

臨床技術

 ^{18}F -FDG を用いた脳 PET 検査の健常者データベースにおける Transmission 撮像および減弱補正法の影響

小林正和^{1, 2)}・杉本勝也³⁾・丸山力哉³⁾・辻川哲也⁴⁾・工藤 崇²⁾
清野 泰²⁾・小野口昌久¹⁾・川井恵一^{1, 2)}・藤林靖久²⁾・岡沢秀彦²⁾

論文受付
2009年5月25日

論文受理
2009年11月25日

Code No. 333

1) 金沢大学医薬保健研究域保健学系

2) 福井大学高エネルギー医学研究センター

3) 福井大学医学部附属病院放射線部

4) 福井大学医学部附属病院放射線科

緒言

陽電子放射断層撮像(positron emission tomography: PET)は生体構成元素の放射性同位元素を利用して生体内の生理学的情報を画像化可能であり、優れた定

量性を有するのが利点の一つである。この定量性の良さは transmission 撮像(TS)法で測定した減弱データを用いて体内で生じるガンマ線の減弱を原理的に正確に補正できることによる。減弱データの取得法とし

Effects of Transmission Scan Protocol and Attenuation Correction Method on Normal Database of 2- ^{18}F fluoro-2-deoxy-D-glucose (^{18}F -FDG) Brain Positron Emission Tomography Study

Masato Kobayashi,^{1, 2)} Katsuya Sugimoto,³⁾ Rikiya Maruyama,³⁾ Tetsuya Tsujikawa,⁴⁾ Takashi Kudo,²⁾ Yasushi Kiyono,²⁾ Masahisa Onoguchi,¹⁾ Keiichi Kawai,^{1, 2)} Yasuhisa Fujibayashi,²⁾ and Hidehiko Okazawa²⁾

1) School of Health Sciences, College of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University

2) Biomedical Imaging Research Center, University of Fukui

3) Department of Radiology, University of Fukui Hospital

4) Department of Radiology, Faculty of Medical Sciences

Received May 25, 2009; Revision accepted November 25, 2009; Code No. 333

Summary

Although post-injection transmission scan (POST-TS) after 2- ^{18}F fluoro-2-deoxy-D-glucose (^{18}F -FDG) injection[A1] is useful for short examination times, the emission count of ^{18}F -FDG[A2] in the regional brain area was not completely subtracted with use of the POST-TS method. The purpose of this study was to investigate the effect of POST-TS and attenuation correction (AC) methods on the normal database (NDB). A 10 min pre-injection transmission scan (PRE-TS) was performed before ^{18}F -FDG[A3] was injected in eighteen normal volunteers. A 10 min POST-TS was then conducted beginning 40 min after ^{18}F -FDG[A4] injection, followed by a 10 min 2-dimensional emission scanning. To reconstruct each image of normal volunteers, the reconstruction was performed using the filtered back-projection (FBP) method and the ordered subsets expectation maximization (OSEM) method, with transmission-based measured attenuation correction (MAC) and the segmented attenuation correction (SAC) technique. Subtraction images of NDB with PRE-TS or POST-TS were evaluated using 3D-SSP. A phantom study was also performed in addition to a human study, and assessment was by region of interests and profile curves. NDB images with POST-TS were significantly lower in the bilateral frontal lobes and higher in the parietal lobes and occipital lobes, including the precuneus, than those with PRE-TS, regardless of the different AC and reconstruction algorithms. Therefore, we have to be careful to confirm not only emission scan methods and reconstruction algorithms, but also TS methods and AC methods in the NDB. It will be best to perform PET examinations using the same TS methods and AC methods between NDB and patients.

Key words: ^{18}F -FDG[A5], brain, PET, statistical analysis method, normal database

別刷資料請求先：〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80
金沢大学医薬保健研究域保健学系 小林正和 宛

てコンピュータ断層撮像(computed tomography: CT)装置を搭載した PET/CT 装置が急速に普及しているが, PET 装置の開発当初から導入されている⁶⁸Ge/⁶⁸Ga 等の陽電子密封線源による同時計数法はいまだ世界各国で多く利用されている¹⁾。また, 臨床検査に使用され始めた当初は, 正確な定量値を得るため PET 薬剤投与前に TS を行う pre-injection TS (PRE-TS)を使用していたが, 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-D-glucose(¹⁸F-FDG)による PET 検査の需要が多くなるにつれ, 検査時間の短縮化が必要となり PET 薬剤投与後に TS を行う post-injection TS (POST-TS)法が開発された^{2, 3)}。この手法は windowing 操作により POST-TS 計数に混入する emission 計数を除去することが可能であるが十分ではない。特に, ¹⁸F-FDG による脳検査では, 正常脳であっても ¹⁸F-FDG が多く集積するため注意が必要である。

核医学脳画像解析では, 一般的に視覚評価法あるいは region of interest(ROI)法, patlak plot 法等による定量解析法が使用されてきたが, これらの方法では, 軽微変化の検出が不十分であり患者間の比較が困難な場合がある。そこで, 解析結果を簡便かつ客観的に評価可能な統計学的脳機能画像解析法が開発された。この手法では, 健常者データベース(NDB)画像と患者の画像を統計学的に比較し, 有意差のある部位を評価することが可能であり, 主に単一光子放射断層撮像法(single photon emission computed tomography: SPECT)による脳血流検査で従来から使用されており^{4~6)}、近年は, ¹⁸F-FDG PET 検査においても利用され始めている。しかし, この解析法を利用するためには NDB が必要であり, 各施設で作製するのが理想であるが, NDB 作製は倫理的, 経済的に大変困難であり, 多くの施設において他施設の NDB を利用しているのが現状である。この NDB 作製において, 脳 SPECT 検査における基礎的検討については既にさまざまな報告はされている^{7, 8)}が, ¹⁸F-FDG を用いた脳 PET 検査における NDB 作製の検討は少なく^{9, 10)}、PET 検査で通常行われる TS 法の差異が NDB に対してどのような影響を及ぼすかについて十分な解明はなされていない。本研究では, 統計学的脳機能画像解析法に用いる ¹⁸F-FDG 検査の NDB 作製において, TS 法および減弱補正法の影響を確認した。特に, POST-TS 法の影響を定性的かつ定量的に評価した。また, 臨床検査を考慮に入れ, 減弱補正法には臨床で多用されている measured attenuation correction (MAC)¹¹⁾法と segmented attenuation correction (SAC)^{12, 13)}法を使用し, 画像再構成法は filtered back-projection (FBP)法および ordered subsets expectation maximization (OSEM)¹⁴⁾法を用いて比較検討した。

1. 方法

1-1 対象および使用機器

福井大学の倫理委員会において承認を得た後, 神経内科医が行った認知脳機能検査 mini-mental state examination において 28 点以上の高齢健常者(男性 9 人, 女性 9 人: 62.5±5.1 歳)18 人を対象とした。また, 3 テスラ磁気共鳴撮像法により臨床上前問題となるような顕著な脳梗塞巣が存在しないことを確認した。前処置として検査前 6 時間絶食させた。

PET 装置は GE Healthcare 社製 ADVANCE¹⁵⁾を使用した。この装置のシンチレータは Bi₄Ge₃O₁₂ であり, 視野領域は断面方向で 550 mm, 体軸方向の視野領域は 1 リング 4.25 mm で 18 リングの 144.5 mm を有していた。TS 法のための外部線源は⁶⁸Ge-⁶⁸Ga 密封線源(半減期 271 日, 最大 300 MBq)を 2 本用いた。

ファントムは京都科学社製頭部容器ファントム BHC 型(以下, 頭部用ファントム)を使用した。外枠の亚克力容器内部にヒトの頭蓋骨が配置され, 頭長 210 mm, 頭幅 170 mm, 全頭高 275 mm の構造となっていた。このファントム内に約 4,360 ml 程度の蒸留水を入れることが可能であった。

1-2 データ収集

¹⁸F-FDG 投与前に被検者を PET 装置のテーブルに仰臥位で寝かせた。撮像位置決め用レーザー光をドイツ水平線に合わせ, レーザーに沿って目印を付けた。⁶⁸Ge-⁶⁸Ga 密封線源を用いて PRE-TS を 10 分間行い, 148 MBq の ¹⁸F-FDG を投与した後, 被検者をテーブル上で約 40 分間待機させた。POST-TS 直前に, PRE-TS 実施時の目印と位置決め用レーザー光を再度照合し, 被検者頭部撮像の再現性を考慮した。投与後 40 分から POST-TS を 10 分間行った後, 二次元 emission 撮像を 10 分間行った。

ファントム実験において, 臨床検査と同じ条件下で検討を行うため頭部用ファントム内を撮像開始時点で約 22.3 MBq の ¹⁸F を含んだ精製水で満たし, POST-TS 法と emission 撮像をそれぞれ 10 分間行った。また, 頭部用ファントムから 30 cm 体幹部側に約 80 MBq の ¹⁸F を配置した。PRE-TS 法はファントム内に封入した ¹⁸F が十分に減衰した後に 10 分間行った。

1-3 画像再構成

再構成アルゴリズムは FBP 法および OSEM 法を用いて, マトリックスサイズは 128×128 pixel (2 mm/pixel) とした。FBP 法において, 前処理フィルタには 0.4 cycle/pixel の Hanning フィルタを使用した。一方, OSEM 法のパラメータ値は 28 subset, 4 iteration を用い, 平滑化フィルタには FWHM 2.00 mm の loopfilter

と FWHM 2.79 mm の postfilter を使用した。また、減弱補正には MAC 法と SAC 法を使用し、FWHM 15 mm の非線形 Gaussian フィルタを使用した。また、各画像再構成内でノーマライズ補正、計数損失補正、偶発同時計数補正、散乱補正、減衰補正を行った。

1-4 データ解析

iNEUROSTAT 内には平滑化処理が存在しないため AJS 社製の Dr.view にて FWHM 11 mm の平滑化フィルタを用いた後、Windows XP にインストールされた iNEUROSTAT にて解剖学的標準化、統計処理、統計解析の順に行った。この統計解析画像を用いて、TS 法による影響を確認するため画像再構成内で減弱補正法と画像再構成法を一致させ健常者 18 名において、PRE-TS 法と POST-TS 法を行い作製した NDB 画像の差分画像を示した。また、各 TS 法による NDB 画像において前頭洞周辺の前頭葉、後頭葉、側頭葉および頭頂葉に 1 cm 径の ROI を 10 個配置し、standardized uptake value (SUV) を用いて定量的評価も行った。統計解析には対応のある 2 群間の t 検定を用いた。

Fig. 1 は頭部用ファントムデータにおける ROI 設定位置を示した。前頭洞周辺の前頭葉、後頭葉、側頭葉周辺とファントム中心にそれぞれ 1 cm 径の ROI を配置し各領域の放射能濃度を取得して定量的評価を行うとともに対応のある 2 群間の t 検定を行った。また、前頭洞周辺の前頭葉領域と後頭葉領域を通過するスライス断面のプロファイルカーブの作製には、ImageJ 1.41 (National institutes of health) を使用した。

2. 結果

2-1 POST-TS 法による脳集積低下および増加部位の定量的評価

Fig. 2 では健常者 18 名において、PRE-TS 法と POST-TS 法を行った NDB 画像の差分画像を示した。Fig. 2a では、すべての検討項目において、POST-TS 法を用いた NDB 画像の集積が PRE-TS 法と比べて前頭洞周辺の前頭葉領域で有意に低下した。特に、画像再構成法と減弱補正法の組み合わせとして FBP 法と SAC 法を用いた場合、他の組み合わせと比較して集積低下の領域が広範囲に観察された。Fig. 2b では、すべての検討項目で POST-TS 法を用いた集積が PRE-TS 法よりも楔前部を含む頭頂葉および後頭葉領域において有意に高かった。また、FBP 法では MAC 法が SAC 法よりも有意差が生じた領域は広範囲となったが、OSEM 法では SAC 法の領域が MAC 法のそれよりも広範囲となった。

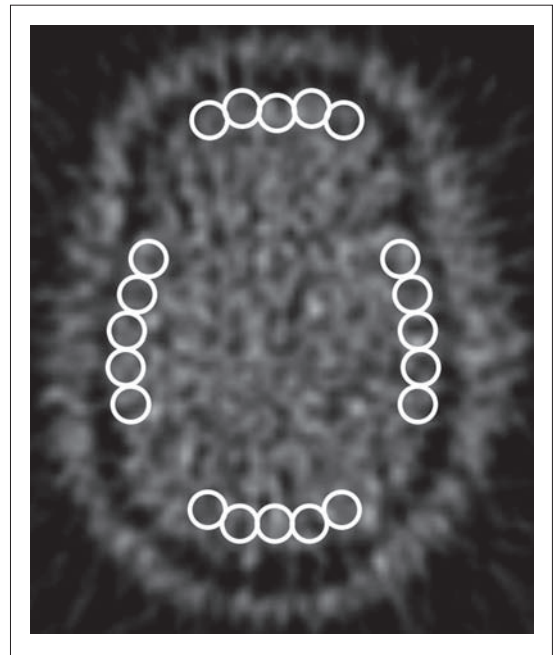


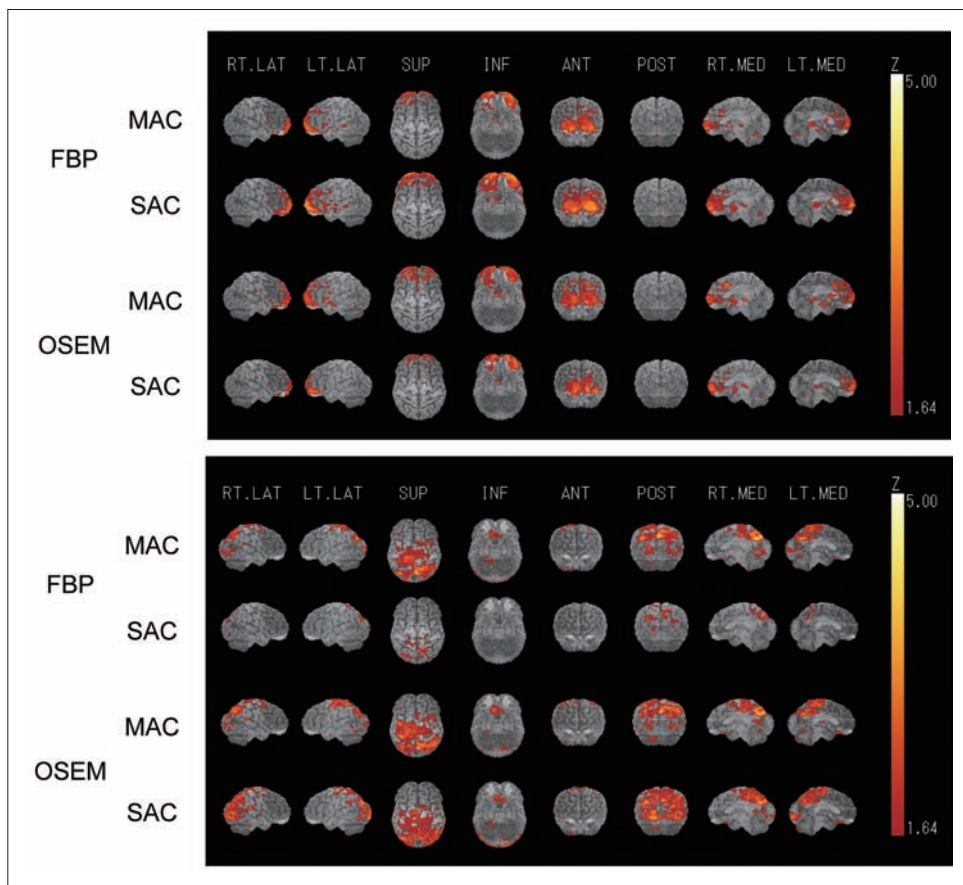
Fig. 1 Location of ROI in the brain phantom study.

2-2 PRE-TS 法と POST-TS 法の定量的評価

Table 1 は各脳局所領域において、PRE-TS 法と POST-TS 法の影響を各再構成条件下で評価した結果である。前頭葉領域において、POST-TS 法による脳集積が PRE-TS 法よりも有意に低下し ($P < 0.01$)、頭頂葉領域においては FBP 法と SAC 法の組み合わせ以外で有意に高くなった ($P < 0.01$)。後頭葉領域でも、OSEM 法で再構成した場合に POST-TS 法による集積と PRE-TS 法の両者間で有意差が検出された ($P < 0.01$ または $P < 0.05$)。また、側頭葉領域に関しては有意差が検出されなかった。

2-3 頭部用ファントムを用いた定性的・定量的評価

Fig. 3 は頭部用ファントムにおいて、プロファイルカーブにより定性的に評価した結果である。POST-TS 法のカーブが PRE-TS 法より前頭葉領域において低下し、後頭葉では有意に上昇することが確認された。Table 2 は、PRE-TS 法と POST-TS 法の影響を FBP 法と MAC 法の組み合わせによる画像再構成条件下で定量的に評価した結果である。前頭葉領域において、POST-TS 法 (4.3 ± 0.7 kBq/ml) が PRE-TS 法 (4.8 ± 0.4 kBq/ml) よりも有意に低下し ($P < 0.05$)、後頭葉領域においては、POST-TS 法 (5.3 ± 0.6 kBq/ml) が PRE-TS 法 (4.6 ± 0.4 kBq/ml) よりも有意に高くなった ($P < 0.01$)。しかし、側頭葉領域とファントム中心部では有意差が検出されなかった。



a
b
Fig. 2 Subtraction images between NDB with PRE-TS and POST-TS method.
(a) Subtraction of NDB with POST-TS from that with PRE-TS.
(b) Subtraction of NDB with PRE-TS from that with POST-TS.

Table 1 Comparison of SUV values in the local cerebral regions using PRE-TS or POST-TS method

Brain regions	FBP				OSEM			
	MAC		SAC		MAC		SAC	
	PRE-TS	POST-TS	PRE-TS	POST-TS	PRE-TS	POST-TS	PRE-TS	POST-TS
Frontal lobe	7.40±0.35	7.18±0.35 ⁺	7.38±0.31	7.22±0.25 ⁺	7.26±0.48	7.16±0.45 ⁺	7.38±0.30	7.21±0.27 ⁺
Occipital lobe	6.66±0.36	6.66±0.31	6.67±0.38	6.70±0.26	6.61±0.29	6.68±0.27 [*]	6.52±0.24	6.73±0.21 ⁺
Temporal lobe	6.79±0.22	6.76±0.30	6.69±0.27	6.64±0.30	6.84±0.32	6.82±0.35	6.73±0.20	6.74±0.24
Parietal lobe	8.44±0.25	8.55±0.28 ⁺	8.39±0.26	8.41±0.27	8.48±0.26	8.73±0.31 ⁺	8.51±0.27	8.65±0.25 ⁺

PRE-TS: pre-injection transmission scan

POST-TS: post-injection transmission scan

⁺P < 0.01, ^{*}P < 0.05; POST-TS vs. PRE-TS in each reconstruction method and attenuation correction method

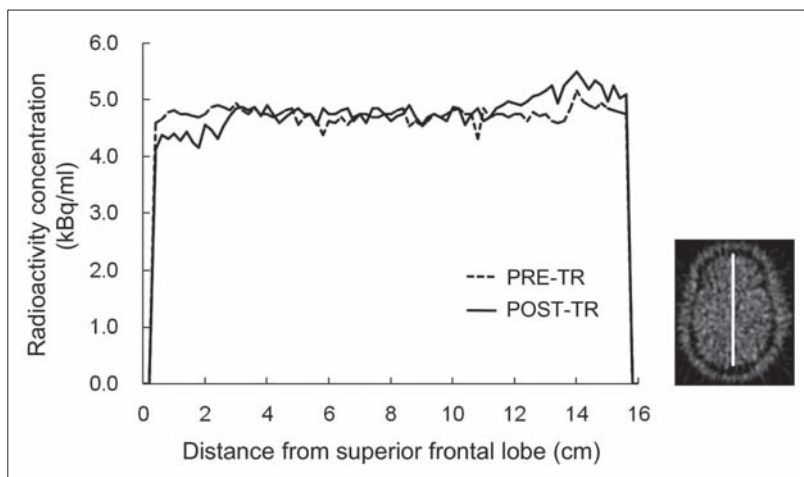


Fig. 3 Difference of PRE-TS and POST-TS on profile curve in the brain phantom reconstructed by FBP with MAC method. The schema is the same brain slice as in Fig. 1. The white line on the schema shows the location of the profile curve.

Table 2 Radioactivity concentration on the brain phantom images reconstructed by FBP with MAC method

Brain regions	PRE-TS (kBq/ml)	POST-TS (kBq/ml)	Difference
Frontal lobe	4.8±0.4	4.3±0.7	$P < 0.05$
Occipital lobe	4.6±0.4	5.3±0.6	$P < 0.01$
Temporal lobe	4.9±0.4	4.8±0.6	
Center in the phantom	4.8±0.5	4.8±0.6	

3. 考察

統計学的脳機能画像解析法は、微小な脳血流代謝の変化を精度良く描出することが可能であり、虚血性脳疾患や認知症の病期、鑑別診断に非常に有用である。この解析法の一つとして、1995年にMinoshimaらにより three dimensional-stereotactic surface projections (3D-SSP)が開発された¹⁶⁾。3D-SSPはSPECT画像あるいはPET画像をTalairach標準脳図譜上に解剖学的標準後、各症例画像をNDBと比較して有意差のある部位を客観的に描出することが可能である。3D-SSPの開発後、statistical parametric mapping (SPM)¹⁷⁾やeasy Z-score imaging system¹⁸⁾等の他の手法が開発されたが、¹⁸F-FDGの脳PET検査には、主に3D-SSPとSPMが利用されている。各手法とも被検者のPET画像を標準脳図譜上に変換して脳の形態を統一するノーマライズと呼ばれる手法が可能であるが、3D-SSPは他の手法と違い、非線形変換における解剖学的補正を主要な神経線維の走行に沿って行った後、脳表にデータを抽出することで、より精度の高い統計学的画像解析の実現が可能になるため本研究には3D-SSPを選択した。また、これらの画像解析法を利用するためにはNDBが必須である。自施設でのNDB構築が理想であるが、使用機種および放射性医薬品ごとのNDB作製と健常ボランティアに対する被ばく等の倫理面や謝金等の経済面の問題があるため、多くの施設が他施設で作製されたNDBを利用している。その場合には、機種、収集法、各補正法および画像再構成条件について各施設で他施設NDBとの照合確認を行う必要がある。特に、¹⁸F-FDGの脳PET検査では一般的にTS法を行うため、NDBと被検者の間でTS法の撮像条件と減弱補正法を同一にするのが最善であるが、実際TS法や減弱補正法の情報を記している他施設共用のNDBは見当たらない。

PET装置に搭載されているTS法は、①⁶⁸Ge/⁶⁸Ga等の陽電子密封線源による同時計数法¹⁾、②¹³⁷Cs線源によるシングルフォトン法^{19~21)}、③PET/CT装置でのX線CT法^{22,23)}の主に3種類の手法がある。PET/CT装置の急速な普及により③の使用が多くなりつつあるが、①は未だ臨床で多用されている手法

である。この手法は細長い棒状線源を視野の外周に沿って連続回転させながら収集し、windowing操作により同時計数を行う検出器対を限定することで外部線源から発生する散乱同時計数や偶発同時計数を減らし、検出器対あたりの外部線源放射能を高くすることが可能である。①を¹⁸F-FDGの臨床検査に使用し始めた当初は、¹⁸F-FDG投与前にPRE-TSを行っていたが、¹⁸F-FDG PET検査の需要が多くなるにつれ、検査時間の短縮化が必要となりPOST-TS法が開発され、現在ほとんどの施設ではNDB作製および被検者の検査ともにPOST-TS法を用いている^{2,3)}。この手法を用いた効果をHooperらが¹⁸F-FDGを用いて評価しているが、脳局所でemission計数の影響を完全に除去できていないことやSiemens社のECAT951R全身用PET装置を用いた報告であるため、本邦で普及率の高いGE Healthcare社製装置においても評価する必要がある。本研究では、GE Healthcare社製ADVANCEにおいてPRE-TS法とPOST-TS法を用いた¹⁸F-FDGによるNDB画像を統計学的に比較し、POST-TS法が適切に減弱補正を行っているかを確認した。また、減弱補正法として主に使用されているMAC法とSAC法の差異による影響も同時に検討した。¹⁵O-酸素ガスによる脳血流量測定や¹⁸F-FDGを用いたブドウ糖代謝測定では、画像再構成法として定量性を考慮したFBP法が多くの施設で選択されてきた。しかし、近年、定量性を確保したMaximum likelihood expectation maximization法をベースとした新しい画像再構成法が開発され、OSEM法をPET定量検査に使用する施設が増加しているため本研究ではOSEM法も検討項目とした²⁴⁾。また、OSEM法が¹³N-ammonia PETによる心筋血流の定量性を確保していると報告されており²⁵⁾、動きのある心臓でOSEM法の効果が確認されたのであれば、脳においても同様に定量性を有している可能性が高い。

Fig. 2より、POST-TS法を用いたNDB画像の集積がPRE-TS法と比較して前頭洞周辺の前頭葉領域において有意に低下した。これはPOST-TS法を用いた減弱補正用データからemissionデータを減算する際に、頭蓋骨や隣接する前頭洞の空気の影響により前

頭葉領域の線減弱補正係数を適切に算出および代入できなかった可能性が考えられた。また、画像再構成法と減弱補正法の組み合わせとして FBP 法と SAC 法を用いた場合が、他の組み合わせよりも集積低下領域が広範囲に観察された。この原因として、MAC 法は画素ごとに減弱補正を実施しているため、画像再構成法が異なっても正確に補正が可能と考えられるのに対して、SAC 法は減弱マップを軟部組織・骨・空気等の大まかな組織に自動的に分類され、各組織に平均値や既成値を割り当てる手法であるため、脳、頭蓋骨および前頭洞内の空気が隣接している領域では適切な線減弱係数の算出が困難であると考察された。また、OSEM 法よりも一般的にノイズが生じる FBP 法ではこの影響が大きくなる可能性が高いと考えられた。しかし、本研究における OSEM 法の検討はパラメータ条件を一種類しか検討していないため今後詳細な評価が必要である。一方、Fig. 2b では POST-TS 法を用いた集積が PRE-TS 法よりも楔前部を含む頭頂葉および後頭葉領域において有意に高い領域がみられた。Hooper らが ADVANCE 内に組み込まれている POST-TS 法と同様な手法を用いて、POST-TS 法を用いた画像の前頭葉および頭頂葉領域の集積が PRE-TS 法のそれと比べて $P < 0.01$ の有意差が生じたと報告している³⁾。本研究で用いた 3D-SSP は $P < 0.05$ (Z score > 1.64) で有意領域が表示されるため Hooper らが用いた ROI 法と比べて有意差が生じやすい可能性が考えられた。同様な傾向は NDB かつ頭部用ファントムを用いた定量的評価においても確認された (Table 1, Table 2)。また、POST-TS 法による emission 成分の不十分な減算の影響が側頭葉領域にはなく前頭葉と後頭葉周辺領域において生じた原因は側頭骨の厚さよりも前頭骨と後頭骨の厚さが厚いことも影響していると考えられた。

従来から¹⁸F-FDG を用いて脳 PET 検査を行ってきた施設では、¹⁸F-FDG 投与前に PRE-TS 法を行い、その後¹⁸F-FDG 投与と同時に emission データを取得し NDB を作製してきた。現在も PRE-TS 法により被検者を検査している場合には問題にならないが、時代

の流れにより POST-TS 法を用いて被検者を検査している場合には、既に PRE-TS 法を用いて作製済みの NDB 画像が POST-TS 法を用いた NDB 画像よりも前頭葉領域で多く見積もられるため、正常と判断されるべき被検者が前頭側頭型認知症と誤って診断される可能性が考えられる。したがって、自施設で NDB を作製している場合には、その NDB と同じ TS 法、画像再構成条件を使って被検者を検査するのが最良な方法である。しかし、PRE-TS 法を用いた NDB を使用し、POST-TS 法を用いて被検者を検査している場合には POST-TS 法を使って NDB の再構築を行うか、本研究を参考にして慎重に診断をしなければならない。一方、他施設で作製された NDB を使用する場合には、NDB の emission 撮像条件と画像再構成条件を把握することはもちろんのこと TS の撮像条件と減弱補正法の種類も調査し、被検者の検査には可能な限り NDB と条件を一致させるべきである。また今後、新たに開発される TS 法と減弱補正法、三次元撮像法あるいは画像再構成法の発展に伴って NDB 作製が必要であると考えられた。

結 語

¹⁸F-FDG 検査の統計学的画像解析法に使用する NDB において、TS 法およびそれに伴う減弱補正法の影響を確認した。POST-TS 法を用いた NDB 画像の¹⁸F-FDG 集積は PRE-TS 法による集積と比較して前頭洞近辺の前頭葉領域において有意に低く、楔前部を含む頭頂葉および後頭葉領域では有意に高く表示された。したがって、統計学的解析法により被検者を診断する場合、作製済みの NDB と同じ emission 撮像法や画像再構成法を用いて被検者を検査するだけでなく、NDB の TS 法や減弱補正法にも注意しなければならない。

謝 辞

本研究を実施するにあたり、研究にご協力いただきました福井大学高エネルギー医学研究センターならびに医学部附属病院放射線部の方々に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) Huang SC, Hoffman EJ, Phelps ME, et al. Quantization in positron emission computed tomography: 2. Effects of inaccurate attenuation correction. *J Comput Assist Tomogr* 1979; 3(6): 804-814.
- 2) Turkington TG, Coleman RE, Schubert SF, et al. An evaluation of post-injection transmission measurement in PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1994; 41(4): 1538-1544.
- 3) Hooper PK, Meikle SR, Eberl S, et al. Validation of postinjection transmission measurements for attenuation correction in neurological FDG-PET studies. *J Nucl Med* 1996; 37(1): 128-136.
- 4) Friston KJ, Holmes AP, Worsley KJ, et al. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping* 1995; 2(4): 189-210.
- 5) 河村誠治, 上野雄文. 脳核医学およびfMRIにおける統計学的画像解析法. *日放技学誌* 2003; 59(5): 594-603.
- 6) 村上 剛. 解剖学的標準化を応用した脳核医学の新しい解析法. *日放技学誌* 2001; 57(8): 913-919.
- 7) Yamamoto Y, Haramoto M, Komatsu A, et al. Study of the normal database that affects 3D-SSP Z-score mapping. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2004; 60(3): 406-414.
- 8) Yamamoto Y, Haramoto M, Komatsu A, et al. Examination of normal database in three-dimensional SSP. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2005; 61(4): 529-536.
- 9) Chen WP, Samuraki M, Yanase D, et al. Effect of sample size for normal database on diagnostic performance of brain FDG PET for the detection of Alzheimer's disease using automated image analysis. *Nucl Med Commun* 2008; 29(3): 270-276.
- 10) Kaneko K, Kuwabara Y, Sasaki M, et al. Validation of quantitative accuracy of the post-injection transmission-based and transmissionless attenuation correction techniques in neurological FDG-PET. *Nucl Med Commun* 2004; 25(11): 1095-1102.
- 11) Ostertag H, Kübler WK, Doll J, et al. Measured attenuation correction methods. *Eur J Nucl Med* 1989; 15(11): 722-726.
- 12) Xu EZ, Mullani NA, Gould KL, et al. A segmented attenuation correction for PET. *J Nucl Med* 1991; 32(1): 161-165.
- 13) Xu M, Cutler PD, Luk WK. Adaptive segmented attenuation correction for whole-body PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1996; 43(1): 331-336.
- 14) Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13(4): 601-609.
- 15) DeGrado TR, Turkington TG, Williams JJ, et al. Performance characteristics of a whole-body PET scanner. *J Nucl Med* 1994; 35(8): 1398-1406.
- 16) Minoshima S, Frey KA, Koeppe RA, et al. A diagnostic approach in Alzheimer's disease using three-dimensional stereotactic surface projections of fluorine-18-FDG PET. *J Nucl Med* 1995; 36(7): 1238-1248.
- 17) Friston KJ. Analyzing brain images: Principles and overview. In: Frackowiak RSJ, Friston KJ, Frith CD, et al. eds. *Human Brain Function*. Academic Press USA, San Diego, 1997: 25-41.
- 18) Matsuda H, Mizumura S, Nagao T, et al. An easy Z-score imaging system for discrimination between very early Alzheimer's disease and controls using brain perfusion SPECT in a multicentre study. *Nucl Med Commun* 2007; 28(3): 199-205.
- 19) Karp JS, Muehllehner G, Qu H, et al. Singles transmission in volume-imaging PET with a ¹³⁷Cs source. *Phys Med Biol* 1995; 40(5): 929-944.
- 20) Watson CC, Schaefer A, Luk WK, et al. Clinical evaluation of single-photon attenuation correction for 3D whole-body PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999; 46(4): 1024-1031.
- 21) Matsumoto K, Kitamura K, Mizuta T, et al. Accuracy of attenuation coefficient obtained by ¹³⁷Cs single-transmission scanning in PET: comparison with conventional germanium line source. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2006; 62(2): 289-296.
- 22) Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, et al. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998; 25(10): 2046-2053.
- 23) Sekiguchi Y. Process of development and spread of GE PET-CT. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2005; 61(6): 772-779.
- 24) Liu X, Comtat C, Michel C, et al. Comparison of 3-D reconstruction with 3D-OSEM and with FORE+OSEM for PET. *IEEE Trans Med Imaging* 2001; 20(8): 804-814.
- 25) Chen GP, Branch KR, Alessio AM, et al. Effect of reconstruction algorithms on myocardial blood flow measurement with ¹³N-ammonia PET. *J Nucl Med* 2007; 48(8): 1259-1265.

図表の説明

Fig. 1 頭部用ファントム実験時の ROI 設定位置

Fig. 2 PRE-TS 法と POST-TS 法を用いた差分画像

- (a) PRE-TS 法を用いた画像から POST-TS 法を用いた画像の差分画像
 (b) POST-TS 法を用いた画像から PRE-TS 法を用いた画像の差分画像

Fig. 3 頭部用ファントムを用いたプロファイルカーブ (FBP 法+MAC 法)

シェーマは Fig. 1 で ROI を配置した同じ脳断面である。シェーマ上の白線はプロファイルカーブを得た位置を示している。

Table 1 PRE-TS 法と POST-TS 法を用いた脳局所 SUV 値の比較

Table 2 MAC 法で減弱補正し, FBP 法で再構成した頭部用ファントム画像上における放射能濃度