

原著

## デジタルファントムを用いた SPECT 収集条件 および FBP 再構成条件の研究

中村 圭佑<sup>1)</sup>・河村 誠治<sup>2)</sup>・小林 龍徳<sup>2)</sup>・井浦 由加子<sup>3)</sup>・大村 梨紗<sup>4)</sup>  
平田 祐介<sup>5)</sup>・西田 有希<sup>6)</sup>・山本 範泰<sup>7)</sup>

- 1) 西日本病院中央放射線部・2) 純真学園大学放射線技術科学科  
3) 小倉医療センター・4) 製鉄記念八幡病院・5) 宮崎大学病院  
6) 東芝メディカルシステムズ株式会社・7) 日本メジフィジックス株式会社

### Study of SPECT acquisition conditions and FBP reconstruction conditions using a digital phantom

Keisuke Nakamura<sup>1)</sup>, Seiji Kawamura<sup>2)</sup>, Tatsunori Kobayashi<sup>2)</sup>, Yukako Iura<sup>3)</sup>,  
Risa Ohmura<sup>4)</sup>, Yusuke Hirata<sup>5)</sup>, Yuki Nishida<sup>6)</sup>, Noriyasu Yamaki<sup>7)</sup>

- 1) Nishinohon Hospital, Department of Radiological Technology  
2) Department of Radiological Science, Faculty of Health Science, JUNSHI GAKUEN University  
3) National Hospital Organization Kokura Medical Center, Department of Radiological Technology  
4) Steel Memorial Yawata Hospital, Department of Radiological Technology  
5) University of Miyazaki Hospital, Department of Radiological Technology  
6) Toshiba Medical Systems Co., Ltd  
7) Nihon Medi-Physics Co., Ltd

**要旨:** SPECT (single photon emission computed tomography) の画質は、SPECT データの収集条件や画像再構成を行う際に用いる前処理フィルタの遮断周波数などに大きく影響を受ける。今回、核医学画像処理ソフト Prominence Processor 3.1 を用いて収集ピクセルサイズおよび角度サンプリング数や前処理フィルタの遮断周波数を変化させデジタルファントムの SPECT 再構成を行った。さまざまな条件で再構成された SPECT 画像を用いて、収集ピクセルサイズ、角度サンプリング数、前処理フィルタの遮断周波数の条件の違いが画像に及ぼす影響を評価し、最適な収集条件および遮断周波数について検討した。また Prominence Processor とデジタルファントムを用いた基礎的研究の有用性についても検討を行った。

収集ピクセルサイズが4mm と2mm の条件で検討を行った結果、4mm の方が画像均一性および視覚的評価は良好であった。FWHM (full width at half maximum) を用いた空間分解能の評価は、2mm の方が良い値を示した。前処理フィルタの遮断周波数の適正化に関する検討では、遮断周波数0.3~0.4cycles/cm で視覚的およびコントラスト評価で良好な値を示した。また遮断周波数0.4~0.7 cycles/cm では、ピクセルサイズは4mm で良好な画像均一性を示し、0.4 cycles/cm より低い場合は画像のボケが目立つ結果となった。

今回求めたピクセルサイズ、角度サンプリング数、遮断周波数の3つの項目に対する適正值は、現在の臨床で使用している値に近い値を示した。また、SPECT の収集や再構成条件の決定は、ピクセルサイズや遮断周波数および CV 値などの因子を総合的に検討して決定することが重要であると考えられた。さらに核医学画像処理ソフトである Prominence Processor およびデジタルファントムを用いた基礎的研究は、学生や核医学検査に携わる診療放射線技師にとり核医学画像を理解する上で有用であると考えられた。

**キーワード:** SPECT, FBP, Butterworth filter, Digital Phantom, Prominence Processor

**Abstract:** The SPECT image quality and the SPECT data which includes: the acquisitions conditions and image reconstruction were greatly affected by the cut-off frequency. The Nuclear Medicine imaging computer software Prominence processor 3.1 was used to re-construct: the correct pixel size; angling sample number; pre-processing filter; cut-off frequency and the digital phantom and used to vary the cut-off frequency of the pre-processing filter. In addition, these combined to create a SPECT image quality that was re-constructed under various conditions. Next, we tested: the

correct pixel size; angling sample number; pre-processing filter; cut-off frequency individually. We evaluated the influence that the difference conditions of the cut-off frequency gave to an image and examined the optimum conditions and cut-off frequency usage. Within our basic study, we found it useful to adjust the cut-off frequency. When using the Prominence processor and digital phantom together.

A pixel size of 4mm x 2mm was used in our studies because we found from 4mm, this gives more image uniformity and the visual assessment is better. We found a pixel size of 2mm worked much better for FWHM tests for the spatial resolution and produced better results. When testing the pre-processing filter, the frequency from 0.3 ~ 0.4 cycles/cm created good visual and contrast results. However, an adjustment has to be considered for anything lower than 0.4 cycles/cm for the cut-off frequency. When the frequency is lower than 0.4 cycles/cm we found the image was blurry.

We found that the correct pixel size, angling sample number filter and cut-off frequency combined gave the CV value. For these experiments, our results were closer to the CV value. In our basic studies of nuclear medicine imaging. We feel that using the Prominence processor and digital phantom together greatly aids in understanding these type of tests better for students or for anyone conducting these type of tests.

**Keyword:** SPECT, FBP, Butterworth filter, Digital Phantom, Prominence Processor

## 諸言

SPECT (single photon emission computed tomography) の画質は、projection data の収集条件や画像再構成を行う際に用いる前処理フィルタの遮断周波数などに大きく影響を受ける<sup>1-3)</sup>。今回、核医学画像処理ソフト Prominence Processor 3.1 (Prominence)<sup>2)</sup> およびデジタルファントムを用いて収集ピクセルサイズや角度サンプリング数<sup>3)</sup>の収集条件、前処理フィルタの遮断周波数を変化させ、SPECT 画像の再構成を行った。またさまざまな条件で再構成された SPECT 画像を用いて、収集ピクセルサイズ、角度サンプリング数、前処理フィルタの遮断周波数の条件の違いが SPECT 画像に及ぼす基礎的な影響を評価し、最適な収集条件および遮断周波数<sup>4)</sup>について検討を行った。さらに Prominence Processor とデジタルファントム<sup>1-2)</sup>を用いた基礎的研究の有用性についても検討を行ったので報告する。

## 1. 方法

### 1.1 使用した核医学画像処理ソフトウェアおよびデジタルファントム

SPECT 画像の再構成および画像解析に核医学画像処理ソフトウェアとして Prominence を使用した。また SPECT 画像の処理評価用デジタルファントム<sup>1-2, 8-9)</sup> (日本放射線技術学会・核医学分科会) として次に示す6種類を使用した。Map ではじまる名称の二つは減弱補正用マップである。デジタルファントムの形状を Fig. 1 に示す。

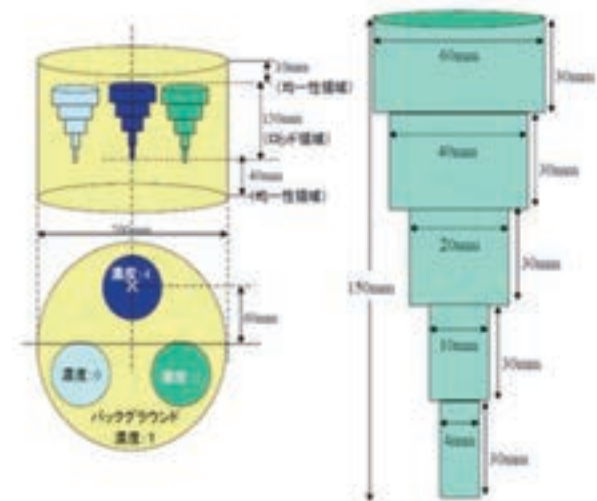


Fig. 1 デジタルファントムの形状 (ロッドの位置と大きさ)

使用デジタルファントム：

- HR\_150\_4mm\_3d\_400 (150: 回転半径, 4: ピクセルサイズ, 3: ステップ角, 400: 最大値),
- HR\_150\_2mm\_3d\_100 (150: 回転半径, 2: ピクセルサイズ, 3: ステップ角, 100: 最大値),
- Proj4mm\_3deg\_i\_M.sps (ピクセルサイズ4mmでの理想投影データ),
- Proj2mm\_3deg\_i\_M.sps (ピクセルサイズ2mmでの理想投影データ),
- Map\_Mu010\_4mm.im.sts (ピクセルサイズ4mmでの減弱補正を行う際の減弱マップ),
- Map\_Mu010\_2mm.im.sts (ピクセルサイズ2mmでの減弱補正を行う際の減弱マップ)

### 1.2 収集ピクセルサイズの適正化に関する検討

収集ピクセルサイズの適正化に関する検討のために HR\_150\_2mm\_3d\_100 および HR\_150\_4mm\_3d\_400 のデジタルファントムを使用した。FBP 法による SPECT 画像再構成を行う際には、2mm の projection data の総カウントと 4mm の projection data の総カウントを揃える補正を行った。2mm ではスライス枚数を 1~128, 4mm の場合はスライス枚数を 1~64 に設定した。また SPECT 画像の再構成フィルタには ramp 関数を使用した。再構成画像の比較のため、前処理フィルタを使用しない画像と、前処理フィルタを使用した画像を作成した。さらに減弱補正には Chang 法を使用し、減弱マップとして Map\_Mu010\_2mm.im.sts と Map\_Mu010\_4mm.im.sts をピクセルサイズ毎に選択した。再構成画像の均一性の評価には変動係数である coefficient of variation (CV 値) を用いた。CV 値は、Fig. 2 に示すようにファントムの均一部分に region of interest (ROI) を設定し式 (1) を用いて算出した。また検

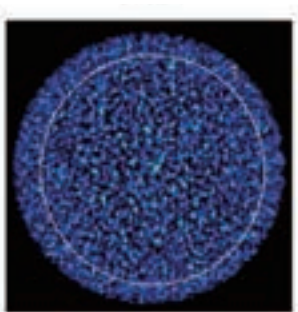


Fig. 2 再構成画像の均一部分に ROI を設定

出能をプロファイルカーブ、空間分解能を full width at half maximum (FWHM) で評価した。なおプロファイルカーブと FWHM の算出には Prominence の機能を利用した。

$$\text{CV 値: } \text{CV} (\%) = \left( \frac{SD}{Mean} \right) \times 100 \dots\dots (1)$$

### 1.3 角度サンプリング数の適正化に関する検討

角度サンプリング数の適正化に関する検討のために理想の SPECT 断層像のデジタルファントムとして Proj4mm\_3deg\_i\_M.sps および Proj2mm\_3deg\_i\_M.sps を用いてステップ角を変化させ角度サンプリング数を 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140, 150 とした projection data を作成した。各々の projection data 間の総カウント数の補正 (サンプリング数 × 係数 = 180) を行い、FBP 法を用いて Butterworth filter (BW) なし、スライス枚数を 1~64, Ramp 関数を使用して SPECT 画像の再構成を行った。角度サンプリング数を 10~150 まで変化した SPECT 画像を Fig. 3 に示す。各画像の評価には、CV 値と normalized mean square error (NMSE) を用いた。なお NMSE の算出には Prominence の機能を利用した。

### 1.4 前処理フィルタの適正化に関する検討

前処理フィルタの適正化に関する検討のために理想の SPECT 投影データである Proj4mm\_3deg\_

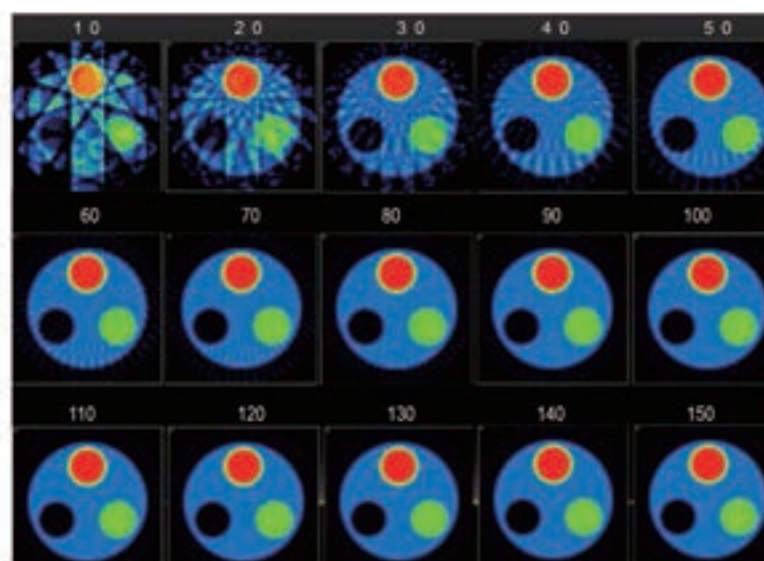


Fig. 3 角度サンプリング数を 10~150 まで変化した SPECT 画像



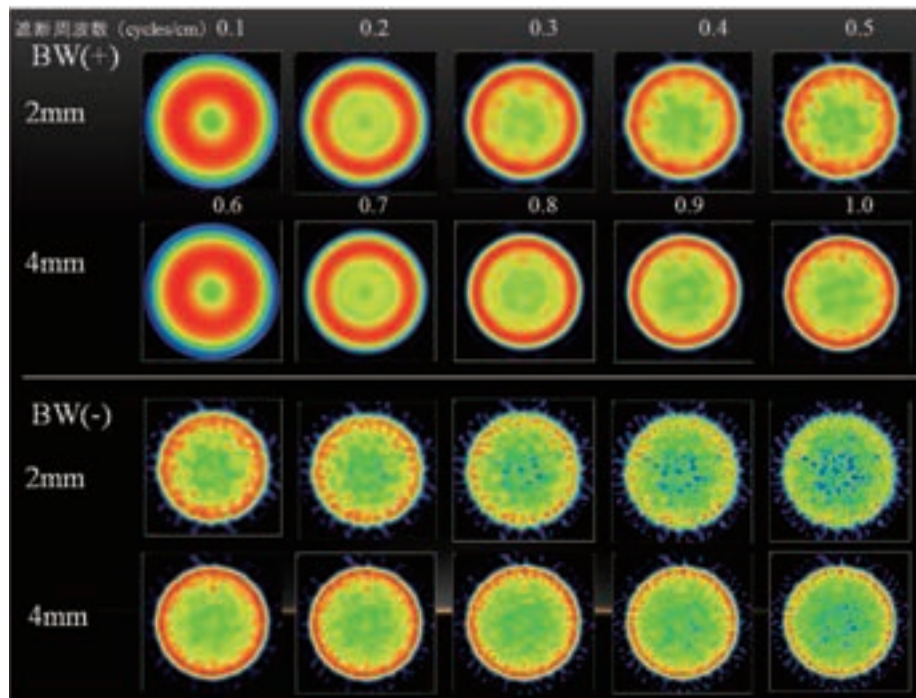


Fig. 4 遮断周波数を0.1～1.0まで変化させた SPECT 画像

i\_M.sps を用いて order=8, BW の遮断周波数を0.1間隔で0.1～1.0 (cycles/cm) の間で変化させ FBP法を用いてスライス枚数を1～64, 再構成関数として Ramp 関数を使用して SPECT 画像の再構成 (Fig. 4) を行った. また BW 処理の有り (BW (+)), 無し (BW (-)) の両方の条件で SPECT 画像の再構成を行った. 再構成画像の評価には, 画像均一性として CV 値<sup>5)</sup>, 遮断周波数の検討として NMSE<sup>1)</sup>, 空間分解能評価として FWHM<sup>1)</sup>, その他の指標としてコントラストを用いた.

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

$x$ :  $x$  のマトリクス  $y$ :  $y$  のマトリクス  
 $z$ : スライス厚  $R$ : 基準画像  $T$ : 処理画像

コントラストは, Fig. 5の①, ②, ③のように ROI を設定し算出した. コントラストの評価は, 高濃度ロッド部: ①, 中濃度ロッド部: ②, 低濃度ロッド部: ③の4, 10, 20, 40, 60mm の各ロッド径について, 円形の ROI を設定し平均値を算出し, 下記の式 (3), (4), (5) を用いてコントラスト<sup>6)</sup>を算出し評価を行った.

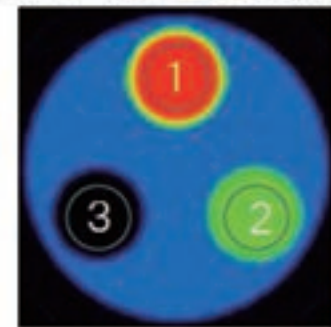


Fig. 5 コントラスト算出のため ROI を設定

$$\text{コントラスト (高: 中濃度)} = (\text{ROI ①} - \text{ROI ②}) / (\text{ROI ①} + \text{ROI ②}) \dots\dots (3)$$

$$\text{コントラスト (高: 無濃度)} = (\text{ROI ①} - \text{ROI ③}) / (\text{ROI ①} + \text{ROI ③}) \dots\dots (4)$$

$$\text{コントラスト (中: 無濃度)} = (\text{ROI ②} - \text{ROI ③}) / (\text{ROI ②} + \text{ROI ③}) \dots\dots (5)$$

### 1.5 ピクセルサイズと遮断周波数を同時使用時の適正化に関する検討

ピクセルサイズ2mm と4mm の BW 条件として order=8.0, 遮断周波数 (cycles/cm) を0.1～1.0cycles/cm の間で0.1間隔で変化させた画像 (Fig. 4) を作成した. ピクセルサイズ2mm と4mm の再構成画像を同じスライス面となるようにスライス番号

Table 1 収集ピクセルサイズの適正化

ピクセルサイズ	平均値 (Mean)	標準偏差 (SD)	変動係数 (CV 値)
2mm	127.21	101.36	79.67
4mm	956.19	443.03	46.33

100～128 とスライス番号50～64のスライスで ROI を設定し、平均値 (Mean) と標準偏差 (standard deviation: SD) および CV 値を算出し画像均一性の評価を行った。

NMSE 値を用いた評価は、基準画像を Ideal\_Phantom\_01\_SPECT (散乱線やノイズの無い理想的画像) とし、処理画像を1-2 の再構成画像とし、Prominence の機能を用いて NMSE 値を算出し、角度サンプリング数と NMSE 値の関係から評価を行った。

FWHM を用いた評価は、Prominence の機能を用いてプロファイルカーブを作成し、高収集積部位の Horizontal での FWHM を求め、理想の SPECT 投影データである Ideal Phantom 01 の同スライスでの FWHM との差と遮断周波数の関係から評価を行った。

## 2. 結果

### 2.1 収集ピクセルサイズの適正化に関する検討結果

ピクセルサイズ2mm の ROI の結果は、

Mean:127.21, SD:101.36, CV 値は79.67, ピクセルサイズ4mm の ROI の結果は、Mean:956.19, SD:443.03, CV 値は46.33となった (Table 1)。画像均一性を表す CV 値は、ピクセルサイズ4mm が2mm より良い値 (46.33) を示した。また、Fig. 4から BW フィルタ処理を行った場合も同様の傾向を示した。FWHM は、ピクセルサイズ2mm で Horizontal = 19.8, ピクセルサイズ4mm で Horizontal = 32.7となり2mm の方が空間分解能は良い値を示した。また BW フィルタ処理を行った場合、ピクセルサイズ2mm で Horizontal = 25.4, ピクセルサイズ4mm で Horizontal = 32.5となり2mm の方が空間分解能は良い値を示した。

### 2.2 角度サンプリングの適正化に関する検討結果

角度サンプリング数の適正化に関する検討結果を Fig. 6に示す。Fig. 6の左図は、角度サンプリング数と CV 値の変化比の関係、Fig. 6の右図は、角度サンプリング数と NMSE 値の関係を示している。両図とも角度サンプリング数70～80で曲線の傾斜は緩やかになった。両図の矢印は、角度サ

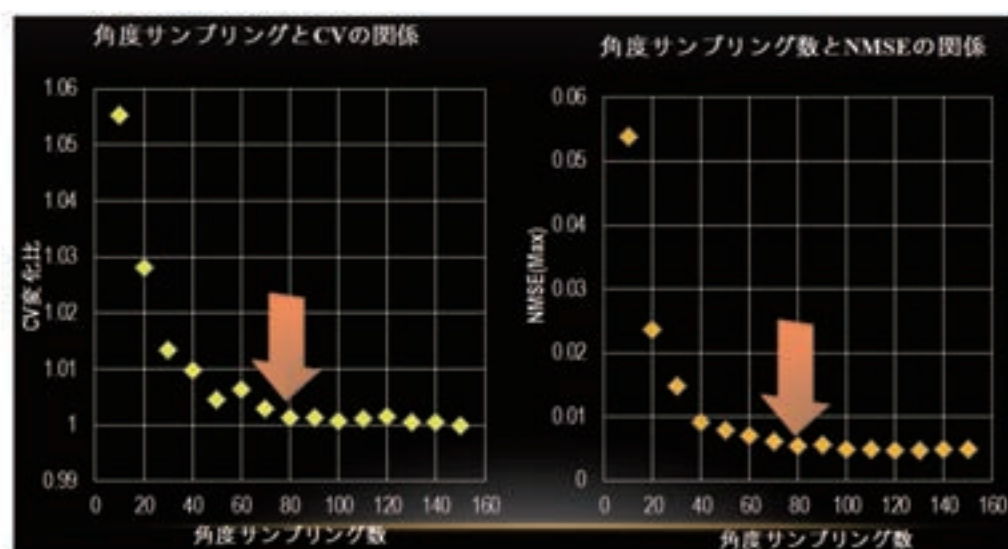


Fig. 6 角度サンプリング数と CV 値および NMSE の関係

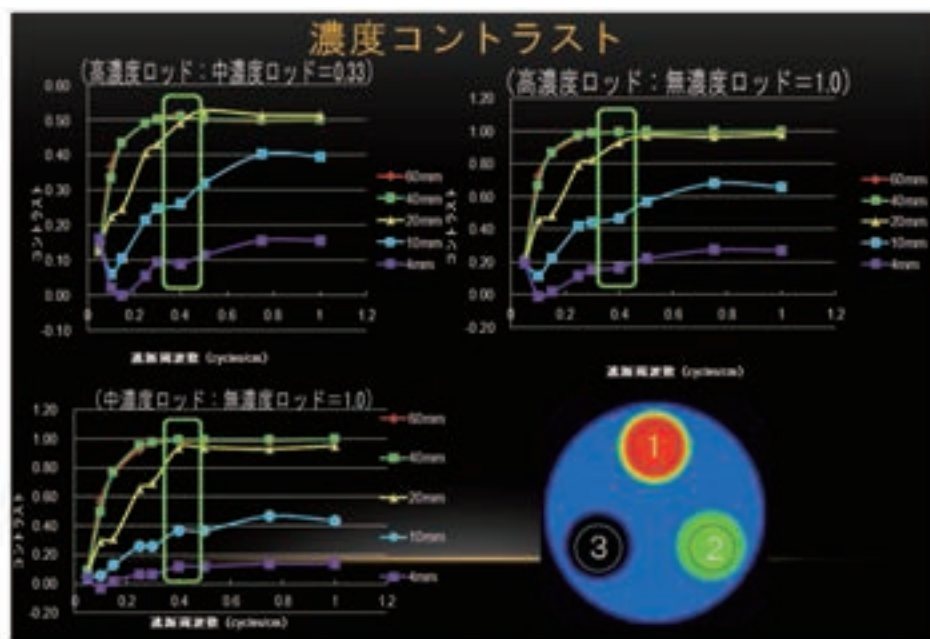


Fig. 7 濃度コントラストと遮断周波数の関

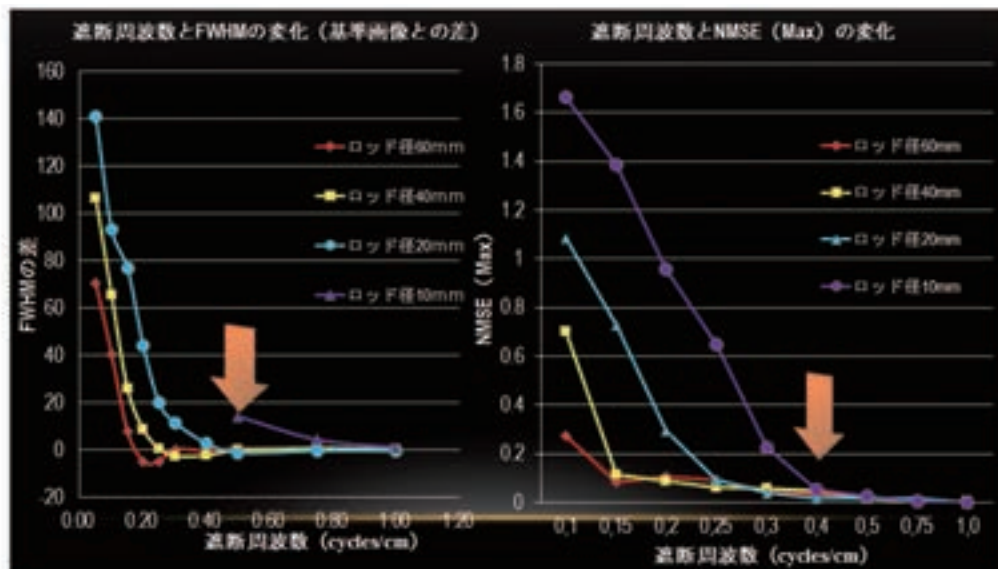


Fig. 8 収集ピクセルサイズと遮断周波数および CV 値の関係

ンプリング数に関する理論的な適正值を  $N = \pi D/2a$  ( $N$  = サンプル数,  $D$ : 直径,  $a$  = ピクセルサイズ) より求めた理想値  $N = (3,14 \times 200) / (2 \times 4) = 78.5$  を示している。

### 2.3 前処理フィルタの遮断周波数の適正化に関する検討結果

濃度コントラストと遮断周波数の関係を Fig. 7 に示す。3つの濃度コントラストの曲線は、ロッド径が60mm, 40mm, 20mmで遮断周波数の値が0.3~0.4 cycles/cmでプラトーを示した。ロッド径

が10mm, 4mmでは遮断周波数の値が0.8 cycles/cmでプラトーを示した。

Fig. 8の左図に断周波数と FWHM の差および右図に断周波数と NMSE 値の関係を示す。Fig. 8の左図は、遮断周波数と FWHM の差の関係を示す。右図は、遮断周波数と NMSE 値の関係を示す。両者とも遮断周波数の値が0.3~0.4 cycles/cmで収束する傾向を支持した。またロッド径が大きい程、遮断周波数の収束は低周波側にシフトする傾向を示した。



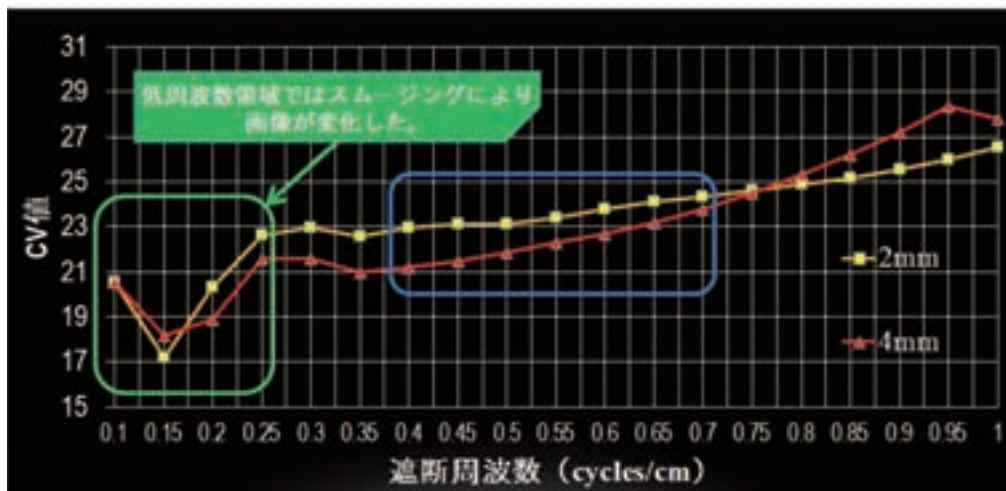


Fig. 9 収集ピクセルサイズと遮断周波数および CV 値の関係

#### 2.4 ピクセルサイズおよび遮断周波数を同時使用時の適正化に関する検討結果

ピクセルサイズと遮断周波数および CV 値を加味した適正化に関する検討結果を Fig. 9 に示す。ピクセルサイズと遮断周波数の組み合わせでは遮断周波数 0.4～0.7 cycles/cm の間では、ピクセルサイズ 4mm の方が 2mm と比較して低い CV 値を示した。0.4 cycles/cm より低い周波数領域および 0.7 cycles/cm より高い高周波数領域において画像の劣化が認められた。

### 3. 考察

SPECT 画像は、目的臓器に集積する放射性同位元素を三次元的に把握でき診断能が向上するため広く臨床に用いられている。SPECT 画像の画質は、収集ピクセルサイズや角度サンプリング数の収集条件、またプロジェクションデータに対しての前処理フィルタ処理などにより左右される。今回われわれは、SPECT 収集条件および FBP 再構成条件の基礎的研究を目的として、収集時の幾何学的条件を除外したデジタルファントムを利用して収集ピクセルサイズ、角度サンプリング数、前処理フィルタの遮断周波数が SPECT 画像に及ぼす影響の検討を行うことで 3 つの因子に関する適正化の研究を行った。また Prominence とデジタルファントムを用いた基礎的研究の有用性についても検討を行った。

CV 値を用いた画像均一性は、ピクセルサイズ 4mm の方が 2mm より良好な値を示した。これは

ピクセルサイズ 2mm では 1 ピクセルあたりのカウント数が十分でなく雑音の増加により画質が劣化したと考えられる。角度サンプリング数の検討結果は、70～80 となり  $N = \pi D/2a$  ( $N$  = サンプリング数,  $D$  = 直径,  $a$  = ピクセルサイズ) より求められる理想値  $N = (3.14 \times 200) / (2 \times 4) = 78.5$  に近似した値を示した。このことから Prominence とデジタルファントムを用いたシミュレーションを行うことで角度サンプリング数に関する理論を検証できることが示された。これは SPECT 画像の収集条件に関する基本を考える上で意義があると考えられる。遮断周波数の適正化の検討では、遮断周波数の値が 0.4 cycles/cm より小さいとコントラストが著しく低下した。これは前処理フィルタの遮断周波数を低周波数側にシフトすることで雑音が除去されるが、信号も同じように除去されたためと考えられる。また遮断周波数の値が 0.4 cycles/cm より小さいと基準画像の FWHM と処理画像の FWHM の差が大きくなった。これは SPECT 画像の再構成を行う際に前処理フィルタの遮断周波数を低周波数側にシフトすることで画像のスムージングが生じたためと考えられる。ピクセルサイズおよび遮断周波数の 2 つの因子を用いた適正化の検討では、0.4 cycles/cm ～ 0.7 cycles/cm の間でピクセルサイズが 2mm と 4mm の両方で CV 値が安定した。また 0.25 cycles/cm より低周波数側では画像のスムージング効果が大きいため CV 値の低下および変動が認められた。これは 0.25 cycles/cm より低い低周波数では画像のスムージング効

果が大きいためと考えられた。今回の研究結果からは、収集ピクセルサイズは4mm、遮断周波数は0.4~0.7 cycles/cm、角度サンプリング数は70~80が適正值であると考えられた。この値は現在の臨床で用いられている値に近い値<sup>4)</sup>であった。

今回の研究目的はデジタルファントムを用いた収集ピクセルサイズや角度サンプリング数、遮断周波数などの最適条件に関する検討と同時に現在の臨床で用いられている条件との差異について文献的考察を行うことでもある。また収集ピクセルサイズや角度サンプリング数、遮断周波数などの評価は物理的指標を用いて収集ピクセルサイズなど単独で行われることが殆どであるが、今回は異なる指標に対して物理的および視覚的な側面から総合的に評価を行ったことおよび適正化の検討結果が現在の臨床で用いられている数値に近い数値を得ることができたことに意義があると考え、これにより Prominence Processor およびデジタルファントムを用いたシミュレーション研究は今回の目的以外に用いても適用できると考えられ多くの研究応用が期待される。

#### 4. 結語

Prominence と SPECT 画像の処理評価用デジタルファントムを用いてピクセルサイズ、角度サンプリング数、遮断周波数に関する適正化の検討を行った。今回の検討では、ピクセルサイズ、角度サンプリング数、遮断周波数に対する適正值は、ピクセルサイズで4mm、角度サンプリング数で70~80、遮断周波数で0.3~0.4 cycles/cm となり現在の臨床現場で使用している値に近い値を示した。また収集条件や遮断周波数の適正化の検討を行う際は、複数の因子についての検討が重要であると考えられた。

#### 参考文献

- 1) 飯塚一則, 山木範泰, 久木裕也, 滝沢秀喜. SPECT 収集角度と収集軌道が画像に与える影響について - 心筋デジタルファントムスタディー. 日放技学誌 2015; 71: 520-526.
- 2) 前田壽登, 山木範泰, 東 眞, 教育, 研究用核医学データ処理解析ソフトウェアパッケージの開発について. 日放技学誌 2012; 68: 299-306.
- 3) 高木昭浩, 相馬 努, 渡辺浩之, 他. SPECT 画像と

サンプリング数における画質(統計ノイズ)の検討. 核医学 2008; 28 (1) : 161-167.

- 4) 増田康彦, 長木昭男, 川渕安寿, 他. 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. 核医技 2008; 66 (12) : 1587-1597.
- 5) SPECT の投影数が再構成画像に及ぼす影響 - シミュレーションデータを用いた FBP 法と ML-EM 法の比較 -. 日放技学誌 2010; 71: 520-526.
- 6) 核医学検査技術学 改訂 2 版. 南山堂 2011; 154.
- 7) Yokoi T, Shinohara H, Onishi H. Performance evaluation of OSEM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT: a simulation study. Ann Nucl Med 2002; 16 (1) : 11-18.
- 8) Maeda H, Yamaki N, Natsume T, et al. Simultaneous spatial resolution correction in SPECT reconstruction using OS-EM algorithm. Igaku Butsuri 2004; 24 (2) : 61-71.