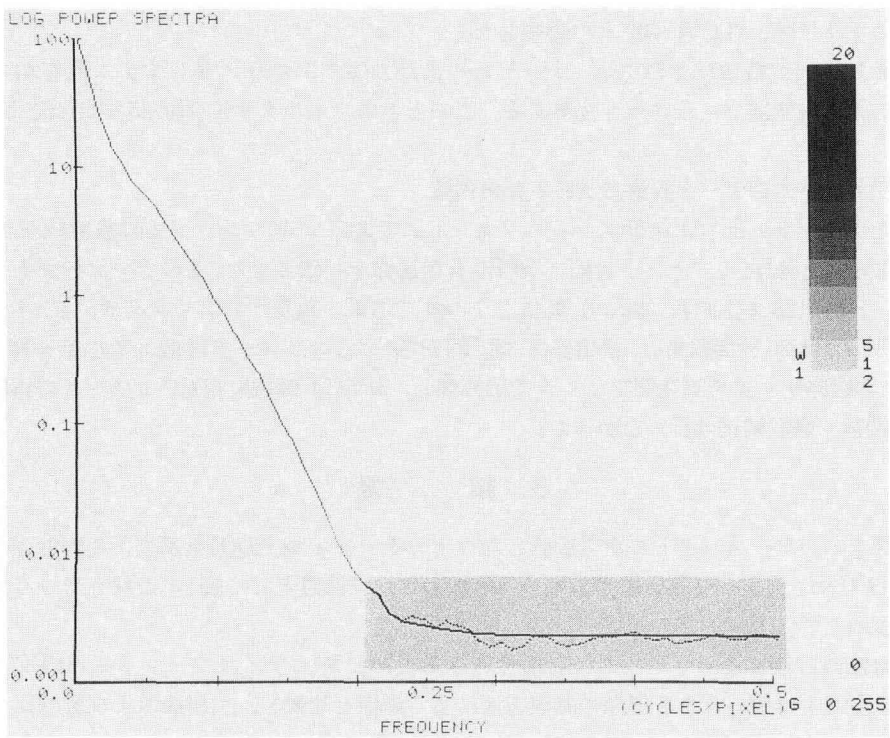


図2 肝スライスファントム投影データのパワースペクトル。点線は元のデータ、灰色部分が近似した範囲、実線は多項式近似した結果を示す。

のときとした^{7),8)}。このように多項式近似を行うことで図2 (表示したパワースペクトルはIAEA 肝スライスファントム投影データ。データ収集方法は後述。)に示すように雑音成分特有の細かな変動を抑えることができる。

V. 雑音成分 $Pn(f)$ は各周波数とも係数 α の値であると仮定する。なぜならば $Pn(f)$ を各周波数とも一定値であると仮定できるからである⁵⁾。

VI. 次式のように式(2)を変形することで、 $P'f(f)$ を求める。

$$P'f(f) = \frac{Pg(f) - \alpha}{[MTF(f)]^2} \quad \text{ただし, } f < f_0 \text{ のとき}$$

$$P'f(f) = \frac{P'g(f) - \alpha}{[MTF(f)]^2} \quad \text{ただし, } f \geq f_0 \text{ のとき}$$

2. 3 ウィーナーフィルタの設計および処理

式(1)の $Pn(f)$ に α を、 $Pf(f)$ に $P'f(f)$ を代入することでフィルタ $D(f)$ を設計する。

以上の方法に基づいて、投影データからまず $Pg(f)$ を計算し、そして $D(f)$ を自動的に設計するプログラムを開発した。プログラムの構築およびデバックにはノート型パーソナルコンピュータPC-9800 nc を活用した。使用言語はFORTRAN である。プログラムの構築完了後、それを東芝社製ガンマカメラシステムGCA-602 Aに移植した。

自動設計した周波数領域でのウィーナーフィルタ $D(f)$ はガンマカメラシステム既存のプログラムを使用して、実空間フィルタへと変換する。このときのフィルタサイズは 25×25 点とした。

2. 4 ファントムのデータ収集方法および再構成

使用したファントムはIAEA 肝スライスファントムである。このファントムに放射能が100 MBqの^{99m}Tc水溶液を満たし、ファントム面とSPECT断層面を一致させた。このデータのマトリックスサイズは、 128×128 で1画素(pixel)幅は2.7 mmである。角度サンプリングは、 6° ずつ、ひとつの投影データは30秒間収集し、検出器は 360° 回転させた。コリメータは低エネルギー高分解能用である。この投影データを実空間フィルタで前処理し、SPECT画像を得た。このときの再構成関数はRamp関数、吸収補正は行わなかった。

3. 結 果

図3に図2のパワースペクトルから設計したウィーナーフィルタ $D(f)$ を示す。このときの変調伝達関数MTF(f)は、点広がり関数を半値幅5.4 mmのガウス関数として表し、これをフーリエ変換することで求めた²⁾⁶⁾。

今回の自動設計法によるフィルタの有用性をみるために肝スライスファントムSPECT像において、臨床上おもに使われる2種類の処理方法による画像と比較し、欠損像および雑音について検討する。

図4の画像aは前処理フィルタとして3点荷重平均、再構成関数はShepp-Logan関数、画像bは前処理にバターワースフィルタ遮断周波数 0.037 mm^{-1} 、次数は8、再構成関数はRamp関数であ

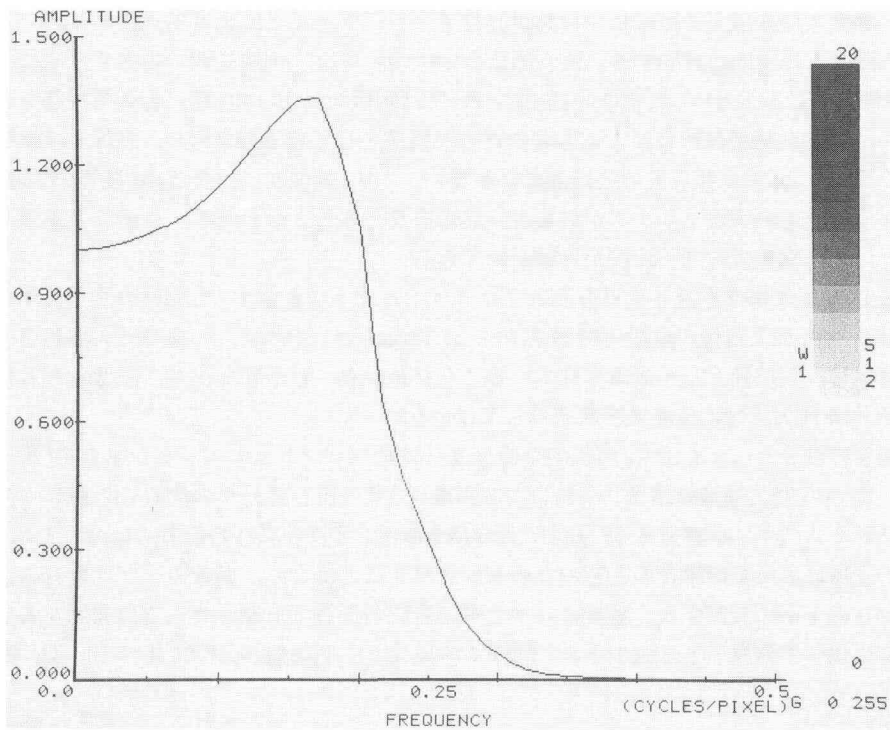


図3 肝ファントム投影データのパワースペクトルを用いて設計したウィーナーフィルタ

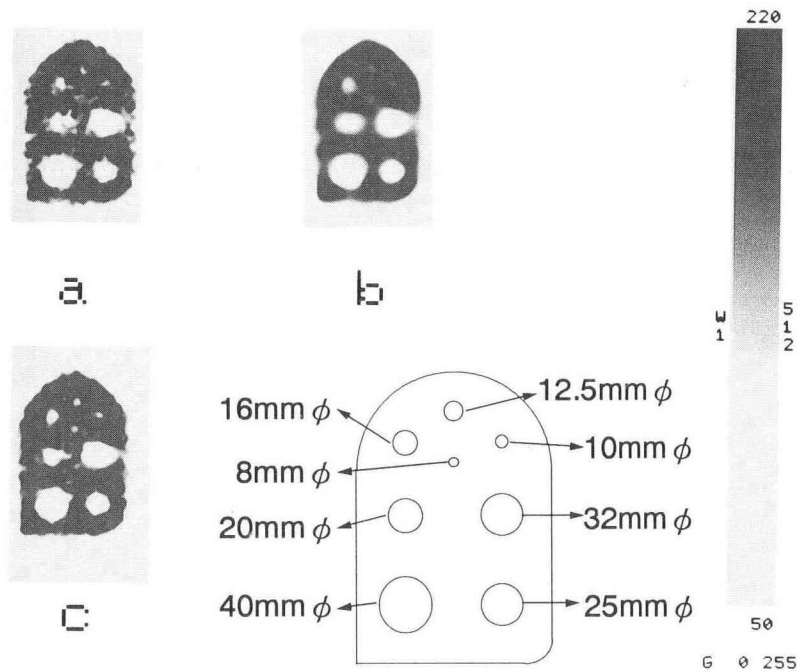


図4 IAEA 肝ファントム SPECT 像。処理条件：a 3点荷重平均・Shepp-Logan 関数；
b バターワースフィルタ（遮断周波数 0.037mm^{-1} 次数8）・Ramp 関数；c 自動
設計ウィーナーフィルタ・Ramp 関数。右下はファントムの模式図。

る。一方、画像cは本論文で提案した自動設計ウィナーフィルタによる結果である。

これらの画像を視覚的に評価する。雑音の度合いについては、画像aが一番多く、次に画像cが位置し、画像bが最も少ない。欠損像の描出については画像aは10 mm 径以上の欠損部を認識できるが、8 mm 径の欠損部は雑音による影響のため欠損像として判別できない。画像bでは明らかに欠損しているのは16 mm 径以上の欠損部でしかない。一方、画像cでは全ての欠損部を描出している。このようにウィナーフィルタが最もよい結果を与えることがわかる。このことをプロファイルカーブと、その微分カーブの比較から確かめてみる。

図5に8 mm 径欠損部を通る水平方向のプロファイルカーブを示す。この図の左下に示す画像cのカーブは8 mm 径欠損像の位置(32画素から37画素まで)で凹状、つまりその周辺より明らかに低い値を示し、欠損像として描出されていることがわかる。しかしながら、画像aとbに対するカーブは8 mm 径欠損像の位置で凹状を示してはいない。

図6に図5の微分カーブを示す。理想的な微分カーブはファントムのエッジがある10画素で正の値を取り、8 mm 径欠損像の始まる位置(32画素)で負の値、終わりの位置(37画素)で正の値、そしてファントムのエッジがある58画素で負の値を取る。それら以外の位置ではゼロを示す。しかし、実際の画像においては雑音の影響のためゼロを示すことはなく、微分カーブは雑音の大きさに依存してゼロの上下に変動する。厳密にいうと自己吸収の影響でも微分カーブは変動するが、この影響は雑音に比べて無視できる程小さい。画像cの微分カーブは他の二つに比べ10, 32, 37, 58画

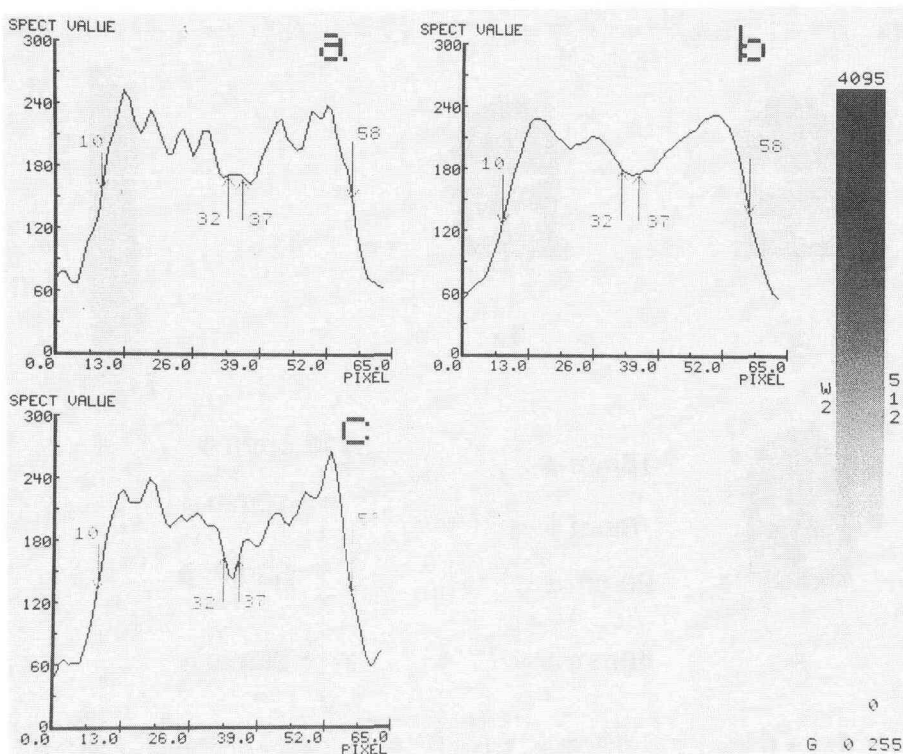


図5 肝ファントム8 mm 径欠損像を通る水平方向プロファイルカーブ。左上は図4の画像a、右上は画像b、左下は画像cに対する結果を表す。

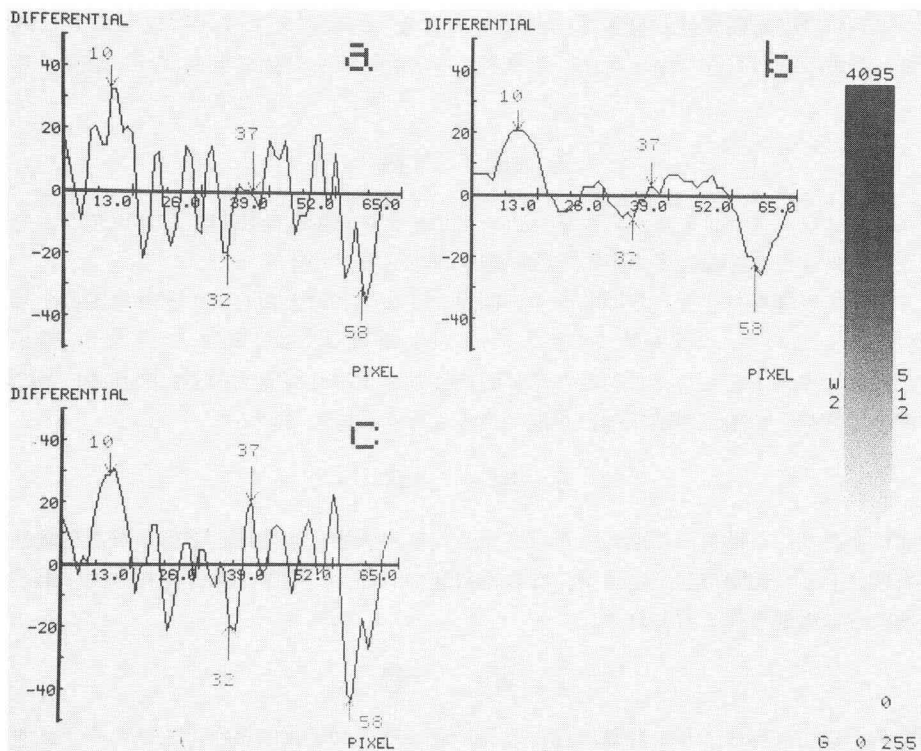


図6 プロファイルカーブ(図5)の微分カーブ。左上は画像a, 右上は画像b, 左下は画像cに対する結果を表す。

素で理想のカーブに近いが、それら以外では雑音のためゼロでない数値を示している。しかし、その変動は画像aのカーブほど大きくはない。画像bのカーブは変動が最も小さく雑音が少ないことを示しているがエッジや欠損像についてみると画像cのカーブよりかなり劣る。

以上プロファイルカーブと微分カーブの結果は、視覚的評価による結果を指示し、自動設計ウィナーフィルタの有効性を裏付ける。

4. 考 察

これまでに拘束条件つき最小2乗フィルタ、メッツフィルタなど多くのフィルタによる処理が報告されてきた。しかし、これらはフィルタを決定するために予備実験をする必要がある。またフィルタ処理に複雑な手順を踏まなければならない²⁾。以上の理由で、これらのフィルタは、臨床で使用されるにいたっていない。

一方、設計や処理が比較的簡単な、荷重平均およびバターワースフィルタでは臨床的に満足できる画質を達成することはできない。

今回開発したウィナーフィルタでは変調伝達関数のみを必要とするためパラメータを決定などの予備実験は不必要で、作業を省力化できる。その上、従来のフィルタ処理より画質を向上させることができる。

今回開発したプログラムは、信号と雑音のパワースペクトルを分離するとき、信号を過大評価す

ると式(2)の $Pg(f)$ の高周波成分が発散する欠点を有する。今回の肝スライスファントムに対するケースでは、発散は認められなかったが、今後あらゆる画像にも対処できるように改良する必要がある。

5. 結 語

投影データのパワースペクトルからウィナーフィルタを自動的に決定するプログラムを開発することができ、フィルタを設計する際に予備実験を行う必要がなくなった。

このフィルタで処理を行うと、空間的ボケの回復および雑音除去の双方を同時に遂行することができた。このため、このフィルタを肝スライスファントム SPECT 像に応用したところ、最小 8 mm 径欠損像が確認しやすくなった。このことは呼吸性移動がなければ 8 mm 径の Space Occupying Lesion (例えば肝癌) の検出が臨床的に可能であることを示唆している。

6. 謝 辞

この研究にあたり、ご助言、ご協力いただきました本学医療技術短期大学部診療放射線技術学科鈴木茂人教授に心より感謝申し上げます。なお本研究の一部は、本学医療技術短期大学部の平成 4 年度研究助成金の援助を得て行われた。

7. 付 録

測定画像のパワースペクトルの計算には、ガンマカメラシステムに存在するプログラムを使用した。この計算結果はハードディスクに書き込められる。今回作成したプログラムはイメージメモリ (画像表示メモリ) からのデータしか取り込むことができない。またハードディスクは 16 ビット、イメージメモリは 12 ビットなので、ハードディスクからイメージメモリに転送すると、4 ビット分のデータが欠ける。つまり式(4)のように表すと r^3 の項の係数がわからないことに相当する。

$$r^n \times (a/r + b/r^2 + x/r^3 + c/r^4 + d/r^5 + e/r^6) \dots\dots\dots(4)$$

ここで r は基数、 n は指数部であり、これらは転送可能である。欠けたデータは x で表している。 x の値を転送させるために r 倍して、ひとつ桁を移動させようとしても r^n が r^{n+1} になるだけで、欠けたデータは r^3 の項のままである。そこで式(4)を $r+1$ 倍にした。その結果を式(5)に示す。

$$r^{n+1} \times \{a/r + (a+b)/r^2 + (b+x)/r^3 + (c+x)/r^4 + (c+d)/r^5 + (d+e)/r^6\} \dots\dots\dots(5)$$

式(5)では $b+x$ が転送されない桁になるが、 $c+x$ の桁は転送される。 c はすでに式(4)のところでわかっているので x が計算から求めることができる。このとき下位の桁からの繰り上げに注意しなければならない。

引用文献

- 1) 長尾 真 (監訳) : デジタル画像処理, 222-228, 1978, 近代科学社, 東京.
- 2) 村瀬研也, 望月輝一, 杉内矩昭, 他 : 核医学に於けるデジタル・フィルタの応用, MEDIX, VOL. 16, 41-50
- 3) 久保直樹, 表 英彦, 高橋典子, 他 : パワースペクトルを利用したウィナーフィルタのパラメータ決定について, 北海道放射線技術雑誌, Vol. 51, 21-26, 1991.

- 4) M. T. Madsen : A method for obtaining an approximate Wiener filter, Med. Phys. 17(1) : 126—136, 1990.
- 5) M. A. King, P. W. Doherty, R. B. Schwinger : A Wiener filter for nuclear medicine images, Med. Phys. 10 (6) : 876—880, 1983.
- 6) 和邇秀信, 細羽 実, 伴 隆一 : 島津核医学データ処理システム シンチパック-2400 を用いた最近の核医学画像処理, 島津評論, Vol. 42 No. 1, 79—84, 1985.
- 7) 南 茂夫 : 科学計測のための波形データ処理, 204—211, 1986, C Q 出版株式会社, 東京.
- 8) 脇坂行一, 菅原 努, 鳥塚莞爾 : 臨床核医学, 90—105, 1981, 東京.