臨床技術

論文受付
2010年3月23日論文受理
2010年12月7日

Code No. 332

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甲谷理温¹⁾・長木昭男²⁾・松友紀和^{2, 4)}・杉野修一³⁾
大島 康¹⁾・三村浩朗¹⁾・大西英雄⁴⁾

1)川崎医科大学附属病院中央放射線部

2)財団法人倉敷中央病院放射線センター

3)財団法人操風会岡山旭東病院放射線課

4)県立広島大学大学院総合学術研究科

はじめに

単一光子放射断層撮影(single photon emission computed tomography: SPECT)の代表的な収集法には、データの収集と検出器の回転を交互に繰り返しながらデータを取り込むステップ回転収集法がある。また、被写体の周りを検出器が一定の速度で連続回転を行いながらデータ収集を行う連続回転収集法と¹⁻³⁾、さらにその両者を複合した方法がある。連続回転収集法は決定した収集条件から算出される時間で検査を終了することが可能である。この連続回転収集法は、同じ収集カウントを得る場合には検査時間が最短であるなどの理由により、脳血流および他臓器の SPECT 検査において臨床上有用性の高い収集法である。

特に、連続回転収集法における収集ステップ角度は SPECT 画像に大きく影響を及ぼす。Bieszk らは、連続回転収集法の収集ステップ角度を 2°(180 方向)で収集することにより収集効率が高くしかも良質な画像が得られると報告している⁴⁾。また、高木らは、SPECT 画像の統計ノイズに注目し理想的な連続回転収集法の収集ステップ角度は 2°(180 方向)と報告している⁵⁾。しかし、実際の臨床に用いている収集ステップ角度(4° から 6°)とは異なっている⁶⁾。

そこでわれわれは、連続回転収集法における最適な収集ステップ角度を評価するために、視覚評価と空間分解能を用いてステップ回転収集法との比較検討を行った。さらに、散乱体(水)の有無についても

Basic Evaluation of Sampling Step Angle and Spatial Resolution in Continuous Rotating Acquisition with SPECT

Yoshiharu Kangai,¹⁾ Akio Nagaki,²⁾ Norikazu Matsutomo,^{2, 4)} Shuichi Sugino,³⁾
Yasushi Ohata,¹⁾ Hiroaki Mimura,¹⁾ and Hideo Onishi⁴⁾

1) Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital

2) Department of Radiology, Kurashiki Central Hospital

3) Department of Radiology, Okayama Kyokuto Hospital

4) Graduate School of Comprehensive Scientific Research, Prefectural University of Hiroshima

Received March 23, 2010; Revision accepted December 7, 2010; Code No. 332

Summary

In the data sampling in single photon emission computed tomography (SPECT), the continuous rotating acquisition method has high clinical utility. There have been various reports about the optimum sampling step angle for continuous rotating acquisition. Objective evaluation was performed visually and by measuring spatial resolution with a column phantom to find the optimum sampling step angle for continuous rotating acquisition. In locations far from the rotation center, a large sampling step angle produced artificial images with tangential elongation. The spatial resolution was 11.58 ± 0.19 mm full width half maximum (FWHM) as measured at a sampling step angle of 3 degrees and at 10 cm away from the rotation center. Increasing the sampling step angle to more than 3 degrees resulted in an increase of FWHM in the tangential direction. The optimum sampling step angle for continuous rotating acquisition in SPECT needs to be below that calculated from the sampling theorem.

Key words: spatial resolution, continuous rotating acquisition, sampling step angle, sampling theorem

別刷資料請求先: 〒701-0192 岡山県倉敷市松島 577

川崎医科大学附属病院中央放射線部 甲谷理温 宛

検討を行った。

1. 方法

1-1 実験配置と使用装置

Fig. 1 に実験配置を示す。われわれは、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ (18.5 MBq/ml) が封入された直径 1 cm のラインソースを直径 25 cm の円柱ファントム(JS-10: 京都科学社製)に挿入した。また、そのファントムの中心(回転中心)と回転中心から X 軸と Y 軸の外周方向に回転中心から 6 cm(以下 B 点)と 10 cm(以下 A 点)にそれぞれ配置した。

Fig. 1b に散乱体ありの幾何学的配置図を示す。円柱ファントムの長軸の中間点にラインソースを固定し、散乱体として内腔に水を充満させた。なお、寝台長軸中心と円柱ファントム中心が一致するように固定した。

SPECT 装置は、低エネルギー用高分解能型コリメータ(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製)を使用した。LEHR コリメータの総合分解能と総合感度の公表値は、それぞれ 7.4 mm と 5.5 cpm/kBq(^{99m}Tc を用い空気中 10 cm にて計測)である。画像再構成は、GMS-5500(東芝メディカルシステムズ株式会社製)を使用した。評価指標である半値幅(full width half maximum: FWHM)の算出は、核医学画像処理技術カンファレンスが提供する解析ソフト(Prominence Processor Version.2.5)を使用し空間分解能として評価した。

1-2 画像収集条件および画像再構成条件

われわれは、収集法としてステップ回転収集法と連続回転収集法の 2 種類の収集法を、2 検出器による 180° 対向 360° 収集にて行った。収集ステップ角度は、2, 3, 4, 6 および 12° の 5 種類に設定し、総収集時間が同一となるように一方向当たりの収集時間を変化させた。収集条件の詳細を Table 1 に示す。さらに散乱体の有無も同様の収集法で収集した。

回転半径は 22 cm とし、マトリックスサイズは 128×128, 1.78 倍の拡大収集(ピクセルサイズ: 2.7×2.7 mm)を行った。

散乱線補正法は TEW(triple energy window)法を使用し、メインウィンドウに 140 keV±7.5%, サブウィンドウに 125 keV±3.5%の設定を行い、三角形の面積として散乱線量を算出した。画像再構成法は、ramp 関数を用いたフィルタ補正逆投影法を使用し、フィルタの影響を除くために前処理フィルタは用いなかった。

減弱補正は円筒型 Chang 法を用いた。ただし、散

Fig. 1 The shape of the phantom.
The A points (black arrows) are 10 cm from the central axis.
The B points (black arrowheads) are 6 cm from the central axis.
(a) There are no scattering objects.
(b) There are scattering objects.

Table 1 Sampling step angle and acquisition time of SPECT

Sampling step angle [degree]	Number of projections	Acquisition time [s/projection]
2	180	5
3	120	7.5
4	90	10
6	60	15
12	30	30

乱体なしの場合は、散乱線補正のみで減弱補正は行わなかった。なお、使用した線減弱係数は、基礎実験の円柱ファントム(JS-10)のプロファイルカーブ解析から算出した 0.15 cm^{-1} を使用した。

1-3 画像評価方法

再構成したラインソースの横断像の評価は、視覚評価と FWHM を用いた定量評価である。

視覚評価は、画像再構成後に GMS-5500 に表示された横断画像上のラインソースの形状の評価を診療放射線技師 3 人で行った。そして 2 人以上が同じ評価であった場合の意見を採用した。また、GMS-5500 の計測ツールを用い、画面上ラインソースが視認できる範囲にて、半径方向と接線方向の直径を計測した。これを 6 断面にて行い、算出された平均値を視覚評価の直径とした。

FWHM は、再構成されたラインソースの横断画像

Fig. 2 Reconstructed images at changing sampling step angles. There are no scattering objects.

(a) Step & shoot rotating acquisition.

(b) Continuous rotating acquisition.

a

b

を半径方向と接線方向でそれぞれ 10 断面のプロファイルカーブを作成し、その平均値を算出した。なお回転中心のラインソースは、半径方向と接線方向の区別がないため、横断画像上の水平方向と垂直方向のそれぞれ 5 断面のプロファイルカーブを計測し両方の平均値を算出した。算出した FWHM の有意差は、半径方向、接線方向のそれぞれにおいて、ステップ回転収集の収集ステップ角度が 2° の A 点を基準にした FWHM として、平均値の差の t 検定を行った。なお、 $p < 0.05$ を有意差ありとした。

2. 結果

2-1 視覚評価

散乱体なしの場合の収集ステップ角度を変化させて得られたラインソースの横断像を Fig. 2 に、ラインソースの直径を Table 2 に示す。

ステップ回転収集法の収集ステップ角度が 2° の場合、回転中心のラインソースの形状は、直径 10.40 ± 0.33 mm の円形であった。また A 点では、接線方向の直径が 9.80 ± 0.50 mm、半径方向の直径が 10.28 ± 0.35 mm の楕円形であった。他の収集ステップ角度においても同様の傾向が認められた。

散乱体なしの場合、ステップ回転収集法では、収集ステップ角度の違いによるラインソースの形状に変化は認められなかった。

連続回転収集法は、収集ステップ角度が 6° 以上の場合、回転中心から離れるほど接線方向に延びる像が認められた。またステップ角度が 12° の場合には、接線方向への延びが顕著であった。その最大の

直径は、収集ステップ角度 12° の A 点において 16.03 ± 0.67 mm であった。

散乱体ありの場合の収集ステップ角度を変化させて得られたラインソースの横断像を Fig. 3 に、ラインソースの直径を Table 3 に示す。

散乱体ありの場合は、回転収集法の違いに関わらず半径方向に延びる像が顕著であった。その直径は、収集ステップ角度が 2° の場合の A 点では、ステップ回転収集法の場合、半径方向が 10.78 ± 0.47 mm、接線方向が 9.48 ± 0.57 mm であった。連続回転収集法では、半径方向が 10.69 ± 0.54 mm、接線方向が 9.62 ± 0.47 mm であった。また連続回転収集法では、散乱体なしの場合と同様、回転中心から離れるほど、また収集ステップ角度が大きいほど、接線方向に延びる像が顕著であった。その最大の直径は、収集ステップ角度 12° の A 点において 16.63 ± 0.76 mm であった。

2-2 FWHM による定量的評価

散乱体なしの収集ステップ角度と FWHM の関係を Fig. 4 に示す。半径方向の FWHM は、ステップ回転収集法、連続回転収集法ともに、収集ステップ角度の違いによる変化は認められなかった。

接線方向の FWHM は、ステップ回転収集法では収集ステップ角度の違いによる変化は認められなかった。

連続回転収集法では、B 点の収集ステップ角度が 6° の FWHM は 13.37 ± 0.45 mm、 12° では 15.53 ± 0.70 mm であった。A 点の収集ステップ角度が 6° の FWHM は 14.20 ± 0.40 mm、 12° では 19.70 ± 0.45 mm であった。

Table 2 Diameter of the line source phantom. There are no scattering objects

(a)

Acquisition mode	Sampling step angle [degree]	Measurements of line source phantom [mm]		
		Central axis	B point	A point
Step & shoot	2	10.40±0.33	10.23±0.43	10.28±0.35
Continuous	2	10.40±0.35	10.25±0.77	10.12±0.18
Continuous	3	10.56±0.35	10.12±0.32	10.09±0.78
Continuous	4	10.90±0.35	10.36±0.43	10.15±0.66
Continuous	6	10.60±0.44	10.15±0.56	10.10±0.35
Continuous	12	10.78±0.71	9.88±0.64	9.85±0.54

(b)

Acquisition mode	Sampling step angle [degree]	Measurements of line source phantom [mm]		
		Central axis	B point	A point
Step & shoot	2	10.40±0.33	10.28±0.35	9.80±0.50
Continuous	2	10.40±0.35	10.23±0.43	10.22±0.37
Continuous	3	10.56±0.35	10.35±0.60	10.30±0.42
Continuous	4	10.90±0.35	10.48±0.78	11.21±0.43
Continuous	6	10.60±0.44	10.97±0.66	13.22±0.62
Continuous	12	10.78±0.71	12.73±0.70	16.03±0.67

A points are 10 cm from central axis.

B points are 6 cm from central axis.

(a) Radial diameter

(b) Tangential diameter

Fig. 3 Reconstructed images at changing sampling step angles. There are scattering objects.

(a) Step & shoot rotating acquisition.

(b) Continuous rotating acquisition.

このように連続回転収集法は、収集ステップ角度が大きくなり、中心からの距離が遠くなるにしたがって FWHM が増大する傾向が認められた。

Fig. 5 に散乱体ありの場合の収集ステップ角度と FWHM の関係を示す。

半径方向の FWHM は、散乱体なしの場合と同様に収集ステップ角度の変化に対して変化は認められな

かった。しかし、ステップ回転収集法での収集ステップ角度が 12° の回転中心のみ FWHM は低値を示した。

また、接線方向の FWHM は、散乱体なしの場合と同様、収集ステップ角度が大きくなり、中心からの距離が遠いほど FWHM が増大した。そして最大の FWHM は、収集ステップ角度が 12° の A 点で 18.82 ± 0.90 mm であった。

Table 3 Diameter of the line source phantom. There are scattering objects

(a)

Acquisition mode	Sampling step angle [degree]	Measurements of line source phantom [mm]		
		Central axis	B point	A point
Step & shoot	2	9.78±0.23	10.81±0.56	10.78±0.47
Continuous	2	9.80±0.67	10.78±0.32	10.69±0.54
Continuous	3	9.72±0.56	10.60±0.89	10.82±0.46
Continuous	4	10.03±0.89	10.92±0.62	10.73±0.92
Continuous	6	10.43±0.74	10.83±0.42	10.77±0.28
Continuous	12	10.67±0.68	10.92±0.78	10.80±0.57

(b)

Acquisition mode	Sampling step angle [degree]	Measurements of line source phantom [mm]		
		Central axis	B point	A point
Step & shoot	2	9.78±0.23	9.88±0.36	9.48±0.57
Continuous	2	9.80±0.67	9.88±0.57	9.62±0.47
Continuous	3	9.72±0.56	9.77±0.48	9.35±0.67
Continuous	4	10.03±0.89	9.92±0.89	10.78±0.42
Continuous	6	10.43±0.74	10.50±0.28	11.95±0.69
Continuous	12	10.67±0.68	12.25±0.24	16.63±0.76

A points are 10 cm from central axis.

B points are 6 cm from central axis.

(a) Radial diameter

(b) Tangential diameter

Fig. 4 Relation between the sampling step angle and FWHM.

There are no scattering objects.

(a) FWHM in central axis.

(b) Radial FWHM 6 cm from central axis (B Points).

(c) Radial FWHM 10 cm from central axis (A Points).

(d) Tangential FWHM 6 cm from central axis (B Points).

(e) Tangential FWHM 10 cm from central axis (A Points).

a	b	c
	d	e

Fig. 5 Relation between the sampling step angle and FWHM.

There are scattering objects.

(a) FWHM in central axis.

(b) Radial FWHM 6 cm from central axis (B Points).

(c) Radial FWHM 10 cm from central axis (A Points).

(d) Tangential FWHM 6 cm from central axis (B Points).

(e) Tangential FWHM 10 cm from central axis (A Points).

a	b	c
	d	e

3. 考 察

近年、SPECT 検査は、頸動脈狭窄に対する血栓内膜剝離術などの術前術後評価^{7~10)}に広く用いられている。また、アルツハイマー型認知症などに対して客観的評価を行う統計学的脳機能画像解析など、脳の血流状態を評価するための脳血流 SPECT 検査^{11, 12)}は、臨床上有用性の高い検査である。種々のデータ収集法のなかにあつて、連続回転収集法は、検出器が移動している間もデータ収集を行っているため、設定した時間どおりに検査が行える。このような理由によって、臨床において最も多く用いられている収集法である^{1~3, 6)}。

今までに連続回転収集法の最適な収集ステップ角度については、2°(180 方向)が最適であるとの報告がある^{4, 5)}。しかし、臨床で広く採用されている収集ステップ角度は 4°(90 方向)から 6°(60 方向)が多く⁶⁾、これらの報告とは異なっている。

今回われわれは、連続回転収集法における最適な収集ステップ角度を評価するために、視覚評価と空間分解能を用いてステップ回転収集との比較検討を行っ

た。さらに、散乱体の有無についても検討を行った。

Fig. 2, 3 および Table 2, 3 の視覚評価の結果から、ラインソースの半径方向の伸びは、収集ステップ角度に依存していなかった。また半径方向への伸びは、回転収集方法の違いによる差も認められなかった。しかし、連続回転収集法では接線方向に伸びる像が認められた。特に顕著に観察された条件は、回転中心からの距離が遠く、収集ステップ角度が大きくなった場合であった。なお、Fig. 3 の回転中心部のカウントが低い理由は、部分容積効果の影響と思われる。

Fig. 4, 5 の FWHM を用いた定量評価では、視覚評価において接線方向に伸びる像が認められた場合と同様、回転中心からの距離が遠く収集ステップ角度が大きい場合、接線方向の FWHM は増大していた。なお、ステップ回転収集法の収集ステップ角度が 12° の回転中心のみ FWHM が低値を示したのは、収集方向数が減少した際に生じる ramp 関数の影響と思われる。

例えば散乱体がない場合、ステップ回転収集法、

連続回転収集法とも回転中心からの距離 10 cm, 収集ステップ角度が 2° の場合の接線方向の FWHM は 11 mm と, 得られる FWHM に顕著な差は認められなかった。しかし, 連続回転収集法は, 収集ステップ角度が大きくなるに従って, 接線方向に延びる像が認められ, 空間分解能が劣化した。そして, 収集ステップ角度が 12° のときの FWHM は 19.65 ± 0.44 mm となった。

標本化定理に基づいて算出される最適な SPECT の収集ステップ角度は, 回転中心から 10 cm の場合には 3.1° となる。今回の散乱体がない場合の検討では, 連続回転収集法の回転中心から 10 cm, 収集ステップ角度が 3° では, FWHM が 11.58 ± 0.19 mm であった。

これは, 基準としたステップ回転収集の回転中心から 10 cm, 収集ステップ角度 2° の FWHM (11.41 ± 0.24 mm) と比較して, 有意差は認められなかった ($p=0.07$)。しかし, 収集ステップ角度が 4° の場合, FWHM が 12.46 ± 0.24 mm ($p<0.01$) と有意差が認められた。

回転中心から 6 cm の場合, 標本化定理から算出される角度は 5.2° である。収集ステップ角度が 2, 3,

4° では基準とした FWHM との間に有意差は認められなかったが, 6° 以上では FWHM が増大し有意差が認められた。また, 散乱体がある場合も同様であった。

したがって, 連続回転収集法は, 標本化定理から算出された値以下の収集ステップ角度を設定することにより, 接線方向に延びる像を防ぎ, 空間分解能の劣化を防止することが可能となる。

4. 結 語

われわれは, 連続回転収集法における最適な収集ステップ角度を求めるために, 視覚評価と FWHM を用いた定量評価の面から検討を行った。

連続回転収集法は, 標本化定理より算出された値以下の収集ステップ角度を用いることによって, 空間分解能の劣化を防ぐことが可能である。また, その角度より大きい収集ステップ角度を用いた場合には, 接線方向へ延びる像が認められ, 空間分解能が劣化した。

謝 辞

本研究に際しご指導, ご協力をいただきました, デジタル画像評価研究会の方々に感謝いたします。

参考文献

- 1) 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 1998; 54(8): 975-979.
- 2) 岩永秀幸, 大石誉奈, 小池正紘, 他. 呼吸停止下における高速回転 SPECT 撮像法の検討—3 検出器・2 検出器型装置の比較—. 日放技学誌 2009; 65(4): 462-468.
- 3) 高橋康幸, 袖山芳久, 川又 功, 他. ^{123}I -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 1996; 52(3): 341-345.
- 4) Bieszk JA, Hawman EG. Evaluation of SPECT angular sampling effects: continuous versus step-and-shoot acquisition. J Nucl Med 1987; 28(8): 1308-1314.
- 5) 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. 核医技 2008; 28(1): 161-167.
- 6) 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; 28(1): 13-66.
- 7) Ogasawara K, Inoue T, Kobayashi M, et al. Cerebral hyperperfusion following carotid endarterectomy: diagnostic utility of intraoperative transcranial Doppler ultrasonography compared with single-photon emission computed tomography study. AJNR Am J Neuroradiol 2005; 26(2): 252-257.
- 8) Hosoda K, Kawaguchi T, Ishii K, et al. Prediction of hyperperfusion after carotid endarterectomy by brain SPECT analysis with semiquantitative statistical mapping method. Stroke 2003; 34(5): 1187-1193.
- 9) Ogasawara K, Yukawa H, Kobayashi M, et al. Prediction and monitoring of cerebral hyperperfusion after carotid endarterectomy by using single-photon emission computerized tomography scanning. J Neurosurg 2003; 99(3): 504-510.
- 10) 川口哲郎, 柴田裕次, 木村英仁, 他. 連続 100 例の無症候性内頸動脈狭窄症に対する頸動脈血栓内膜摘除術(CEA)の手術成績. 脳卒中の外科 2006; 34(5): 360-365.
- 11) Matsuda H. Role of neuroimaging in Alzheimer's disease, with emphasis on brain perfusion SPECT. J Nucl Med 2007; 48(8): 1289-1300.
- 12) Imabayashi E, Matsuda H, Asada T, et al. Superiority of 3-dimensional stereotactic surface projection analysis over visual inspection in discrimination of patients with very early Alzheimer's disease from controls using brain perfusion SPECT. J Nucl Med 2004; 45(9): 1450-1457.

図表の説明

Fig. 1 ファントム概要

回転中心から 10 cm 距離を A 点(黒矢印)とした.

回転中心から 6 cm 距離を B 点(黒矢頭)とした.

(a)散乱体なし

(b)散乱体あり

Fig. 2 散乱体なしの場合の収集ステップ角度を変化させたときの SPECT 再構成画像

(a)ステップ回転収集法

(b)連続回転収集法

Fig. 3 散乱体ありの場合の収集ステップ角度を変化させたときの SPECT 再構成画像

(a)ステップ回転収集法

(b)連続回転収集法

Fig. 4 散乱体なしの場合の収集ステップ角度と FWHM の関係

(a)回転中心の FWHM

(b)回転中心から 6 cm(B 点)における半径方向の FWHM

(c)回転中心から 10 cm(A 点)における半径方向の FWHM

(d)回転中心から 6 cm(B 点)における接線方向の FWHM

(e)回転中心から 10 cm(A 点)における接線方向の FWHM

Fig. 5 散乱体ありの場合の収集ステップ角度と FWHM の関係

(a)回転中心の FWHM

(b)回転中心から 6 cm(B 点)における半径方向の FWHM

(c)回転中心から 10 cm(A 点)における半径方向の FWHM

(d)回転中心から 6 cm(B 点)における接線方向の FWHM

(e)回転中心から 10 cm(A 点)における接線方向の FWHM

Table 1 SPECT の収集ステップ角度と収集時間

Table 2 散乱体なしの場合のラインソースの直径

A 点は回転中心から 10 cm の距離.

B 点は回転中心から 6 cm の距離.

(a)半径方向の直径

(b)接線方向の直径

Table 3 散乱体ありの場合のラインソースの直径

A 点は回転中心から 10 cm の距離.

B 点は回転中心から 6 cm の距離.

(a)半径方向の直径

(b)接線方向の直径