

# Microsoft Excel における 2 次元フーリエ変換を用いた画像処理法の構築

友光 達志<sup>1</sup>, 三村 浩朗<sup>2</sup>, 北山 彰<sup>1</sup>,  
原内 一<sup>1</sup>, 荒尾 信一<sup>1</sup>, 天野 貴司<sup>1</sup>,  
村中 明<sup>1</sup>

## Construction of the Image Processing Method using the Two-dimensional Fast Fourier Transform in Microsoft Excel

Tatsushi TOMOMITSU<sup>1</sup>, Hiroaki MIMURA<sup>2</sup>, Akira KITAYAMA<sup>1</sup>,  
Hajime HARAUCHI<sup>1</sup>, Shinichi ARAO<sup>1</sup>, Takashi AMANO<sup>1</sup>  
and Akira MURANAKA<sup>1</sup>

キーワード：fast Fourier transform, image processing, Microsoft Excel, bone scintigram

### 概 要

Microsoft Excel を用いて 2 次元高速フーリエ変換を行い、空間周波数領域で画像処理する方法の構築を目的とした。検討には、処理対象画像として胸部骨シンチグラム像を、解析アプリケーションソフトには Microsoft Excel 2007 と Image J をそれぞれ用いた。なお、Microsoft Excel での高速フーリエ変換は、処理時間を短縮するためマクロを構築した。その結果、Microsoft Excel での処理画像は、核医学のデータ処理専用装置のそれとの間に殆ど差が認められなかった。これにより、我々が構築した Microsoft Excel を用いた画像処理法は、十分に使用可能なことが証明された。

### 1. 緒 言

核医学画像に対し、画像改善を目的とした様々な画像処理がなされている<sup>1-5)</sup>。処理に用いられるフィルタには実空間フィルタと周波数空間フィルタがあり、前者はフィルタの係数等がブラックボックス化されているため汎用性に欠ける。それに対して後者は、処理法の汎用性はあるものの、処理が煩雑な 2 次元フーリエ変換を必要とする欠点がある。したがって、汎用性に優れた 2 次元フーリエ変換を用いた画像処理法を、フリーソフトウェアもしくは安価な市販ソフトウェアを応用し、簡便に処理する方法の開発が望まれている。

2 次元の高速フーリエ変換 (fast Fourier transform, FFT) が可能なフリーソフトウェアの代表的な 1 つとして Image J が挙げられる。しかし、Image J では、

フーリエ変換後のデータは複素数ではなく整数で与えられるため、そのデータに対してフィルタ処理および逆フーリエ変換が不能である。そこで、汎用されている Microsoft Excel を用いて 2 次元高速フーリエ変換を行い、空間周波数領域で画像処理する方法の構築を試みたので報告する。

### 2. 方 法

#### 2.1. 使用機器および材料

今回の検討には、使用機器としてシンチレーションカメラに e-Cam + (東芝) を、データ処理装置に GMS-5500A (東芝) をそれぞれ用い、試料として e-Cam + で撮像された胸部骨シンチグラム正面像と斜位像 (画像サイズ：256 × 256 マトリックス, 256 階調) を用いた。また、アプリケーションソフトには、Microsoft Excel 2007 と Image J 1.44 をそれぞれ用いた。

#### 2.2. Microsoft Excel による画像処理

Fig. 1 に Excel による画像処理のフローチャートを示す。

原画像の Text Image への変換は、画像を数値化して Excel 上でのデータ処理を可能とするための過程で

(平成23年10月19日受理)

<sup>1</sup>川崎医療短期大学 放射線技術科

<sup>2</sup>川崎医科大学附属病院 中央放射線部

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

<sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Kawasaki Medical School Hospital

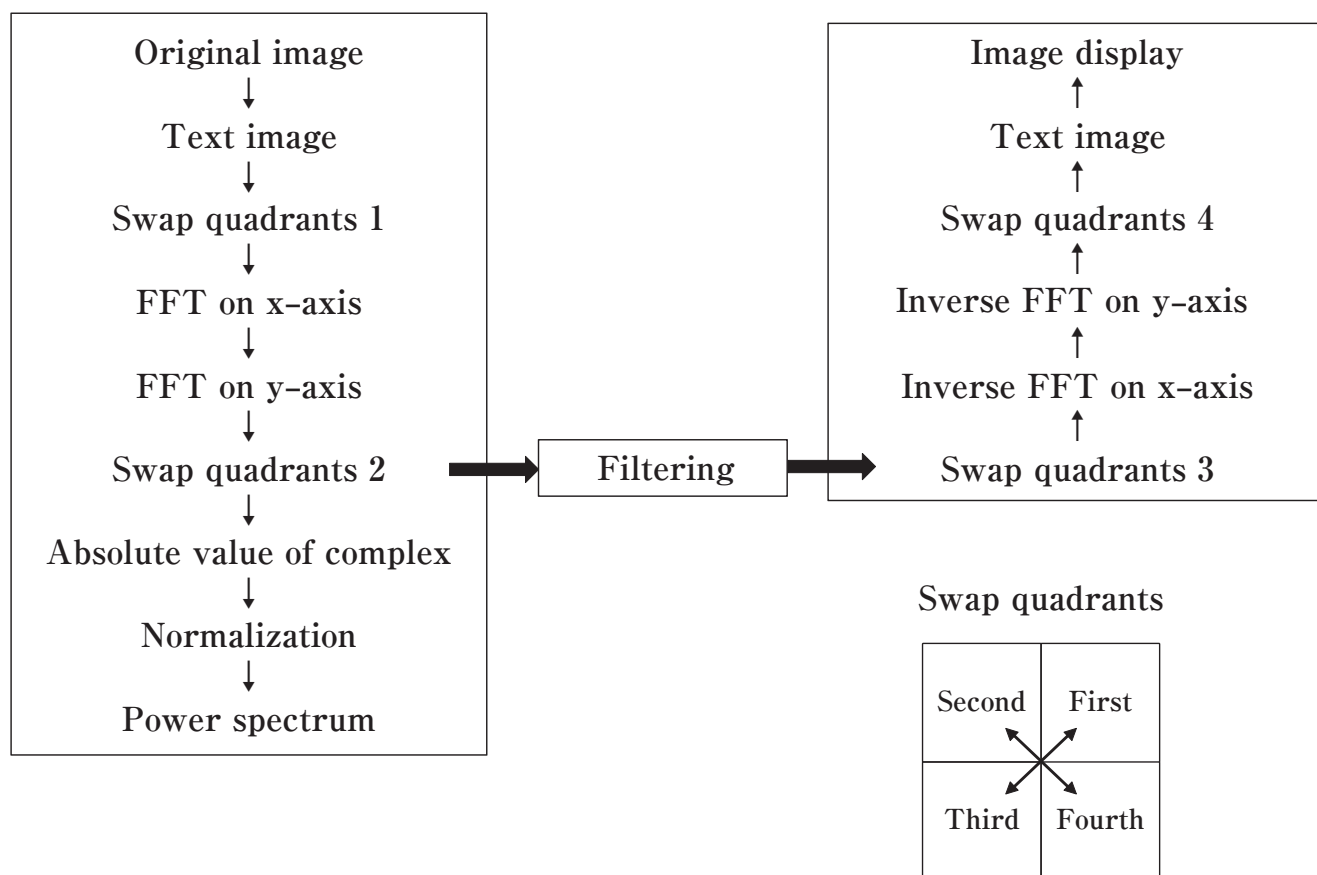


Fig. 1 Flowchart of image processing in Microsoft Excel.

ある。この過程と処理画像を画像表示する過程については Image J を使用した。

象限入れ替え 1 は、画像を 4 分割し、その第 1 象限と第 3 象限のデータを、第 2 象限と第 4 象限のデータを入れ替える。象限入れ替え 2 は、象限入れ替え 1 とは逆に第 3 象限と第 1 象限のデータを、第 4 象限と第 2 象限のデータを入れ替える。また、象限入れ替え 3 は象限入れ替え 1 と、象限入れ替え 4 は象限入れ替え 2 と同様の処理である。

Excel での 2 次元高速フーリエ変換は、分析ツールからフーリエ解析を選択して行った。ただし、Excel では 1 次元高速フーリエ変換しか行えないため、画像の x 軸方向および y 軸方向の 1 次元フーリエ変換を合わせて 2 次元高速フーリエ変換とした。また、1 次元高速フーリエ変換についても、処理時間を短縮するために Excel 上にマクロを組んで行った。

複素数の絶対値化は、フーリエ変換された各マトリックスのデータ  $(a + bi)$  をパワースペクトルとして表示するための過程であり、実数部と虚数部をそれぞれ自乗し、その和の自然対数をとることによった

$(\ln(a^2 + b^2))$ 。

正規化は、複素数の絶対値化によって得られた各マトリックスの値を、その最大値と最小値から 256 階調 (0~255) に振り分ける処理である。

フィルタ処理は、まず画像のパワースペクトルを Excel の関数 (IMREAL と IMAGINARY) を用いて実数部と虚数部に分離した。次いで、分離された実数部と虚数部の各ピクセルの値に、前もって算出しておいた各ピクセルのフィルタ係数をそれぞれ乗算した。そして、それぞれの乗算結果を Excel の関数 (COMPLEX) を用いて再び複素数化し、逆フーリエ変換に供した。

### 2.3. 画像処理法の検証

構築した画像処理法の検証は、① 2 次元高速フーリエ変換の検証として Image J による高速フーリエ変換の結果との比較を、② フィルタ処理画像の検証として核医学のデータ処理装置を用いたバターワースフィルタ (遮断周波数: 0.3 cycle/pixel, 次数: 5) による処理結果との比較をそれぞれ行った。なお、①の検証には試料として胸部骨シンチグラム正面像を、②には

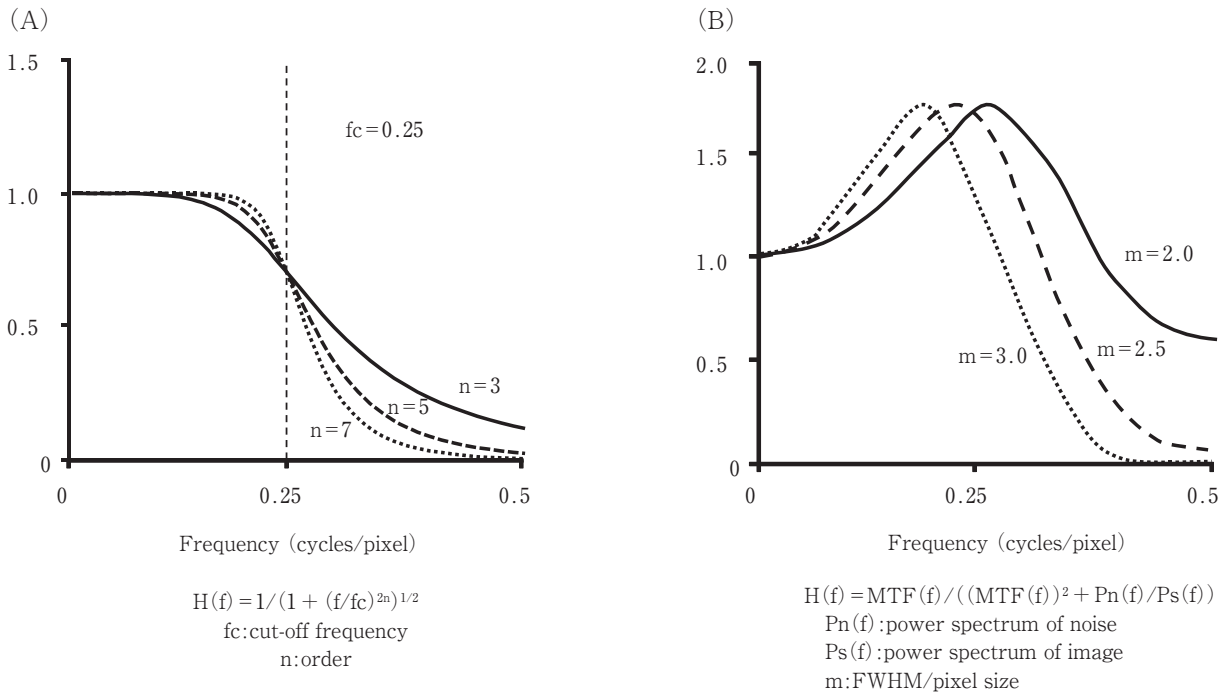


Fig. 2 Frequency response curve of two-dimensional image filter. (A) Butterworth filter. (B) Wiener filter.

胸部骨シンチグラム斜位像をそれぞれ用いた。

結果の比較は、対象とする 2 画像の normalized mean square error (NMSE) を算出することによった。なお、NMSE の算出式は以下のとおりである。

$$\text{NMSE} = \frac{\sum (g(x,y) - f(x,y))^2}{\sum f(x,y)^2}$$

ここで、 $f(x,y)$  は基準とする画像を、 $g(x,y)$  は処理画像をそれぞれ表す。

臨床使用の試みとして、胸部骨シンチグラム正面像に対して核医学で汎用されている 2 次元画像改善フィルタであるバターワースフィルタ (Butterworth filter)<sup>6)</sup> 3 種類 ( $n=3, 5, 7$ ) とウィナーフィルタ (Wiener filter)<sup>7)</sup> 3 種類 ( $m=2.0, 2.5, 3.0$ ) による処理を行った。

検討に用いたそれぞれのフィルタにおける周波数毎の値を Fig. 2 に示す。これらの値は、Fig 中に示す公開されている計算式から算出した。また、Wiener filter の計算に必要な伝達関数 (modulation transfer function, MTF) の値は、半値幅 (full width at half maximum, FWHM) から計算した線広がり関数 (line spread function, LSF) をフーリエ変換することによった。そして、算出されたそれぞれのフィルタにおける周波数毎の値を基にして、 $256 \times 256$  の各マトリック

スのフィルタ係数を得た。

### 3. 結 果

2 次元高速フーリエ変換の検証として Image J による高速フーリエ変換との比較を行った結果を Fig. 3 に示す。2 次元高速フーリエ変換の結果得られたパワースペクトルの画像およびフィルタ処理後画像ともに、視覚的には差が認められなかった。また、総合画像評価法である NMSE についても両画像ともに  $\text{NMSE} = 0.0$  であった。

処理画像の検証では、我々の方法と核医学のデータ処理装置との間には視覚的には差はなかったが、NMSE では小さな差 ( $\text{NMSE} = 0.046$ ) が認められた (Fig. 4 左)。また、u 軸上のパワースペクトル差は、 $10.5 \pm 5.5$  ( $4.0 \pm 2.2\%$ ) であり、全体的に低い値であった (Fig. 4 右)。

臨床画像への応用の試みでは、バターワースフィルタ、ウィナーフィルタともに原画像に比して若干の画像改善が認められた。しかし、バターワースフィルタの次数による差や、ウィナーフィルタの  $m$  値による差はなかった。また、両フィルタ間にも差は認められなかった (Fig. 5)。

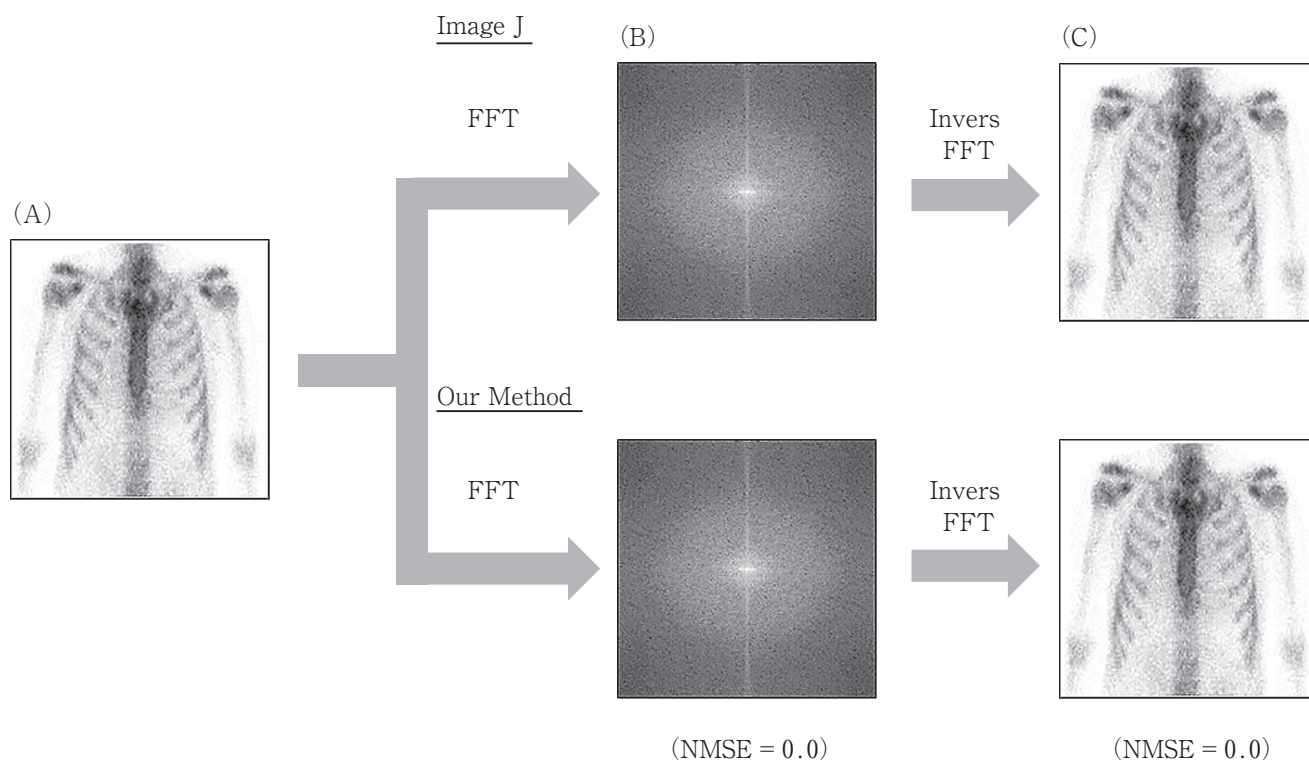


Fig. 3 Examination result of the two-dimensional Fourier transform. (A) Original image of chest bone scintigram of anterior view. (B) Power spectrum provided by Image J and our method. (C) Image after the filter processing.

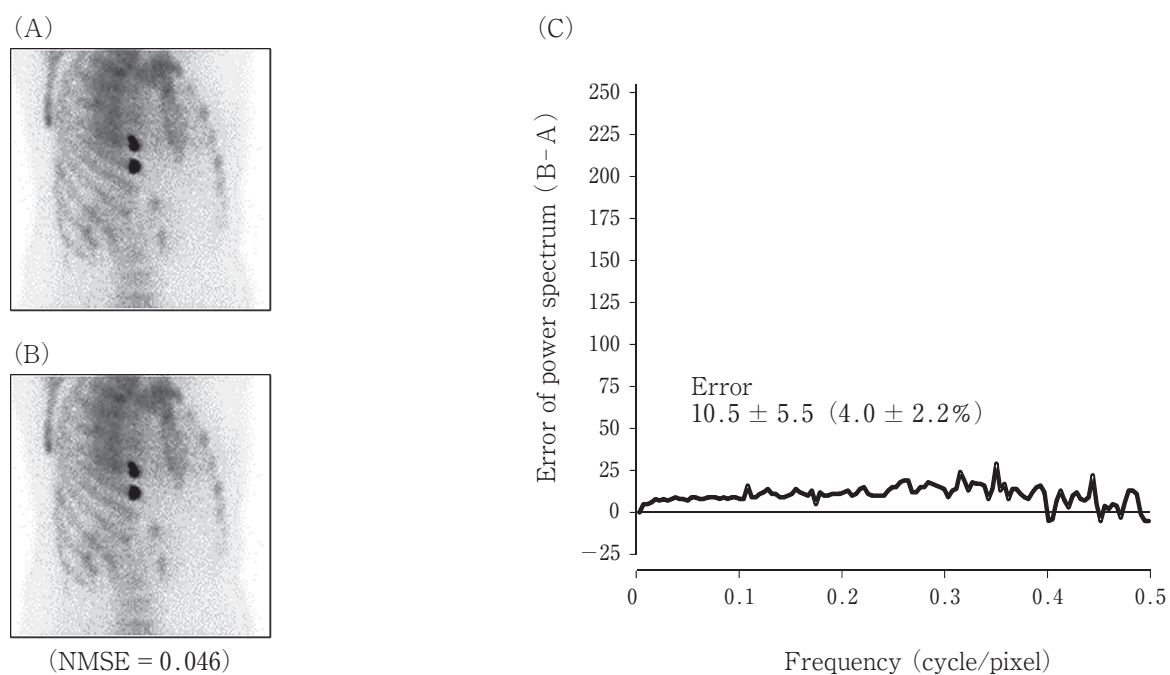


Fig. 4 Comparison of chest bone scintigram of oblique view processed with different imaging processing system. (A) Processing with work station of department of nuclear medicine. (B) Processing with our method. (C) The error of power spectrum of both processing methods on the u axis.

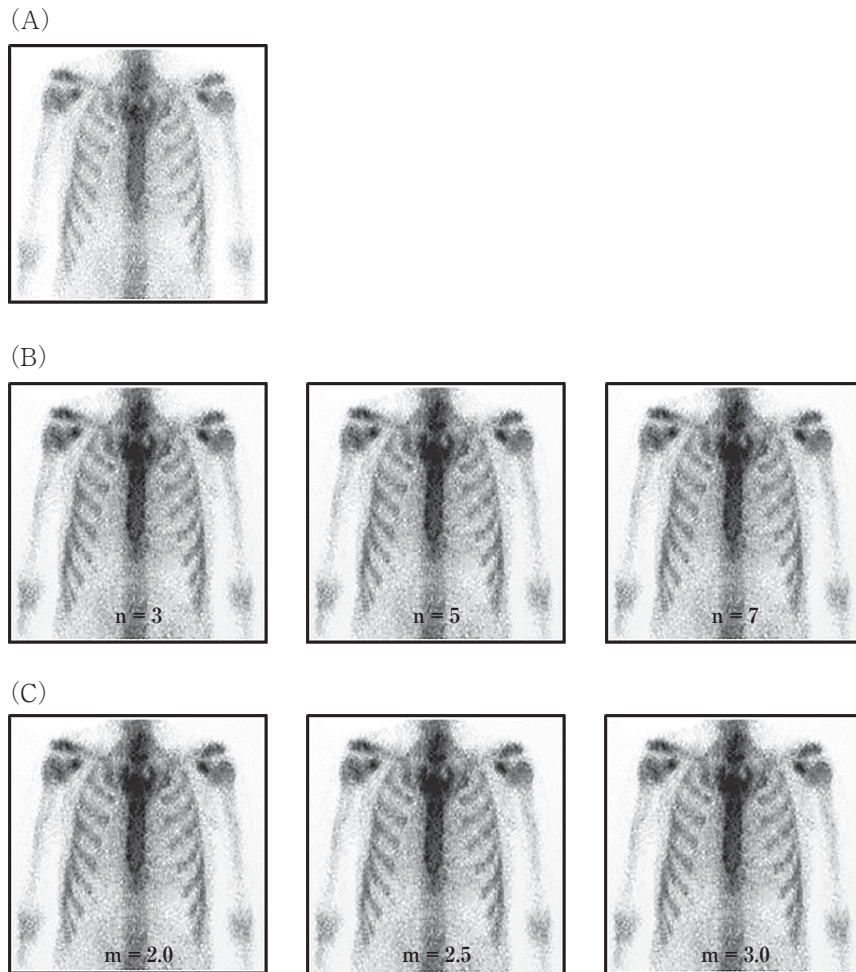


Fig. 5 Application of our image processing method to the clinical image (chest bone scintigram of anterior view). (A) Original image. (B) Processing image with Butterworth filter (cut-off frequency; 0.25cycle/pixel, order; 3, 5, 7). (C) Processing image with Wiener filter ( $m$ ; 2.0, 2.5, 3.0).

#### 4. 考 察

2次元高速フーリエ変換の検証としてImage Jによる高速フーリエ変換との比較を行った結果、パワースペクトルおよびフィルタ処理後画像ともにNMSE = 0.0であった。この結果は、我々の方法とImage Jにおいて、高速フーリエ変換と逆高速フーリエ変換の計算結果が全てのマトリックスで同一の値を示したことを意味する。つまり、我々が構築したExcelを用いた方法が2次元高速フーリエ変換法として正確に動作していることを示している。

処理画像の検証では、我々の方法と核医学のデータ処理装置との間に小さな差 (NMSE = 0.046) が認められた。この差の原因として、フィルタ処理で使用したバターワースの計算式が核医学のデータ処理装置と我々の解析法とでは異なる、あるいはデータ処理装置

では空間周波数フィルタではなく実空間フィルタが用いられている可能性があることなどが挙げられる。計算式については、今回は文献6の計算式を用いたが、それは装置メーカーから日本核医学技術学会に対して正式な回答として示されたものである。したがって、使用した計算式が異なる可能性は否定される。他方、実空間フィルタであるか否かについては装置メーカーから公表されていないのでその可能性を否定できない。

$u$ 軸上のパワースペクトルの差については、全体的に誤差は低い比率 ( $4.0 \pm 2.2\%$ ) であった。しかも、特定の周波数帯で大きな誤差を示す、あるいは周波数に従って増加傾向または低下傾向を示すことはなく、全周波数領域でほぼ同程度の誤差であった。結果として誤差はわずかであり、我々の構築した画像処理法は十分に使用できるものと判断された。

臨床画像への応用の試みでは、2次元画像改善フィ

ルタによる大きな画質改善は認められなかった。さらに、使用したフィルタの違いや、フィルタの次数あるいは $m$ 値による差も認められなかった。これらのことは、試料として使用した胸部骨シンチグラム正面像が十分な収集カウント数で得られた画像であり、画質改善フィルタの効果を判定するには適していなかったものと推察された。今後、他の条件下で撮像されたシンチグラムを対象とした更なる検討を行う予定である。

## 5. ま と め

今回、Microsoft Excel による 2 次元フーリエ変換を用いた画像処理法の構築を行い、以下の結果を得た。

- 1) 構築した 2 次元高速フーリエ変換法は、Image J による 2 次元高速変換法の結果と一致した。
- 2) フィルタ処理画像は、核医学のデータ処理装置のそれとの間にわずかな誤差しか認められなかった。

これらにより、我々が構築した Microsoft Excel を用いた画像処理は、十分に使用可能なことが証明された。

## 6. 参 考 文 献

- 1) 池村 豊, 小野口昌久, 川渕安寿, 余西 優, 若松敬一郎: 多施設共同ファントム実験による逐次近似画像再構成法 (OS-EM) を用いた腫瘍 SPECT の画像評価. 前処理フィルタの検討, 核医学技術25: 423-427, 2005.
- 2) 小室敦司: Butterworth Filter による画像の変化. 収集カウントと遮断周波数の関係, 日本放射線技術学会東北部会雑誌16: 55-57, 2007.
- 3) 今関瑠美, 清水昭伸, 小畑秀文, 織内 昇, 遠藤啓吾: PET/CT 像から異常集積検出を目的とした新しい特徴抽出処理と統合処理の提案と評価, Medical Imaging Technology 27: 1-10, 2009.
- 4) 松山江里, 蔡篤儀, 李鎔範, 布施真至, 小島克之: 相互情報量による核医学画像のノイズ低減のための Wavelet 基底関数の選択, Medical Imaging Technology 28: 1-9, 2010.
- 5) 大西英雄, 松竹裕紀, 松友紀和, 網島ひづる: SPECT 画像再構成時における Butterworth Filter を用いた標的臓器の最適遮断周波数の実空間と周波数空間での評価, 県立広島大学保健福祉学部誌10: 27-36, 2010.
- 6) 日本核医学技術学会核医学画像の定量化・基準化のための調査研究ワーキンググループ, 増田安彦, 長木昭男, 川渕安寿, 大屋信義, 片渕哲朗, 寺岡悟見, 柳沢正道, 仁井田秀治, 林万寿夫: 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント, 核医学技術28: 13-66, 2008.
- 7) King MA, Doherty PW, Schwinger RB: A Wiener filter for nuclear medicine images, Med. Phys. 10: 876-880, 1983.