

—原 著—

ドパミントランスポータシンチグラフィの 検査標準化に向けた施設および 装置間差の要因に関する検討

藤田 尚利 阿部 真治

名古屋大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門

加藤 克彦

名古屋大学大学院 医学系研究科 医療技術学専攻 医用量子科学講座

青木 卓

医療法人 豊田会 刈谷豊田総合病院 放射線技術科

杉本美津夫

名古屋第二赤十字病院 医療技術部 放射線科

Investigation of Factors Relevant to the Differences among Facilities and SPECT Scanners for Standardization of Dopamine Transporter Scintigraphy

Naotoshi FUJITA and Shinji ABE

Department of Radiological Technology, Nagoya University Hospital

Katsuhiko KATO

Department of Radiological and Medical Laboratory Sciences,
Nagoya University Graduate School of Medicine

Taku AOKI

Department of Radiological Technology, Kariya Toyota General Hospital

Mitsuo SUGIMOTO

Department of Radiological Technology, Japanese Red Cross Nagoya Daini Hospital

(article received : Nov 17, 2015)

Summary

Although dopamine transporter scintigraphy with ^{123}I -ioflupane has been widely used in Japan since January 2014, there are actually differences among images acquired in various facilities. We evaluated and compared data about the dose linearity, single photon emission computed tomography (SPECT) spatial resolution, and specific binding ratio (SBR) on the images of dopamine transporter scintigraphy obtained from 11 hospitals. Based on the results, we investigated the factors relevant to the differences among facilities and SPECT scanners for realizing the standardization of dopamine transporter scintigraphy. Using 15 SPECT scanners (11 models), SPECT images were acquired according to either the acquisition and reconstruction

condition recommended by the pharmaceutical company or the facility-specific one. The dose linearity was well maintained in all the acquisition images, but the spatial resolution varied dependently on collimators, and SBR varied dependently on both collimators and attenuation corrections. It was also found that the variations of the spatial resolution and SBR could be suppressed by limiting the acquisition and reconstruction conditions. To enhance the reliability of dopamine transporter scintigraphy, each facility should taken the results of this study into consideration and set up the protocol for the standardization of dopamine transporter scintigraphy.

Key words: Dopamine transporter scintigraphy, Multicenter study, Single photon emission computed tomography (SPECT), specific binding ratio (SBR)

1. 緒 言

¹²³I-ioflupane を用いたドパミントランスポータシンチグラフィの登場によって、従来 positron emission tomography (PET) による研究レベルに限られていたドパミントランスポータイメージングが、多くの医療機関が保有する single photon emission computed tomography (SPECT) 装置で施行可能な検査となった。本検査はパーキンソン症候群やレビー小体型認知症の診断に大きく寄与することが期待されており、今後の普及拡大を鑑みて、検査を適切に実施するためのガイドラインが日本核医学会および日本脳神経核医学研究会によって策定され、製剤メーカーからも各装置における推奨撮像・処理条件が提供されている^{1,2)}。

一方、依頼医・診断医の画像の好みや読影基準、保有装置の性能には多様性がある。そのため、検査手技の完全な統一は不可能であると容易に想像がつくが、施設間で診断に差が生じ、結果として患者に不利益を与えることがあってはならない。近年の学会や研究会では、各施設レベルでのドパミントランスポータシンチグラフィにおける最適な撮像・処理条件の検討に関する研究報告を散見する。体内の放射能分布を忠実に表現する画像を得るための研究の重要性については言うまでもないことではあるが、結果として施設・装置間で差を生む原因にもなっていることを理解しなければならない。検査標準化が重要視される現在では、施設・装置間で比較可能な検査を提供するという目的を見据え、少なくとも診断の差が生じないような基準作りが必要と考える。以上の背景から、日本核医学技術学会東海地方会では、「ドパミントランスポータシンチグラフィの検査標準

化に向けた多施設共同研究」を平成26年度より実施した。

本研究では、東海地域11医療機関にて、物理的

Table 1 SPECT scanners (SPECT-CT) and acquisition/processing conditions that were used in the experiment

(a) SPECT scanners (SPECT-CT) and collimators that were used in the experiment

Manufacturer	Model	Collimator
GE	Infinia*	ELEGP LEGP LEHR
		ELEGP LEHR
		ELEGP LEHR
PHILIPS	BrightView	CHR LEGP LEHR
	Forte	VXGP
	SKYLight	LEGP LEHR VXHR
SHIMADZU	PRISM-AXIS	LEGP
SIEMENS	e.cam	LEHR LMEGP
	Symbia T*	Fanbeam LEHR LMEGP
TOSHIBA	GCA-9300A	LESHR
	Symbia E	LMEGP Fanbeam LEHR

* SPECT-CT

CHR: cardiac high resolution ELEGP: extended low energy general purpose LEGP: low energy general purpose LEHR: low energy high resolution LESH: low energy super high resolution LMEGP: low medium energy general purpose VXGP: vertex general purpose VXHR: vertex high resolution

画質評価および半定量的指標である specific binding ratio (SBR) をファントム実験で評価することにより、ドパミントランスポータシンチグラフィの施設・装置間差の要因と、検査標準化に向けた検討を行ったので報告する。

2. 方 法

2-1. 使用機器および撮像・処理条件

本研究は、日本核医学技術学会東海地方会会員が所属する11医療機関にてデータ収集を行った。実験に使用した SPECT 装置は **Table 1 (a)** に示す11機種15台であり、コリメータとの組み合わせを考慮すると、24種類である。撮像・処理条件

は、製剤メーカーから提供されている各装置・コリメータに対する条件（以下、推奨条件）の使用を原則とし、独自の撮像・処理条件を設定、使用している施設については、その条件（以下、自施設条件）での追加撮像を行った (**Table 1 (b)**, (**c**))。尚、各施設の自施設条件は、撮像条件は推奨条件と同一であり、ordered subset expectation maximization method (OSEM) 法における subset 数もしくは iteration 数や、散乱補正、減弱補正の追加等、処理条件を変更したものが主であった。以上の条件にて、後述のファントムを撮像し、SPECT 画像を取得した。各施設・装置で得られたデータは、digital imaging and communication in

Table 1 (cont.) SPECT scanners (SPECT-CT) and acquisition/processing conditions that were used in the experiment

(b) Number of scan and reconstruction conditions of each collimator type

Recommendatory condition	Dose linearity, SPECT spatial resolution			Striatal phantom		
	AC ⁽⁴⁾ +, SC ⁽⁵⁾ +	AC +, SC -	AC -, SC -	AC +, SC +	AC +, SC -	AC -, SC -
GP type collimator ¹⁾	0 (0)*	3 (1)	9 (2)	0 (0)	3 (1)	10 (2)
HR type collimator ²⁾	0 (0)	3 (1)	13 (2)	0 (0)	3 (1)	14 (3)
Fanbeam collimator ³⁾	0 (0)	0 (0)	2 (0)	0 (0)	0 (0)	3 (0)
Own facility's condition	AC +, SC +	AC +, SC -	AC -, SC -	AC +, SC +	AC +, SC -	AC -, SC -
GP type collimator	1 (0)	0 (0)	3 (0)	2 (1)	0 (0)	4 (0)
HR type collimator	1 (0)	1 (0)	3 (0)	2 (1)	0 (0)	5 (0)
Fanbeam collimator	0 (0)	0 (0)	2 (0)	0 (0)	0 (0)	2 (0)
Total number	2	7	32	4	6	38

1) GP type collimator includes: ELEGP, LEGP, LMEGP and VXGP 2) HR type collimator includes: CHR, LEHR and VXHR 3) Fanbeam collimator includes: Fanbeam and LESH 4) AC: Attenuation correction 5) SC: Scatter correction

* The numbers in parentheses indicate the number of spatial resolution correction.

(c) Examples of recommendatory conditions of each SPECT scanner (SPECT-CT)

Manufacturer/model	GE	SIEMENS	PHILIPS
	Discovery, Infinia	Symbia, e.cam	BrightView, SKYLIGHT
Collimator	ELEGP/LEHR	LEHR/LMEGP	CHR
Rotation radius	14 cm	14 cm	14 cm
Matrix size	128 × 128	128 × 128	128 × 128
Pixel size	3.3 mm	3.3 mm	3.2 mm
Acquisition angle	4 deg.	4 deg.	4 deg.
Acquisition time	28 min	28 min	28 min
Reconstruction method (iterations/subsets)	OSEM (6/10)	Flash 3D (8/6)	OSEM (8/6)
Pre or Post filter	Butterworth (0.55 cycles/cm)	Gaussian (7.0/6.0 mm)	Butterworth (0.40 Nyquist)
Scatter correction	None	None	None
Attenuation correction	None/CTAC	None/CTAC (with TEW)	None/CTAC (with ESSE)

medicine (DICOM) 形式で装置より出力し，以下で示す各方法により解析した。

2-2. SPECT 性能評価ファントムを用いた施設・装置間比較

まず，ファントムに封入するための溶液として，基準濃度（1 倍）に対して，放射能濃度比が 2，4，8，16，32 倍となる溶液をそれぞれ調製した。ファントムの撮像開始時刻が施設ごとに異なることから，使用する ^{123}I 溶液の放射能減衰を加味し，溶媒であるクエン酸溶液の液量を調節することで，放射能濃度がほぼ一定（5.55 kBq/ml）になるよう配慮した。SBR がドパミントランスポータシンチグラフィにおける線条体領域と背景領域の形状とコントラストの評価に主眼をおいていることから，放射能濃度比が一定であることが十分条件であるため，現場における溶液の厳密な放射能濃度の測定は不要と判断し，省略した。

本研究で使用した SPECT 性能評価ファントムは，京都科学社製 SPECT ファントム JSP 型（JIS Z 4922：1994 に準拠³⁻⁵⁾）の濃度直線性評価部と

空間分解能評価部をひとつの円柱外容器に組み込んだものを用いた（Fig. 1 (a)）。濃度直線性評価部には，3 cm 径の円柱が 7 ヶ所設置してあり，上記の方法で調製した 6 種類の放射能濃度溶液（Fig. 1 (b)）の丸数字で示す）を各円柱部に封入した。また，空間分解能評価部には，1.5 mm 径ラインソース用容器内に 32 倍濃度の溶液を封入し，ファントム中心および中心から 75 mm の辺縁部に配置した（Fig. 1 (c)）。

作成したファントムを各 SPECT 装置の寝台へ設置し，推奨条件もしくは自施設条件にて SPECT 撮像・処理した。濃度直線性は，得られた SPECT 画像から各濃度領域に対して region of interest (ROI) を設定し，32 倍濃度溶液から得られた平均カウントに対する各 ROI の平均カウントの相対値 (output % count) と，32 倍濃度溶液に対する各設定放射能濃度比の相対値 (input % activity) の関係をグラフ化して比較評価した⁴⁾。

SPECT 空間分解能の評価は，JESRA X-0051 * B⁻²⁰⁰⁹ に準拠し^{3,6,7)}，SPECT 画像上の線源位置にて中央部線源の X，Y 方向を center，周辺部線

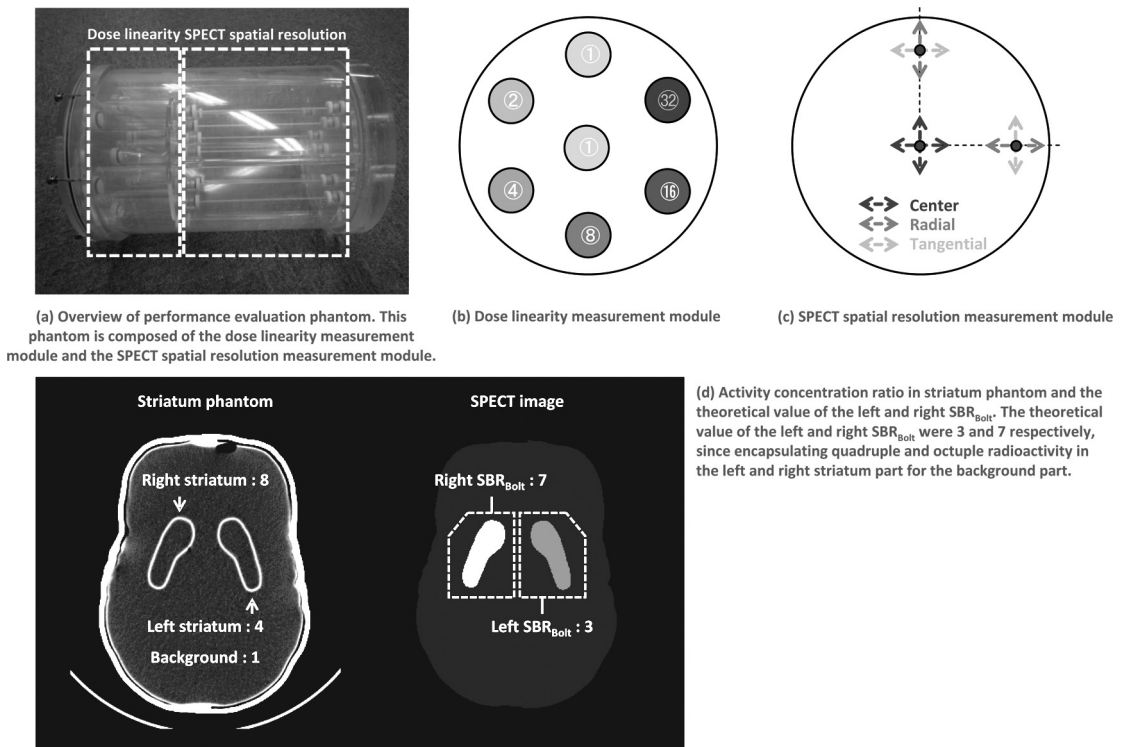


Fig. 1 Performance evaluation phantom and striatum phantom for SPECT.

源の中心軸に向かう方向を radial, ファントムの接線方向を tangential としてプロファイルを取得後, 放物線近似法を用いて半値全幅 (full width at half maximum: FWHM) を算出, 比較した (Fig. 1 (c))。

2-3. 線条体ファントムを用いた施設・装置間比較

次に, 左右線条体部にそれぞれ 4, 8 倍濃度の溶液を封入し, バックグラウンドに相当する脳実質部に基準濃度の溶液を満たした線条体ファントム (NBS 社製 DaT1308 型) を各装置・条件にて SPECT 撮像した (Fig. 1 (d))。得られた SPECT 画像から式 (1) に示す Bolt らの方法^{2,8)}により SBR_{Bolt} を算出し, 結果を比較した。

$$SBR_{Bolt} = \frac{\left(\frac{\text{線条体 ROI の総カウント}}{\text{バックグラウンド ROI の単位体積あたりのカウント}} \right) - \text{線条体 ROI の体積}}{\text{線条体体積}} \quad (1)$$

尚, 本研究では, SBR 解析のためのソフトウェアとして DaTVView (日本メジフィジックス社製) を使用した。

2-4. 結果の統計学的検討

濃度直線性の比較は共分散分析にて行った。また, SPECT 空間分解能と SBR_{Bolt} の比較に関しては, 次元配置分散分析法および, 事後検定として Tukey-Kramer 法を用いた。尚, それぞれの検定における有意水準は 0.05 とした。

3. 結 果

3-1. 検討に用いた撮像・処理条件

各施設・装置より得られた撮像・処理条件数は, SPECT 性能評価ファントムの評価数が 41 条件, 線条体ファントムの評価数が 48 条件となった。これらの条件を, 推奨条件群および自施設条件群に大きく分類し, その中でさらに, 装置間差の主な要因であることが予想されるコリメータ群ごとに分類した結果が Table 1 (b) である。保有施設数が少ない Fanbeam コリメータ (以下 Fanbeam と表記) の条件数が少ないものの, 汎用型 (以下 general purpose: GP type と表記), 高分解能型 (以下 high resolution: HR type と表記) コリメータとも均等な条件数が得られた。

3-2. 濃度直線性と SPECT 空間分解能

収集した全条件から算出した濃度直線性を Fig. 2 (a) に示す。いずれの条件においても直線性は良好であり, Fig. 2 (b) のようにコリメータ群ごとに分類し, 共分散分析による群間比較を行った結果, 各群の回帰直線間で傾きおよび切片に有意差は認められなかった。

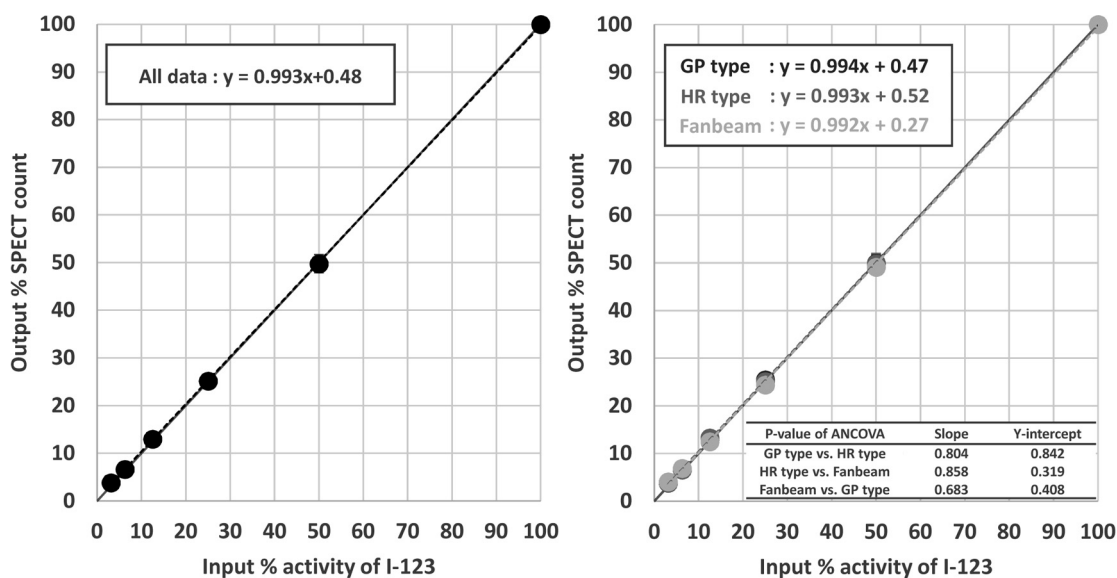
続いて, SPECT 空間分解能の結果を Fig. 2 (c) に示す。全条件から得られた FWHM の平均 ± 標準偏差は 13 ± 2 mm 程度であった。また, Fig. 2 (d) のようにコリメータ群ごとに分類すると, GP type コリメータの空間分解能は HR type および Fanbeam に対して有意に低下している結果が得られた。

3-3. Specific binding ratio

線条体ファントムを撮像・処理した全 48 条件より算出した SBR_{Bolt} の結果を Fig. 3 (a) に示す。本研究では, 背景濃度に対して, 線条体部分に 4, 8 倍濃度の溶液を封入したため, SBR_{Bolt} の理論値は 3 および 7 である。左右線条体の SBR_{Bolt} とも, 全収集データから算出した平均値は, 理論値よりも低値となった。また, 左線条体の SBR_{Bolt} の標準偏差と比較して, 右線条体の SBR_{Bolt} の標準偏差が大きいことから, SBR_{Bolt} が高値なほどばらつきが増加する傾向があることを確認できる。この中から, 減弱補正を適用していない推奨条件にて得られた 27 条件を抽出し, コリメータ群ごとに分類すると (Fig. 3 (b)), SBR_{Bolt} が低値であれば三群間に有意差は認められなかったが, 高値では, GP type と HR type に統計的有意差が認められた。

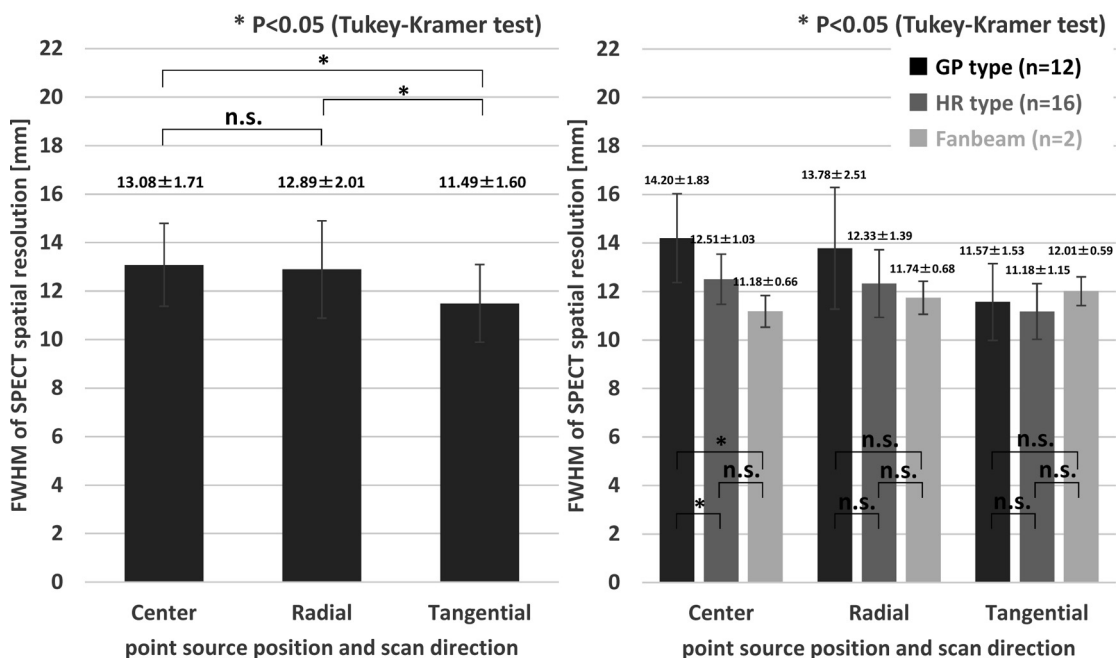
全条件のうち, 減弱補正の有無以外の条件は同一である 3 条件を抽出し, 減弱補正による SBR_{Bolt} の変化を比較したものが Fig. 3 (c) および Fig. 3 (d) である。3 条件で適用した減弱補正法はいずれも CT based attenuation correction (CTAC) であり, 散乱補正は適用していない。減弱補正を適用することにより, SBR_{Bolt} は 1.2 ~ 1.5 倍程度の上昇があり, 理論値に近づく傾向が認められた。

次に, 左右線条体から得られた SBR_{Bolt} の関係をプロットしたグラフを Fig. 4 に示す。理論値は, 右線条体 SBR_{Bolt} : 7, 左線条体 SBR_{Bolt} : 3



(a) Dose linearity calculated from all conditions.

(b) Comparison of dose linearity classified by collimator type.



(c) SPECT spatial resolution calculated from all conditions.

(d) Comparison of SPECT spatial resolution classified by collimator type.

Fig. 2 Result of dose linearity and SPECT spatial resolution.

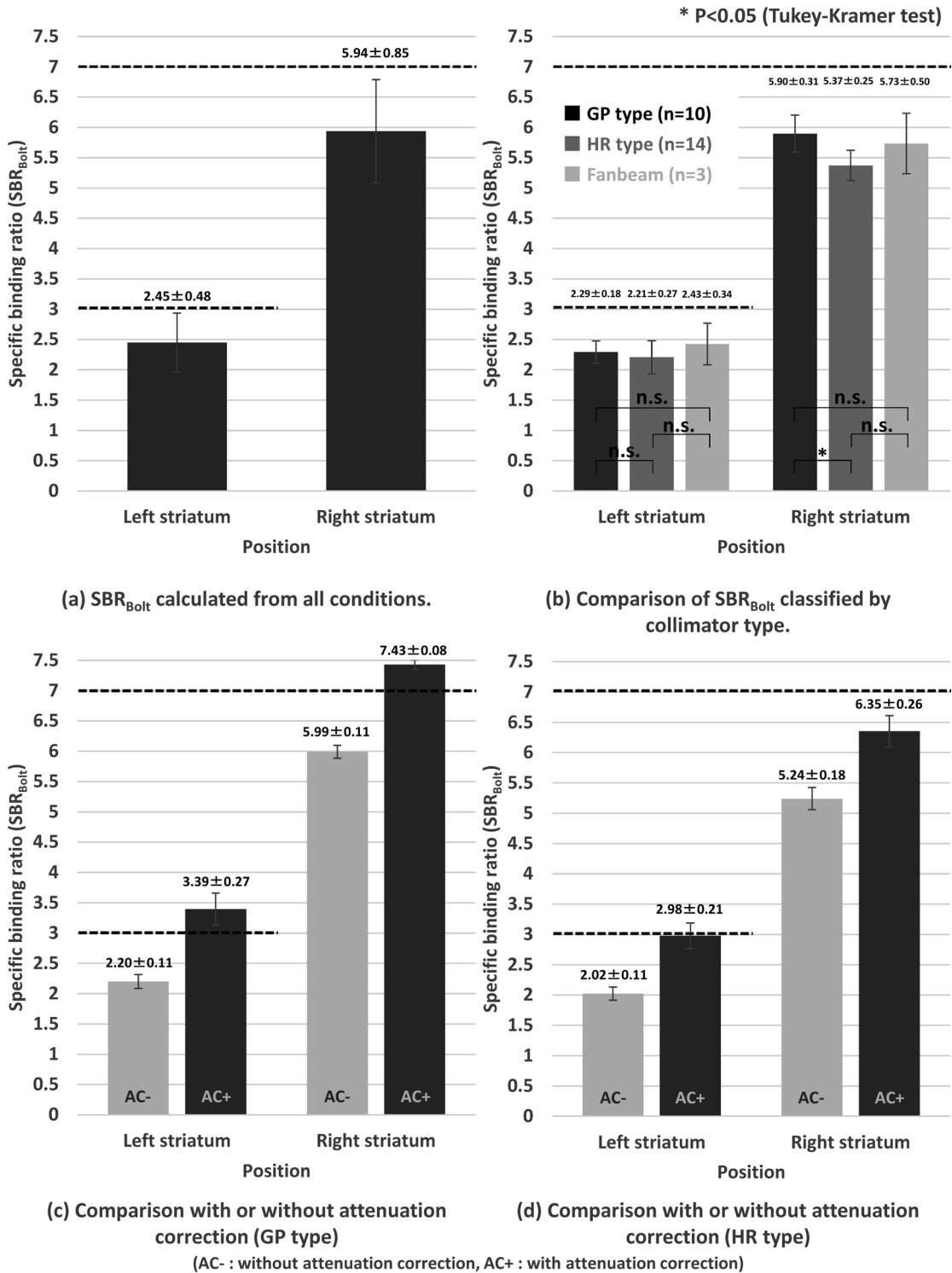


Fig. 3 Comparison of SBR_{Bolt} in each condition. Although the theoretical value of the left and right SBR_{Bolt} were 3 and 7 respectively, SBR_{Bolt} were different by each condition.

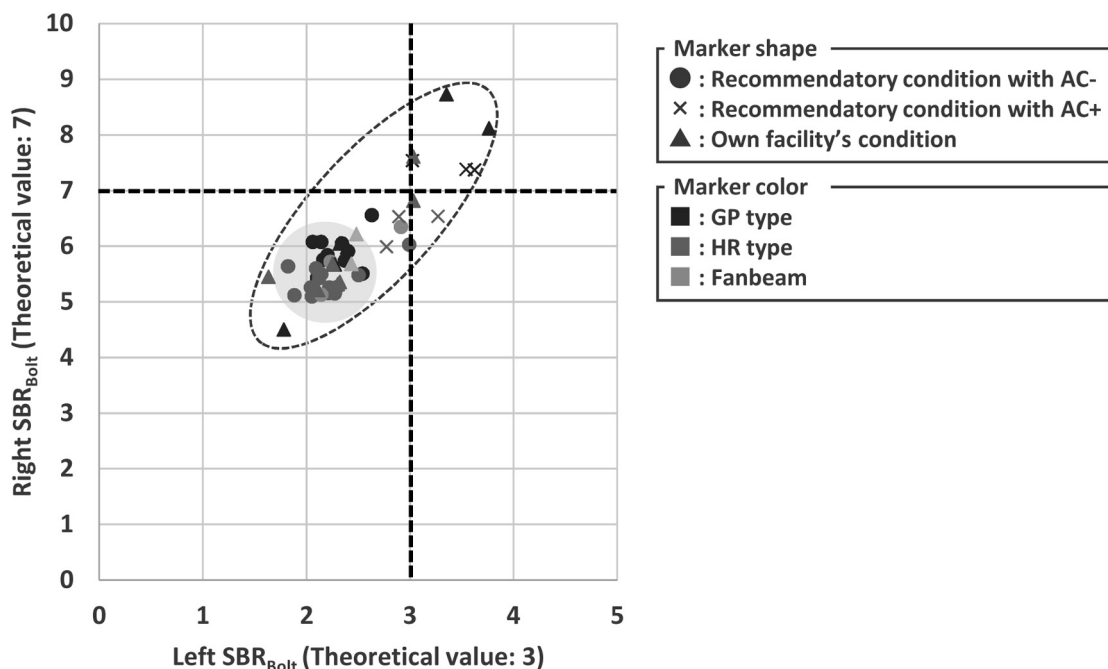


Fig. 4 Relationship of the left and right SBR_{Bolt} obtained from each condition. The resulting SBR_{Bolt} changes by the presence or absence of the attenuation correction and difference of the collimator.

の交点であるが、推奨条件より算出した SBR_{Bolt} は、Fig. 4 網掛け部分の範囲に集簇していることが確認できる。一方、▲記号で示す各施設で検討した自施設条件群や×記号で示す減弱補正を適用した推奨条件群では、理論値の交点に近づいているものの、●記号で示す減弱補正を適用しない推奨条件群と合わせると、そのばらつきは点線で囲む範囲のように広がってしまうことわかる。

3-4. Specific binding ratio と SPECT 空間分解能の関係

以上の結果をもとに、各収集データの SBR_{Bolt} と SPECT 空間分解能 (FWHM) の関係をグラフ化したものを Fig. 5 に示す。Fig. 5 (a) が SBR_{Bolt} と SPECT 空間分解能の両データを得られた40条件のデータをプロットしたものであり、Fig. 5 (b) が Fig. 5 (a) より減弱補正なしのデータのみを抽出したものである。さらに、コリメータの種類ごとに細分化したものが Fig. 5 (c), (d) である。Fanbeam については、データ数が少ないため省略した。図中には、各群の平均値 $\pm 2 \times$ 標準偏差を数値で示しているが、減弱補正を適用した条件群と適用しない条件群が混在するこ

とによって、かえって施設・装置間の差が生じてしまうことを改めて示している。これに対し、Fig. 5 (b)～(d) のように、減弱補正の有無や使用コリメータを限定することで、 SBR_{Bolt} や空間分解能のばらつきを低減できることが確認できる。

4. 考 察

濃度直線性については、撮像・処理条件やコリメータによらず、良好な直線性が認められた。通常範囲内で SPECT 装置の品質管理がなされており、十分な収集時間を確保すれば、撮像・処理条件やコリメータの種類に関わらず、体内のトレーサの濃度差はほぼ正確に捉えることができるといえる。

SPECT 空間分解能は、位置・方向別に見ると、周辺部 tangential 方向が中心部、周辺部 radial 方向に対して優れているという結果が得られた。一見すると、周辺部の空間分解能が向上しているような結果であるが、tangential 方向と radial 方向で差があることから、これらの差は撮像視野サイズ、投影データ数に起因する周辺部の歪みの影響

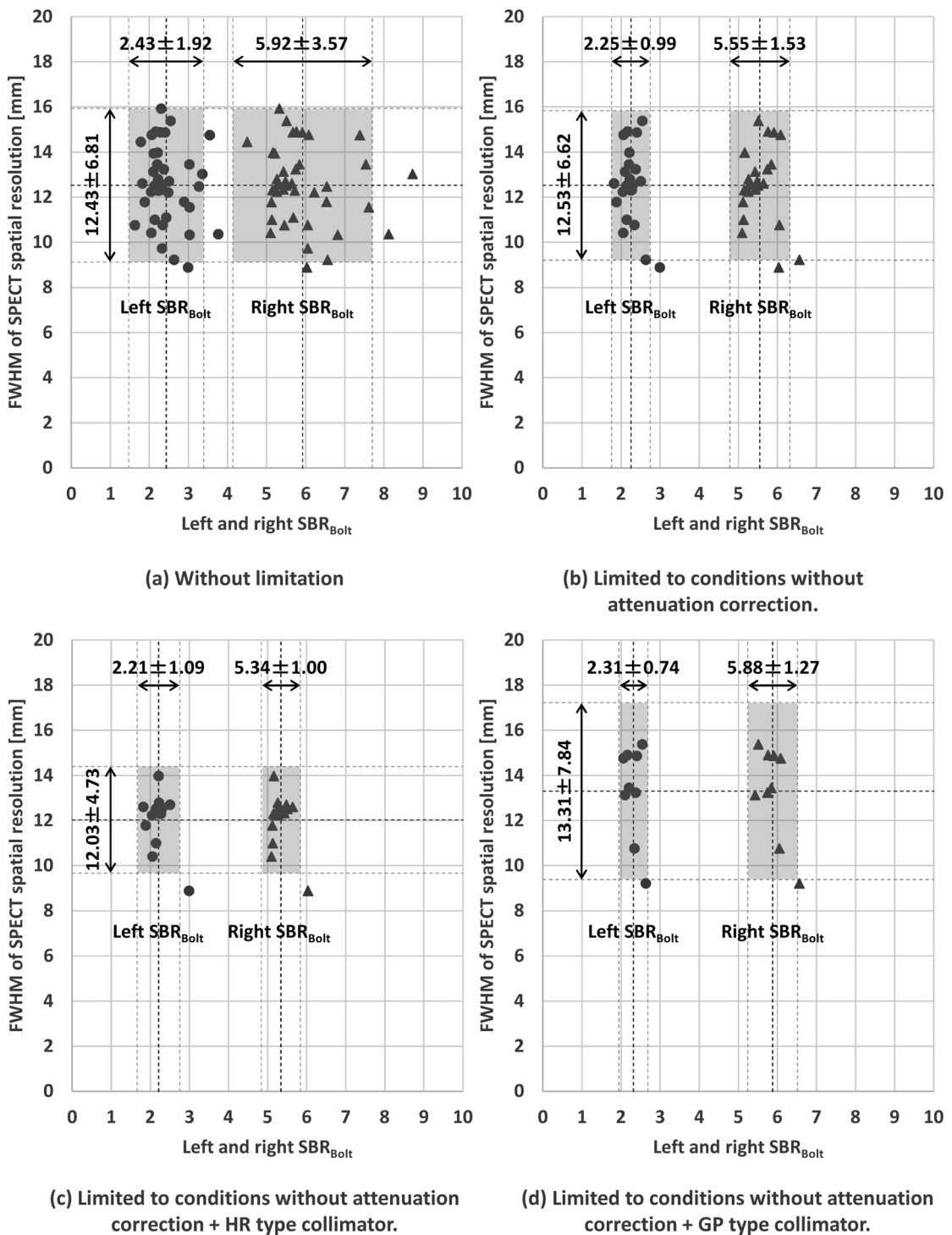


Fig. 5 Distribution of SBR_{Bolt} and SPECT spatial resolution with a limited scan and reconstruction condition. The number in the figure shows the mean $\pm 2 \times SD$ (standard deviation).

に起因すると考えられる。今回対象とする線条体は、頭蓋内中心付近に位置することから、適切なポジショニングを行えば、撮像視野の辺縁に位置する可能性は低く、歪みの影響が少ない中心部の空間分解能相当で画像が得られるといえる。コリメータ群ごとの分類では、システム分解能で勝る HR type や Fanbeam で良好な空間分解能が得られる傾向にあったが、中心部を除き、統計的有意差は認められなかった。Fanbeam は、被写体深部の空間分解能を改善する特性を持つことから、中心部において特に良好な空間分解能が得られたものとする。一方で、画像再構成時の平滑化フィルタや、空間分解能補正処理の影響を受け、SPECT 画像における空間分解能の差は、カタログスペックにおける各コリメータ間の総合分解能の差に比し小さくなっている。ドパミントランスポータシンチグラフィの読影においては、線条体の集積の対称性や、形状が重視されることから高い空間分解能を持つ画像が要求されるが、本研究で認められた FWHM でいう 2~3 mm の差が診断結果に影響を及ぼす程度の差となりうるまで論ずることはできず、今後の報告を待つところである。

Fig. 3 (a) では、両線条体の SBR_{Bolt} 測定値が共に理論値を下回る結果となった。これは、推奨条件が減弱補正を適用していないことが主な原因であり、それを裏付けるものとして、**Fig. 3 (c)**、**(d)** により、減弱補正の有無の違いだけで SBR_{Bolt} に 1.2~1.5 倍の差を生じるという結果を得ている。減弱補正を適用した場合に SBR_{Bolt} は理論値を超える例があるが、この理由は Bolt らの方法に由来する計算式や各 ROI の領域設定方法、OSEM に伴う CTAC のアルゴリズムが複雑に作用した結果であると推察する。**Fig. 4** の結果からも減弱補正を適用しない推奨条件群や自施設条件群と合わせると、そのばらつきは点線の範囲のように広がってしまうことがわかる。減弱補正を施すことで、 SBR_{Bolt} は理論値に近づくため、適切な条件としては、散乱補正や減弱補正を行うべきではあるが、すべての施設でこれらを適用できる保証はなく、適用したとしても装置ごとに補正の手法は異なる。今回使用した減弱補正法はすべて CTAC であったが、臨床で広く使用されている

Chang らによる均一吸収体を想定した減弱補正法⁹⁾を適用した場合でも SBR_{Bolt} は CTAC を用いた場合と同様な傾向になることが予想されるため、減弱補正の有無や、各施設が SBR_{Bolt} を理論値に近づけるための最適条件を求めることがかえって施設・装置間差を生じさせる原因になりうるという。

濃度直線性で差を認めなかった GP type と HR type について、 SBR_{Bolt} が高値な場合に統計的有意差を認めた (**Fig. 3 (b)**)。濃度直線性は、バックグラウンドの放射能をゼロとして評価するのが一般的であり、本研究もそれに準じて評価を行ったが、ドパミントランスポータシンチグラフィでは、線条体を除く脳実質部にも放射能が存在している。HR type は、GP type に比し、コリメータの penetration や散乱線の影響が大きいため、濃度直線性では差が生じないにもかかわらず SBR_{Bolt} が低下するという結果に至ったと考える。

Fig. 3, 5 より、 SBR_{Bolt} が高値なほどばらつきが増加する傾向を認めたが、左右線条体から得られた SBR_{Bolt} の変動係数を算出すると、左側が 19.7% (95%信頼区間: 15.6~23.8%)、右側が 14.3% (95%信頼区間: 11.4~17.2%) であり、両者に差を認めなかった。相対的なばらつきに差はないことから、 SBR_{Bolt} は、高値であるほどばらつくといえる。

以上より、ドパミントランスポータシンチグラフィにおける施設・装置間差の主な要因としては、空間分解能もしくは、画像のコントラストを規定するコリメータおよび減弱補正の有無が大きく影響しているといえる。**Fig. 5** に示すように、撮像・処理条件を限定することにより、理論値との乖離は少なからず生じてしまうものの、条件間のばらつきは低減できるため、検査標準化の観点からすれば、撮像・処理条件を限定することは効果的であると考ええる。

本研究は、各施設・装置で現在使用している撮像・処理条件により、SBR の変化やばらつきの程度を検討することに主眼をおいたものであり、現状使用していない撮像・処理条件を用いての積極的な追加収集は行っていない。そのため、減弱補正を除き、散乱補正や空間分解能補正といった各種補正法に関する単独での検証を行っていない

点が本報告の limitation であるが、将来的に、各種補正法に関する検証まで進み、本研究で得られた施設・装置間差を是正できる手法が開発されれば、ドパミントランスポータシンチグラフィの有用性はさらに向上し、エビデンスの創設や各種診断ガイドラインへの貢献につながると考える。

5. 結 語

本研究では、ドパミントランスポータシンチグラフィの検査標準化を見据え、施設・装置間差の主な要因について検討を行った。その結果、装置や撮像・処理条件によって、空間分解能や SBR_{Bolt} が変動することを確認した。一方で、使用コリメータを限定し、減弱補正を適用しない画像を SBR_{Bolt} の算出に用いることで、理論値からの乖離はあるものの、施設・装置間のばらつきについては抑制できる可能性を示した。ドパミントランスポータシンチグラフィをより高い信頼性を持つ検査法とするためには、各施設が本研究で得られた結果を把握し、検査標準化を念頭に置いたプロトコルを作成する必要があると考える。

6. 謝 辞

本研究を行うに際し、実験に協力頂いた愛知医科大学病院、安城更生病院、犬山中央病院、揖斐厚生病院、大垣市民病院、国立長寿医療研究センター、小牧市民病院、名古屋医療センター、名古屋セントラル病院、ご担当頂いた先生につきましては、この場を借りて厚く御礼申し上げます。また、研究デザイン、データの検討について、議論に参加頂いた日本核医学技術学会東海地方会学術部諸氏および、日本メジフィジックス株式会社氏

川正規氏、鈴木誉士氏、柳沢正道氏に深謝申し上げます。

7. 参考文献

- 1) Neumeyer JL, Wang S, Gao Y, et al: N- ω -Fluoroalkyl Analogs of (1R)-2 β -carbodethoxy-3 β -(4-iodophenyl)-tropane (β -CIT): Radiotracers for positron Emission Tomography and Single Photon Emission Computed Tomography Imaging of Dopamine Transporters. *J Med Chem*, **39**(2): 543-548, 1996.
- 2) 日本核医学会, 日本脳神経核医学研究会編: イオフルパン診療ガイドライン, 第1版: 1-17, 2014
- 3) 日本放射線技術学会出版委員会編: 放射線医療技術学叢書 (19) SPECT 画像再構成の基礎, 58-69, 2001
- 4) 日本放射線技術学会 JIS・IEC 委員会核医学機器班: 単光子放出体断層装置用ファントム (JIS Z-4922¹⁹⁹⁸) の概要とその使用方法, 日放技学誌, **47**(7): 959-969, 1991
- 5) JIS Z 4922: 1994: 放射型コンピュータ断層装置用ファントム, 1994
- 6) 橋本 宏, 深栖 一, 星野光雄, 他: JESRA-X51 (ガンマカメラの性能測定法と表示法) の解説と関連規格との比較, 日放技学誌, **42**(4): 548-564, 1986
- 7) JESRA X-0051 * B⁻²⁰⁰⁹: ガンマカメラの性能測定法と表示法, 2009
- 8) Tossici-Bolt L, Hoffmann SM, Kemp PM, et al: Quantification of [¹²³I] FP-CIT SPECT brain images: an accurate technique for measurement of the specific binding ratio. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **33**(12): 1491-1499, 2006.
- 9) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci*, **25**(1): 638-643, 1978