

—技術報告—

青森県脳血流 SPECT ファントムスタディ (第一報) 現状把握を目的とした 基準画像と各施設との比較

青森県核医学技術検討委員会

石倉 牧人¹⁾ 成田 一雄¹⁾
寺山 義男²⁾ 工藤 亮裕³⁾

1) 八戸市立市民病院放射線科

2) 十和田市立中央病院放射線科

3) 国立大学法人弘前大学医学部附属病院 放射線科

The Aomori Prefecture Brain Blood Flow SPECT Phantom Study (First Information) : Comparison between Reference Image and Each Facility to Aim at Grasp of the Situation

The Aomori Prefecture Nuclear Medical Technical Research Committee

Makihito ISHIKURA¹⁾, Kazuo NARITA¹⁾,
Yoshio TERAYAMA²⁾ and Sukehiro KUDOU³⁾

1) Department of Radiology, Hachinohe City Hospital

2) Department of Radiology, Towada City Hospital

3) Department of Radiology, Hirosaki University School of Medicine & Hospital

(article received : September 1, 2008)

Key words: Questionnaire, Relationship between count and cut-off value, Butterworth filter, The fluctuation of the cut-off values became small depending upon the increase of the count, Collection count was low for both I-123 and Tc-99m

1. 要 旨

青森県内における脳血流 SPECT 画像の標準化に向けてアンケート調査を行い、この結果をもとに県内13施設で同一ファントムを用いて収集カウントと Butterworth フィルタ (以下 BWF) の遮断周波数の関係を多施設間で比較検討し問題点を抽出した。

Hoffman Phantom を各施設で I-123 および Tc-99m 毎に共通条件下で撮像し、平均カウントと遮断周波数を求めた。基準画像については収集時

間を数段階に変えて撮像し、平均カウントと基準遮断周波数の関係を見た。またこれと各施設を比較検討した結果、各施設における I-123 および Tc-99m 共に収集カウントが低いことが明らかになった。

2. 緒 言

核医学検査において Single Photon Emission Computed Tomography (以下 SPECT) 画像は、他のモダリティの画像に比べ施設間差、装置間差が大きい。これは核医学検査機器が他のモダリ

ティに比べ機器更新が遅く，施設間で装置の性能の差が大きい事も一つの要因と考えられる．更に SPECT 画像の画質を左右する因子として収集系では収集時間，収集角度，散乱補正（TEW 法¹⁾等），部分容積効果²⁾，検出器数，コリメータシステム，また画像処理系ではフィルタ処理³⁾，減弱補正，画像表示方法等数多くある．このように収集・処理が複雑で各施設ばらばらであり，また同一施設内においても技師の主観が入り同一画像にはなり難い．

本県において脳血流 SPECT 画像の標準化を目的に「青森県内各施設における脳血流 SPECT 検査について」のアンケート調査を実施し，収集条件・画像表示・画像再構成・定量解析について検討した．この結果をもとに各施設で同一ファントムを用いて「青森県脳血流 SPECT ファントムスタディ」を実施した．このスタディでは各施設の現状把握を目的に画像のバラツキの要因の一つと思われるフィルタ処理系に着目し，平均カウントと BWF の遮断周波数の関係を基準画像と各施設とを比較することにより検討を行った．

3. 対象と方法

3-1. アンケート調査

調査期間は2003年5月1～31日で，県内18施設に依頼し15施設から回答があった．

3-2. ファントムスタディ

Table 1 各施設の使用機種，収集マトリクス，使用核種

Facility	Tc-99m	I-123	Matrix	Model
A	○		64×64	StarCam4000
B	○		64×64	RC1500
C	○		64×64	Forte
D	○		64×64	MAXXUS
E	○		128×128	GCA-7200
F	○		128×128	PRISM-2000
G	○		128×128	Millennium-VG
H	○		128×128	MultiSPECT3
I	○		128×128	PRISM-IRIX
J		○	64×64	StarCam4000
K		○	64×64	PRISM-2000
L	○	○	64×64	ZLC-7500
M	○	○	128×128	PRISM-2000

M: reference image

3-2-1. 対象と核種

県内13施設で実施した．内訳は11施設が Tc-99m を使用，4 施設が I-123 を使用した．この13施設の内2施設は Tc-99m，I-123 の2核種を使用した．また2核種使用の内の1施設では画像処理装置上で任意に遮断周波数を設定できることからこの施設を基準画像作成施設とした．

3-2-2. 使用機器

基準画像作成施設のガンマカメラは PRISM 2000XP，画像処理装置は Odyssey Fx，コリメータは低エネルギー高分解能型（LEHR），収集マトリクス128×128，ピクセルサイズ 3.5 mm，再構成フィルタは Ramp，減弱補正法は Chang，減弱補正係数 $\mu=0.09$ ，散乱補正無である．

各施設の使用機器を **Table 1** に示す．

3-2-3. ファントム・核種

Hoffman Phantom に Tc-99m では各施設の検査投与量の5%にあたる30～37 MBq を，I-123 では検査投与量の8%にあたる8～18 MBq を充填しそれぞれ収集した．

3-2-4. 収集方法

収集時の共通条件として収集マトリクスと収集角度を以下のように決めた．収集マトリクスを128×128，基準画像作成施設のピクセルサイズとサンプリング定理⁴⁾から1ステップ角度を4度とした．これを全ての施設において収集時の共通条件とし，その他の収集条件は各施設のルーチンとした．1ステップ角度を4度としたことで総収集時間がルーチン検査時より長くなる施設，また短くなる施設があるため，総収集時間が各施設のルーチン検査時と同一になるように1ステップ角度当たりの収集時間を各々調節して収集を行った．ここで1ステップ角度4度の設定ができない装置があるため，今回のスタディは1ステップ角度を4度と3.75度の2通りで実施した．

通常64×64マトリクス収集している施設に関してはルーチン条件でも収集を行った．

基準画像作成施設にて共通条件下で，1ステップ当たりの収集時間を Tc-99m については50，25，13，4，2秒と5段階に，I-123 についても55，27，13，4，2秒と5段階に変更して収集を行った．なお両核種とも収集時間の差異による減衰補正を行った．

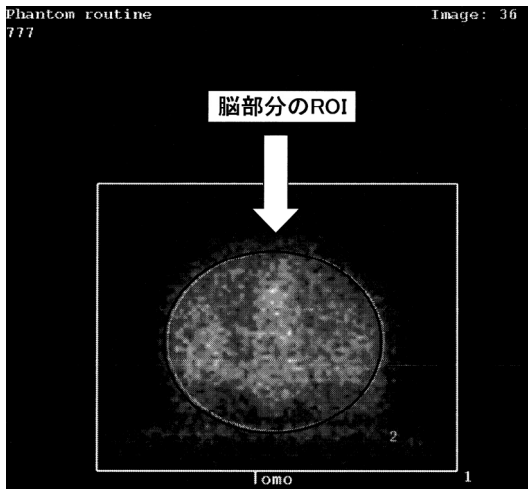


Fig. 1 ROI の設定

3-3. 解析方法

3-3-1. 基準画像作成施設

各施設間で ROI 設定の施設間差を小さくするため Fig. 1 に示すように正面方向のプロジェクションデータの脳部分に関心領域 (以下 ROI: Region of interest) を設定し, 2 核種, 収集時間毎に平均カウントを求めた, 共通条件を 64×64 マトリクスに変換したものについても同様に平均カウントを求めた. 基準画像作成施設の使用機器メーカーが推奨⁵⁾するパワースペクトルから 10% ノイズをカットするレベルを今回基準遮断周波数とし, 2 核種, 収集時間毎に基準遮断周波数をそれぞれ求め, 平均カウントと基準遮断周波数の関係を見た. 遮断周波数の設定についてはメーカーの推奨値を容易に用いるのは慎むべき⁶⁾との報告やコリメータシステムの相違により遮断周波数に違いがある⁷⁾と知られているが今回現状把握が目的であるためこれは考慮せずに検討した. アンケート結果よりオーダ 8 を選択している施設が 8 施設と多かったためオーダは 8 とした.

3-3-2. 各評価施設

基準画像作成施設と同様に正面方向のプロジェクションデータから平均カウント, 遮断周波数を求めた. これを基準画像作成施設と比較した. BWF の式および単位が機種により異なるため遮断周波数の単位を cycle/cm に統一した⁸⁾.

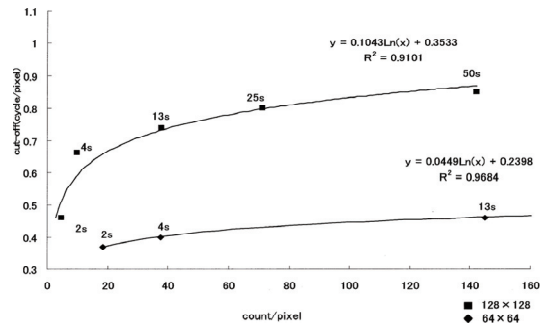


Fig. 2 基準画像での平均カウントと遮断周波数の関係 (Tc-99m)

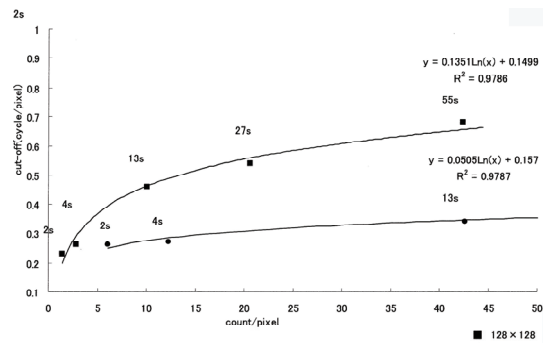


Fig. 3 基準画像での平均カウントと遮断周波数の関係 (I-123)

4. 結 果

4-1. 基準画像での平均カウントと遮断周波数との関係

基準画像における平均カウントと遮断周波数の関係に関する検討結果を Fig. 2, Fig. 3 に示す.

Tc-99m の 128×128 マトリクスでは, 平均カウントが 40 までは遮断周波数に急峻な変化が観察されたが, その後 140 カウントまでは緩やかな変化を示した.

一方, I-123 の 128×128 マトリクスでは, Tc-99m とほぼ同様な収集時間を要しても Tc-99m の最大収集時間におけるカウントの約 30% (42 カウント) しか得られなかった. 平均カウントが 10 までは遮断周波数に急峻な変化が観察されたが, その後 42 カウントまでは緩やかな変化を示した. Tc-99m および I-123 のいずれも R^2 で 0.90 以上の相関を示した.

2 核種, 収集時間毎の基準遮断周波数での再構

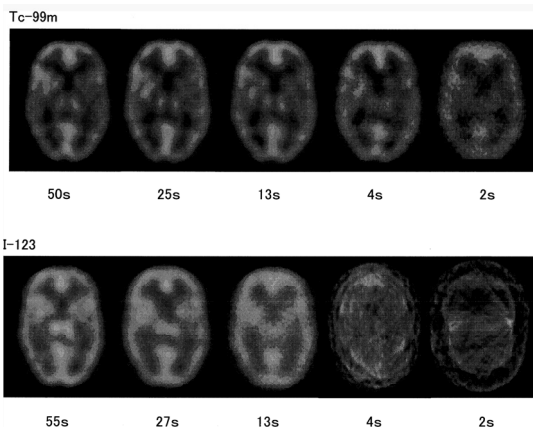


Fig. 4 基準画像

成画像を Fig. 4 に示す。

4-2. 基準画像と各施設との比較 (Tc-99m)

Tc-99m における基準画像と各施設との関係に関する検討結果を Fig. 5, Fig. 6 に示す。

多くの施設で平均カウントが低い傾向にあり，また遮断周波数の選択に施設間差が見られた。通

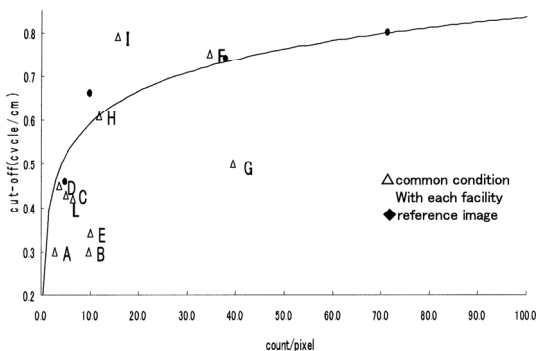


Fig. 5 基準画像と各施設の遮断周波数の関係 (Tc-99m 128×128)

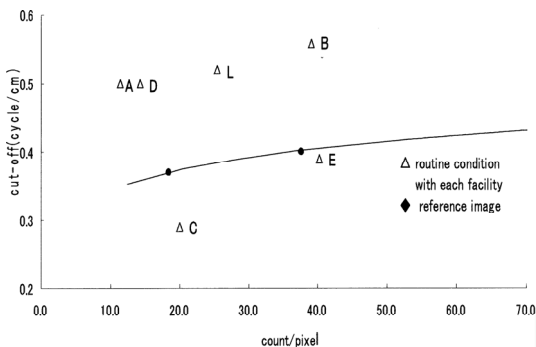


Fig. 6 基準画像と各施設の遮断周波数の関係 (Tc-99m 64×64)

常64×64マトリクスで収集している6施設は共通条件下にて基準遮断周波数より低い周波数が選択されていたが，ルーチン条件下での比較を見ると4施設で基準遮断周波数より高い周波数が選択されていた。また施設Bと施設Eは平均カウントは同程度だが，遮断周波数の選択にて施設Bは0.56 cycle/cm，施設Eは0.39 cycle/cm と大きな違いが認められた。

4-3. 基準画像と各施設の比較 (I-123)

I-123 における基準画像と各施設との関係に

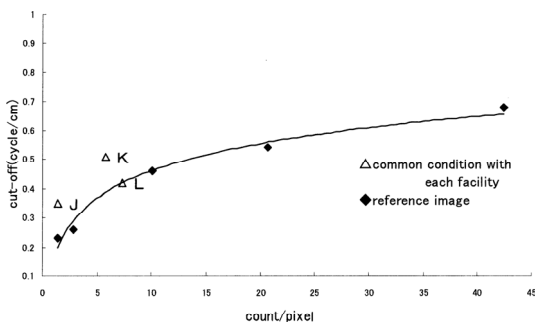


Fig. 7 基準画像と各施設の遮断周波数の関係 (I-123 128×128)

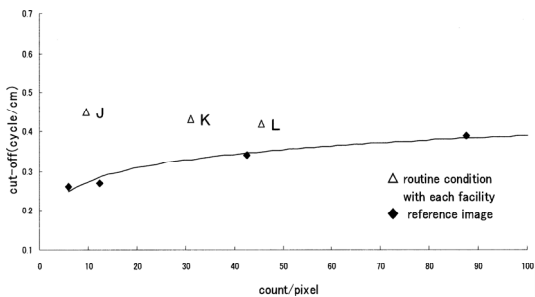


Fig. 8 基準画像と各施設の遮断周波数の関係 (I-123 64×64)

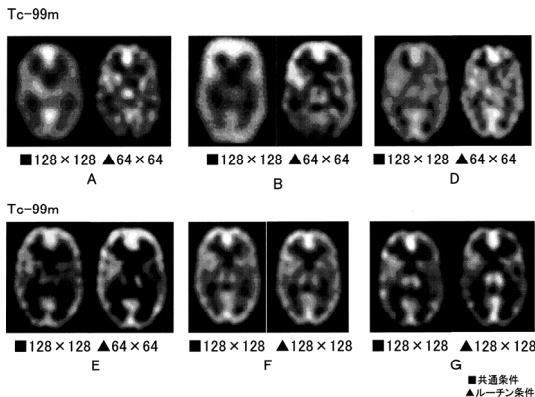


Fig. 9 各施設の再構成画像

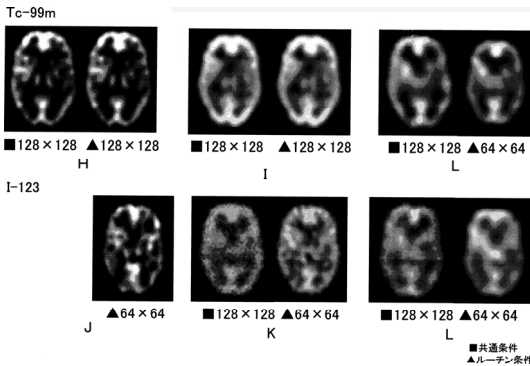


Fig. 10 各施設の再構成画像

関する検討結果を Fig. 7, Fig. 8 に示す。

Tc-99m と同様平均カウントが低い傾向にあり、また遮断周波数の選択に施設間差が見られた。共通条件下にて3施設中2施設が基準遮断周波数より高い周波数を選択し、ルーチン条件下では3施設全てが基準遮断周波数より高い周波数を選択していた。

各施設の再構成画像を Fig. 9, Fig. 10 に示す。

5. 考 察

今回のアンケート調査の結果から処理系において、13施設で前処理フィルタに BWF を使用していた。そこで画像標準化の第一段階としてまず現状把握を目的に平均カウントと遮断周波数について基準画像と各施設とを比較検討した結果、次の問題点が抽出された。

基準画像と各施設を比較した結果 Tc-99m, I-123 共に多くの施設で平均カウントが少ないことが明らかになり、取得カウントの違いから遮断周波数の選択に施設間差が見られた。Tc-99m において共通条件下で平均カウントの低い施設は基準遮断周波数より低い遮断周波数を選択していたが、ルーチン条件下で比較したところ平均カウントが高くなり基準遮断周波数より高めの遮断周波数を選択した施設が6施設中4施設認められた。I-123 でも同様に高めの遮断周波数を選択していた。これは NMSE で最適とされる遮断周波数よりも高い周波数が好まれる傾向がある⁶⁾という報告と同様な結果であると考えられる。

これより技術検討委員会では、今回のファントムスタディの結果から脳血流 SPECT 画像の施設

間差の要因としてまず平均カウントいわゆる収集カウント不足が大きな要因であり、この他に本県では遮断周波数の選択において設定基準が定まっておらず見た目の好みで決められており、その結果平均カウントが同程度でも遮断周波数が各施設で異なっている、この2点が見出された。

遮断周波数の選択に関してはコリメータシステムの相違や10%ノイズをカットするレベルを基準遮断周波数と決めたことなどの議論の余地もあるが、Tc-99m, I-123 両核種ともに平均カウントと遮断周波数の相関が認められ、暫定的ではあるが基準画像から得られた平均カウントと基準遮断周波数の関係を利用することにより遮断周波数の選択の施設間差は小さくなると考えられる。

収集カウントについてはこれに及ぼす技術的因子として、収集時間、収集拡大率、エネルギーウィンドウ、コリメータ、収集マトリクス、投与量などが考えられる。今回平均カウントが少なかった多くの施設はルーチン検査時に64×64マトリクス収集であり、通常では画像上問題ないと思われるが今回の共通条件下では総収集時間が各施設のルーチン検査時と同一にしたため128×128マトリクス収集している施設に比べ短時間収集となり平均カウントが得られない結果となったと考える。これについては収集時間の延長をするなどしての再検討が必要と考えられるが、収集時間については検査時間の制限など各施設が抱える問題もあるため今後技術検討委員会で各施設、各機種における最適な収集条件について検討し、さらにその結果を各施設にフィードバックして再度ファントムを撮像し検討前と検討後の画像を比較する必要があると考える。

6. 結 論

Tc-99m, I-123 共に多くの施設で平均カウントが少ないことが明らかになり、設定遮断周波数も各施設ばらばらであった。

これより収集カウントを多く得る手段を検討する必要があると考えられた。

謝 辞

本論文の作成にあたりご協力いただいた日本メジフィジックス株式会社の方々に感謝いたします。

参考文献

- 1) Madsen MT and Park CH: Enhancement of SPECT images by Fourier filtering the projection images set. J Nucl. Med, **26**: 395-402, 1985
- 2) Ichihara T, Motomura N, Ogawa K, et al.: Evaluation of SPECT quantitation of simultaneous emission and transmission imaging of the brain using a multidetector SPECT system with TEW scatter compensation method and fan-beam collimation. Eur. J. Nucl. Med, **23**: 1292-1299, 1996
- 3) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, et al.: Compton-scatter compensation using the triple energy window method for single and dual isotope SPECT. J. Nucl. Med, **34**: 2216-2221, 1993
- 4) 高橋宗尊, 田口正俊, 佐藤順一, 他: 第7章収集処理技術7.2収集条件による画質の変化. (社)日本放射線技術学会核医学分科会, 放射線技術学叢書(19) SPECT 画像技術の基礎: 70-80, 2001
- 5) Michael A. King, Stephen J. Glick, Bill C. Penney, et al.: Interactive Visual Optimization of SPECT Prereconstruction Filtering. J. Nucl. Med, **28**: 1192-1198, 1987
- 6) 柳沢正道: 心筋 SPECT における定量化と標準

化. 日放技学誌, **60**(5): 666-675, 2004

- 7) 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—. 日放技学誌, **54**(6): 764-770, 1998
- 8) 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・表示・出力の標準化に関するアンケート調査. 核医学技術, **25**(1): 30-40, 2005

参加施設

国立大学法人弘前大学医学部附属病院. 青森保健生活協同組合あおもり協立病院.

独立行政法人国立病院機構弘前病院. 労働者健康福祉機構青森労災病院.

津軽保健生活協同組合健生病院. 財団法人双仁会青森厚生病院. 青森市民病院. 財団法人秀芳園弘前中央病院. 下北医療センターむつ総合病院. 黒石市国民健康保険黒石病院. 十和田市立中央病院. 三沢市立三沢病院.

青森県立中央病院. 八戸市立市民病院. 八戸赤十字病院. 弘前市立病院. (順不同)