

頭部 SPECT におけるステップと連続回転データ収集法の検討 — デジタルファントムによる検討 —

柳元 真一^{1,2}, 荒尾 信一¹, 原内 一^{1,2}, 天野 貴司¹,
北山 彰¹, 成廣 直正¹, 林 明子¹, 荒尾 圭子¹

Study of Step and Continuous Rotation Data Acquisition in Head SPECT : Digital Phantom Study

Shinichi YANAGIMOTO^{1,2}, Shinichi ARAO¹, Hajime HARAUCHI^{1,2}, Takashi AMANO¹,
Akira KITAYAMA¹, Naomasa NARIHIRO¹, Akiko HAYASHI¹ and Keiko ARAO¹

キーワード：スペクト, デジタルファントム, シミュレーション解析

概 要

核医学検査における頭部 SPECT 検査を想定したステップ回転収集法と連続回転収集法による断層像のサンプリング角度の影響について、デジタルファントムを作成してシミュレーション解析による検討を行った。SPECT の連続回転収集法は、ステップ回転収集法のように検出器移動時の非データ収集というタイムロスが発生しない特徴があるが、標準化定理よりも大きなサンプリング角度を設定すると接線方向への画像歪が増加することが確認された。しかし、標準化定理に基づいたサンプリング角度を採用した場合は、連続回転収集法とステップ回転収集法による SPECT 像の画質がほぼ同等であることから、原理的に感度特性に優れた連続回転収集法を選択する方が良好な結果が得られると考えられた。

1. 緒 言

核医学検査で広く臨床利用されている Single photon emission computed tomography (SPECT) は、被検体に投与された放射性医薬品の体内三次元分布画像(断層像)が得られる。この断層像の撮像基本原理は、SPECT 装置のシンチレーションカメラを被検体の周囲360度あるいは180度回転させて、体内の放射性医薬品から放出された γ 線を検出して多方向からの投影画像データを収集した後、フィルタ重畳逆投影法 (Filtered Back Projection : FBP) や逐次近似再構成法 (Ordered Subsets Expectation Maximization : OSEM) を利用して断層像を作成する。

SPECT 装置による投影画像データの収集法は、ステップ回転収集法と連続回転収集法が利用されてい

る。ステップ回転収集法は、シンチレーションカメラがある一定のサンプリング角度 (ϕ) ごとに停止してデータ収集を行い被写体の体軸の周りを回転する。連続回転収集法は、シンチレーションカメラが被写体の体軸の周りを停止せず連続回転しながらデータ収集を行い、連続回転範囲のデータを加算して種々のサンプリング角度 (ϕ) の投影データを作成する。この SPECT の投影画像データの収集法に関する報告は多岐にわたり、これまでに検出器回転角度、データ集角度、データ収集軌道の優位性についての臨床症例や臨床を想定したファントムを利用した検討結果が報告されてきた¹⁻³⁾。ところが、核医学検査における臨床症例による検討では、症例間誤差が発生し被ばくの問題により複数回による再現性に関する検討が不可能である。また、被検体内での放射性医薬品による減弱や散乱などの物理現象を想定したファントム実験による検討では、ファントム作成誤差が発生する。さらに、これらの実際の臨床を想定した検討では、総合的な評価は可能であるが個々の要因別の評価はできない。一方、パソコンによるデジタルファントムを利用したシミュレーション解析による検討では、興味のある個々要因

(平成29年10月18日受理)

¹川崎医療短期大学 放射線技術学科

²川崎医療福祉大学 診療放射線技術学科

¹Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

²Department of Radiological Technology, Kawasaki University of Medical Welfare

のみを良好な再現性で被ばくすることなく評価することが可能である。

今回, SPECT 検査による頭部断層像について, 投影画像データの収集時のステップ回転収集法と連続回転収集法におけるサンプリング角度の影響をシミュレーション解析で検討した。

2. 研究方法

2-1 使用機器

本検討に必要なデジタルファントムの作成, SPECT の投影画像データの収集, 画像再構成および断層像評価は, 前田らが開発した Windows パソコン上で動作する核医学画像処理解析ソフトウェアパッケージ (Prominence processor ver.3.1)⁴⁾を用いて行った. 本ソフトウェアによる検討を行うにあたり, 想定する SPECT 装置のシステム分解能を設定する必要がある. 本検討で想定した SPECT 装置のシステム分解能は, 低エネルギー用高分解能コリメータ (low energy high resolution : LEHR) を装着した E-CAM (東芝メディカルシステムズ株式会社) の公表値 (図 1) を設定した. なお, 本シミュレーションでは, SPECT 装

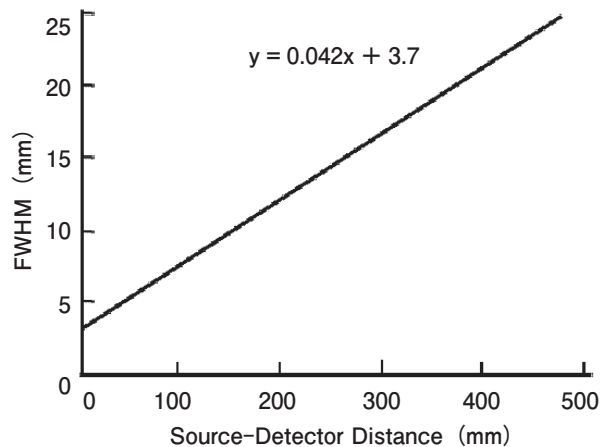


図 1 SPECT 装置のシステム分解能 (FWHM)

置のシステム分解能により発生する物理学的な画質劣化のみを検討するため, それ以外のデータ収集中に発生する被検体内での放射性医薬品による減弱, 散乱およびノイズ等の物理学的影響は除外して検討を行った。

2-2 デジタルファントムの作成方法

本検討で使用した頭部を想定したデジタルファントムは, 脳ファントムと空間分解能ファントムの 2 種類である. 脳ファントムの横断断面像を図 2 に示す. 本

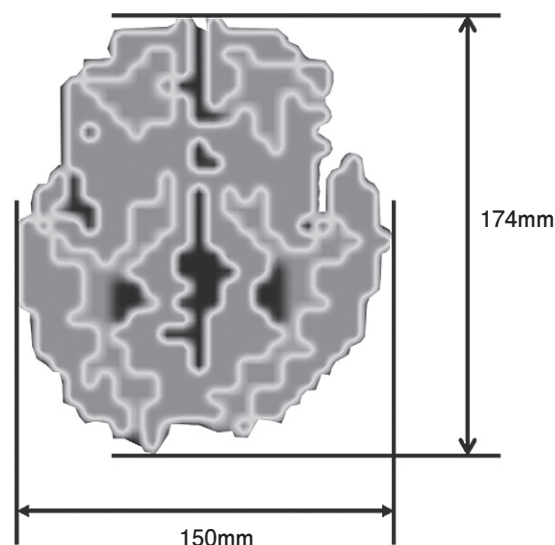


図 2 脳ファントムの横断断面像

ファントムは, Prominence processor に搭載されている脳ファントムの画素サイズを 6.0 mm/pixel に変更して利用した. 空間分解能ファントムの横断断面像を図 3 に示す. 本ファントムは, 頭部領域検査を想定し画

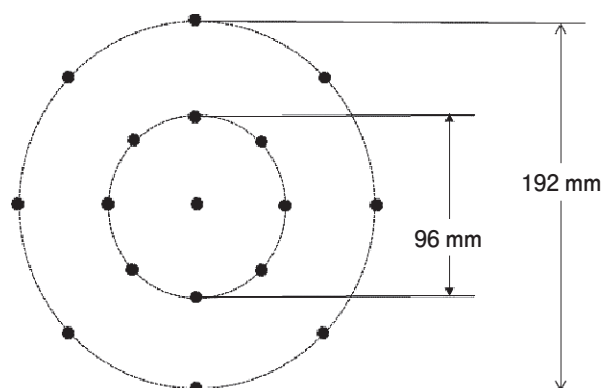


図 3 空間分解能ファントムの横断断面像

素サイズ 6.0 mm/pixel にて長さ 192 mm の線線源 17 本を SPECT 回転中心および回転中心から半径 48 mm (内円) と 96 mm (外円) の円周上に設置して作成した. なお, Prominence processor に搭載されている脳ファントムの初期設定放射能濃度 (ピクセル値) は, 灰白質領域 300 count/pixel, 白質領域 100 count/pixel となっているが, 本検討では SPECT の投影画像データ収集時に設定するサンプリング角度の大きさにて総データ収集情報量に変化する. そこで, 同一条件下での評価を行うため, 脳ファントムの灰白質領域は 300~4,500 count/pixel, 白質領域は 100~1,500 count/pixel, 脳室等 0 count/pixel

とし、空間分解能評価用ファントムの線線源は100～1,500 count/pixel に調整して利用した。また、灰白質と白質の血流比は、脳血流用放射性医薬品の高血流域での洗い出しを考慮して3：1とした。

2-3 投影画像データ収集方法と画像再構成方法

ステップ回転収集法と連続回転収集法による投影画像データ収集方法および画像再構成方法は、実際の頭部 SPECT 検査を想定して検出器回転半径を250 mmにて360度円軌道を想定として行った。そして、サンプリング角度の影響確認は、2, 4, 6, 8, 10, 15, 30度の7種を想定して検討した。ついで、画像再構成は、FBP 法にて補正関数に Ramachandran filter を選択してスライス厚 6 mmの横断断層像を作成した。

2-4 脳ファントムの評価方法

脳ファントムの横断断層像評価は、脳基底核レベルの横断断層像に対する視覚的評価とサンプリング角度2度の横断断層像（基準画像）とそれ以外のサンプリング角度4～30度画像（比較画像）を normalized mean square error (NMSE) 法による物理学的評価法の2種で検討した。以下に、NMSE 法の計算式を示す。

$$NMSE = \frac{\sum (g(x, y) - f(x, y))^2}{\sum f(x, y)^2} \dots\dots\dots (1)$$

f (x, y) : 基準画像

g (x, y) : 比較画像

なお、(1)式の NMSE 評価においては、基準画像と比較画像が一致した場合には0.0となり異なると0.0以上の値を示す。

2-5 空間分解能ファントムの評価方法

空間分解能評価は、空間分解能ファントム横断断層像の視覚的評価と線線源横断断層像に設定したプロファイル曲線からファントムの中心、内円および外円の3領域の平均 full width at half maximum (FWHM) を計測して検討した。また、内円と外円の FWHM 値は、横断断層像対して接線方向 (Tangential) と半径方向 (Radial) に分類して評価した。

3. 結 果

3-1 脳ファントム横断断層像の評価

ステップ回転収集法 (Step & shoot) と連続回転収集法 (Continuous) による脳ファントムの脳基底核レベルの横断断層像を図4に示す。この横断断層像は、

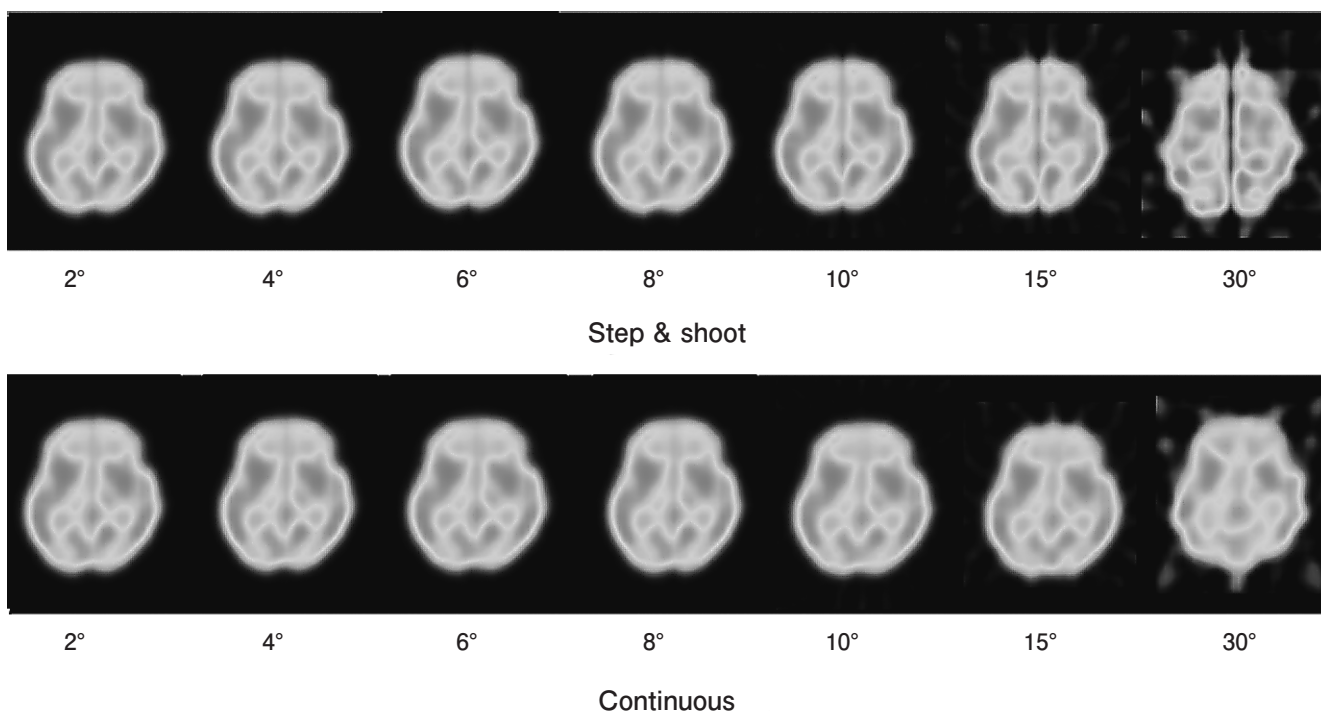


図4 ステップ回転収集法 (Step & shoot) と連続回転収集法 (Continuous) による脳ファントム脳基底核レベルの横断断層像

SPECT 投影画像のサンプリング角度 2 度から 8 度程度までは同程度の画質を示したが, それ以上のサンプリング角度では角度の大きさに伴って画像歪や脳領域以外のバックグラウンド計数の増加が確認された. なお, 検出器回転方法の違いによる横断断層像の比較では, 最大サンプリング角 30 度のステップ回転収集法による画像のみがファントム内左右大脳間の集積低下が強調されていたがそれ以外の画像には大きな差を認めなかった.

図 5 に, ステップ回転収集法と連続回転収集法による脳ファントムの脳基底核レベルの横断断層像を,

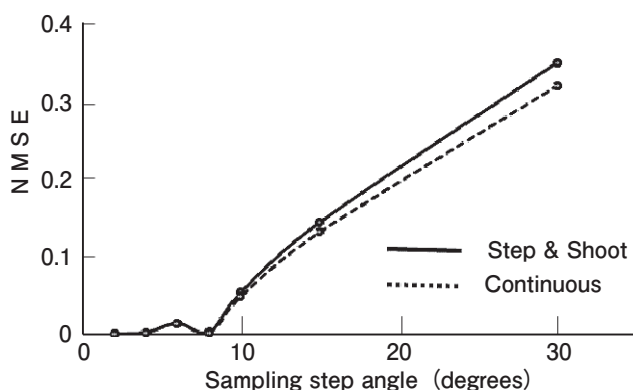


図 5 ステップ回転収集法 (Step & shoot) と連続回転収集法 (Continuous) による脳ファントム脳基底核レベルの横断断層像から評価した NMSE 値

NMSE 法による物理学的画像評価法で評価した結果を示す. この物理学的画像評価法では, SPECT の投影画像サンプリング角度が 2 度の基準画像に対して 8 度までの横断断層像の NMSE 値がほぼ 0.0 と基準画像と同等の画質であることが示されたが, 10 度以上のサンプリング角度に設定すると基準画像から徐々に外れていくことが確認された. なお, 検出器回転方法の違いで NMSE 値が最大差を示したのは, 最も大きなサンプリング角 30 度のステップ回転収集法 0.35, 連続回転収集法 0.33 であり, 連続回転収集法の方が若干の低値を示したがその差は小さかった.

3-2 空間分解能評価

ステップ回転収集法と連続回転収集法による空間分解能評価用ファントムの横断断層像を図 6 に示す. いずれの検出器回転方法においても線線源領域の横断断層像は, SPECT 投影画像のサンプリング角度 2 度から 8 度程度までは同程度で円形に示されたが, それ以上のサンプリング角度を設定した場合は角度の大きさに伴って画像歪や線線源以外のバックグラウンド計数が増加する傾向が認められた. なお, 画像歪はサンプリング角 30 度の場合が最も大きく示されたが, ステップ回転収集法では半径方向へ連続回転収集法では接線方

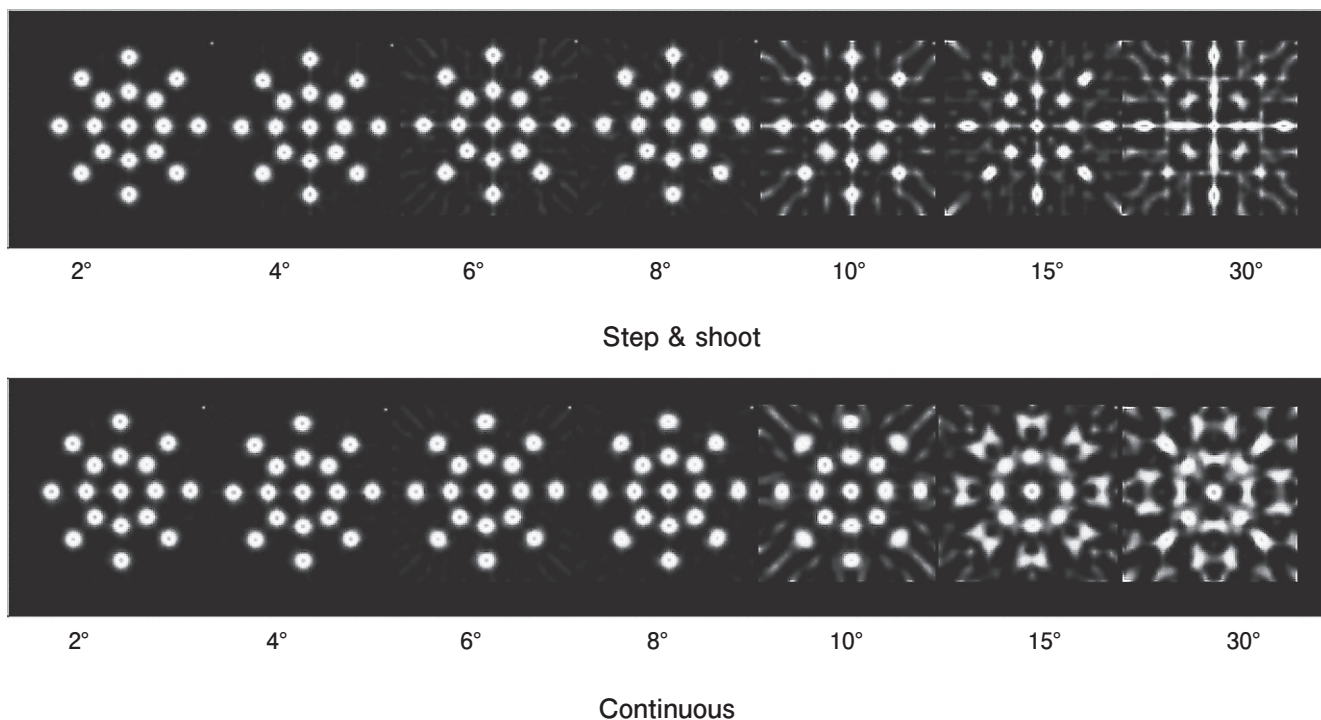


図 6 ステップ回転収集法 (Step & shoot) と連続回転収集法 (Continuous) による空間分解能ファントムの横断断層像

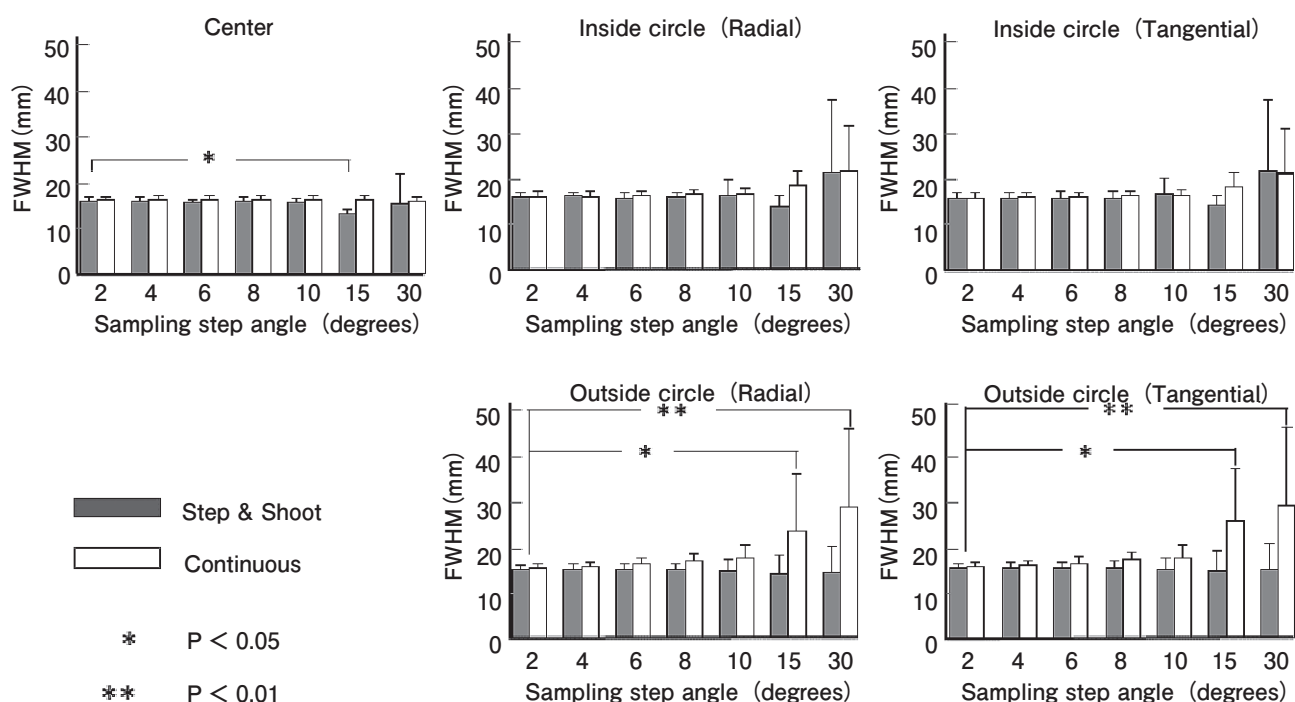


図7 ステップ回転収集法 (Step & shoot) と連続回転収集法 (Continuous) による空間分解能ファントムの横断断層像から評価した FWHM 値

向に歪が増加し回転収集方法の違いにより画像歪の形状や大きさが異なっていた。

図7に、ステップ回転収集法と連続回転収集法による空間分解能評価用ファントムの線源横断断層像から計測した FWHM 値を、ファントムの中心 (Center) と内円 (Inside circle) および外円 (Outside circle) の3領域に分類して示す。SPECT 投影画像のサンプリング角度の大きさの違いによる影響が最も小さかった領域は、いずれの検出器回転方法においてもファントム中心領域の FWHM 値であり、連続回転収集法では $17.4 \pm 1.0 \text{ mm} \sim 17.5 \pm 1.0 \text{ mm}$ 、ステップ回転収集法では $14.3 \pm 1.0 \text{ mm} \sim 17.4 \pm 0.9 \text{ mm}$ の範囲に分布していた。他方、今回の検討でサンプリング角度の大きさの違いが空間分解能に最も大きく影響したのは、連続回転収集法によるファントム外円領域の FWHM 値であり、接線方向で $16.8 \pm 1.2 \text{ mm} \sim 31.7 \pm 18.9 \text{ mm}$ 、半径方向で $16.6 \pm 1.0 \text{ mm} \sim 31.3 \pm 18.6 \text{ mm}$ の範囲に分布していた。

4. 考 察

核医学検査で広く利用されている SPECT による断層像は、使用する核種、コリメータおよび画像再構成アルゴリズムによって画質が異なる⁵⁻⁶⁾。また、断層像を得るために必要な SPECT の投影画像データの収集

法は、検出器が被検体の体軸の周りを回転しながらある一定のサンプリング角度ごとに静止してデータ収集を行うステップ回転収集法と、検出器が被写体の体軸の周りを連続的に回転しながらデータ収集を行う連続回転収集法がある。ステップ回転収集法は、任意に設定したサンプリング角度ごとに検出器が停止してデータ収集を行うため正確な投影位置の投影画像が得られるが、検出器が次の投影位置へ移動中はデータ収集が行われないことからデータ収集中にタイムロスが発生する欠点がある。他方、連続回転収集法は、検出器が連続回転しながらデータ収集を行うためデータ収集中にタイムロスが発生しないことから感度が高いという特徴を有するが、任意に設定した連続回転角度範囲のデータに一つのサンプリング角度を割り当てる必要がある。したがって、設定する連続回転角度範囲が大きくなると画像位置情報が低下して画像歪やボケが発生する欠点が報告されている¹⁻³⁾。ただし、これまでに報告されてきた SPECT の投影画像データの収集法におけるステップ回転収集法と連続回転収集法の検討は、実際の臨床を考慮したファントムなどを作成して得られた結果である¹⁻³⁾。すなわち、これらの実際の臨床を考慮した検討では、被検体内で発生する放射線の減弱、散乱、ノイズや SPECT 装置の総合空間分解能などが

複雑に影響した総合評価としての検討結果が報告されてきた。

本検討は、頭部 SPECT 検査を想定したステップ回転収集法と連続回転収集法によるサンプリング角度の影響を、デジタルファントムを含むシミュレーション解析で検証した。すなわち、本シミュレーションによる検討では、サンプリング角度の影響を SPECT 装置の総合空間分解能から検討したものであり、それ以外のデータ収集に発生する減弱、散乱およびノイズ等の物理学的影響要因は全て除外している。他方、SPECT のようなデジタル画像は、設定する画素サイズが小さいほど空間分解能が向上するが、無限大に画素サイズを小さくしていくと 1 画素当たりで計測できる情報量が低くなり画像コントラストが低下する問題が発生する。そこで、一般的なデータ収集時の画素サイズは標本化定理に基づいて決定され、イメージング装置が有する総合空間分解能の 1/2 以下に設定したデータ収集が行われている⁷⁾。ここで、SPECT 装置の総合空間分解能は SPECT 装置の固有分解能と装着するコリメータ分解能によって決定されるが、その総合空間分解能はコリメータの幾何学的要因により図 1 に示すように検出器と被写体間距離により FWHM が変動する。したがって、本検討で想定した頭部 SPECT 撮影では 360° 回転で検出器回転半径を 250 mm としたことから、SPECT の投影画像データには検出器と被写体間距離 0~500 mm のものが含まれ総合空間分解能としては 3.7 mm~24.7 mm のものが分布することになる。今回、SPECT の投影画像データ収集画素サイズを 6 mm として検討したが、これは検出器が 360° 回転するほぼ中心での検出器と被写体間距離 200 mm における FWHM 値による総合空間分解能 12 mm を標本化定理に基づいて算出している。

本検討による脳ファントムの横断断層像と NMSE 法による物理学的評価では、ステップ回転収集法と連続回転収集法のいずれにおいても SPECT の投影画像サンプリング角度が 2 度から 8 度程度まではほぼ同評価であったが、10 度以上のサンプリング角度では基準画像よりも画質が低下することが確認された。また、サンプリング角 30 度のステップ回転収集法による脳ファントム断層像は、他の断層像に比してファントム内左右大脳間の集積低下が強調されて示された。一般的に SPECT の投影画像サンプリング角度は、サンプリング角度を小さくして角度サンプリング数を多くすると画像再構成の精度が向上するが、前述のイメージン

グ装置が有する総合空間分解能やデジタル画像の画素サイズがサンプリング角度に影響するため必要以上に小さくしても画像再構成の精度は向上しないことが知られている。適切なサンプリング角度 (θ) は、標本化定理から算出した画像データ収集画素サイズ (d) と被検体直径 (L) から、

$$\theta = 360 / (\pi L / 2 d) \dots\dots\dots (2)$$

として算出される⁷⁾。この関係式に、本検討で採用した画像データ収集画素サイズ 6 mm と使用した 2 種のファントム長径 192 mm と 174 mm を代入すると適切なサンプリング角度は 7.2 度と 7.9 度なる。したがって、適切なサンプリング角度に近い 8 度とそれ以下の脳ファントム断層像の画質評価に対して、10 度以上のサンプリング角度で確認された画質劣化は標本化定理よりも大きな設定値がその要因と考えられた。

次に、空間分解能評価用ファントムの横断断層像とその FWHM 値による物理学的評価では、脳ファントムによる検討結果と同様にステップ回転収集法と連続回転収集法のいずれにおいてもサンプリング角度が 2 度から 8 度程度まではほぼ同評価であったが、10 度以上のサンプリング角度では画質評価と FWHM 値の低下が確認された。これについても前述の脳ファントムによる検討結果と同様に、サンプリング角度の設定において標本化定理よりも極端に大きな設定値を採用した場合には画像再構成が不十分となり画像ノイズや歪が増加したと考えられた。なお、FWHM 値による空間分解能評価は、連続回転収集法で線線源を検出器回転中心から離れた外円に配置して接線方向で測定した場合が最も悪化した。この連続回転収集法による外円での低評価は、外円が内円よりも検出器線線源間距離が大であることから総合分解能が低下したことに加え、連続回転範囲データのサンプリング角度への加算誤差が内円よりも外円の方が大きくなることその要因と考えられた。したがって、連続回転収集法で標本化定理よりも大きなサンプリング角度は、投影画像位置情報が接線方向にずれて画像歪が発生し、その画像歪が検出器回転中心から離れるほど大きくなることに注意が必要と考えられた。

今回、頭部 SPECT 検査を想定したステップ回転収集法と連続回転収集法によるサンプリング角度の影響をシミュレーション解析で検討した。その結果、これまで報告¹⁻³⁾されてきた実際の臨床を考慮したファントム研究による総合評価とほぼ同様の結果が得られた。したがって、SPECT の投影画像データの収集法

に連続回転収集法を採用した際に発生する接線方向への画像歪は、被検体内で発生する放射線の減弱、散乱やノイズによる影響よりも設定するサンプリング角度が大きな要因であることが確認された。そして、標本化定理に基づいて、SPECT 装置のシステム分解能を考慮した適切なサンプリング角度を設定することで接線方向の画像歪が発生しない断層像が得られることが確認された。

5. 結 語

SPECT の連続回転収集法は、ステップ回転収集法のように検出器移動時の非データ収集というタイムロスが発生しない特徴があるが、標本化定理よりも大きなサンプリング角度を設定すると接線方向への画像歪が増加することが確認された。そして、標本化定理に基づいたサンプリング角度を採用した場合は、連続回転収集法とステップ回転収集法による断層像の画質がほぼ同等であることから、原理的に感度特性の優れた連続回転収集法を選択する方が良好な結果が得られると考えられた。

6. 謝 辞

本研究にご協力いただいた、放射線技術学科第38期生の安藤麗乃、猪又由衣、田名後弥里、田原理穂の各氏に深く感謝いたします。

7. 文 献

- 1) 高橋康幸, 袖山芳久, 川又 功: 123I-MIBG 心筋シンチグラフィにおける continuous mode SPECT の有用性. 日放技学誌, 67, 341—345, 1996.
- 2) 高橋康幸, 新島弘之, 篠原 久: continuous mode SPECT に類似した収集形態 (as like continuous mode SPECT) の検討 — sampling angle 2° step 投影データを用いて —. 日放技学誌, 54, 975—979, 1998.
- 3) 甲谷理温, 長木昭男, 松友紀和, 杉野 修, 大島 康, 三村浩朗, 大西英雄: 連続回転収集 SPECT における収集ステップ角度と空間分解能の基礎的検討. 日放技学誌, 52, 221—228, 2012.
- 4) 前田壽登, 山本範泰, 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, 68, 299—306, 2012.
- 5) 大西英雄, 松竹裕紀, 松友紀和: 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. 人間と科学, 10 (1), 27—36, 2010.
- 6) 松友紀和, 古谷洋晃, 山尾太郎: SPECT データ評価用デジタルファントムを用いた異なる処理装置間の OS-EM 再構成アルゴリズムの比較. 日放技学誌, 64 (11), 1361—1368, 2008.
- 7) 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.

