

—技術報告—

I-123-FP-CIT 線条体 SPECT における半定量的指標算出のための Chang 法の適正な減弱補正

阿蘇品彩奈 野口 輝也

熊本地域医療センター

古嶋 昭博

熊本大学生命資源研究・支援センター

Appropriate Attenuation Correction of Chang Method for Estimation of a Semi-Quantitative Index in I-123-FP-CIT SPECT

Ayana ASOSHINA and Teruya NOGUCHI

Kumamoto Regional Medical Center

Akihiro KOJIMA

Institute of Resource Development and Analysis, Kumamoto University

(article received : Sep 10, 2017)

Key words : I-123-FP-CIT, SPECT, Anthropomorphic striatal phantom, Specific binding ratio, Attenuation correction, Chang method

1. 緒 言

2014年より本邦においてパーキンソン症候群やレビー小体型認知症の的確な診断のために I-123-N- ω -fluoropropyl-2 β -carbomethoxy-3 β -(4-iodophenyl) nortropane (I-123-FP-CIT, イオフルパン) による核医学検査が一般に可能になった。I-123-FP-CIT はドパミントランスポーター (Dopamine transporter, DAT) に高い親和性を持ち、その DAT への取り込み異常を適切に画像診断するための指針として2014年1月に「イオフルパン診療ガイドライン」(以下、国内ガイドライン)の初版が作成された¹⁾。さらにその後3年間に蓄積された新たな知見が盛り込まれた第2版が2017年5月に出された²⁾。現在、国内においては国内ガイドラインや国外のガイドライン^{3,4)}および先行する国外の研究などを参考に、I-123-FP-CIT の線条体への集積分布を single photon emission computed tomography (SPECT) により定量的に画像化するための多くの技術的な研究が行われるよう

になった。

線条体への I-123-FP-CIT の特異的結合能の半定量的な評価指標としては、Tossici-Bolt ら⁵⁾により提案された specific binding ratio (SBR) が一般に用いられている。しかしこの SBR は客観性を求められる値であるにもかかわらず、施設により異なる SPECT 機種、収集法、再構成法、画像処理法および解析法などの影響を受けることが報告されている^{1,2,6-20)}。画像処理の中で定量性を向上させるために重要な減弱補正は、国内外のガイドラインにもその必要性が明記されている。均一吸収体の減弱補正として Chang 法²¹⁾が一般に用いられ、その線減弱係数(以下、 μ 値)には散乱線補正の適用の有無により使用機種の光子エネルギーに対応して経験的に決められた値やプールファントムから求めた実験的値 (broad-beam μ 値) あるいは narrow-beam μ 値が使用されている²²⁾。しかし I-123 線条体 SPECT の減弱補正にそのような μ 値による Chang 法が適用されたとしても、ファントム実験で得られる SBR は必ず

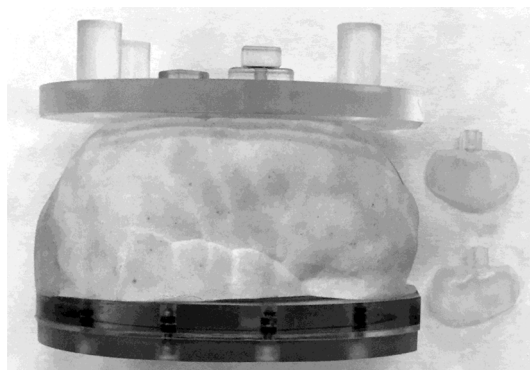


Fig. 1 線条体ファントム

しも真の値になっていない^{13-15, 18)}。

そこで本研究の目的は、I-123-FP-CIT 線条体 SPECT において Chang 法による減弱補正を適用する場合に、半定量的指標である SBR を正確に算出するための適正な μ 値を線条体ファントム実験により求めることである。

2. 方 法

2-1. 線条体ファントムとプールファントム

本研究で用いた線条体ファントムはエヌ・エム・ピービジネスサポート社製 DaT1308 型 (外形寸法: 縦幅 187 mm, 横幅 157 mm, 高さ 150 mm) で、左右線条体部 (各容量 12 ml), 脳実質バックグラウンド部 (容量 1,180 ml) および硫酸カルシウム等で作られた頭蓋骨相当部 (厚さ 2 mm, 密度約 1.80 g/cm^3) を持っている (Fig. 1)。他の研究報告^{7, 8, 14, 15, 17-19)}を参考にして、右と左線条体部とバックグラウンド部の I-123-FP-CIT の放射能濃度比がそれぞれ 8 (44 kBq/ml) : 4 (22 kBq/ml) : 1 (5.5 kBq/ml) になるように調整した。また、バックグラウンドのプール SPECT イメージが均一になるような Chang 法による減弱補正のための実験的 μ 値を求めるために、左右線条体部がないバックグラウンド部のみに 27 kBq/ml の I-123-FP-CIT 放射能濃度水溶液を入れたプールファントムを作成した。

2-2. 線条体ファントムとプールファントムの SPECT データ収集

本研究における線条体ファントムの SPECT データ収集は、国内ガイドラインで推奨されている撮像条件を全て満たすように行った。

線条体ファントムおよびプールファントムの SPECT 撮像に使用した装置は東芝メディカルシステムズ社製 Symbia E で、低エネルギー用高分解能 (low-energy high-resolution, LEHR), 低中エネルギー用汎用 (low-medium-energy general-purpose, LMEGP), 中エネルギー用低透過 (medium-energy low-penetration, MELP) の 3 種類のコリメータを用いた。SPECT の撮像条件は、円軌道 360° 連続回転収集, 収集角度 4° (90 投影), 回転半径 14 cm, 収集時間 28 分 (7 分/回転 $\times$ 4 回転), マトリックスサイズ 128×128 , ピクセルサイズ 3.3 mm とした。I-123 の 159 keV 光電ピークに、triple energy window (TEW) 法²³⁾による散乱線補正のためのメインウィンドウ 159 keV $\pm 10\%$ とその両側に 7% 幅のサブウィンドウを、さらに iodine dual window (IDW) 法²⁴⁾による散乱線補正のためのメインウィンドウ 159 keV $\pm 10\%$ とその上側に隣接する 10% 幅のサブウィンドウをそれぞれ設定した。

2-3. 線条体ファントムの SPECT 再構成と画像処理

ファントムデータの再構成, 画像処理および region of interest (ROI) 解析には Daemon Research Image Processor (富士フイルム RI ファーマ社製) を用いた。

3 種類のコリメータにより得られたメインウィンドウのプロジェクションデータに対して、TEW 法と IDW 法による散乱線補正をそれぞれ行った。

SPECT 再構成は、まず各散乱線補正を適用した場合としなかった場合のデータに対して Butterworth フィルター (カットオフ周波数 0.5 cycles/cm, 次数 10) で前処理を行い、次に ramp フィルターを用いた filtered backprojection (FBP) 法および iteration 10 と subset 10 の ordered subset expectation maximization (OSEM) 法¹¹⁾により行った。なお各再構成法におけるスライス厚は 3.3 mm とした。

それぞれの条件で再構成された体軸断層像に対して Chang 法による後処理の減弱補正を行った²¹⁾。その際に必要な外輪郭として、まず線条体部中心を通る体軸断層スライス上でファントム実外殻の最大径と同じ長さの長軸を持つ楕円径

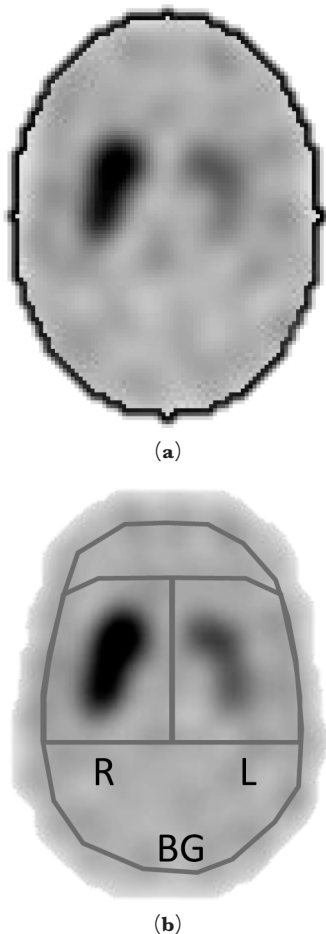


Fig. 2 Chang 法による減弱補正のための外輪郭設定 (a) と SBR 算出のための ROI 設定 (b)

ROI のしきい値を決め、次に他のスライス上でもそのしきい値と同じ楕円形を自動設定した (Fig. 2a)。 μ 値は 0.025, 0.050, 0.075, 0.100, 0.125, 0.146 cm^{-1} と変化させた。

以後、TEW 法または IDW 法による散乱線補正のみを行った場合を SC (scatter correction), Chang 法による減弱補正のみを行った場合を AC (attenuation correction), 散乱線補正および減弱補正の両方を行った場合を ACSC (attenuation correction and scatter correction), 散乱線補正および減弱補正の両方とも行わなかった場合を NC (no correction) として、それぞれで算出される SBR について調べた。

2-4. 線条体ファントムによる SBR の算出

異なる再構成法と様々な画像処理により得られ

た線条体ファントムの SPECT イメージに対して、Tossici-Bolt らによる計算式⁵⁾に従って両線条体の SBR を求めた。そのために線条体部イメージを全て含むスライスを加算した画像 (12スライス $\times$ 3.3 mm = 3.96 cm 厚) 上に、両線条体を十分に囲む同じサイズの 2 つの ROI (344 ピクセル) と全脳バックグラウンド辺縁から約 4 ピクセル内側に手動で囲んだバックグラウンド ROI (1,216 ピクセル) を設定した (Fig. 2b)。それら 3 つの ROI と加算スライス厚から得られた volume of interest (VOI) 内総カウントと体積および左右線条体実体積 12 ml を用いて次式により SBR を計算した。

$$\text{SBR} = [(\text{線条体 VOI 内総カウント} / \text{バックグラウンド領域の単位体積当たりのカウント}) - \text{線条体 VOI 体積}] / \text{線条体実体積} \quad (1)$$

ここでバックグラウンド領域の単位体積当たりのカウントは、(全脳バックグラウンド VOI 内総カウント - 線条体 VOI 内総カウント) / (全脳 VOI 体積 - 線条体 VOI 体積) とした。

実際の計算には Microsoft 社製表計算ソフト Excel 2016 を用いた。

2-5. 均一なプールファントムイメージとなる実験的 μ 値の測定

全てのプールファントムデータに対して、線条体ファントムと同様の再構成と画像処理を行った。プールファントムイメージが均一になるような μ 値の測定は次のように行った。 μ 値を 0.05 から 0.14 cm^{-1} まで 0.01 cm^{-1} 毎に変化させ、さらに 0.146 cm^{-1} を追加した。線条体ファントムと同様にそれぞれの μ 値で減弱補正された SPECT イメージから線条体ファントムの SBR 算出と同じスライス加算を行った。各スライス加算イメージのプールファントム部中心を通る 17 ピクセル幅の水平と垂直 2 方向のカウントプロファイルカーブを作成し、それらのプロファイルカーブが均一になるような μ 値を求めた。

2-6. データ解析

3 種類のコリメータと 2 種類の SPECT 再構成法における AC と ACSC に対して Chang 法による減弱補正の μ 値と SBR との関係を調べた。次に AC と ACSC について右線条体と左線条体の真の SBR (それぞれ 7 と 3) になる 2 つの μ 値

を求め、それらを平均した μ 値 (平均 μ 値) を計算した。さらに平均 μ 値, プールファントムの SPECT イメージが均一になるように求めた実験的 μ 値および 159 keV ガンマ線に対する narrow-beam μ 値 (0.146 cm^{-1}) により得られた AC と ACSC の線条体 SPECT イメージからそれぞれの SBR を計算した。また 3 種類のコリメータ全ての AC と ACSC による SBR から平均 (mean) と標準偏差 (standard deviation, SD) および真の SBR からの平均二乗誤差 (root mean square error, RMSE) を 3 種類の μ 値毎に求めて比較した。

2-7. 他の異なる SBR を持つ線条体ファントムへの平均 μ 値の適用

SBR が 7 と 3 に対して得られた平均 μ 値を他

の異なる SBR へ適用した場合の有効性を調べるために, I-123-FP-CIT の放射能濃度比が右と左線条体部とバックグラウンド部のそれぞれで 9 (68.4 kBq/ml) : 2 (15.2 kBq/ml) : 1 (7.6 kBq/ml) になるように調整した線条体ファントム (SBR : 右線条体 8, 左線条体 1) を作成した。LEHR と LMEGP の 2 種類のコリメータを使用し, 撮像条件と画像処理条件は SBR が 7 と 3 の線条体ファントムの場合と全て同じにした。散乱線補正は TEW 法のみとした。平均 μ 値, プールファントムにより得られた実験的 μ 値, narrow-beam μ 値により SBR を求め, 2 種類のコリメータ全ての AC と ACSC でのそれぞれの値の mean, SD, RMSE を比較した。

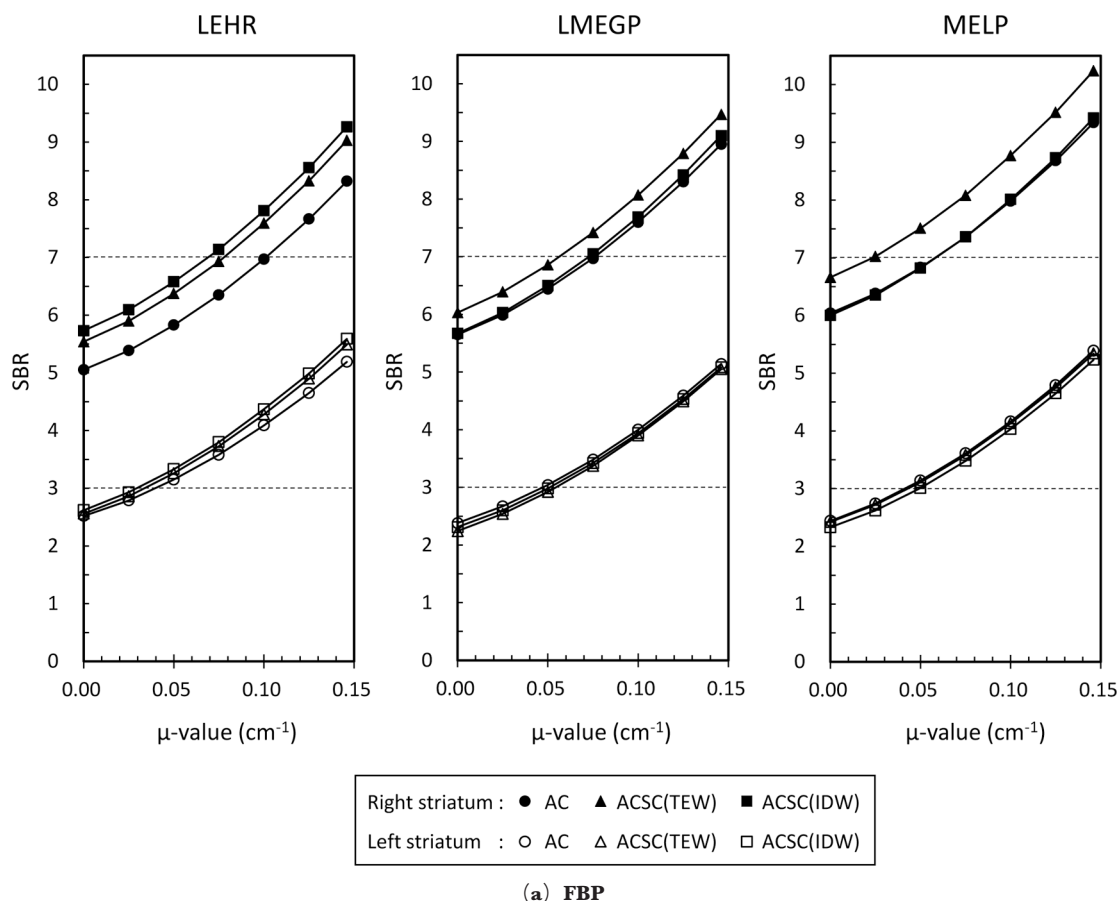
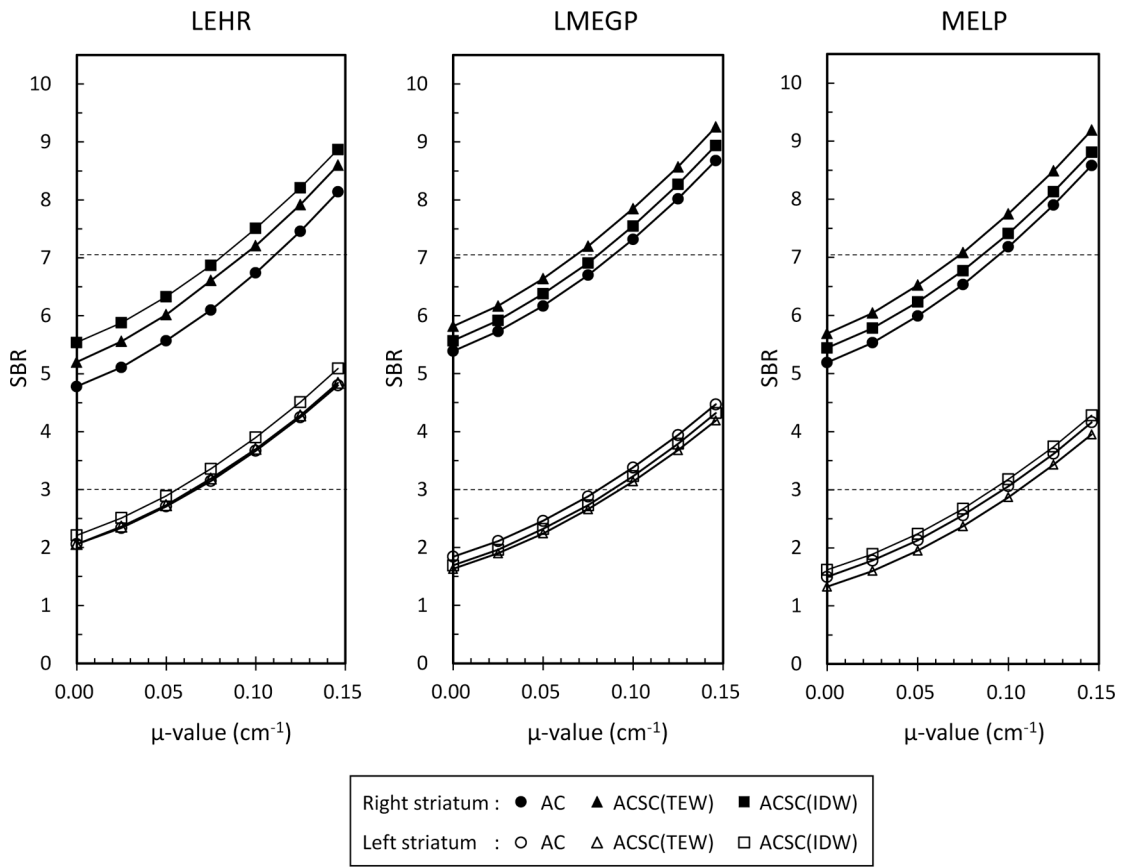


Fig. 3 2 種類の再構成法 : (a) FBP と (b) OSEM を用いたときの 3 種類のコリメータに対する Chang 法における μ 値と SBR との関係。 μ 値が 0 cm^{-1} のときの AC が NC を, ACSC が SC を表す。2 つの破線はそれぞれ真の SBR (右線条体 7 と左線条体 3) の値を示す。



(b) OSEM

Fig. 3

Table 1 AC と ACSC において 2 つの真の SBR (7 と 3) となる μ 値とそれらの平均値およびプールファントムにより得られた実験的 μ 値

Collimator	FBP: μ -value (cm^{-1})			OSEM: μ -value (cm^{-1})		
	AC	ACSC (TEW)	ACSC (IDW)	AC	ACSC (TEW)	ACSC (IDW)
LEHR						
Ture right striatum SBR : 7	0.101	0.078	0.069	0.109	0.091	0.081
Ture left striatum SBR : 3	0.041	0.036	0.033	0.067	0.065	0.056
Mean	0.071	0.057	0.051	0.088	0.078	0.068
Pool phantom	0.06	0.08	0.08	0.06	0.08	0.08
LMEGP						
Ture right striatum SBR : 7	0.079	0.056	0.073	0.087	0.066	0.078
Ture left striatum SBR : 3	0.048	0.055	0.051	0.081	0.093	0.088
Mean	0.063	0.055	0.062	0.084	0.079	0.083
Pool phantom	0.10	0.12	0.11	0.10	0.12	0.11
MELP						
Ture right striatum SBR : 7	0.058	0.024	0.058	0.093	0.071	0.084
Ture left striatum SBR : 3	0.041	0.043	0.049	0.097	0.106	0.091
Mean	0.050	0.033	0.054	0.095	0.089	0.088
Pool phantom	0.10	0.12	0.11	0.10	0.12	0.11

3. 結 果

3-1. Chang 法における μ 値と SBR との関係

Fig. 3 に FBP と OSEM 再構成法を用いたときの 3 種類のコリメータに対する Chang 法における μ 値と SBR との関係を示す。両グラフ上にお

いて $\mu = 0 \text{ cm}^{-1}$ のときの AC が NC を, TEW 法と IDW 法による ACSC が SC を表すが, 全ての
場合で NC と SC では真の SBR (右線条体 7, 左
線条体 3) より低い値となった。しかし, AC と
ACSC では μ 値を大きくするに従い SBR は指数
関数的に増加した。FBP 法による SBR は OSEM

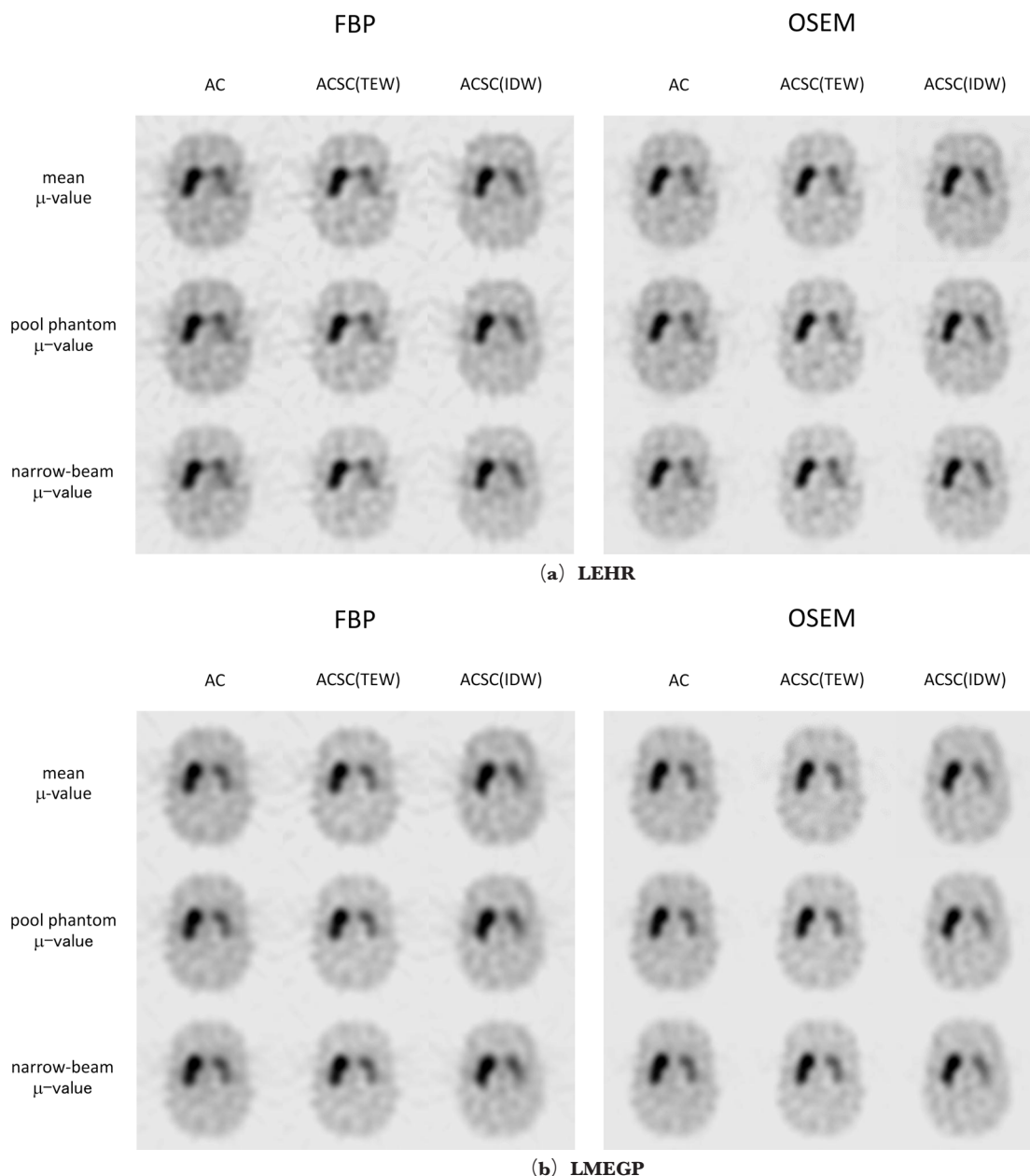


Fig. 4 3つの異なる線減弱係数を用いて Chang 法により減弱補正された線条体 SPECT イメージの比較: (a) LEHR コリメータ, (b) LMEGP コリメータ, (c) MELP コリメータ。

法によるものに比べて同じ μ 値に対して値は高くなった。また、ACSC でも μ 値が 0.146 cm^{-1} のときの SBR は真の値よりも高くなった。

3-2. AC と ACSC における真の SBR を算出するための μ 値とプールファントムによる実験的 μ 値

Table 1 に **Fig. 3** より求めた AC と ACSC における 2 つの真の SBR となる μ 値とそれらの平均 μ 値およびプールファントムにより得られた実験的 μ 値を示す。ここで真の SBR となるそれぞれの μ 値は、まず真の SBR に最も近い上下 2 点を通る直線を求め、次にその直線が真の SBR と交わる点より計算した。各コリメータおよび各処理法に対して、FBP 法による平均 μ 値は OSEM 法に比べて低く、さらに AC の場合の平均 μ 値は ACSC よりも高い値となった。また両線条体に対する平均 μ 値は、LEHR コリメータによる AC を除くすべてにおいてプールファントムによる実験的 μ 値よりも低い値であった。

3-3. 3 つの異なる線減弱係数より算出された SBR の比較

Table 1 の平均 μ 値とプールファントムによる実験的 μ 値および narrow-beam μ 値 (0.146 cm^{-1}) の 3 つの異なる線減弱係数を用いて

Chang 法により減弱補正された線条体 SPECT イメージを **Fig. 4** に、それらのイメージから算出した SBR の比較を **Fig. 5** に示す。AC と ACSC それぞれにおいて、3 つの異なる μ 値によるイメージには視覚的な画質の差はほとんど見られなかった。3 種類の μ 値の中で、LMEGP と MELP コリメータに対しては平均 μ 値の場合が真の SBR の値 (右線条体 7, 左線条体 3) に最も近く、プールファントムによる実験的 μ 値がその次に近かったが、LEHR コリメータでは両方の μ 値ともほぼ同程度に真の値に近い SBR となった。しかし narrow-beam μ 値の場合は、全てのコリメータにおいて散乱線補正が行われても真の SBR を過大に評価した。各補正法における 3 種類の μ 値による SBR の値のばらつきは FBP 法に比べて OSEM 法の方が小さかった。**Table 2** に 3 種類のコリメータ全ての AC と ACSC から得られた SBR の比較を示すが、平均 μ 値による SBR の mean は他の μ 値よりも真の SBR に近く、かつ RMSE も平均 μ 値の方が最も小さかった。

3-4. SBR が 8 と 1 の場合の平均 μ 値による SBR 算出

Fig. 6 に SBR が 8 と 1 の場合に得られた SBR

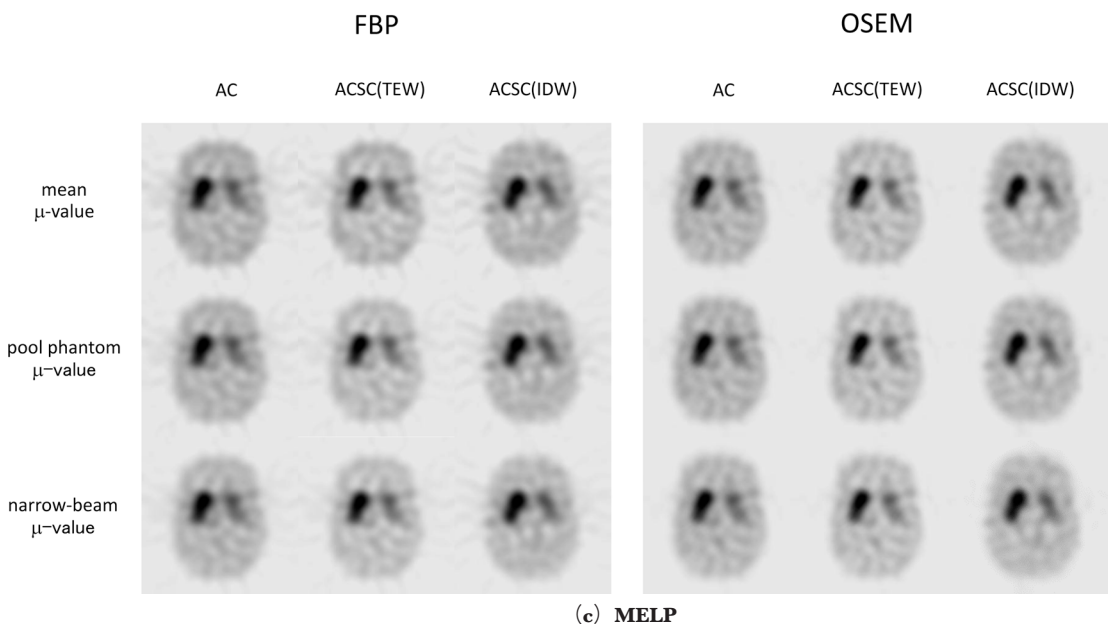


Fig. 4

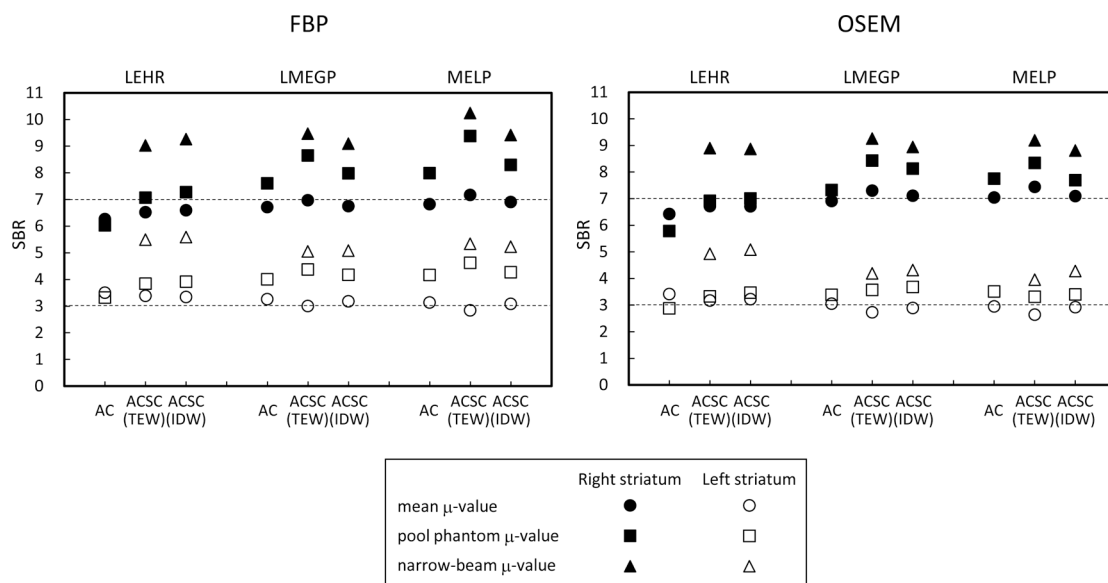


Fig. 5 3つの異なる線減弱係数を用いて Chang 法により減弱補正された線条体 SPECT イメージ (Fig. 4) から得られた SBR の比較。2つの破線はそれぞれ真の SBR (右線条体 7 と左線条体 3) の値を示す。

Table 2 真の SBR (7 と 3) に対して, LEHR, LMEGP, MELP コリメータ全ての AC と ACSC から得られた SBR の比較

True SBR	μ -value	SBR					
		FBP			OSEM		
		mean	SD	RMSE	mean	SD	RMSE
7	Mean	6.74	0.25	1.079	6.97	0.30	0.901
	Pool phantom	7.80	0.91	3.646	7.50	0.76	2.730
	Narrow-beam	9.41	0.40	4.429	8.99	0.17	3.982
3	Mean	3.19	0.19	0.812	3.00	0.23	0.687
	Pool phantom	4.07	0.35	3.388	3.39	0.21	1.339
	Narrow-beam	5.29	0.20	4.617	4.45	0.41	3.335

の比較を示す。SBR が 7 と 3 の場合の結果と同様に, 平均 μ 値による SBR はプールのファントムによる実験的 μ 値よりも真の値に同程度かまたはより近かったが, narrow-beam μ 値の場合は真の SBR よりも過大な値になった。LEHR と LMEGP コリメータ全ての AC と ACSC から得られた SBR の比較を Table 3 に示すが, 平均 μ 値の RMSE は最も小さかった。

4. 考 察

SBR は I-123-FP-CIT の線条体への特異的結合濃度 (DAT の量) とその周囲の脳 (参照領域) 内での非特異的結合濃度との比で定義され, 客観的な半定量的指標として診断に有用とされている。

しかし, それは収集法, 再構成法などの条件が変化することで, それぞれ異なる値が算出されてしまう。従って臨床診断において視覚的評価に加えて SBR が用いられる場合には, 安定した正確性と高い信頼性を持ちかつ再現性に優れた SPECT イメージング法や解析法が要求される⁶⁾。国内ガイドラインでも SBR の標準化については線条体ファントムで検証を行いながら散乱線補正や減弱補正を正確に行うことの必要性が明記されている^{1,2)}。そこで本研究では正確な SBR 算出のための Chang 法における適正な減弱補正に着目し, 既知の SBR (右線条体 7 と左線条体 3) になるように濃度調整した線条体ファントムを用いて 3 種類のコリメータによる SPECT を撮像後, 2

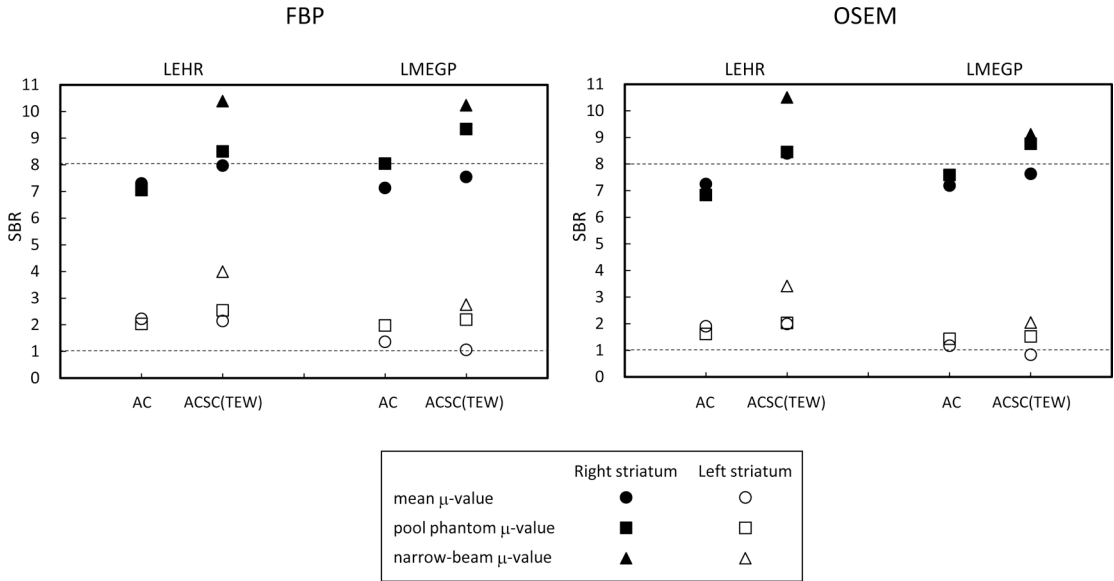


Fig. 6 右線条体, 左線条体, バックグラウンドの各放射能濃度比が 9 : 2 : 1 の場合の線条体 SPECT に対して 3 つの異なる線減弱係数を用いた Chang 法の減弱補正より得られた SBR の比較。2 つの破線はそれぞれ真の SBR (右線条体 8 と左線条体 1) の値を示す。

Table 3 真の SBR (8 と 1) に対して, LEHR と LMEGP コリメータ全ての AC と ACSC から得られた SBR の比較

True SBR	μ -value	SBR					
		FBP			OSEM		
		mean	SD	RMSE	mean	SD	RMSE
8	Mean	7.49	0.32	1.208	7.62	0.48	1.233
	Pool phantom	8.23	0.83	1.717	7.91	0.75	1.517
	Narrow-beam	10.31	0.08	3.261	9.81	0.70	2.735
1	Mean	1.70	0.50	1.709	1.47	0.49	1.361
	Pool phantom	2.18	0.22	2.406	1.65	0.23	1.376
	Narrow-beam	3.37	0.62	3.464	2.73	0.69	2.625

種類の画像再構成法および 2 種類の散乱線補正法との組み合わせについて検討を行った。SPECT データ収集は I-123 の時間減衰による収集カウントへの影響を少なくするために、感度の悪い方から LEHR, MELP, LMEGP コリメータで行ったため、LEHR, LMEGP, MELP コリメータそれぞれの全投影データの総カウント数は、約 1.06 M カウント, 1.09 M カウント, 0.94 M カウントであった。これらの収集カウントは MELP コリメータを除き、国内ガイドラインの適切な数値 (1 M カウント以上) を満たしていた。

Fig. 3 で示したように真の SBR を推定するためには減弱補正は必要であり, Chang 法の減弱補正を用いた SBR はその μ 値により指数関数的

に変動することがわかった。さらにコリメータ, 再構成法, 散乱線補正法毎に真の SBR を得ることが可能な μ 値が存在することがわかった。また, 2 つの異なる SBR (7 と 3) に対して別々に求めた 2 つの μ 値から得た平均 μ 値は, **Fig. 5** に示したように, 7 と 3 の 2 つの SBR を同時に有する線条体 SPECT においてより正確に両方の SBR を算出することができたために Chang 法における適正 μ 値と言える。これらの適正 μ 値はプールのファントムによる実験的 μ 値に比べてほとんど低値であった (**Table 1**)。一方, プールのファントムによる実験的 μ 値や narrow-beam μ 値は脳血流 SPECT において Chang 法による減弱補正による定量性の向上に効果があるとされてい

る²²⁾。しかし他の研究報告^{13-15, 18)}に見られるように線条体 SPECT の減弱補正にこれらの μ 値を適用しても正確な SBR が得られないことも本研究から明らかになった (Fig. 5)。従って、線条体 SPECT に Chang 法による減弱補正を行う場合は、本研究で示したような正確な SBR を算出するための適正 μ 値の使用が重要であると考えられる。なお Chang 法による減弱補正では適正 μ 値の選択の他に正確な減弱マップ境界の設定も必要である²²⁾。本研究での線条体ファントム SPECT の境界設定はある条件で決めた閾値による楕円近似で行った。この設定により、LEHR コリメータに対して散乱線補正を行わない Chang 法でのプールファントムによる実験的 μ 値 (Table 1 中の 0.06 cm^{-1}) が国外のガイドライン^{3, 4)}で推奨されている μ 値 ($0.10 \sim 0.12 \text{ cm}^{-1}$) と乖離した一因と考えられる。さらにその閾値を変化させた場合や頭部輪郭抽出による場合などにおける適正 μ 値の変化についても今後検討が必要であると考えられる。

近年、核医学検査において SPECT 装置に X 線 computed tomography (CT) を組み込んだ SPECT/CT 装置が広く普及するようになった。SPECT/CT から得られる X 線 CT イメージは SPECT 用核種の光子エネルギーに対応した詳細な減弱マップに変換され、不均一吸収体における減弱補正 (CT-based attenuation correction, CTAC) に利用されている。線条体 SPECT においても CTAC を用いた SBR 算出についての研究が行われている^{7, 8, 12, 14, 17)}。SPECT に narrow-beam μ 値の線減弱係数をもつ CTAC を適用する場合は、散乱線補正が必要である²⁵⁾。もしその線減弱係数を変化させることができれば、本研究方法と同様に散乱線補正を行う線条体 SPECT に対する CTAC での適正な線減弱係数を求める検討も可能になると考えられる。

I-123-FP-CIT の線条体への集積程度を SBR や striatal uptake ratio (SUR) などの相対値で評価するための解析ソフトウェアが開発されている。SBR の算出法としては、Tossici-Bolt らによる計算法をベースにした DaTView (日本メジフィックス) が一般に用いられている^{8, 13-15, 17-19)}。本研究は Tossici-Bolt らによる SBR 算出法に基づ

く線条体ファントムを用いた preliminary study である。従って対象とする線条体 SPECT の加算イメージ (スラプイメージ) のすべてにおいて両線条体とバックグラウンド領域に形状とサイズおよび位置が同一の ROI を設定して解析するために手動による計算を行った。Fig. 3 の μ 値はこれらの ROI に対して得られたもので、ROI 設定の違いによる適正 μ 値の変動も当然考えられる。従って本研究で示した適正 μ 値推定法を客観性や再現性に有利な自動算出ソフトウェアである DaTView を用いて今後さらに検証していきたい。

低エネルギー用コリメータのイメージングでは I-123 の高エネルギーガンマ線による隔壁透過線の影響も問題になる^{6-8, 19)}。脳内で 2 つの線条体自体は比較的小さな部位であるがそれらの距離が近い場合、使用するコリメータ次第では両方の線条体集積からの隔壁透過線がお互いに影響を及ぼし合う。Tossici-Bolt らによる計算法では両線条体に対して近接した 2 つの広い ROI を設定するため、特に左右線条体の SBR の差が大きいほど I-123-FP-CIT 集積の高い線条体側から低い線条体側へ隔壁透過線の混入する割合が大きくなるため後者側の SBR の値がより過大評価されてしまう。Fig. 3 に示したように、7 と 3 の SBR を同時に有するファントム実験での LEHR コリメータにおいてそれらの SBR になる 2 つの μ 値の差が LMEGP や MELP コリメータに比べて大きくなった理由はこの隔壁透過線の影響と考えられる。

今回は線条体ファントムを用いて、他の多くの研究報告^{7, 8, 14, 15, 17-19)}で実験対象にされている 7 と 3 の 2 つの SBR に対して Chang 法における適正 μ 値を求めた。それらの μ 値を SBR が 8 と 1 の場合に適用した結果、Fig. 6 に示したようにプールファントムによる実験的 μ 値に比べてより真値に近い SBR を算出できることがわかった。従って、さらに文献^{6, 7, 10, 11, 15, 18)}のように臨床検査で想定される様々な SBR を模擬したファントムに対して本法と同様の解析を行えば、広い範囲に渡る未知の SBR をより正確に推定するための最適な μ 値が見つけられる可能性もある。この検討については、本研究の有用性を明らかにするための今後の重要な課題と考える。

5. 結 論

本研究では、線条体ファントムを用いて I-123-FP-CIT 線条体 SPECT における半定量的指標である SBR をより正確に算出するための Chang 法の適正な減弱補正係数 (μ 値) を求めた。その適正 μ 値を既知の SBR を有する線条体ファントム実験に適用した結果、従来のプールファントムによる実験的 μ 値や narrow-beam μ 値に比べて、より正確に SBR を算出できることが示唆された。

6. 引用文献

- 岡沢秀彦, 伊藤 浩, 尾内康臣, 他: イオフルパン診療ガイドライン. 日本核医学会, 日本脳神経核医学研究会編第1版: 1-17, 2014
- 岡沢秀彦, 伊藤 浩, 尾内康臣, 他: イオフルパン診療ガイドライン. 日本核医学会, 日本脳神経核医学研究会編第2版: 1-21, 2017
- Darcourt J, Booi J, Tatsch K, et al: EANM procedure guidelines for brain neurotransmission SPECT using ^{123}I -labelled dopamine transporter ligands, version 2. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **37**(2): 443-450, 2010
- Djang DS, Janssen MJ, Bohnen N, et al: SNM practice guideline for dopamine transporter imaging with ^{123}I -ioflupane SPECT 1.0. *J Nucl Med*, **53**(1): 154-163, 2012
- Tossici-Bolt L, Hoffmann SM, Kemp PM, et al: Quantification of [^{123}I] 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
- Tossici-Bolt L, Dickson JC, Sera T, et al: Calibration of gamma camera systems for a multicenter European ^{123}I -FP-CIT SPECT normal database. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **38**(8): 1529-1540, 2011
- Maebatake A, Imamura A, Kodera Y, et al: Evaluation of iterative reconstruction method and attenuation correction in brain dopamine transporter SPECT using an anthropomorphic striatal phantom. *Asia Ocean J Nucl Med Biol*, **4**(2): 72-80, 2016
- 藤田尚利, 阿部真治, 加藤克彦, 他: 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. 核医学技術, **36**(2): 177-187, 2016
- Lucena F, Sousa E and Vaz TF: Imaging in neurological and vascular brain diseases (SPECT and SPECT/CT). *Brain Imaging—a technologist's guide*. EANM, 54-71, 2016
- Koch W, Hamann C, Welsch J, et al: Is iterative reconstruction an alternative to filtered backprojection in routine processing of dopamine transporter SPECT studies? *J Nucl Med*, **46**(11): 1804-1811, 2005
- Dickson JC, Tossici-Bolt L, Sera T, et al: The impact of reconstruction method on the quantification of DaTSCAN images. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **37**(1): 23-35, 2010
- Matsutomo N, Nagaki A, Yamao F, et al: Optimization of iterative reconstruction parameters with 3-dimensional resolution recovery, scatter and attenuation correction in ^{123}I -FP-CIT SPECT. *Ann Nucl Med*, **29**(7): 636-642, 2015
- 川田 理, 山崎芳裕, 田村博文, 他: 線条体ファントムを用いた画像再構成法による画質の基礎的検討. 核医学技術, **36**(2): 195-200, 2016
- 亀井山弘晃, 松友紀和, 長木昭男, 他: ^{123}I -FP-CIT SPECT における画像再構成方法が定量性と診断能に与える影響. 日放技学誌, **72**(7): 595-601, 2016
- 関本道治, 加藤誠二, 古山桂太郎, 他: ドパミントランスポータシンチグラフィの基礎技術—撮像条件, 画像処理法の違いが半定量的指標へ与える影響について—. 臨床核医学, **48**(3): 38-42, 2015
- Soret M, Koulibaly PM, Darcourt J, et al: Quantitative accuracy of dopaminergic neurotransmission imaging with ^{123}I SPECT. *J Nucl Med*, **44**(7): 1184-1193, 2003
- 石原加純, 阿部真治, 藤田尚利, 他: ドパミントランスポータシンチグラフィにおける最適処理条件の検討. 核医学技術, **36**(4): 516-522, 2016
- 梶迫正明, 川瀬滋人, 東村享治, 他: イオフルパン SPECT イメージングの特異的集積比 (SBR) 計測における最適画像再構成法・補正法の検討. 核医学技術, **36**(4): 523-531, 2016
- 宮井将宏, 山本泰司, 内部 拓, 他: 異なる解析ソフトウェアから算出されるドパミントランスポータシンチグラフィの定量的指標の比較. 日放技学誌, **71**(12): 1209-1214, 2015
- Koch W, Radau PE, Hamann C, et al: Clinical testing of an optimized software solution for an automated, observer-independent evaluation of dopamine transporter SPECT studies. *J Nucl Med*, **46**(7): 1109-1118, 2005
- Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci*, **25**(1): 638-643, 1978
- 増田安彦, 長木昭男, 川瀬安寿, 他: 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイン

I-123-FP-CIT 線条体 SPECT における半定量的指標算出のための Chang 法の適正な減弱補正（阿蘇品，他）

- ト．核医学技術，**28**(1)：13-66，2008
- 23) 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**(12): 2216-2221, 1993
- 24) 本村信篤，市原 隆，高山卓三，他：¹²³I イメージングにおける高エネルギーガンマ線による散乱成分の除去方法．核医学，**36**(9)：997-1005，1999
- 25) 藤埜浩一，櫻井 実，石黒雅伸，他：SPECT/CT における CT の適正使用に関するガイドライン．核医学技術，**37**(4)：513-562，2017