

—臨床応用—

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

梶迫 正明 川瀬 滋人 東村 享治
京都大学医学部附属病院 放射線部

伏見 育崇 岡田 知久 富樫かおり
京都大学大学院医学研究科 画像診断学・核医学

澤本 伸克
京都大学大学院医学研究科 人間健康科学専攻 近未来型人間健康科学融合ユニット

石井 徹
京都大学大学院医学研究科附属 脳機能総合研究センター

稲野 理賀
京都大学大学院医学研究科 脳神経外科学

高橋 良輔
京都大学大学院医学研究科 脳病態生理学講座 臨床神経学

Optimization of Reconstruction Methods and Correction Methods in Ioflupane SPECT Imaging for Measurement of Specific Binding Ratio

Masaaki KAJISAKO, Shigeto KAWASE and Kyouji HIGASHIMURA
Department of Radiology, Kyoto University Hospital

Yasutaka FUSHIMI, Tomohisa OKADA and Kaori TOGASHI
Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School

Nobukatsu SAWAMOTO
Fusion Unit for Near Future Human Health Sciences, Human Health Sciences,
Kyoto University Graduate School of Medicine

Toru ISHII
Human Brain Research Center, Kyoto University Graduate School of Medicine

Rika INANO
Department of Neurosurgery, Kyoto University Graduate School of Medicine

Ryosuke TAKAHASHI
Department of Neurology, Kyoto University Graduate School of Medicine

(article received : Aug 26, 2016)

Key words : Ioflupane, SPECT, SBR, Correction, Reconstruction

要 旨

N- ω -フルオロプロピル-2 β -カルボメトキシ-3 β -(4-¹²³I-ヨードフェニル)ノルトロパン(以下, ¹²³I-FP-CIT)をもちいた single photon emission computed tomography (SPECT) 画像はパーキンソン症候群における各疾患の鑑別に対してドパミントランスポーター密度の低下を反映した画像を取得でき, 重要な診断情報を提供する。¹²³I-FP-CIT による SPECT 画像から得られる定量的な指標として, specific binding ratio (SBR) が広く診断に使われている。しかしながら, SBR は画像再構成法や補正法により変化する。

我々は放射能濃度比の異なる線条体ファントムを作成し, Well カウンタで計測した値から理論値の SBR を算出した。そして画像再構成法と補正法を変化させた時の画像から算出した SBR と理論値の SBR の比較を行った。また健常ボランティア19名(日本人)にて画像再構成法や補正法の違いによる SBR の値を調査し, SBR 算出における適切な画像再構成法や補正法を検討した。

ファントムの線条体とバックグラウンド(B. G.)の放射能濃度比は 8 : 1, 6 : 1, 4 : 1, 3 : 1 とした。SPECT 画像の画像再構成法は filtered back projection (FBP) 法と ordered subset expectation maximization (OSEM) 法を使用した。減弱補正は Chang 法を使用し, 散乱線補正は dual energy window subtraction (DEW) 法を使用した。健常ボランティアの解析項目は SBR の平均値(MEAN), 標準偏差(SD), 変動係数(CV)である。ファントム実験にて FBP 法の減弱補正ありの処理が理論値に最も近い値を示した。健常ボランティア解析では減弱補正を行うと MEAN が増加した。散乱線補正を行うと MEAN と SD が増加した。FBP 法で減弱補正ありの組み合わせが最も SBR の CV が小さく, 理論値にも近いことから適切な処理方法である。

1. 緒 言

パーキンソン症候群やレビー小体型認知症は, 黒質線条体ドパミン神経細胞が変性し, その神経終末に存在するドパミントランスポーター(Dopamine transporter: DAT)密度が低下するこ

とが知られている¹⁾。DAT 画像として N- ω -フルオロプロピル-2 β -カルボメトキシ-3 β -(4-¹²³I-ヨードフェニル)ノルトロパン(以下, ¹²³I-FP-CIT)を利用したパーキンソン症候群の診断に関する報告があり有用性が示されている²⁻⁵⁾。本邦でも ¹²³I-FP-CIT が2014年1月から使用可能となり, 日本核医学会から発行されているイオフルパン診療ガイドライン⁶⁾に従い現在各施設で実施されている状況である。

¹²³I-FP-CIT による SPECT 画像は, 定量的な指標を加えることで疾患の診断や病期の進行に関して精度が改善するとの報告がある⁷⁻¹⁰⁾。イオフルパン診療ガイドライン⁶⁾では, 定量的指標として, 非特異的な集積に対し, 特異的結合による集積がどの程度であるかの比を用いる評価法が紹介されている。この比を SBR として算出するが, SBR 算出の際に, 関心領域(region of interest: ROI)の設定や作業員間の再現性の問題のため, SBR に変動が生じる。また線条体の容積が小さいため容積効果の影響の問題も発生する。この問題を補う方法として線条体を中心として頭尾方向に厚みのある SPECT 画像を用い, 線条体部分を中心に大きめの ROI を設定し, 容積効果を小さくし, 再現性の高い SBR の値を取得する方法が報告されている¹¹⁾。

しかし, 画像再構成法が異なると画質が異なることに加え, 補正方法によっても算出される SBR が異なるという報告がある¹²⁾。正確な SBR 算出がされているかどうかは, 既知の放射能濃度によるファントム実験を行い, 画像再構成法や補正法を変えたときの SBR の挙動を調べることで可能となる。また, SBR の異常低下を指摘するにあたり日本人健常者における正常データベース(normal data base: NDB)の構築において測定によるばらつきが生じやすい画像は不適切であり, NDB 群における SBR ばらつきの程度を調べることも重要である。本研究の目的は, イオフルパン SPECT 画像を用いた定量的指標算出における画像再構成条件, 特に画像再構成法と各種補正法について最適化の検討を行うことである。

2. 方 法

2-1. 使用機器および対象

SPECT 装置は Infinia GP3 (GE ヘルスケア社製), データ処理装置は Xeleris Version 2.0 (GE ヘルスケア社製), 線条体ファントムは DaT138 型 (NMP ビジネスサポート社製) を使用した。解析ソフトは DaTView Ver. 1 (株式会社 AZE) を使用した。またファントム試料の単位重量あたりの放射能カウントの計測に Well カウンタ Model QS-02 (株式会社モレキュラーイメージングラボ社製) を使用した。

健常ボランティアは, 中枢神経疾患の既往が無く, MRI にて画像上, 脳梗塞や脳出血および大きな萎縮といった異常の見られなかった日本人 19 名 (男 : 女 = 9 名 : 10 名), 平均年齢 70.6 歳 (61~80 歳) である。当院の倫理委員会の承認 (国立大学附属病院長会議 UMIN 臨床試験登録システムデータベース登録番号 : UMIN000012988) を得たのち, 同意を得て検査を実施した。

2-2. ファントム作成と撮像方法

ファントムは B.G. である脳槽部に 5.5 kBq/ml の ^{123}I 水溶液を封入した。また線条体部には 44 kBq/ml, 33 kBq/ml, 22 kBq/ml, 16.5 kBq/ml の ^{123}I 水溶液を封入し, 線条体と B.G. の放射能濃度比が 8 : 1, 6 : 1, 4 : 1, 3 : 1 となるように 4 種類のファントムを作成した。ファントムの収集条件は, Extended Low Energy General Purpose (ELEGP) コリメータを装着し 2 検出器対向で, 回転半径 135 mm, 収集モードは連続回転モード, 収集ステップ角度は 3 度, 120 ステップ 7 分で 4 回転のデータ収集を行い 28 分の総収集時間に設定した。拡大率は 1.33 倍, ピクセルサイズ : 3.32 mm (マトリクスサイズ 128 × 128) エネルギーウインドウはメインウインドウ 159 keV ± 10% とサブウインドウ 130 keV ± 10% とした。撮影後に線条体部と B.G. の試料を Well カウンタにて 3 回計測し平均値を算出した。

健常ボランティアは ^{123}I -FP-CIT 167 MBq を静脈投与し 3 時間後以降から撮像開始した。収集条件はファントムと同様に設定したが, 患者により回転半径を調整し, 平均回転半径 137 mm (最小値 : 135 mm, 最大値 : 140 mm) とした。

2-3. 画像処理方法

撮像データに対し, FBP 法と OSEM 法にて処理を行った。FBP の再構成フィルタは ramp フィルタを使用した。補正法は補正なし (-AC - SC) と減弱補正のみ (+AC) と散乱線補正のみ (+SC) と減弱補正と散乱線補正 (+AC + SC) の 4 種類で処理し, 合計 8 種類の処理方法の画像を作成した。OSEM の iteration と subset の適正範囲は iteration × subset が 16~40 の範囲にあるとの報告がある¹³⁾。このなかでコントラストに関しては iteration × subset が 40 必要との記載もあったため, 今回は iteration : 4, subset : 10 の固定の設定とした。前処理フィルタはイオフルパン診療ガイドライン⁶⁾を参考にして Butterworth filter (cut off = 0.5 cycles/cm, Power = 10) とした。散乱線補正法は DEW 法にて行い, 係数は 1 とした。減弱補正は Chang 法で行った。 μ 値の設定はプールファントムの実測値から求め +AC の時の μ 値を 0.07, +AC + SC の μ 値を 0.136 とした。

2-4. SBR 算出方法

取得画像に対して SBR の算出のために線条体と線条体を除いた全脳 (B.G.) の ROI を設定した。ROI は 44 mm の厚みを含むスライス設定範囲とした (**Fig. 1a**)。SBR は, 線条体の volume of interest (VOI) の総カウント (C_{tVOI}), B.G. 領域 VOI の単位体積当たりのカウント (C_r), 線条体 VOI の容積 (V_{VOI}) および線条体容積 (V_s) により以下の (1) 式より算出される。

$$SBR = (C_{tVOI} / C_r - V_{VOI}) / V_s \cdots \cdots (1)$$

ここで線条体の実容積は DaTView では Bolt 法の報告¹¹⁾より 11.2 ml のデフォルト値を採用している。VOI の設定には脳実質を閾値処理にて輪郭を描出するが, この閾値設定値を Threshold という項目で % 表示にて設定した。また Threshold で設定した輪郭から Inward という項目で何 mm 内側に VOI を設定するかを決定した (**Fig. 1b**)。今回, Inward は 20 mm の固定とした。Threshold はファントム時には 50% の固定に設定し, 健常ボランティアでは 35~50% の設定で, VOI が脳実質のみを含むように設定を調節した。計測者は 1 名で行った。

得られた健常ボランティア 19 名の SBR の結果

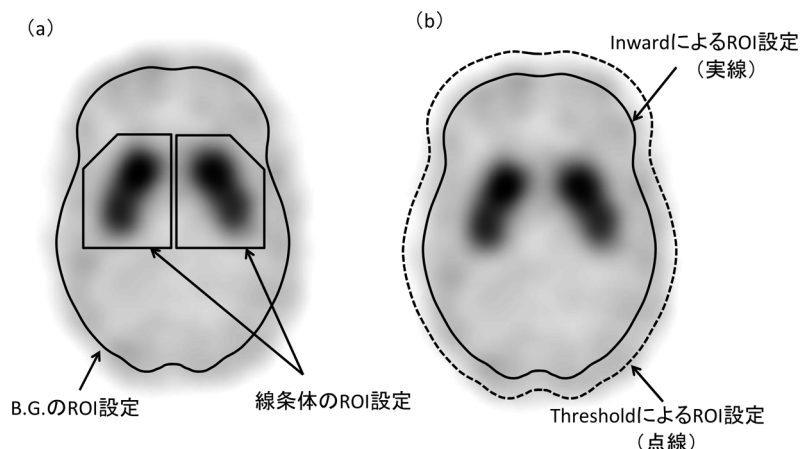


Fig. 1 DaTView における ROI 設定の例 (a) : 線条体と B.G. の設定 (b) : Threshold と Inward の設定

から, 各処理における SBR の平均値 (MEAN), 標準偏差 (SD), 変動係数 (CV) を算出した。CV の計算式は (2) の式で求めた。

$$CV = (SD/MEAN) \times 100[\%] \dots\dots\dots (2)$$

またファントム脳槽部, 線条体部から試料を採取し電子天秤にて重量を計測した。採取した試料を Well カウンタにて計測し単位グラムあたりの計数率を求めた。脳槽部試料の計数率と線条体部試料の計数率の比から 1 を引いた値を真の SBR (True SBR) として算出し, DaTView で測定した SBR と True SBR の関係を検討した。

ファントムの SBR に関して統計ソフト (PSAW Statistics 18) を用いて処理ごとに DaTView で測定した SBR と True SBR とのピアソンの相関係数を求めた。また健常ボランティアの SBR に関して, 画像再構成方法により MEAN に有意差がないか, FBP と OSEM にて対応がある場合の T 検定を行い調査した。補正法に関しては (−AC−SC) と (+AC) と (+AC+SC) の 3 群において Friedman 検定により分散分析を行い, 多重比較のため Bonferoni 法による調整を行い有意差検定を行った。有意確率 $P < 0.05$ にて有意差があるとした。

3. 結 果

3-1. ファントムの結果

ファントムの試料から Well カウンタにより 3 回測定し平均値を計算した。算出された計数率は

線条体部の高濃度から順に 3,668.27 kcps/g, 2,751.05 kcps/g, 1,834.03 kcps/g, 1,375.53 kcps/g となり, B.G. 部は 463.14 kcps/g であった。計数率の比から TrueSBR を算出すると高濃度から 6.92, 4.94, 2.96, 1.97 となった。FBP 法における各補正法の画像から算出した SBR と True SBR の関係を Fig. 2 に示す。また同様に OSEM 法の結果を Fig. 3 に示す。FBP (−AC−SC) の相関係数は 0.999, FBP (+AC) の相関係数は 0.999, FBP (+SC) の相関係数は 1.000, FBP (+AC+SC) の相関係数は 1.000, OSEM (−AC−SC) の相関係数は 1.000, OSEM (+AC) の相関係数は 1.000, OSEM (+SC) の相関係数は 0.999, OSEM (+AC+SC) の相関係数は 1.000 となった。SBR は FBP 法のほうが OSEM 法より高値を示した。補正法を加えることにより SBR は高値を示した。最も傾きが 1 に近く切片が 0 に近い処理は FBP 法 (+AC) であった。

3-2. 健常ボランティアの結果

RI 投与から撮影開始までの時間は最小が 3 時間 0 分, 最大が 3 時間 23 分, 平均は 3 時間 4 分であった。FBP の各処理条件による 19 名の SBR を Fig. 4, Table 1 (a) に示す。MEAN はポイントで SD をエラーバーで示している。同様に OSEM の各処理条件による 19 名の SBR を Fig. 5, Table 1 (b) に示す。ファントム実験同様に補正法が同じ場合, MEAN は全て FBP 法が OSEM 法より SBR は有意に高値を示した ($P < 0.05$)。補正法

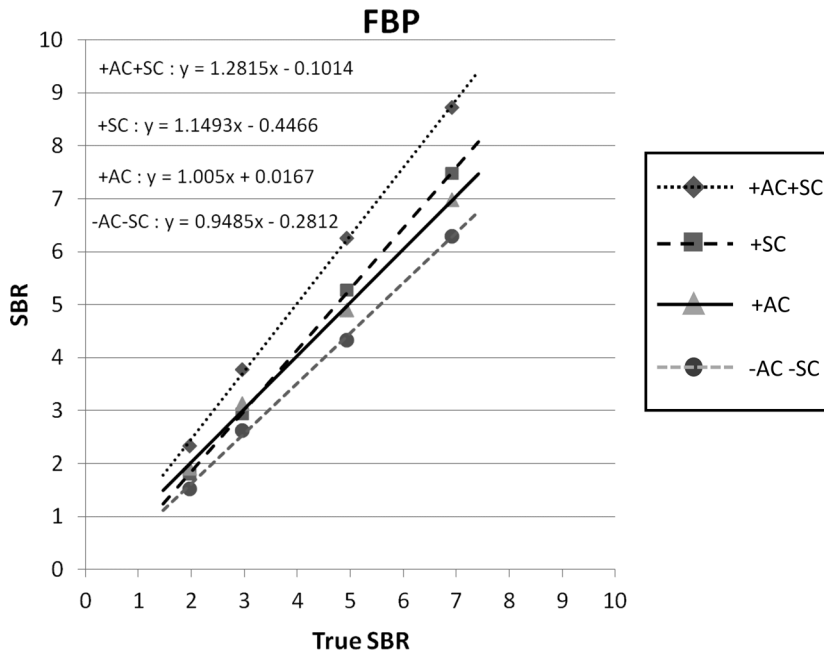


Fig. 2 各補正法ごとの SBR と True SBR の関係 (FBP)

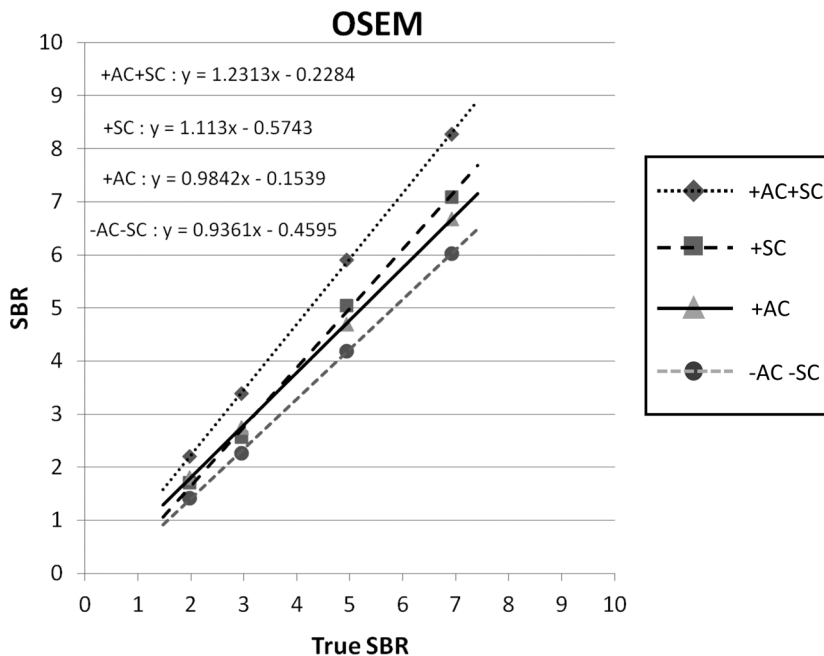


Fig. 3 各補正法ごとの SBR と True SBR の関係 (OSEM)

に関して MEAN は、(-AC-SC) より (+AC) の SBR が有意に高値を示した ($P < 0.05$)。(+AC) より (+AC+SC) の SBR が有意に高値を

示した ($P < 0.05$)。(-AC-SC) より (+AC+SC) の SBR が有意に高値を示した ($P < 0.05$)。(+AC+SC) が SBR の MEAN が最も高値に

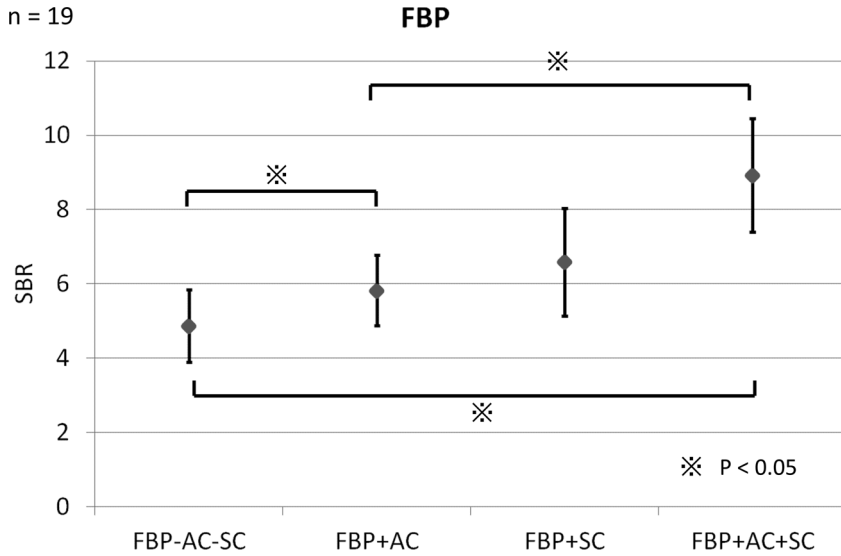


Fig. 4 各補正法ごとの健常ボランティア19人の SBR 比較 (FBP) ポイントは SBR の平均値であり, エラーバーは標準偏差を示す。

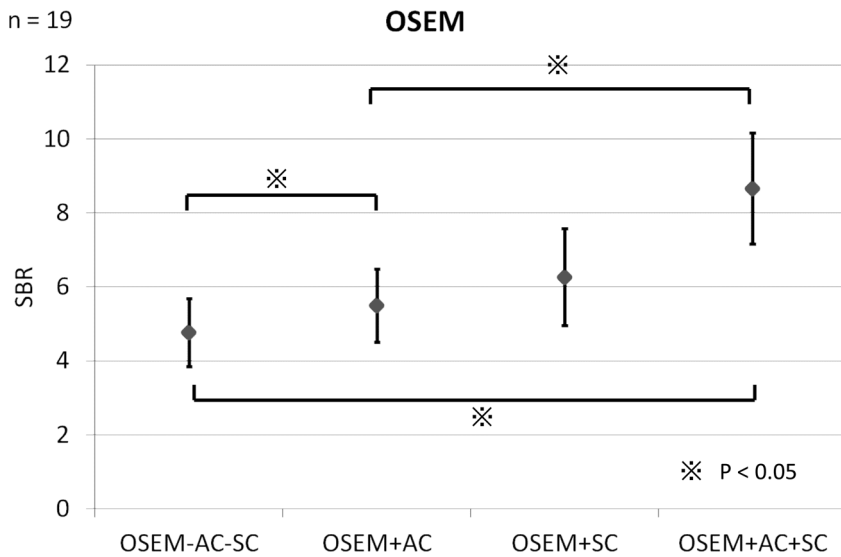


Fig. 5 各補正法ごとの健常ボランティア19人の SBR 比較 (OSEM) ポイントは SBR の平均値であり, エラーバーは標準偏差を示す。

なった。また散乱線補正により SBR の SD は高値になる傾向になった。FBP 法 (+AC) の組み合わせが他の処理と比較して CV が最も低かった。

4. 考 察

減弱補正に関して, 補正処理なしと比較し

SBR が真の値に近くなり SBR の CV も低下したことから, 最も影響を受ける脳中心部にある線条体において, より正確な RI 濃度分布を画像化できたと考える。CV の低下は SBR 算出処理の安定性が高いことを示しており臨床運用において重要であると考ええる。この処理の安定性は収集時間や前処理フィルターのカットオフ値などによって

Table 1 各補正法ごとの健常ボランティア19人のSBR 比較

(a)

	FBP -AC -SC	FBP +AC	FBP +SC	FBP +AC +SC
MEAN	4.87	5.82	6.59	8.92
SD	0.97	0.95	1.44	1.53
CV	19.9%	16.3%	21.9%	17.1%

(b)

	OSEM -AC -SC	OSEM +AC	OSEM +SC	OSEM +AC +SC
MEAN	4.77	5.50	6.27	8.65
SD	0.92	0.99	1.30	1.50
CV	19.3%	18.0%	20.7%	17.3%

(a) FBP (b) OSEM

MEAN は平均値を, SD は標準偏差を, CV は変動係数を示す。

も変化することが予測されるが, 今回の検討では一定の値でのみの検討のため検証できていない。また CT による減弱補正は健常ボランティアを対象としているため放射線被ばくの観点から検討を行わなかった。¹²³I-FP-CIT の減弱補正に関する CT による減弱補正と Chang 法による補正法の違いを検討した報告¹⁴⁾では, 両者とも精度よく補正されているとしている。そのため CT による減弱補正の場合でも同様の結果が得られると推測され, 減弱補正は必須の補正方法であると考えられる。

散乱線補正に関しては, DEW 法により SBR の上昇と CV の上昇がみられた。これは画像に含まれる散乱線成分を減算することにより, 線条体と B.G. 領域とのコントラストが向上し SBR の上昇に寄与したと考える。CV の上昇に関する要因に関しては今回の検討では特定することは困難であるが, ノイズ成分そのものに起因するものや, VOI 設定によるものが考えられる。DaT View の設定値である Threshold にて VOI 設定を行うが, ノイズ上昇により輪郭が歪で不正確になることを経験した。このことも一因となり, CV を上昇させる結果につながったと考える。また DEW 法は低エネルギー側にしかサブウィンドウを設定しておらず, 高エネルギー側の散乱線を考慮できておらず正確な補正ができていないことも

一因と考える。散乱線補正に関する報告¹⁵⁾では, 減弱補正を必ず行うべきとされており, 散乱線補正のみの処理は不適切であると考えられる。脳血流検査に関する報告^{16,17)}では散乱線補正に triple energy window (TEW) 法¹⁸⁾を使用している。TEW 法は高エネルギー側の散乱線も考慮でき, 画質改善につながる事が推測され, ボランティア解析における SBR の CV を改善する可能性がある。ノイズ低下を防ぐことのできる transmission dependent convolution subtraction (TDCS) 法を用いた報告¹⁹⁾では, より画質の劣化が少ないとの報告もあり, こちらも同様にボランティア解析における SBR の CV 低下をもたらす可能性がある。DEW 法による散乱線補正の係数の最適化も行っていないため, 散乱線補正の利用に関しては, さらなる検討が必要であると考え今回の限られた条件における検討では DaTView の SBR 算出では散乱線補正なしが適した条件であると考えられる。

減弱補正と散乱線補正の両方の処理を行うと, 健常ボランティア群の変動係数は比較的小さい値であり, SBR は最も大きい値となった。ファントム実験でも真の SBR と比較して最も大きい値となり線形近似式の傾きも大きくなった。この原因としては散乱線補正が正確でないことが大きな理由であると考えられる。不適切な散乱線補正の使用に付随して SPECT 画質の低下や, 定量値解析における ROI 設定の困難さが影響して過補正や定量値の精度を下げる結果になったと考える。SPECT 画像からの定量値の算出において, 減弱補正や散乱線補正だけでなく位置分解能補正といった全ての物理現象を正確に補正していくことが重要とされている²⁰⁾。今後, 散乱線補正の最適化だけでなく位置分解能補正の応用も同時に今後検討していく必要がある。

画像再構成方法に関して, SBR は FBP 法が OSEM 法に比べ有意に高値となったが, 今回の検討では iteration と subset を固定の設定にしておき最適な条件設定でない可能性もあり, 原因を特定するには至らなかった。ファントム実験の結果による測定 SBR と True SBR の相関係数は再構成法や処理方法により違いはなかった。

今回はコリメータの選択について ELEGP コリ

メータのみでの検討で行った。ほかにも low energy high resolution (LEHR) コリメータといった分解能を優先したコリメータもあり, 本来は複数のコリメータを使用しての検討が望ましいが, 我々は同じ検査時間で収集カウントを多くすることが安定した SBR の算出につながるのではないかと考え ELEGP コリメータのみで検討した。複数のコリメータでの検討は健常ボランティアに負担を強いことや, RI 投与から撮影開始時間の統一が困難になる点から, 今回検討できなかったが SBR 算出だけでなく, 元画像も臨床上重要であるためコリメータによる影響を調査することも今後重要となる。コリメータの選択により適切な処理方法は異なる可能性もあり, 使用するコリメータごとに最適な処理方法を検討するべきと考える。

ファントム実験の結果より, 各濃度の画像から算出した SBR と True SBR との関係における直線近似式の傾きが 1 に近く切片が 0 に近いデータすなわち, 真の SBR に近い画像再構成法および補正方法は FBP 法 (+AC) であった。また FBP 法 (+AC) の処理は健常ボランティアの SBR 変動が最も小さく, 適切な処理であると考ええる。今回は SBR のみの検討であったが, SBR だけでなく元画像の視覚的な定性評価が診断の基本となるため, 異常症例を含めた臨床利用における評価も重要である。

5. 結 論

画像再構成法は FBP を使用し補正法は減弱補正のみを用いる処理が DaTVIEW 解析による SBR が真の値に近く, 健常ボランティアにおける SBR の変動係数が低くなった。散乱線補正は最適化が十分に行われていない場合, 定量値を低下させる恐れがあり使用を避けるべきである。

6. 引用文献

- 1) Piggott M, Perry E, Marshall E, et al: Nigrostriatal dopaminergic activities in dementia with lewy bodies in relation to neuroleptic sensitivity: Comparisons with Parkinson's disease. *Soc Biol Psychiatry*, **44**(8): 765-774, 1998
- 2) Booij J, Tissingh G, Boer GJ, et al: [123 I] FP-CIT SPECT shows a pronounced decline of striatal

dopamine transporter labelling in early and advanced Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, **62**(2): 133-140, 1997

- 3) Catafan AM, Tolosa E: Impact of dopamine transporter SPECT using 123 I-ioflupane on diagnosis and management of patients with clinically uncertain parkinsonian syndromes. *Mov Disord*, **19** (10): 1175-1182, 2004
- 4) Darcourt J, Booij 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
- 5) Djang DSW, Janssen MJR, 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
- 6) 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. *核医学*, **51**(4): 1-15, 2014
- 7) Booij J, Habraken JB, Bergmans P, et al: Imaging of dopamine transporters with iodine-123-FP-CIT SPECT in healthy controls and patients with Parkinson's disease. *J Nucl Med*, **39**(11): 1879-1884, 1998
- 8) Tissingh G, Booij J, Bergmans P, et al: Iodine-123-N- ω -fluoropropyl-2 β -carbomethoxy-3 β -(4-iodophenyl) tropane SPECT in healthy controls and early-stage, drug-naïve Parkinson's disease. *J Nucl Med*, **39**(7): 1143-1148, 1998
- 9) Badiavas K, Molyvda E, Iakovou I, et al: SPECT imaging evaluation in movement disorders: far beyond visual assessment. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **38**(4): 764-773, 2011
- 10) Soderlund TA, Dickson JC, Prvulovich E, et al: Value of semiquantitative analysis for clinical reporting of 123 I-2- β -carbomethoxy-3 β -(4-iodophenyl)-N-(3-fluoropropyl) nortropane SPECT studies. *J Nucl Med*, **54**(5): 714-722, 2013
- 11) 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
- 12) Crespo C, Gallego J, Cot A, et al: Quantification of dopaminergic neurotransmission SPECT studies with 123 I-labelled radioligands. A comparison between different imaging systems and data acquisition protocols using Monte Carlo simulation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, **35**(7): 1334-1342, 2008

- 13) 藤埜浩一：逐次近似 (OSEM) 画像再構成パラメータの最適化条件の検討. 核医学技術, **22** : 358-362 2002
- 14) Lange C, Seese A, Schwarzenbock S, et al: CT-Based attenuation correction in I-123-ioflupane SPECT. PLoS ONE, **9**(9): e108328, 2014
- 15) Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, et al: Scatter correction in scintigraphy: The state of the art. Eur J Nucl Med, **21**(7): 675-694, 1994
- 16) 岡田真美, 林 万寿夫, 辻 久志, 他: コリメータ開口補正 OSEM 再構成法の局所脳血流量定量への応用. 日本放射線技術学会雑誌, **68** (5) : 573-583, 2012
- 17) 浅津 輝, 林 万寿夫, 新井真美, 他: 逐次近似 SPECT 再構成法の ^{123}I -IMP 局所脳血流量定量への応用—最適な再構成法と前処理フィルタの遮断周波数に関する検討—. 日本放射線技術学会雑誌, **69**(5) : 535-544, 2013
- 18) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. IEEE Trans Med Imaging, **10**(3): 408-412, 1991
- 19) 飯田秀博, 渡部浩司, 赤松哲哉, 他: SPECT を使った脳機能画像の定量化と標準化. 脳外誌, **16**(10) : 742-752, 2007
- 20) Zeintl J, Vija A. H, Yahil A, et al: Quantitative Accuracy of Clinical $^{99\text{m}}\text{Tc}$ SPECT/CT Using Ordered-Subset Expectation Maximization with 3-Dimensional Resolution Recovery, Attenuation, and Scatter Correction. J Nucl Med, **51**: 921-928, 2010