

^{18}F -FDG PET における RAMLA 画像再構成法の基礎的検討

高橋 康幸, 織内 昇¹⁾, 成田みち子²⁾, 勘崎 貴雄³⁾
齋藤 享子, 北尾 総一²⁾, 遠藤 啓吾¹⁾, 村瀬 研也⁴⁾

群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部

1) 群馬大学大学院医学系研究科 放射線診断核医学

2) 高崎 PET 総合画像センター

3) 群馬大学医学部附属病院 放射線部

4) 大阪大学大学院医学系研究科 医用物理工学

目的： ^{18}F -FDG PET における RAMLA 画像再構成法の緩和係数について検討した。

方法：ファントム実験では ^{18}F を均一に満たした円柱ファントムを用い、内部には直径 8, 13, 16, 21, 26, 31mm サイズの陽性球を等間隔に設定した。陽性球の集積比は、体重 60kg の患者で 185MBq 投与後 60 分を想定し、SUV が異常判定の基準とされる 2.5 (9.1kBq/ml) および高集積の 5.0 (18.2kBq/ml) を作成した。バックグラウンドは 3.64kBq/ml である。なお、PET/CT 装置は Gemini GXL (PHILIPS) で、撮像は日常検査条件の 1 ベットポジションあたり 2 分と理想的条件と考えた 20 分を収集した。画像再構成は、Iteration を 2 回とする RAMLA 法で、FWHM は 5 mm のガウス関数で平滑化した。この条件で緩和係数を 0.02 から 0.5 まで変化させ、画質は視覚評価と CV により比較検討した。

結果：SUV 5.0 における収集時間の違いでは、緩和係数が 0.08 より増加すると日常検査条件で陽性球の描出性が低下した。これは、SUV 2.5 においても同様の傾向がみられ、21mm 以下の集積は認識できなかった。

結論：適切な緩和係数は、収集条件によって異なることが示唆された。

キーワード： ^{18}F -FDG PET, RAMLA 画像再構成法, 緩和係数

I. はじめに

最近の三次元 (3D) PET (positron emission tomography) における画像再構成は、同時計数で検出した測定データをフーリエリビンギン (fourier rebinning; FORE)¹⁾ により二次元 (2D) 画像へ変換し、OS-EM (ordered subsets maximum likelihood expectation maximization) 法^{2,3)} で行われている。OS-EM 法は、ML-EM (maximum likelihood expectation maximization) 法⁴⁾ を高速化した方法であるが、測定データをいくつかのサブセットに分割して画像を修正するため、測定

データに統計雑音を多く含む場合は画質が劣化する。

PET 検査は、トレーサ静注後の待機時間・撮像時間・回復時間それぞれが長く、患者は管理区域に拘束される。よって、心身の負担を低減するために、検査時間の短縮等が必要であり、この場合 1 ベットポジションあたりいかに短い時間で診断精度のある測定データを得ることができかが重要と考えられる。

ここで、RAMLA (row-action maximum likelihood algorithm) 法^{5,6)} は、OS-EM 法にあらかじめ緩和係数 λ_k を組み込み (式 1)、統計雑音の増大を抑制するもので、

$$x_j^{(k,j)} = x_j^{(k,j-1)} + \lambda_k x_j^{(k,j)} \times \sum_{l \in Si} al_j \left[\frac{b_l}{\langle a^l, x^{(k,j-1)} \rangle} - 1 \right] \dots\dots\dots (1)$$

x_j は画素 j から放出された光子数の平均, k は逐次近似回数, al_j は画素 j から放出された光子が LOR l に検出される確率, $\langle a, x \rangle$ は LOR による測定データで画像から計算で求めた Σ の比が 1 に近づくように修正される。

この緩和係数のパラメータは, シミュレーショ

ンにより提唱されているが, 日常検査でどのように利用されているか明確にされていない。本検討では, 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluoro-D-glucose (¹⁸F-FDG) PET において, 緩和係数が画質へどのように影響するか検討した。

II. 方 法

1. 使用機器および測定方法

PET/CT 装置は Gemni GXL (フィリップス社製) である。PET 部の検出器は GSO (gadolinium oxyorthosilicate, Gd₂SiO₅[Ce]) で, 体軸方向の視野は 200mm, 63スライスを有し, 空間分解能は断面内視野中心 10mm で 4mm を示す。撮影条件は管電圧 140kV, CT-AEC (auto exposure control) により管電流可変 (50~150mA), CT 検出部は 6 列で, スライス厚 2mm, 有効視野 576mm, 回転速度 0.75 sec/rotation である。

ファントムは, ¹⁸F を均一に満たした直径 200mm, 高さ 200mm の円柱ファントム (安西メディカル社製) である。内部には, 直径 8, 13, 16, 21, 26, 31mm の陽性球を同心円上に等間隔に配置した。トレーサは, 体重 60kg の患者で 185MBq 投与後 60

分後を想定の上異常判定の基準とされる SUV (standardized uptake value)⁷⁾ の 2.5 と高集積の 5.0 を作成し, それぞれ 9.1kBq/ml, 18.2kBq/ml, またバックグラウンドは 3.64kBq/ml を設定した。なお, SUV は式 2 により算出した。

日常検査条件は, 1 ベットポジションあたり 2 分の 3D 収集で, また理想的条件は 1 ベットポジションに検査時間すべてを収集すると仮定し 20 分で撮像した。

なお臨床例は, 58 歳女性で ¹⁸F-FDG 静注 45 分後に撮像した。CT 検査で肺野に 3cm 程度の腫瘍性病変を認めた。なお, 臨床使用については, 群馬大学医学部附属病院臨床試験審査委員会によった。

$$SUV = \frac{\text{Radioactive concentration in tissue or lesion (MBq/g)}}{\text{Injected dose (MBq) / patient's body weight(g)}} \dots\dots\dots (2)$$

2. 画像再構成法

画像は, LOR (line of response) で検出したデータを FORE 法にて 2D データに変換し, 128 方向の投影データを作成のうえ式 1 の RAMLA 法⁵⁾ で再構成した。緩和係数は逐次近似回数とともに変化するが, 初期値は 0.02 から 0.01 間隔で 0.1 までと 0.1 からは 0.1 間隔の 0.5 までについて設定した。

なお, FWHM (full width at half maximum) は 5mm のガウス関数で平滑化し, 演算の繰り返しは 2 回とした。また, 散乱線補正は SSS (single scatter simulation)⁸⁾ 法で, 減弱補正は CT 画像により行った。

3. 画像評価

画像評価は、SUV 5.0では理想的条件の画像に対する日常検査条件の画像について、また集積比の違いでは日常検査条件でSUV 5.0に対するSUV 2.5の画像について、それぞれ陽性球の再現性を比較した。なお、6種類の陽性球は平行に配置されていることから、最も明瞭に描出される横断像で比較した。

視覚的評価では、緩和係数の変化により画質がどのように異なるか、医師および技師の2名により判定した。また、横断像に直径150mm(1104画素)の円形関心領域 (region of interest: ROI) を設定し、画素 (voxel) 値のCV (coefficient of variation) による統計解析を行った。

なお、臨床例では、緩和係数0.02, 0.05および

0.1とする3種類の画像を作成し、SUVを比較した。

III. 結果

陽性球の描出能について、視覚的評価では緩和係数が0.08より大きくなるといずれの画質も劣化した。特に、収集時間の違い (Fig. 1) では、日常検査条件の緩和係数0.08で8mmサイズの描出性が低下し、またSUVの違い (Fig. 2) では、SUV2.5の緩和係数0.08で21mmサイズ以下の描出性が低下した。なお、緩和係数0.02は滑らかな画像となり、診断に利用する画像としては好まれなかった。画質の安定性を示すCV (Table. 1) は、緩和係数の増加に伴いいずれも劣化した。SUV2.5の緩和係数0.05までは20%以下であった。これらの結果より緩和係数は0.05程度が良好と判断した。

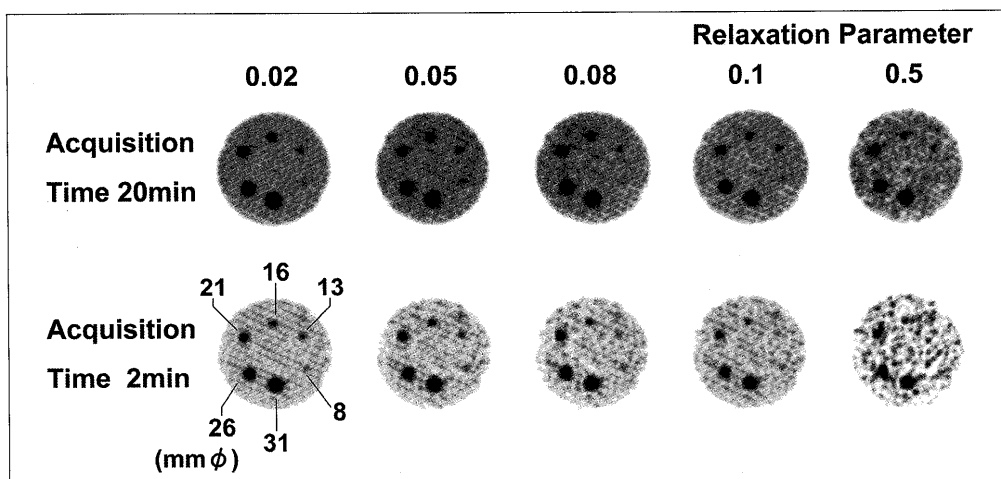


Fig. 1 収集時間の違いによる緩和係数の影響

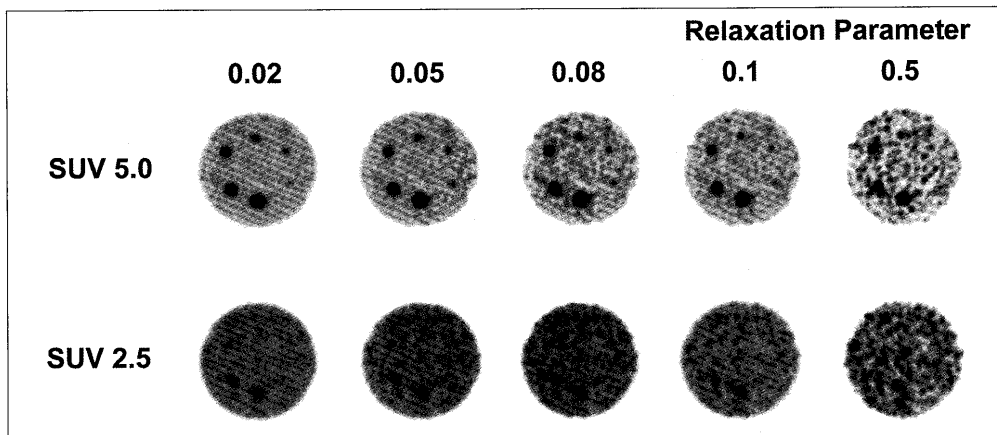


Fig. 2 SUVの違いによる緩和係数の影響

Table. 1 ファントム実験の緩和係数の違いによる統計解析

parameter \ SUV	2.5			5.0		
	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV
0.02	1,543	234	15.2	2,582	1380	53.4
0.05	1,498	253	16.9	2,545	1393	54.7
0.08	1,425	324	22.7	2,524	1410	55.9
0.10	1,395	338	24.2	2,515	1414	56.2
0.50	1,238	603	48.7	2,555	1787	69.9

unit : counts/voxel

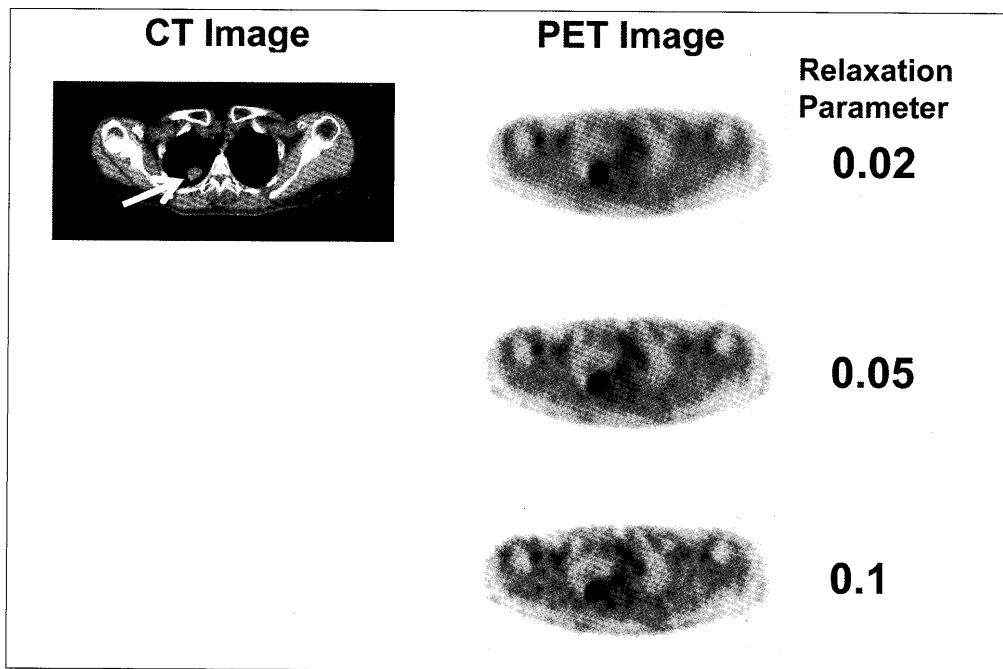


Fig. 3 臨床例における緩和係数と SUV

なお、臨床例で緩和係数を0.02, 0.05, 0.1とした腫瘍性病変 (Fig. 3: CT 画像の右肺に示す矢印) の SUV は、それぞれ4.9, 4.3, 4.6に変化した。

IV. 考 察

GSO は、従来のシンチレータである BGO (bismuth germanate, $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) に比べ、エネルギー分解能が高く検出能力に優れ温度安定性も良好とされる。しかし、臨床検査では収集時間が制限されるため、症例によっては十分なカウントを得ることが困難となる。

また、画像再構成で OS-EM 法は、従来の FBP

(filtered backprojection) 法より低カウント領域で画質が優れる。しかし、3D-PET では感度は向上するがスライスセプタの撤去により体軸方向のノイズも増加し、特に最終データの統計雑音は OS-EM 法の画質に著しく影響する。よって、緩和係数で収束を抑制した RAMLA 法⁵⁾ は、収集時間が短い日常検査で特に有用と考えられるが、どれくらいの緩和係数が診断に使用できるか検討する必要があった。

これまで RAMLA 法の緩和係数に関しては、Browne⁵⁾ らがシミュレーションにより適切な緩和係数を FOM (figures of merit) の最適化から評価しているが、本検討では診断や画像解析で簡

便に利用されている視覚的評価とCVを用いファントム実験で比較した。その結果、低い値(0.02)はCVが小さくなるが滑らかな画像となり診断に好まれず、統計解析を加味すると0.05程度が良好と判断した。

なお、RAMLA法はその演算能力も非常に優れ、その繰り返し回数1, 2, 3, 4はOS-EM法の繰り返し回数45, 60, 70, 80の画質にそれぞれ類似するとされる⁵⁾。筆者らもSPECTにおけるML-EM法で繰り返しは50~60回程度が良好であると報告しており⁹⁾ここでは2回を使用した。しかし、適切な回数は諸条件により異なることが予想されるため、緩和係数もそれに応じ変更を考慮しなければならない。これについては、あらかじめ施設でファントム実験等により値を設定し安定した画像を提供することが不可欠と考える。

V. まとめ

¹⁸F-FDG PETにおけるRAMLA画像再構成法の緩和係数について検討した。視覚的評価およびCVによる比較で0.05程度が良好と考えられたが、収集条件や集積程度に左右されることが示唆された。

謝辞

稿を終えるにあたり、本研究のご指導ならびにご協力をいただきましたフィリップスメディカルシステムズ北田孝幸氏に厚く御礼申し上げます。

【参考文献】

- 1) Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, et al. Exact and approximate rebinning algorithms for 3-D PET data. *IEEE Trans Med Imaging* 1997; 16: 145-158.
- 2) Hudson HM and Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13: 601-609.
- 3) Liu X, Comtat C, Michel C, Kinahan P, Defrise M and Townsend D. Comparison of 3-D reconstruction with 3D-OSEM and with FORE+OSEM for PET. *IEEE Trans Med Imaging* 2001; 20: 804-814.
- 4) Sheep LA and Vardi PE. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1982; 1: 113-122.
- 5) Browne J and De Pierro AR. A row-action alternative to the EM algorithm for maximizing likelihood in emission tomography. *IEEE Trans Med Imag* 1996; 15: 687-699.
- 6) Jacobs F and Lemahieu L. Iterative image reconstruction from projections based on generalized Kaiser-Bessel window functions. *1st world congress on industrial process tomography* 1999; 1: 427-432.
- 7) Kubota K, Matsuzawa T, Ito M, et al: Lung tumor imaging by position emission tomography using C-11 L-Methionine. *J Nucl Med* 26, 37-42, 1985
- 8) Accorsi R, Adam L-E, Werner ME, Karp JS. Optimization of a fully 3D single scatter simulation algorithm for 3D PET. *Phy Med Biol* 2004; 49: 2577-2598.
- 9) Takahashi Y, Murase K, Higashino H, Sogabe I, Sakamoto K. Receiver operating characteristic (ROC) analysis of images reconstructed with iterative expectation maximization algorithm. *Ann Nucl Med* 2001; 15: 521-525.

Evaluation of the Relaxation Coefficient in the Row-Action Maximum Likelihood Algorithm Reconstruction of ^{18}F -FDG PET

Yasuyuki Takahashi, Noboru Oriuchi¹⁾, Michiko Narita²⁾, Takao Kanzaki³⁾,

Kyoko Saito, Soichi Kitao²⁾, Keigo Endo¹⁾, Kenya Murase⁴⁾

Department of Nuclear Medicine Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences.

- 1) Department of Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine, Gunma University Graduate School of Medicine.
- 2) Department of Radiological Technology, Takasaki PET Imaging and Diagnosis Center.
- 3) Department of Radiological Technology, Gunma University Hospital.
- 4) Department of Medical Physics and Engineering, Osaka University Graduate School of Medicine.

Objectives: The row-action maximum likelihood algorithm (RAMLA) method is a better image reconstruction method that can suppress the noise present in a PET image. This algorithm includes a relaxation parameter, and this study considered its validation in ^{18}F -FDG.

Methods: A PET scanner Gemini GXL (PHILIPS) system was used in this study. In the phantom study, a cylindrical phantom with 6 hot spheres was filled with ^{18}F and arranged at equal intervals. The diameters of the hot spheres were 8, 13, 16, 21, 26, and 31 mm, respectively. The accumulation of this phantom was calculated to give standardized uptakes value (SUV) of 2.5 (9.1 kBq/ml) and 5.0 (18.2 kBq/ml) on images acquired 60 minutes after injection of 185 MBq into a patient weighing 60 kg. The radioactive concentration of the background is 3.64 kBq/ml to get an SUV of 1.0. The acquisition time used was for a routine acquisition of 2 minutes/bed position and an ideal condition of 20 minutes/bed position. The relaxation parameter was changed from 0.02 to 0.5. Image analyses included visual evaluation and statistical analysis.

Results: On visual evaluation, image quality decreased when the relaxation parameter was larger than 0.08. SUV was inaccurate with 2 minutes acquisition. Image quality depends on the SUV difference. When the relaxation parameter was larger than 0.08, image quality degraded significantly. With an SUV of 2.5, accumulation was not recognized when the relaxation parameter was 0.5. Evaluation of the quality of image using the coefficient of variation (CV) showed that it deteriorated as the relaxation parameter increased.

Conclusions: The results of the present study indicate that the optimal relaxation parameter differs according to the acquisition conditions.

Key words: ^{18}F -FDG PET, RAMLA, Relaxation Parameter