

—原 著—

数値ファントムを用いた **Butterworth** フィルタの最適化

本田 裕司 山下 高史 小林明日香

東海大学医学部附属病院放射線技術科

## Butterworth Filter Optimization Using Numerical Phantom

Hiroshi HONDA, Takashi YAMASHITA and Asuka KOBAYASHI

Department of Radiology, Tokai University School of Medicine

(article received : Mar 10, 2020)

## Summary

We propose a new method for Butterworth filter optimization in cerebral perfusion single-photon emission computed tomography (SPECT). This new method uses a Hoffman numerical phantom as a reference image for the normalized mean square error (NMSE) method. We clarify the conditions for using a numerical phantom as a reference image in the NMSE method. Then, we use SPM8 for registration of the numerical phantom images and acquired images and evaluate the accuracy of this registration. As a result, the numerical phantom used for the reference image has no statistical noise, and adding spatial resolution using a system such as an apparatus is required. The optimum cutoff frequency for registration accuracy is slightly shifted to the higher-frequency side because of the smoothing of the image by the linear transformation. However, the registration was performed with high accuracy. These results suggest that numerical phantom can be used as a reference image in the NMSE method of Butterworth filter optimization in cerebral perfusion SPECT.

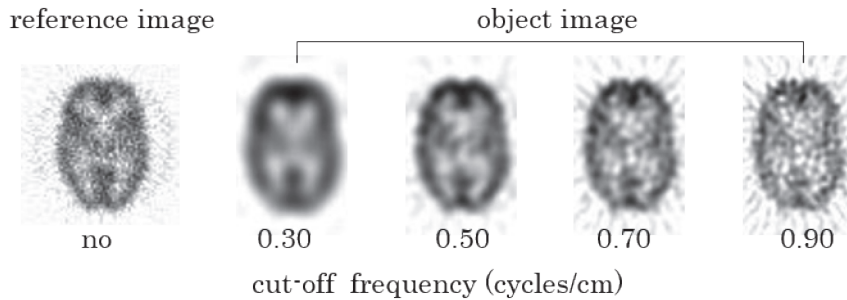
**Key words :** Butterworth filter, Numerical phantom, NMSE, SPECT

## 1. 緒 言

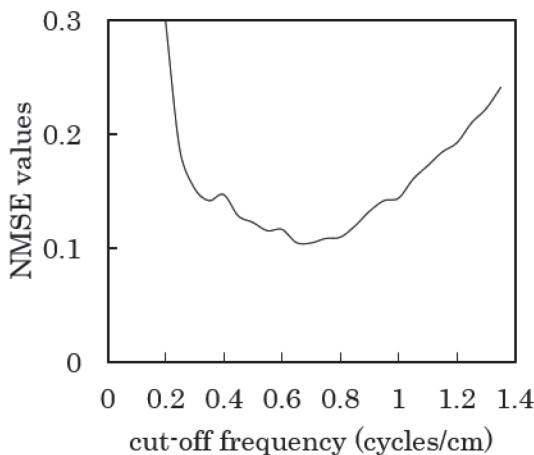
核医学検査では用いる放射性医薬品の放射エネルギーや撮像条件などの制限により得られる画像に大きな統計ノイズを含むことになる。そのため single photon emission computed tomography (SPECT) 画像では統計ノイズを低減するために Butterworth フィルタが広く使用されている<sup>1-3)</sup>。Butterworth フィルタの遮断周波数の設定には receiver operating characteristic (ROC) 解析<sup>4-6)</sup> や 2 次元パワースペクトル解析<sup>7)</sup>, normalized mean squared error (NMSE) 法<sup>8-11)</sup> など様々な定量的方法が提案されている。しかし、現状では経験や視覚的な好みなどにより定性的に選択されるため、施設間差の原因となり、標準化を行う上で障害の一つとなっている。また、2017年に日本核医学技術学会 SPECT 標準化委員会より脳血流 SPECT の画質を担保することを目的とした「脳血流 SPECT 撮像

の標準化に関するガイドライン 1.0」<sup>12)</sup> が発表されたが、この中で Butterworth フィルタの遮断周波数の設定を行うために Hoffman ファントムを用いた NMSE 法が採用されている。つまり、標準化を行っていく上で、NMSE 法は必要不可欠となっている。

NMSE 法では十分に統計ノイズを抑制した画像を基準画像として用いることが求められるが、十分な投与量の画像を用意することができない場合、撮像時間を増やしても理想的な基準画像を取得することができない。**Fig. 1** および **Fig. 2** はガイドラインに従って作成した<sup>123</sup>I 製剤の Hoffman ファントムを当院の撮像条件 (**Table 1**) で取得した画像と NMSE 値である。基準画像に 9 時間の長時間撮像画像を用いても統計ノイズを十分に抑制することができず、得られる結果は視覚的にも明らかに最適値とは言えない画像が選択されてしまう。このように NMSE 法において基準画像



**Fig. 1**  $^{123}\text{I}$  cerebral perfusion SPECT images of the Hoffman phantom for NMSE method.



**Fig. 2** Relationship between NMSE values and cut-off frequency with reference image of long-term acquisition(9h). When the cut-off frequencies are 0.70 cycles/cm, NMSE values shows minimum.

**Table. 1** Equipment and acquisition conditions.

|                                     |                      |
|-------------------------------------|----------------------|
| SPECT system                        | Symbia Evo (Siemens) |
| collimator                          | LMEGP                |
| matrix size                         | 128 × 128            |
| pixel size                          | 3.2957 mm            |
| slice thickness                     | 3.2957 mm            |
| radius of rotation                  | 130.0 mm             |
| scan mode                           | 180° Continuous      |
| sampling angle                      | 4°                   |
| acquisition time in object image    | 36 m                 |
| acquisition time in reference image | 9 h                  |
| radioisotope                        | $^{123}\text{I}$     |
| phantom dose                        | 8 kBq/mL             |

に統計ノイズを多く含んだ信頼性の低いデータしか用意することができない場合、統計ノイズの影響を受けず、装置の幾何学的な影響を反映することが可能<sup>13)</sup>な数値ファントムによるシミュレーション画像を使用する方が定量性に優れ、診断に適した画質を得られる可能性がある。さらにシミュレーション画像は施設間、装置間で共有可能な点で標準化への取り組みにおいて利点がある。

しかし、脳血流 SPECT 画像の Butterworth フィルタを設定する NMSE 法において基準画像に数値ファントムによるシミュレーション画像を用いる際の条件について検討された報告はない。また、数値ファントムを基準画像に用いる場合、撮像画像との位置情報が異なっているため、pixel

by pixel で評価を行う NMSE 法では位置合わせを行わなければ NMSE 値に大きく影響してしまう。位置合わせ技術として、これまで多くの報告<sup>14~21)</sup>があり補正精度の高さが報告されている。しかし、Butterworth フィルタを設定するための NMSE 法において基準画像と処理画像の位置補正の影響について検討した報告もない。

そこで、我々は Hoffman ファントムを用いた Butterworth フィルタの最適遮断周波数を設定する NMSE 法において数値ファントムを基準画像に用いる条件や位置補正の影響を明らかにすることで基準画像に数値ファントムを用いることが可能か検討した。

## 2. 方 法

### 2-1. シミュレーション画像に適用する空間分解能の測定

シミュレーション画像に適用する low-medium energy general purpose (LMEGP) コリメータの空間分解能を求めるために線状線源を用いて full width at half maximum (FWHM) を求めた。線状線源には内径 1.0 mm のチューブに 104 MBq/mL の  $^{99m}\text{Tc}$  溶液を封入した。そして、検出器表面から 50, 100, 150, 200, 250, 300 mm の距離に置き、マトリクス数  $512 \times 512$ 、ピクセルサイズ 0.60 mm で 30 分間のプラナ撮像を行った。得られた画像より線広がり関数を得て FWHM を求めた。

### 2-2. シミュレーション画像の作成

今回の検討では Fig. 1 の結果と当院の撮像条件 (Table 1) をもとに数値ファントムから作成したシミュレーション画像を使用した。シミュ

レーション画像作成シェーマを Fig. 3 に示す。横断像の数値ファントムデータに対して空間分解能や位置情報を変換した後、投影データに戻しランダムノイズや Butterworth フィルタを付加した。そして、フィルタ補正逆投影 (filtered back projection : FBP) 法で Ramp フィルタのみを適用し、目的に応じたシミュレーション画像の作成を行った。付加するノイズ量は Fig. 1 の各投影データからピクセル当たりの平均カウント数を求め、 $^{123}\text{I}$  の減衰を加味して撮像時間に応じたカウント値を設定し、ポアソン乱数を適用することで求めた。また、シミュレーション画像に適用する空間分解能は、目的に応じてシミュレーション画像の FWHM を変化させた。シミュレーション画像に用いた数値ファントム原画像のサイズはマトリクス数  $128 \times 128$ 、38 スライス、ボクセルサイズ  $1.88 \times 1.88 \times 3.00 \text{ mm}^3$  である。しかし、このファントムでは施設条件のスライス厚に一致させ

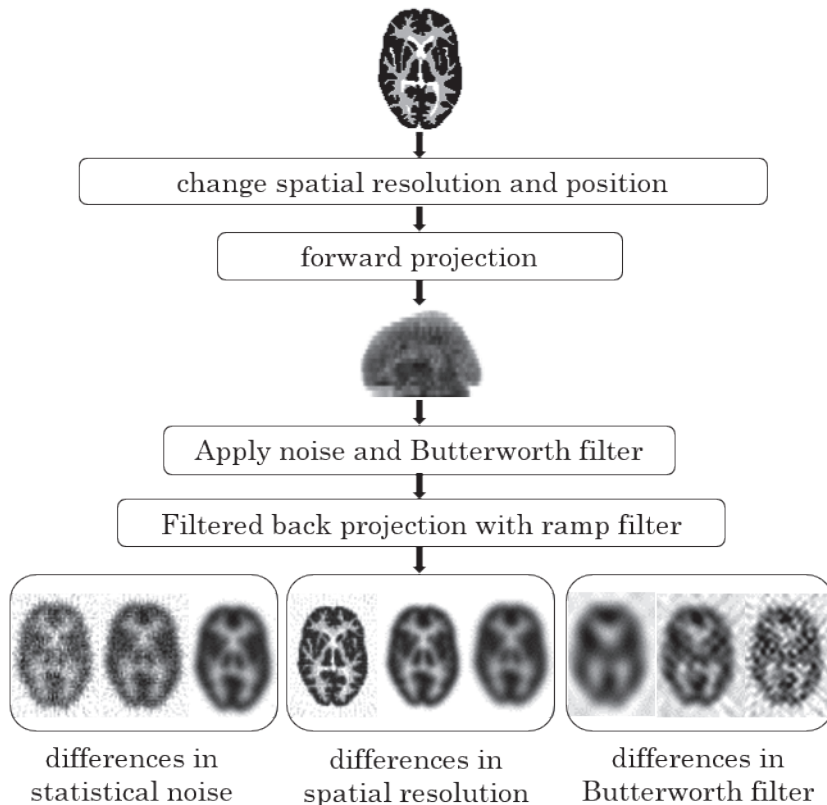


Fig. 3 How to create simulation images using Hoffman numerical phantom.

ることが難しいため、実際に Hoffman ファントムを施設条件で撮像し取得した画像との比較に用いる数値ファントムにはマトリクス数  $256 \times 256$ 、スライス数 250、ボクセルサイズ  $0.9765 \times 0.9765 \times 0.6390 \text{ mm}^3$  の高空間分解能 Hoffman 数値ファントムをワシントン大学のホームページ (<http://depts.washington.edu/>) よりダウンロードした。なお、シミュレーション画像は C++ 言語を用いて自作プログラムにより作成した。

### 2-3. 基準画像の統計ノイズと空間分解能が **Butterworth** フィルタの最適遮断周波数に及ぼす影響

基準画像が持つ統計ノイズや空間分解能が変化した場合、**Butterworth** フィルタの遮断周波数に及ぼす影響を検討するために、まず、基準画像と比較を行う処理画像を作成した。処理画像のノイズ量を撮像時間36分相当になるように投影データにおけるピクセルあたりのカウント数を 19.1 counts/pixel とした。空間分解能は回転半径 130 mm に応じた FWHM 13 mm を画像全体に適応した。この処理画像に対して **Butterworth** フィルタを 0.20 cycles/cm から 1.40 cycles/cm まで 0.05 cycles/cm 間隔で適用し 25組の遮断周波数が異なる処理画像を作成した。

次に、基準画像の統計ノイズが変化した場合の **Butterworth** フィルタの最適遮断周波数の影響を検討するためにノイズ量のみ変化した基準画像を 5 種類作成した。ノイズ量の違いとして 5 時間、10時間、15時間、20時間撮像相当のノイズ量を付加した画像とノイズの無い画像 (noise free) を作成した。各ノイズ付加基準画像の投影データにおけるピクセルあたりのカウント数はそれぞれ 132.8, 234.1, 311.9, 372.1 counts/pixel である。また、各基準画像の空間分解能を回転半径 130 mm に応じた FWHM 13 mm を画像全体に適応した。

さらに数値ファントムは任意の空間分解能を設定できるため基準画像の空間分解能について改めて検討する必要がある。そのために基準画像の空間分解能が変化した場合の最適遮断周波数の影響を検討した。検討するために統計ノイズを付加せず空間分解能のみ変化した基準画像を 4 種類作成した。空間分解能の違いとして、空間

分解能を劣化させていない数値ファントムのままの画像 (original) と画像全体を FWHM 5 mm, 10 mm, 13 mm と均一に変化させた画像を作成した。今回の検討では Hoffman ファントムの空間分解能をできる限り再現した画像を original とし、装置などのシステムの分解能を反映した画像を FWHM 13 mm とした。

そして、ノイズ量、空間分解能がそれぞれ異なる基準画像に対して処理画像との NMSE 値を求め基準画像の持つ統計ノイズや空間分解能が最適遮断周波数に及ぼす影響を調査した。NMSE 値は式 (1) より算出した。ここで、基準画像 R、処理画像 T は各画像の最大画素値で規格化している。

$$\text{NMSE} = \frac{\sum_{i=1}^x \sum_{j=1}^y \sum_{k=1}^z [R(i, j, k) - T(i, j, k)]^2}{\sum_{i=1}^x \sum_{j=1}^y \sum_{k=1}^z R(i, j, k)} \quad (1)$$

R: 基準画像

T: 処理画像

x: x 方向の画素数

y: y 方向の画素数

z: スライス数

### 2-4. Statistical parametric mapping8 (SPM8) による位置情報補正精度

数値ファントムによる基準画像と撮像により取得した処理画像との位置合わせに SPM8 の線形変換処理である coregister を用いたが、その補正精度を検証するために基準画像と位置情報が異なる処理画像を作成した。処理画像の作成方法、および位置補正方法を **Fig. 4** に示す。方法 2-2 で作成した **Butterworth** フィルタの各遮断周波数 (0.20 cycles/cm ~ 1.40 cycles/cm) を適用した 25組の処理画像を基準画像に対して位置情報が同一の処理画像と位置情報を変化させた処理画像 4 種類、計 25組 × 5 種類の画像を作成した。変化した位置情報の移動量は面内横方向へ 10 pixel, 20.5 pixel と尾頭方向に 5°, 15° である。これらの位置情報を変化させた画像に対して coregister を用いて基準画像との位置合わせを行い各補正処理画像 (10 pixel + coregister, 20.5 pixel + coregister, 5° + coregister, 15° + coregister) を作成した。そして、基準画像と各補正処理画像との NMSE 値を求め、基準画像と同一の位置情報を持つ処理画像 (no\_shift) との差から SPM8 による位置補正

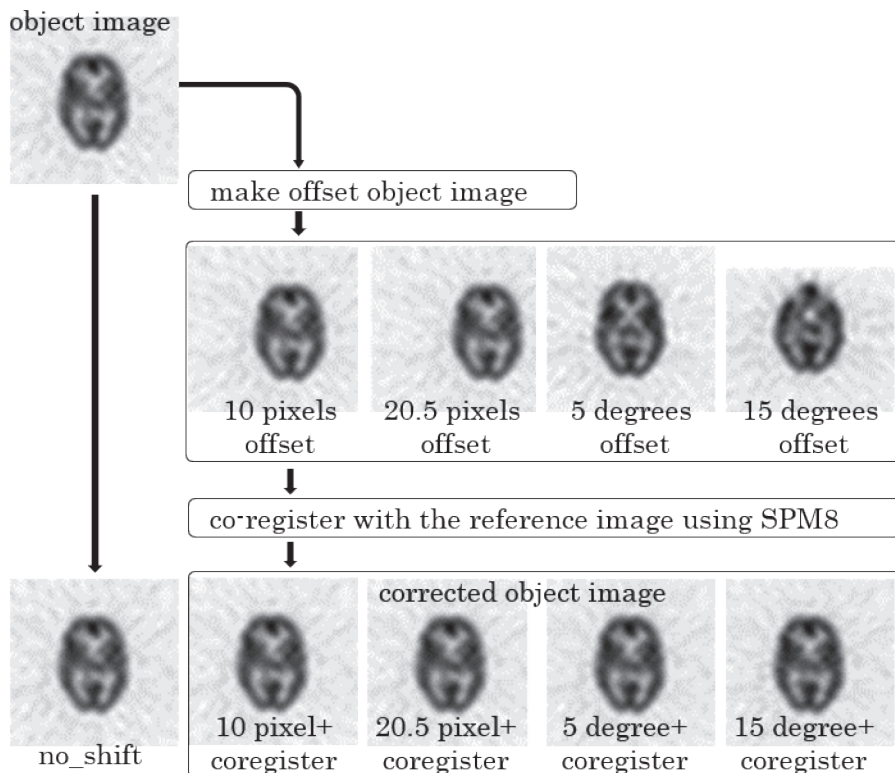


Fig. 4 How to create misaligned object images and co-register by SPM8

精度の検証を行った。ここで用いた基準画像は統計ノイズが無く、空間分解能を処理画像と同一のFWHM 13 mm とした。

## 2-5. Hoffman ファントム撮像画像への適用

実際に Hoffman ファントムを施設条件で撮像したデータによる処理画像に対して数値ファントムによる基準画像を適用し NMSE 値を求め、視覚的に妥当な最適遮断周波数が得られているか確認を行った。そのために撮像により取得した処理画像と空間分解能を一致させた基準画像を作成する必要がある。実際の撮像で得られる画像は各画素から検出器までの距離に応じて空間分解能が劣化するため、作成する基準画像においても Fig. 4 に示すように距離に依存した FWHM を各画素に適用し、実際の撮像画像の空間分解能にできる限り近づけた。また、この検討ではスライス厚やピクセルサイズもできる限り一致させるために高分解能 Hoffman 数値ファントムを用いた。処理画像には施設条件で撮像した Fig. 1 の 36 分撮像の画像に Butterworth フィルタを 0.20 cycles/cm から

1.40 cycles/cm まで 0.05 cycles/cm 間隔で適用した画像を用いた。これらの処理画像に対して SPM8 を用い、高分解能 Hoffman 数値ファントムによる基準画像との位置合わせを行い、位置補正後の処理画像との NMSE 値を求め、視覚的に妥当な最適遮断周波数が得られているか確認した。

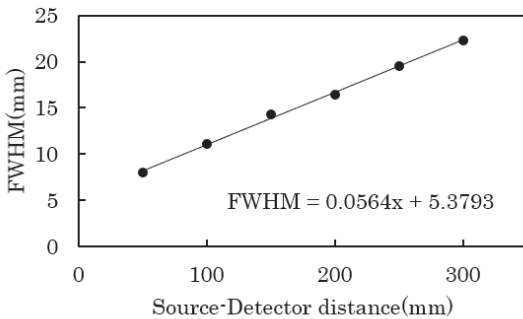
## 3. 結 果

### 3-1. シミュレーション画像に適用する空間分解能の測定

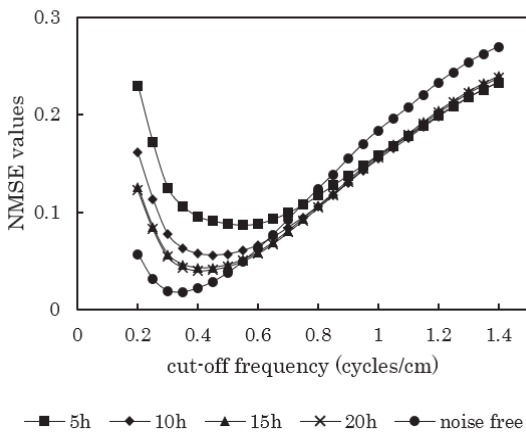
LMEGP コリメータの線源—検出器距離における FWHM の結果を Fig. 5 に示す。測定された 6 点を最小二乗法で直線近似し、 $FWHM = 0.0564x + 5.3793$  (mm) の回帰直線より距離に応じた空間分解能を得た。

### 3-2. 基準画像の統計ノイズと空間分解能が Butterworth フィルタの最適遮断周波数に及ぼす影響

ノイズ量のみ変化させた 5 種類の基準画像に対する処理画像との NMSE 値を Fig. 6 に示す。最



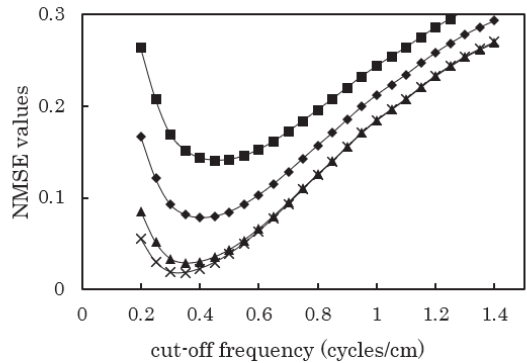
**Fig. 5 Relationship between source-detector distance and FWHM in LMEGP colimator**



**Fig. 6 Comparison of NMSE values in reference images with different noise levels. The minimum NMSE values were 0.087, 0.056, 0.043, 0.040, and 0.018 for 5 hours, 10 hours, 15 hours, 20 hours, and noise free, respectively. The optimum cut-off frequencies were 0.55, 0.45, 0.40, 0.40, and 0.35 cycles/cm respectively.**

小 NMSE 値は 5 時間, 10 時間, 15 時間, 20 時間, noise free でそれぞれ 0.087, 0.056, 0.043, 0.040, 0.018 となり, 撮像時間が長くなるほど, つまり統計ノイズが小さくなるほど最小 NMSE 値は小さくなった。しかし, 15 時間撮像と 20 時間撮像ではあまり NMSE 値は変わらない結果となった。また, 統計ノイズが大きくなるほど最適遮断周波数は高周波数側にシフトし, それぞれ 0.55, 0.45, 0.40, 0.40, 0.35 cycles/cm となった。

空間分解能のみ変化させた 4 種類の基準画像に対する処理画像との NMSE 値を **Fig. 7** に示す。最小 NMSE 値は original, 5 mm, 10 mm, 13 mm でそれぞれ 0.140, 0.078, 0.029, 0.018 となり,



**Fig. 7 Comparison of NMSE values in reference images with different spatial resolution. The minimum NMSE values were 0.140, 0.078, 0.029, 0.018 for original, 5 mm, 10 mm, 13 mm, respectively. The optimum cut-off frequencies were 0.45, 0.40, 0.35, 0.35 cycles/cm, respectively.**

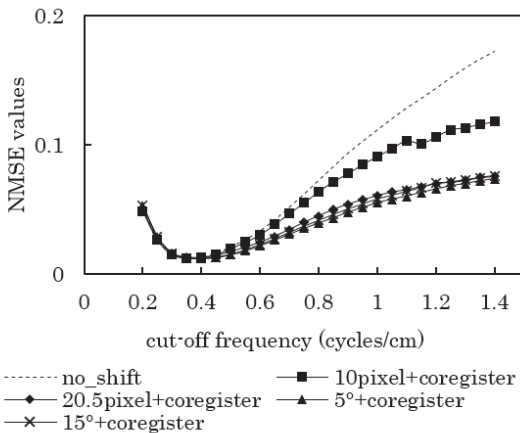
基準画像の空間分解能が処理画像の空間分解能 FWHM 13 mm に近づくほど NMSE 値は小さくなった。また, 最小 NMSE 値が大きくなるほど, 最適遮断周波数は高周波数側にシフトし, それぞれ 0.45, 0.40, 0.35, 0.35 cycles/cm となった。

### 3-3. SPM8 による位置情報補正精度

基準画像に対し位置ずれの無い処理画像と位置情報を SPM により補正した処理画像を用いた場合の NMSE 値を **Fig. 8** に示す。最小 NMSE 値は no\_shift, 10 pixel+coregister, 20.5 pixel+coregister, 5°+coregister, 15°+coregister でそれぞれ 0.012, 0.013, 0.012, 0.012, 0.012 となり, その時の最適遮断周波数はそれぞれ 0.35, 0.35, 0.40, 0.40, 0.40 cycles/cm であった。No\_shift の結果と比較すると最小 NMSE 値はほぼ同じ値を示したが, 最適遮断周波数は 10 pixel+coregister 以外ではわずかに高周波数側にシフトしていた。また, すべての補正処理画像において遮断周波数が高周波数側に行くほど no\_shift と比較して NMSE 値が低下した。

### 3-4. Hoffman ファントム撮像画像への適用

基準画像に高分解能数値ファントムと 9 時間の長時間撮像画像を用いた場合の NMSE 値を **Fig. 9** に示す。また **Fig. 10** に各基準画像と最適遮断周波数画像, 最小 NMSE 値と最適遮断周波

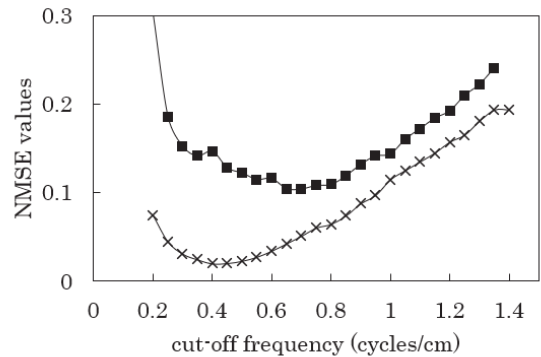


**Fig. 8 Correction accuracy of SPM8 due to difference in position of object image.** The minimum NMSE values were 0.012, 0.013, 0.012, 0.012, and 0.012 for no\_shift, 10 pixel+coregister, 20.5 pixel+coregister, 5°+coregister, and 15°+coregister, respectively. The optimum cut-off frequencies were 0.35, 0.35, 0.40, 0.40, and 0.40 cycles/cm, respectively.

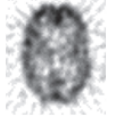
数を示す。基準画像に数値ファントムを用いることで最適遮断周波数は 0.40 cycles/cm となり、長時間撮像画像よりも遮断周波数は低値となった。

#### 4. 考 察

現在の医療では evidence-based medicine が求められ、客観性の高い画像診断はより重要性を増している。そのためにも脳血流 SPECT 検査における標準化ガイドラインは重要であり、その中で求められる Butterworth フィルタの定量的設定法である NMSE 法も重要と考えられる。しかし、NMSE 法では統計ノイズが少ない画像が求められるが、標準化ガイドライン<sup>12)</sup>では、臨床で使用される投与量で作成したファントムを用いるため長時間撮像を行っても十分に統計ノイズを低減した基準画像を得ることができない場合がある。そのため Butterworth フィルタの最適遮断周波数を正確に求めることができない問題が生じている。そこで我々は十分な投与量の画像を用意することができない場合であっても、正確な Butterworth フィルタの最適遮断周波数を求めるために基準画像に数値ファントムによるシミュレーション画像を用いることが可能か検討を行った。



**Fig. 9 Comparison of NMSE values between numerical phantom image and 9 hours image.**

|                                       | numerical phantom                                                                   | acquisition Time = 9h                                                                |
|---------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| reference image                       |   |   |
| optimal object image                  |  |  |
| NMSE values                           | 0.020                                                                               | 0.104                                                                                |
| optimal cut-off frequency (cycles/cm) | 0.40                                                                                | 0.70                                                                                 |

**Fig. 10 Minimum NMSE values and optimal cut-off frequency with numerical phantom image and 9 hours image.**

まず、基準画像の持つノイズ量や空間分解能が最適遮断周波数にどのような影響を及ぼすか調査し、最適な基準画像の条件を検討した。検討結果より基準画像のノイズ量が低下していくほど算出される NMSE 値の最小値も低下する傾向を示した。これは杉林らの報告<sup>6)</sup>と一致しており、ノイズ量が低下するほど NMSE 値も低下し理想画像に近づいていくことがわかる。しかし、今回の検討のように十分な投与量の画像が用意できない場合、20時間撮像を想定した基準画像であってもノイズの無い基準画像の NMSE 値まで改善することができなかった。また、基準画像のノイズ量

が増えることで最適遮断周波数は統計ノイズが十分に低減された理想的な基準画像で求める値よりも高周波側にシフトする結果を招くことがわかる。つまり、基準画像に十分な投与量の画像が用意できない場合、長時間撮像では正確な最適遮断周波数を求めることができず、統計ノイズのない数値ファントムによるシミュレーション画像を用いる方が理想的な結果が得られると言える。さらに基準画像の空間分解能による影響について検討を行った。数値ファントムを用いる利点として空間分解能を任意に設定できることが挙げられる。そのため Hoffman ファントム自体の空間分解能を反映した画像を理想画像にすることもできる。この検討では original が Hoffman ファントム自体の空間分解能をできる限り再現した画像である。しかし、検討結果では装置などシステムによる分解能の劣化を反映した FWHM 13 mm の画像に近づくほど NMSE 値は低下した。また、NMSE 値が増加するほど最適遮断周波数は高周波数側にシフトする傾向を示した。その原因として今回用いている Butterworth フィルタの特性が考えられる。Butterworth フィルタは低周波数成分をできる限り保持しながらノイズ成分が占める高周波数成分の処理を行うものであり、統計ノイズを低減するだけの目的で用いられる<sup>22)</sup>。そのため、処理画像よりも空間分解能の良い基準画像を用いた場合、Butterworth フィルタではシステムにより劣化した輪郭成分を復元することができずその輪郭の違いがそのまま誤差となり NMSE 値の増加につながったと考えられる。また、画像の高周波成分である輪郭成分により処理画像よりも空間分解能の良い基準画像を用いることで最適遮断周波数はノイズ成分の多い高周波数側を選択したと考えられる。つまり、数値ファントムを基準画像に用いる場合、装置などのシステムの空間分解能をできる限り反映させることで理想的な基準画像として代用が可能と考える。

次に、数値ファントムを基準画像に用いる場合、撮像により得た処理画像との空間的な位置合わせを行わなければならない。今回、位置補正のために SPM8 の線形変換処理である coregister を用いたが、その補正精度の検証を行った。検証方法は位置ずれの無い処理画像である no\_shift を用いた

NMSE 値を基準とし、各補正処理画像の NMSE 値との差より補正精度を検証した。実際に各補正処理画像の NMSE 値の最小値は no\_shift と同程度となり高精度で補正が行えていることを示している。これは SPECT と magnetic resonance imaging の位置補正精度を検討した Leighton Barnden ら<sup>16)</sup>の報告とも一致している。しかし、補正処理画像では最適遮断周波数よりも高周波数側において NMSE 値が no\_shift よりも低い値を示した。これは coregister により補正処理画像がわずかに平滑化<sup>23)</sup>され本来の画像が持つ高周波数成分が低減したことが原因と考えられる。また、20.5 pixel + coregister や 5° + coregister, 15° + coregister では no\_shift よりも最適遮断周波数がわずかに高くなり、最適遮断周波数よりも高周波数側で NMSE 値がさらに低下した。これは、これらの位置ずれ画像を作成する段階でも補間処理による平滑化が起こり、10 pixel + coregister よりもさら平滑化された画像となったためと考える。以上の結果より NMSE 法において SPM8 を用いた位置補正は高い精度で行えると考ええる。

最後に、実際に施設条件で撮像した画像に対して高分解能数値ファントムを基準画像に用い視覚的な妥当性を確認した。冒頭で述べた 9 時間撮像の画像では統計ノイズの影響により NMSE 法で最小値を示した遮断周波数は 0.70 cycles/cm であり、視覚的にも最適とは言えない画像となっている。しかし、高分解能数値ファントムを用いた場合、0.40 cycles/cm となり、視覚的にも妥当な結果が得られた。また、数値ファントムを用いることで NMSE 値もより低い値となり、信頼性の高い結果が得られたと考える。

本研究では定量的な Butterworth フィルタの設定方法である NMSE 法において、基準画像に数値ファントムによるシミュレーション画像を用いることを検討した。本来の NMSE 法では基準画像にできる限り統計ノイズを抑制した画像を用いるが、SPECT 装置やファントムの作成方法などにより、十分なカウント値を持つ理想画像が得られない場合がある。しかし、統計ノイズが無く装置の空間分解能を反映した数値ファントムによるシミュレーション画像を基準画像に用いることで最適な Butterworth フィルタを求めることができ

る。しかしながら、本検討は Butterworth フィルタのみを対象としており、空間分解能の復元が可能な Wiener フィルタや Metz フィルタを用いる場合は改めて基準画像の空間分解能について検討が必要と考える。

## 5. 結 論

脳血流 SPECT 画像の Butterworth フィルタの最適遮断周波数を求める NMSE 法において基準画像に数値ファントムを用いることが可能か検討した。数値ファントムを基準画像に用いる場合、統計ノイズを含まず、装置などのシステムによる空間分解能の劣化を加味すること、さらに SPM8 を用いて位置補正を行うことで基準画像として用いることが可能であった。

## 6. 引用文献 (references)

- 1) Lyra M, Plussi A: Filtering in SPECT Image Reconstruction, *Int J Biomed Imaging*, 693795, 2011
- 2) 長木昭男: 臨床から考える SPECT 画像. 日本放射線技術学会雑誌, **63**(5): 521-530, 2007
- 3) 寺岡悟見, 柳沢正道, 大屋信義, 他: 機器メーカーに対する画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告. 核医学技術, **25**(1): 30-40, 2005
- 4) Gilland DR, Tsui BM, McCartney WH, et al: Determination of the Optimum Filter Function for SPECT Imaging. *J Nucl Med*, **29**, 643-650, 1988
- 5) 川村慎二, 下新原茂, 稲津 博: SPECT 画像の ROC 解析: ローパスフィルタの遮断周波数による信号検出への影響. 日本放射線技術学会雑誌, **52**(12): 1633-1637, 1996
- 6) 杉林慶一, 菅 豊, 林万寿夫: 脳血流 SPECT 画像における前処理フィルタの最適遮断周波数の検討—物理的評価と視覚的評価の比較—. 核医学技術, **22**(3): 137-143, 2002
- 7) 大西英雄, 木田哲生, 松尾 悟, 他: テクスチャー解析法を用いた SPECT 画像評価. 日本放射線技術学会雑誌, **51**(6): 710-716, 1995
- 8) Penney BC, King MA, Schwinger RB, et al: Constrained least-squares restoration of nuclear medicine images: Selecting the coarseness function. *Med Phys*, **14**(5): 1987
- 9) 大西英雄, 牛尾哲敏, 松尾 悟, 他:  $^{99m}\text{Tc}$  心筋血流 SPECT 画像における Butterworth filter の評価. 日放技学誌, **52**(3): 346-350, 1996
- 10) 大西英雄, 木田哲生, 野間和夫, 他: 脳血流 SPECT 画像における Butterworth filter の最適遮断周波数の検討—実空間および周波数空間での評価—. 日本放射線技術学会雑誌, **54**(6): 764-770, 1998
- 11) Minoshima S, Maruno H, Yui N, et al: Optimization of Butterworth filter for brain SPECT imaging. *Ann Nucl Med*, **7**(2): 71-77, 1993
- 12) 山永隆史, 長谷川聖二, 井本 晃, 他: 脳血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. 核医学技術, **37**(4): 505-516, 2017
- 13) Kim HJ, Zeeberg BR, Fahey FH, et al: 3-D SPECT simulations of a complex 3-D mathematical brain model: effects of 3-D geometric detector response, attenuation, scatter, and statical noise. *IEEE Trans Med Imaging*, **11**(2): 176-186, 1992
- 14) Collignon A, Maes F, Delaere D, et al: Automated Multi-Modality Image Registration Based on Information Theory. *Information Processing in Medical Imaging*, **3**(6): 263-274, 1995
- 15) Pereira JM, Xiong L, Acosta-Cabronero J, et al: Registration accuracy for VBM studies varies according to region and degenerative disease grouping. *Neuroimage*, **49**(3): 2205-2215, 2010
- 16) Barnden L, Kwiatek R, Lau Y, et al: Validation of fully automatic brain SPET to MR co-registration. *Eur J Nucl Med*, **27**(2): 147-154, 2000
- 17) Maintz JB, Viergever MA: A survey of medical image registration. *Med Image Anal*, **2**(1): 1-36, 1998
- 18) Barber DC, Tindale WB, Hunt E, et al: Automatic registration of SPECT images as an alternative to immobilization in neuroactivation studies. *Phys Med Biol*, **40**(3), 449-463, 1995
- 19) Ardekani BA, Braun M, Hutton BF, et al: A fully automatic multimodality image registration algorithm. *J Comput Assist Tomogr*, **19**(4), 615-623, 1995
- 20) Andersson JL, Sundin A, Valind S: A Method for Coregistration of PET and MR Brain Images. *J Nucl Med*, **36**(7): 1307-1315, 1995
- 21) 村上 剛: 解剖学的標準化の精度. 核医学分科学会誌, **48**(8): 8, 2004
- 22) 核医学画像処理 (福喜多博義 監修). 第1版. 46-73, 山代印刷株式会社, 2010
- 23) Ashburner J, Barnes G, Chen CC, et al: SPM8 Manual. [https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/spm8\\_manual.pdf](https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/spm8_manual.pdf), (参照2020-2-16)