

—原 著—

三次元連続収集 PET における SUV の算出

井上 一雅^{1, 2)}¹⁾ 国立がんセンター東病院放射線部福士 政広²⁾²⁾ 首都大学東京大学院保健科学研究科織田 圭一³⁾³⁾ 東京都老人総合研究所ポジトロン医学研究施設

Calculation of SUV in Three-Dimensional Continuous PET Scan

Kazumasa INOUE¹⁾¹⁾ Department of Radiology, National Cancer Center Hospital EastMasahiro FUKUSHI²⁾²⁾ Graduate School of Health Sciences, Tokyo Metropolitan UniversityKeiichi ODA³⁾³⁾ Positron Medical Center, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

(article received : Mar 1, 2006 ; revision accepted : Jul 6, 2006)

Summary

Continuance three-dimensional scan (CTD) is being proposed as a scan method with improved uniformity of axial transverse sensitivity in whole body FDG-PET (positron emission tomography). The difficulties remain, however, in the decay and dead-time corrections, since data acquisitions and additions are done on a real-time basis while moving the beds. Therefore, calculation of standardized uptake value (SUV) is difficult. In this study, the method of calculating SUV from CTD data was proposed by employing the correction coefficient as a ratio to the simultaneous emission/transmission scan data for attenuation correction using back muscle data as reference values, which show only small fluctuations with passage of time. As a result, the possibility to that approximation calculation of SUV was performed in 0.5% of error span in the phantom experiment and the clinical application from the application result of normal volunteer.

Key words : Continuous 3D scan, Simultaneous emission/transmission scan, Standardized uptake value, Positron emission tomography

要 旨

¹⁸F-2-deoxy-2-fluoro-D-glucose (¹⁸F-FDG) を用いた全身 PET (positron emission tomography) 測定において体軸方向感度の均一性を改善するための収集方法として 3 次元 (3D) 連続収集 (contin-

uance three dimensional scan : CTD) 法が提案されている。しかし、この方法では寝台を移動しながら収集データをリアルタイムで加算して行くため、減衰補正および数え落とし補正が困難である。よって、定量値が得られないため standardized uptake value (SUV) を算出することがで

きない。本研究では、時間による集積の変化が少くない背筋部を基準として、吸収補正のために撮影した emission/transmission 同時収集測定データとの比を補正係数とすることで、CTD データから SUV を求める方法を提案した。その結果、ファントム実験において 0.5% の誤差範囲内で SUV の近似的算出が行われたことおよび健常者への適用結果から臨床応用への可能性が示唆された。

1. 緒 言

PET (positron emission tomography) 装置における 3 次元 (3D) 収集の感度特性は、視野中心から体軸方向に離れるほど感度が低下していく¹⁾。そのため、全身収集を行う場合、データの重なる部分を設けて収集を行い、収集後に装置の感度特性に応じて補正を行う。しかし、従来法では視野の端に行くほど信号雑音 (S/N) 比が低下するため体軸方向の感度が不均一になる。こうした問題点を克服するため微小ステップずつベッドを移動し、一定のサンプリング間隔でデータ収集を行う 3D 連続収集 (continuance three dimensional scan: CTD) 法が提案されている^{2,3)}。この収集方法は、広い体軸方向視野で感度と分解能を均一にでき、画質の向上が期待される。しかし、ヒストグラムモードで寝台を移動しながら収集データをリアルタイムで加算するため、各位置において減衰補正、数え落とし補正が難しく、定量値を得ることができない。よって ¹⁸F-2-deoxy-2-fluoro-D-glucose (¹⁸F-FDG) を投与した PET 撮影において腫瘍の鑑別に有用な standardized uptake value (SUV) を求めることができない。そこで、本研究では emission/transmission 同時収集 (simultaneous emission/transmission scan: SET) 法⁴⁾のデータを基準として補正係数を算出し、CTD において SUV の算出を可能とする近似的な手法を提案する。

2. 使用機器

使用装置は島津製作所社製 SET-2400W (HEADTOME-V) である。シンチレータは Bi₄Ge₃O₁₂ (BGO) 検出器 (3.8×6.25×30 mm) で構成されており、体軸方向の視野は 20 cm で、32 リング、63スライスを有している⁵⁾。空間分解能

(NEMA NU-2 2001⁶⁾) は、平面内で 4.4 mm 体軸方向で 6.5 mm である。Transmission (TRAN) 用外部線源 (⁶⁸Ge-⁶⁸Ga) 強度は初期時で 185 MBq、実験時で 127.7 MBq であった。本装置は、SET 法による収集が可能であり、Eq. 1 および Eq. 2 により真の TRAN データ、emission (EMIS) データを算出する。

$$T_t = T_0 - E_0 \times f \times S_t / S_e \quad \text{Eq. 1}$$

$$E_t = S_n / S_e \times E_0 \quad \text{Eq. 2}$$

ここで、 T_t および E_t は真の TRAN データ、EMIS データ、 T_0 と E_0 はそれぞれ TRAN と EMIS の観測データを示す。また、 S_t は SET における TRAN 用マスクパターンの軌跡、 S_e は EMIS 用のマスクパターンの軌跡、 S_n はノーマライズ用のマスクパターン奇跡、 f は EMIS に係るバイアスを取り除くための係数である⁴⁾。なお、SET の定量性については過去に報告されている⁷⁾。画像再構成法は、Fourier rebinning (FORE) 法⁸⁾、Ordered subset expectation maximization (OSEM)⁹⁾ 法 (subset: 16, iteration: 2) を用いた。再構成フィルタは Ramp と Butterworth (cutoff: 1.25 cycles/cm, order: 2) をコンボリューションしたものを使用した。画像解析装置は、Dr. View/PRO R5.3 (旭化成情報システム株式会社)、UNIX ワークステーション SGI O2 (日本 SGI 株式会社) を使用した。SET に対して、偶発同時計数補正 (real time-subtraction 法)、散乱補正 (tail fitting 法¹⁰⁾)、数え落とし補正、SET 収集開始時刻を基準とした減衰補正を行った。CTD に対しては、SET で得られた TRAN データを用いた吸収補正、偶発同時計数補正について行った。また、散乱補正 (tail fitting 法) については行った場合と行わなかった場合について評価した。なお、本実験を行う前に、直径 20 cm、長さ 25 cm の円柱ファントムを用いて、SET においてクロスキャリブレーションを行った。

3. 方 法

3-1 データ収集方法

直径 20 cm、長さ 50 cm の円柱型ファントムに ¹⁸F-FDG を 5.4 kBq/mL 封入し、SET (10 min/bed)、CTD (10 sec/step: 36 step 360 sec) の

順に収集を行った。次に、健常人 2 名に対して ^{18}F -FDG を 315 MBq 静脈投与した。健常人 1 に対して、45 分後より SET (7 min/bed: 5 bed), CTD (10 sec/step: 180 step 1800 sec) の順に収集を行い、健常人 2 に対しては、55 分後より SET (7 min/bed: 4 bed), CTD (10 sec/step: 144 step 1440 sec) の順に収集を行った。なお、CTD の収集開始時間は、健常人 1 において SET 収集開始 80 分後、健常人 2 では 30 分後より収集した。

3-2 補正係数の算出

3-1 項によるデータ収集後に、SET のデータを基準として補正係数を算出した。算出方法は、SET および CTD のデータの各スライスに基準となる ROI を設定して画素値 (平均値) を算出し、各収集データの画素値の平均値を求めた。円柱型ファントムにおける基準 ROI (円形: 15 cm ϕ) を断面内ファントム中心に設置した。体軸方向の設置範囲は、ファントム中心より前後 50 スライスの範囲とした。散乱補正を行った場合、行わなかった場合の CTD の補正係数は以下の式より求めた。

$$\begin{aligned} \bullet CF_{(SC+)} &= \frac{S_{\text{mean}}}{C_{\text{mean}(SC+)}} \\ \bullet CF_{(SC-)} &= \frac{S_{\text{mean}}}{C_{\text{mean}(SC-)}} \end{aligned} \quad \text{Eq. 3}$$

ここで、散乱補正を行った場合の補正係数が $CF_{(SC+)}$ 、行わなかった場合の補正係数が $CF_{(SC-)}$ である。 S_{mean} は SET の基準 ROI の平均値、 $C_{\text{mean}(SC+)}$ と $C_{\text{mean}(SC-)}$ は、散乱補正を行った場合、行わなかった場合の CTD の基準 ROI の平均値である。さらに、Eq. 3 より求めた補正係数を乗算することにより補正された CTD データが得られる (Eq. 4)。

$$\begin{aligned} \bullet P_{CTD(SC+)}(A) &= CTD_{(SC+)} \times CF_{(SC+)} \\ \bullet P_{CTD(SC-)}(A) &= CTD_{(SC-)} \times CF_{(SC-)} \end{aligned} \quad \text{Eq. 4}$$

ここで、 $CTD_{(SC+)}$ 、 $CTD_{(SC-)}$ は、それぞれ散乱補正を行った場合、行わなかった場合の CTD の PET 値である。また、 $P_{CTD(SC+)}(A)$ 、 $P_{CTD(SC-)}(A)$ は補正係数乗算後の散乱補正有り、無しの CTD の PET 値である。

臨床における基準 ROI の設置場所について SET と CTD の収集開始時間が異なるため、代謝による放射能分布の変動が問題となる。そこで、健常人に対して ^{18}F -FDG を 237.4 MBq 投

与し、投与直後より Dynamic 収集 (10 sec $\times$ 6 frame, 30 sec $\times$ 3 frame, 60 sec $\times$ 5 frame, 150 sec $\times$ 5 frame, 300 sec $\times$ 8 frame) を行い、心臓、肝臓、背筋部に ROI を設定し、最も変動の少ない部位を基準 ROI とした。

3-3 放射能濃度直線性

CTD において数え落とし補正が現状困難であることから、放射能濃度と PET 画像との放射能濃度直線性について検証し、SET のデータを基準として数え落としによる影響を補正した。直径 3 cm、長さ 8 cm の円筒内容器を 7 つ有する直径 20 cm、長さ 40 cm の円柱ファントムに放射能濃度の異なる ^{18}F -FDG [6.6 kBq/mL (background)], 10.7 kBq/mL, 18.5 kBq/mL, 26.2 kBq/mL, 35.8 kBq/mL, 44.6 kBq/mL, 51.8 kBq/mL) を封入し、SET (10 min/bed), CTD (10 sec/step: 36 step 360 sec) の順に収集した。基準 ROI (20 mm ϕ) の設置場所は、個々の内容器の間に設置し、体軸方向の設置場所は、内容器中心前後 5 スライスの範囲とした (Fig. 1)。収集後、SET と補正係数乗算後の CTD により得られたホット領域における PET 値とウェルカウンタで測定したウェル値との関係より放射能濃度直線性について検討を行った。

ファントム内放射能濃度と PET 値の線形性が保たれていると仮定すると、次式が成り立つ。

$$\begin{aligned} P_{SET}(A) &= aA + b \\ P_{CTD(SC+)}(A) &= a'A + b' \\ P_{CTD(SC-)}(A) &= a''A + b'' \end{aligned} \quad \text{Eq. 5}$$

ここで、 a 、 a' 、 a'' および b 、 b' 、 b'' は両者の関

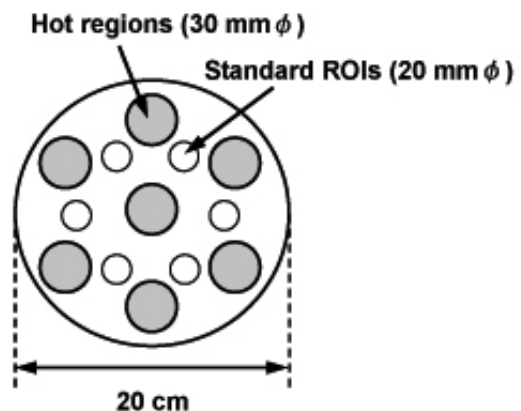


Fig. 1 濃度直線性ファントムにおける基準 ROI の設定場所。

係より算出した近似直線の傾きと切片で, A は放射能濃度である. $P_{SET}(A)$ は SET で得られた PET 値, $P_{CTD(SC+)}(A)$, $P_{CTD(SC-)}(A)$ は Eq. 4 で得られた補正後の CTD の PET 値である.

P_{SET} を基準とした CTD の補正値 $P_{CF(SC+)}$ (散乱補正有り) と $P_{CF(SC-)}$ (散乱補正無し) は $P_{SET}(A) = P_{CF(SC+)}(A) = P_{CF(SC-)}(A)$ となることから, Eq. 5 より A を消去して以下の式で求められる.

$$\begin{aligned} P_{CF(SC+)}(A) &= \frac{a}{a'} P_{CTD(SC+)}(A) - \frac{a}{a'} b' + b \\ P_{CF(SC-)}(A) &= \frac{a}{a''} P_{CTD(SC-)}(A) - \frac{a}{a''} b'' + b \end{aligned} \quad \text{Eq. 6}$$

Eq. 6 より得られた補正値 $P_{CF(SC+)}$, $P_{CF(SC-)}$ が SET を基準とした CTD の PET 値となる.

4. 結 果

4-1 Phantom study

SET および CTD の再構成画像に基準 ROI を設置して Eq. 3 より補正係数を算出した. その結果, $CF_{(SC+)}$ は 222.80, $CF_{(SC-)}$ は 213.18 であった. その後, SET と Eq. 3 で得られた補正係数を乗算した CTD のデータに対して分散分析を行い, 有意差検定 ($\alpha=0.05$) を行った. その結果, 全てのデータにおいて平均値は 5.6 kBq/mL であ

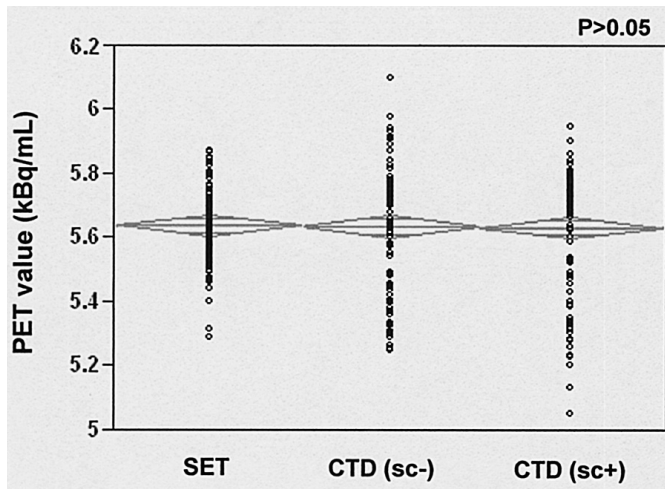


Fig. 2 ファントム実験における補正係数乗算後の emission/transmission 同時収集および 3D 連続収集の平均値のバラツキ. 平均値間の有意差は無かった.

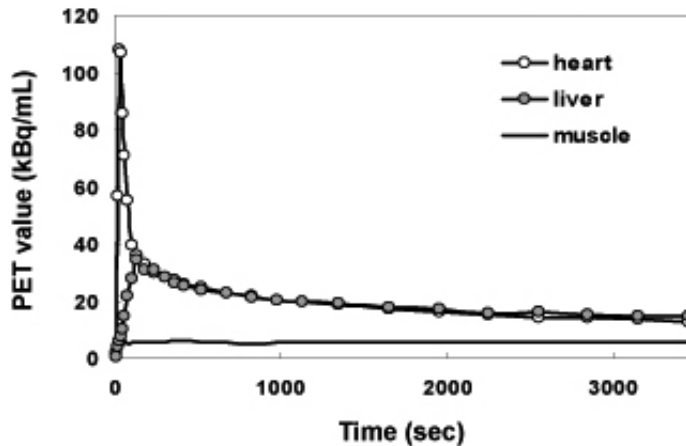


Fig. 3 ^{18}F -FDG-PET における心臓, 肝臓, 背筋部の時間放射能曲線. 背筋部が最も変動が少なかった.

り、平均値間の有意差は無かった (Fig. 2). なお, Fig. 2 に示した菱形は、平均値と95%信頼区間を示している. 定量値 (5.4 kBq/mL) との誤差は、全てのデータ群において3.7%高値であった.

4-2 Dynamic study

Dynamic 収集で得られた画像の心臓、肝臓、背筋部に ROI を設定した結果を Fig. 3 に示す. 心臓は、静脈投与直後に高いピークを示し、その後は減少傾向を示した. 肝臓は、静脈投与直後にピークを形成し、その後は心臓と同様に減少傾向を示した. 一方で背筋部は、静脈投与直後から一定の値を示した. その結果、背筋部が最も集積の変動が少なく基準 ROI の設定場所に適当であった.

4-3 Clinical study

結果4-2項より、基準 ROI (10 mm ϕ) の設定場所は、体幹部の中心である肝臓上部から足方に35スライス設定し、各スライスの両側背筋部とした. Eq. 3 より補正係数を算出した結果、健常人 A における $CF_{(SC+)}$ は1,857.40, $CF_{(SC-)}$ は664.70であった. また、健常人 B における $CF_{(SC+)}$ は1,045.05, $CF_{(SC-)}$ は473.43であった.

4-4 放射能濃度直線性

放射能濃度の異なる放射性薬剤を封入したファ

ントムを収集し、SET, 補正係数を乗算後のCTDとウェル値との放射能濃度直線性を Fig. 4 に示す. 補正係数を算出した結果, $CF_{(SC+)}$ は311.88, $CF_{(SC-)}$ は301.21であった. Fig. 4 において個々のデータにおいて3-3項で仮定したように、ファントム内放射能濃度と PET 値の線形性は保たれた結果となった. 両者の関係から Eq. 5 により算出した近似直線の値は, $a=0.80$, $a'=0.59$, $a''=0.57$, $b=1.58$, $b'=2.99$, $b''=3.13$ であった. しかし、CTD は放射能濃度が高くなるに従い誤差が大きくなった. その誤差は SETと比較して、散乱補正を行った場合で最大10%, 行わなかった場合で最大14%であった. 次に、Eq. 5 より得られた近似直線より Eq. 6 にて濃度直線性の補正を行った. 補正式は、散乱補正を行った場合, $P_{CF(SC+)}(A) = 1.36 P_{CTD(SC+)}(A) - 5.63$, 散乱補正を行わなかった場合, $P_{CF(SC-)}(A) = 1.40 P_{CTD(SC-)}(A) - 5.97$ であった. その結果、濃度直線性 (Fig. 4) に関して、SETと比較してCTDの散乱補正の有無に関わらず誤差が0.5%であった (Fig. 5).

4-5 濃度補正係数の換算

Eq. 6 より算出した定量画像と肺野領域における濃度プロファイル曲線を Fig. 6 に示す. CTD 画像 (Fig. 6 (B, C)) は SET の画像 (Fig. 6 (A)) と比較して画像ノイズが少ない画像となっ

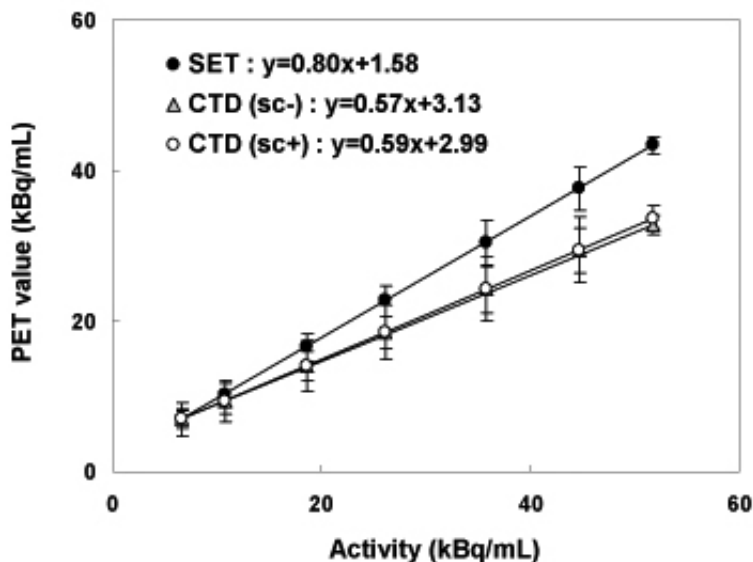


Fig. 4 各収集データにおける放射能濃度直線性.

た．また，肺野領域と縦隔領域とのコントラスト
差を比較した場合，CTD 画像のほうが高い結果

となった．Table 1 に各定量画像の肝臓および前
縦隔部位における SUV（Mean: ROI 3 cmφ）を

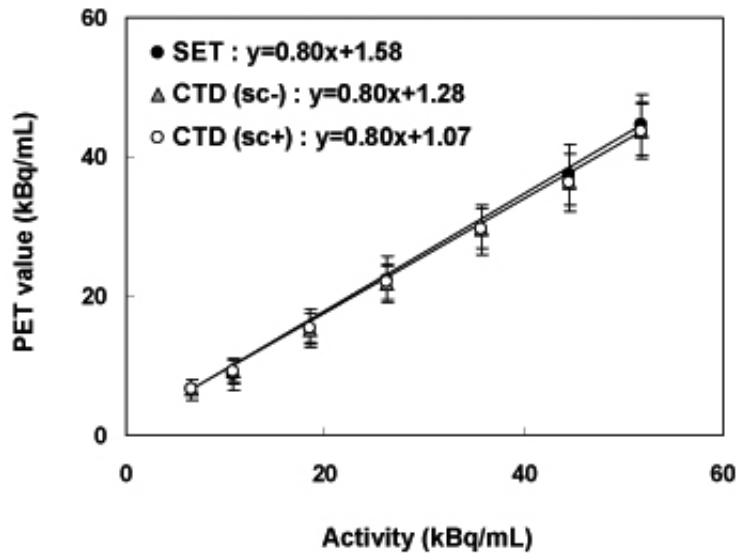


Fig. 5 補正係数乗算後の放射能濃度直線性.

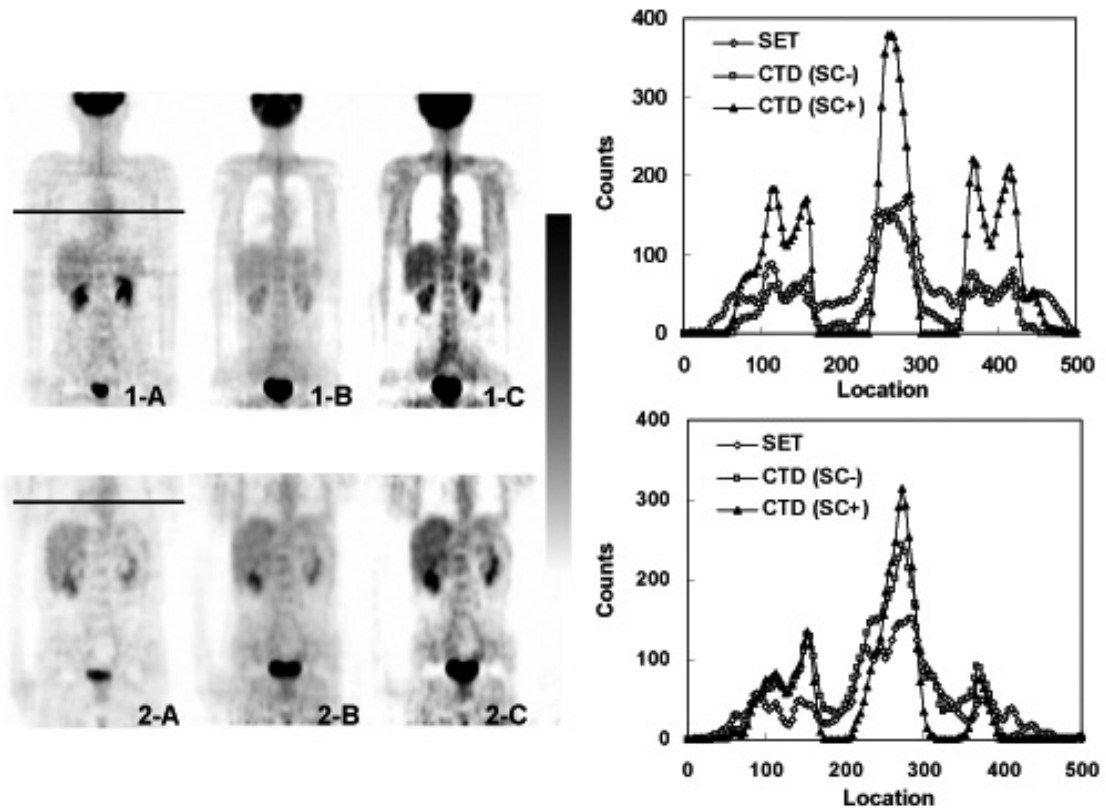


Fig. 6 健常人 1 (C-1)，健常人 2 (C-2) における emission/transmission 同時収集 (A)，3D 連続収集（散乱補正無：(B)，散乱補正有 (C)）画像と肺野部における濃度プロファイル曲線。

Table 1 健常人 1 (C-1), 健常人 2 (C-2) における肝臓, 縦隔部位の SUV-Mean 値

Tissue	SUV (Mean)		
	SET	CTD (SC-)	CTD (SC+)
Liver	2.04	1.81	3.88
Mediastinum	1.64	1.35	3.12

C-1

Tissue	SUV (Mean)		
	SET	CTD (SC-)	CTD (SC+)
Liver	2.13	2.60	3.94
Mediastinum	1.59	1.75	2.10

C-2

示す. SET と比較して健常人 1 の散乱補正無しでは, 過小評価した結果となった. その他のデータは全て過大評価した結果となった.

5. 考 察

本提案法の Eq. 3 で算出した補正係数は, ファントム (4-1項) と臨床データ (4-3項) とを比較して大きく異なった. これは, 被写体の違いにより真の同時計数や散乱・偶発同時計数など得られる画像が異なり, さらに, 収集条件や補正方法によっても異なるためであると考察する. そのため, 実際に臨床においては, 個々に補正計数を算出する必要性が生じる. しかし, CTD は SET と比較して感度が優れており現状の装置性能において全身収集を行う場合, **Fig. 6** に示したように 3D 収集のほうが画質に優れており, 検査目的により CTD の有用性は高いと考える.

ファントム実験 (4-1項) では定量値より 3.7% 高値を示した. これは, クロスキャリブレーションに使用したファントム (長さ 25 cm) と本実験で使用したファントム (長さ 50 cm) の違い, ROI の大きさの違い (クロスキャリブレーション: 16 cm ϕ , 本実験: 15 cm ϕ), ウェルカウンターの誤差による影響, 幾何学的誤差による影響であると考察する.

臨床における基準 ROI の設置場所について, 本実験における SET と CTD との収集開始時間差は最短でも 30 分であることから, **Fig. 3** において, 各部位における 30 分間の変化率について検討した. 投与開始 28~58 分後の変化率を検討した場合, 心臓で -32%, 肝臓で -22%, 背部筋肉部位

で -3% であった. 本結果より, 臨床における基準 ROI の設定場所として適当であると考察する.

Fig. 4 および **Fig. 5** の SET の近似直線において, 本来傾きは 1.0 になるが, 本実験は 0.84 であった. これは, 部分容積効果 (Partial volume effect) の影響により真値よりも過小評価されたと考察する. また, SET と CTD の傾きが異なった原因として, CTD は高放射能濃度になるに従い SET に対して誤差が大きくなっていることから, 数え落としによる影響であると考察する.

Fig. 6 に肺野領域における濃度プロファイルを示したが, 散乱補正を行った場合に, 行わなかった場合と比較してコントラストのついた画像を得ることが可能であった. しかし, SET と比較して全ての散乱補正有りのデータにおいて SUV (Mean) が過大評価した結果となった (**Table 1**). 今回の実験で使用した散乱補正法は tail fitting 法である. この散乱補正法は, モンテカルロシミュレーションやコンボリューションサブトラクションを利用した散乱補正法と比較して手法がシンプルで, 補正の計算効率が良好であるが, フィッティング開始位置やポイント数などのパラメータ依存性がある¹⁰⁾. また, 個々のホット領域について単独に散乱成分を評価することができない. したがって, ファントムと比較して複雑な放射能分布を呈する人体に対して近似することが難しい. そのため, ファントム実験では 0.5% の誤差範囲内で SUV 値を得ることが可能であったが, 臨床では基準 ROI 値が過小評価し, 結果的に SUV が過大評価したと考えられる. これらの結果より, 本提案法においては, 現在の散乱補正アルゴリズムは最適な補正方法ではないと考察する.

Table 1 における散乱補正無しのデータについて, 健常人 1 では SET と比較して過小評価, 健常人 2 では過大評価と異なった結果となった. これは, SET と CTD の収集開始時間差による影響であると考え. 臨床では, **Fig. 3** に示したように背筋部以外では集積が減少傾向を示しており, 時間差の大きい健常人 1 では過小評価したと考えられる. そのため, 可能な限り収集開始時間

差を小さくする必要がある。一方で、健常人 2 において SUV が過大評価した。これは、散乱同時計数の増加による影響であると考えられる。今後、本手法を臨床応用させるためには症例数を増やし、SET と CTD の収集開始時間の違いによる影響、また疾患により異なるが時間経過による集積の変化、最適な散乱補正方法の更なる検討が必要である。

6. 結 論

現状の CTD において、減衰補正および数え落とし補正が困難であることから、SET を基準として補正計数を算出し、さらに数え落としによる影響を補正し近似的に SUV を算出する手法を提案した。ファントム実験においては、0.5% の誤差範囲内で SUV を近似的に算出することが可能となった。また、健常者への適用結果から臨床応用の可能性が示唆された。

参考文献

- 1) Fujiwara T, Watanuki S, Yamamoto S, et al: Performance evaluation of a large axial field-of-view PET scanner: SET-2400W. *Ann Nucl Med*, **11**(4): 307-313, 1997
- 2) Kitamura K, Tanaka K and Sato T: Implementation of continuous 3D whole-body PET scanning using on-the-fly Fourier rebinning. *Phys Med Biol*, **47**: 2705-2712, 2002
- 3) 北村圭司, 水田哲郎, 田中和己: 大立体角 PET 装置における 3D 連続全身スキャンの重み付け Rebinning 法. *Med Imag Tech*, **21**(1): 68-73, 2003
- 4) 佐藤友彦, 田中和己, 北村圭司, 他: ポジトロン CT における Emission/Transmission 同時収集. 島津評価, **57**(3・4): 241-246, 2001
- 5) 天野昌治, 山本誠一, 田中和己, 他: ポジトロン ECT 装置 HEADTOME-V (SET-2000W シリーズ) の開発. 島津評価, **51**(1・2): 59-65, 1994
- 6) National Electrical Manufacturers Association: NEMA Standards Publication NU 2-2001, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs
- 7) 阿部真治, 西野正成, 山下雅人, 他: emission/transmission 同時収集法における相互混在の PET 値への影響. *日本放射線技術学会誌*, **56**(5), 565-572, 2001
- 8) Michel D, PE Kinahan, DW Townsend: Exact and Approximate Rebinning Algorithms for 3-D PET Data. *IEEE Trans*, **16**(2): 145-158, 1997
- 9) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans*, **13**: 601-609, 1994
- 10) Bernard B and David WT eds.: The Theory and Practice of 3D PET. Kluwer Academic Publishers: 74-77, 2003