

《短 報》

散乱，吸収補正による脳 SPECT の定量化

——トランスミッション，エミッションデータの別収集法と同時収集法の比較——

橋本 順* 三宮 敏和* 久保 敦司* 尾川 浩一**
市原 隆*** 本村 信篤***

要旨 Triple Energy Window 散乱線補正法とトランスミッションスキャン (以下 TCT) を併用して脳 SPECT の散乱線補正，吸収補正を行った。トレーサとして ^{99m}Tc -ECD を，TCT 用の外部線源として ^{99m}Tc を使用した。短焦点型ファンビームコリメータを装着した 3 検出器型 SPECT 装置を使用し， ^{99m}Tc 線線源をトランスミッション線源としてコリメータの 3 焦線に設置した。データ収集方法は 3 本の線源を用いた TCT 終了後にトレーサを投与してエミッションスキャン (以下 ECT) を行う別収集法と，トレーサを先に投与して 1 本の線源で TCT と ECT を同時に行う同時収集法の 2 通りの方法を検討した。別収集法と同時収集法の双方で散乱線補正，吸収補正後の SPECT カウント値を比較したところほぼ同等であった。同時収集法は検査所要時間が短く，TCT データと ECT データとの間で被検体の位置ずれもなく，実用的な収集プロトコールであると考えられる。

(核医学 32: 1369-1374, 1995)

I. はじめに

われわれは Triple Energy Window 法 (以下 TEW 法) による散乱線補正とトランスミッションスキャン (以下 TCT) により得られた吸収係数マップを用いて行う吸収補正法を組み合わせることにより脳 SPECT の定量性の向上を試みてきた¹⁾。これまででは TCT を行った後にトレーサを投与してエミッションスキャン (以下 ECT) を行う方法を用いてきたが，検査所要時間が長くなる欠点があった。今回，この問題の解決の目的で TCT と ECT を同時に行う方法を検討したので報告する。

II. 方法および対象

(1) TCT の原理

SPECT 装置は 3 検出器型装置である GCA 9300A/HG (東芝社製)，データ処理装置としては GMS-5500U (東芝社製) を用いた。Fig. 1 に示すように本装置での頭部 SPECT のデータ収集は，3 つの短焦点型ファンビームコリメータを装着して 3 検出器が閉じた三角形を形成するような位置で行う。各コリメータの焦線は対向する三角形の頂点に位置するために，その部位に線線源を設置することにより TCT が可能となる。

(2) ファントムによる基礎的検討

はじめに基礎的検討として脳ファントム (京都科学社製) を用いて定量性の確認を行った。頭蓋骨の構造を模擬するために石膏とバリウムを混合したものをファントムの周囲に約 1 cm 厚の層状に巻き付けた。ファントムの皮質部分に 43.3 kBq/ml，白質部分に 18.1 kBq/ml (皮質対白質比＝

* 慶應義塾大学医学部放射線科

** 法政大学工学部電気工学科

*** 東芝那須

受付：7 年 8 月 24 日

最終稿受付：7 年 10 月 12 日

別刷請求先：新宿区信濃町 35 (☎ 160)

慶應義塾大学医学部放射線科

橋 本 順

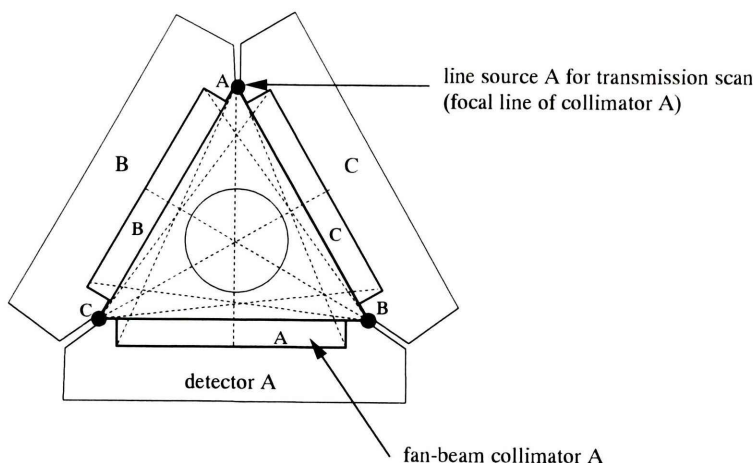


Fig. 1 Geometries of detectors, collimators and transmission sources.

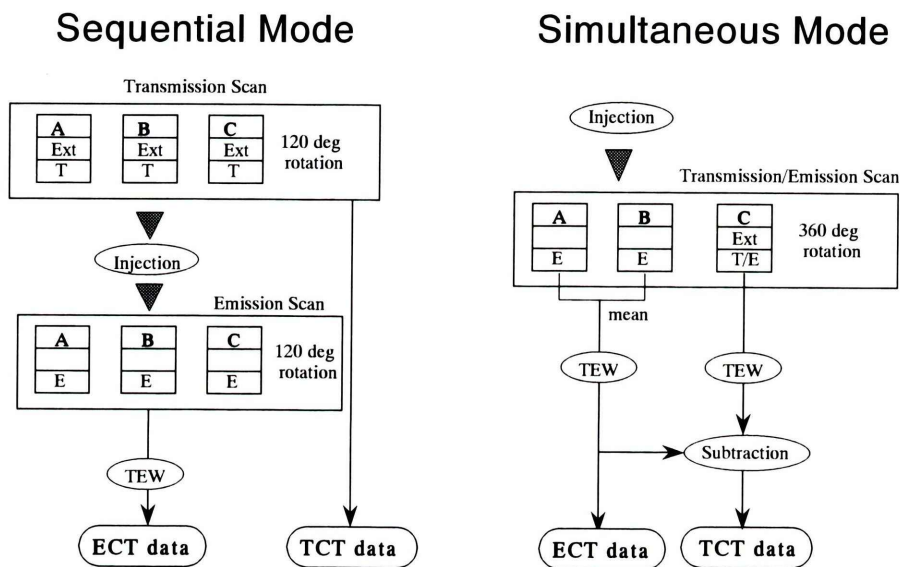


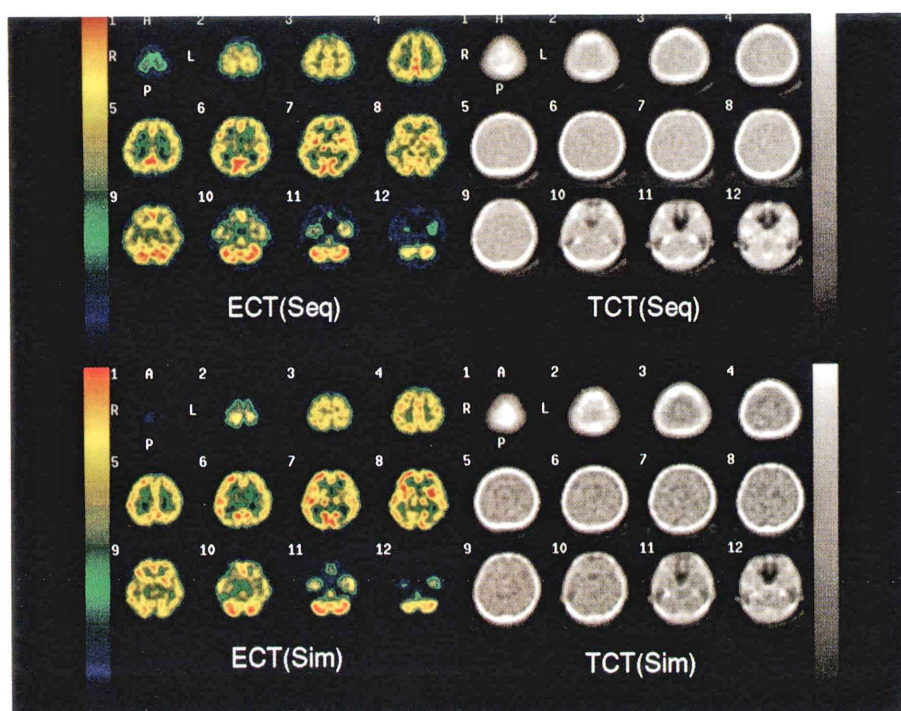
Fig. 2 Two imaging protocols. A-C: detector, Ext: external source (^{99m}Tc), T: transmission raw data, E: emission raw data, T/E: transmission data including emission data, TEW: triple energy window scatter correction.

2.4 : 1) の ^{99m}Tc を満たしてデータ収集を行い、別に施行したクロスキャリブレーションスキャンの結果をもとに SPECT カウント値を kBq/ml に変換した。クロスキャリブレーションスキャンは散乱、吸収の影響を無視できるようにするために、径 0.5 mm の注射筒に約 0.3 ml の ^{99m}Tc 溶液を満

たしたものを検査台の先端から出して空中に浮かせた状態で行った。クロスキャリブレーションスキャンはファントム実験開始直前に 1 回行い、キュリメータ計測、TCT、ECT データ収集との間での時間のずれに応じた ^{99m}Tc の減衰補正を行った。

Table 1 Attenuation coefficients for water and cross calibrated SPECT values in the phantom study

	Sequential mode	Simultaneous mode	True value
Attenuation coefficient for water (1/cm)	0.147 ± 0.005	0.146 ± 0.007	0.154
Cross calibrated SPECT values (kBq/ml)			
Cortex	43.0 ± 1.1	42.9 ± 0.7	43.3
White matter	17.6 ± 0.4	16.7 ± 0.4	18.1
Cortex/white matter ratio	2.44 : 1	2.57 : 1	2.39 : 1

**Fig. 3** TCT and ECT images of a normal volunteer acquired with the sequential mode and the simultaneous mode.

TCT および ECT のデータ収集は経時的に別々に行う別収集法 (sequential mode) と同時に行う同時収集法 (simultaneous mode) の 2 通りで施行し, 定量性の精度について比較検討した (Fig. 2). 別収集法については, まずファントム内には ^{99m}Tc を含まない水のみ満たした状態とし, TCT 線源 1 本につき 222 MBq の ^{99m}Tc を含む線源を 3 本を設置して 120 度回転, 15 分間の TCT 収集を連続モードで行った. 140 keV, 20% のウィンドウでデータを収集し, フィルタ再構成法により 128×

128 マトリックスの再構成像を得た. TCT 終了後に 3 本の線源を除去し, 脳ファントム内に前述した割合で ^{99m}Tc を入れてから 3 検出器で 120 度回転, 15 分間の ECT を行った. ECT は既報のごとく TEW 法に基づいて 140 keV, 20% のメインウィンドウと 7% の低エネルギーサブウィンドウで収集した²⁾. 前処理フィルタは次数 8 の Butterworth フィルタを使用し, メインウィンドウの投影データに対してはカットオフ周波数を 0.15 cycles/pixel, サブウィンドウのデータには 0.07

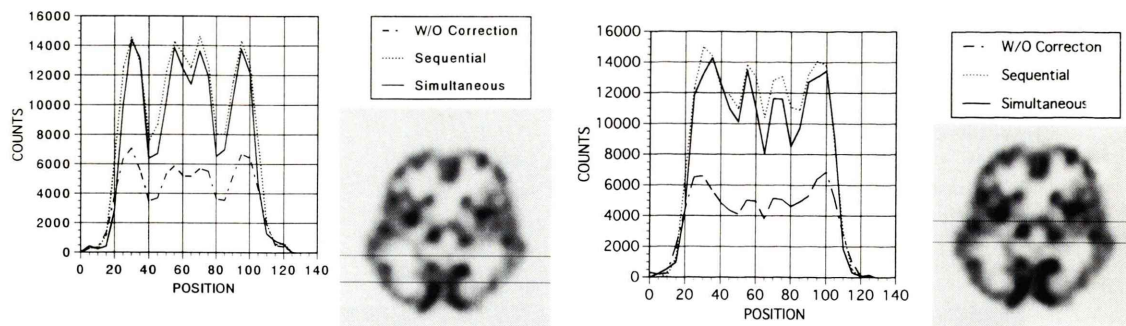


Fig. 4 Count profile curves of ECT images with and without correction.
W/O: without

cycles/pixel とした。散乱線補正後に Shepp & Logan フィルタで 128×128 マトリックスの画像に再構成した。

同時収集法では、はじめから脳ファントム内に ^{99m}Tc を含んだ状態とし、TCT 線源として、222 MBq の ^{99m}Tc 線源を 1 本のみ設置して 360 度回転、30 分間のスキャン 1 回だけ行った。ここで投影データに TEW 散乱線補正を行うと線源に対向する検出器により TCT データと ECT データの混在したデータが、線源と隣接する 2 検出器で ECT データが得られる。サンプリング角度ごとに TCT/ECT 混在データから 2 検出器の ECT データの平均を減算することにより TCT データを分離した。吸収補正は Chang の方法を改良した Modified Correction Matrix (MCM) 法により、TCT データから得られた吸収係数マップを用いて行った³⁾。繰り返し回数 3 回の逐次近似補正を行った。

TCT 施行時の被曝線量を測定する目的で脳ファントムの 6 か所に TLD 素子を置き、臨床使用時よりも多い 370 MBq の ^{99m}Tc 線源を 3 本設置して 120 度回転 15 分間の TCT を行った。2 度の測定により計 12 か所での吸収線量を求めた。

(3) 臨床的検討

臨床例での収集は 1 名の健常ボランティアを対象とし、前述の 2 通りの方法で行った。トレーサとして 925 MBq の ^{99m}Tc -ECD を用いた。

III. 結 果

別収集法および同時収集法の 2 つの収集法で得られたファントム実験の結果は Table 1 に示すごとくで、いずれの方法でも真の値に近く、良好な定量性が確認された。

吸収線量の測定では、 0.22 ± 0.02 mSv と臨床検査を行ううえでは問題のない低値であった。

健常ボランティアの ECT 画像と吸収係数マップを Fig. 3 に、カウントプロファイルカーブを Fig. 4 に示す。同時収集法で得られた SPECT カウント値は別収集法のそれよりも低値であったが、皮質、視床、基底核において差は 10% 以下であった。基底核/小脳カウント比は未補正、別収集法による補正後、同時収集法による補正後でそれぞれ 0.89, 1.01, 1.01、視床/小脳カウント比はそれぞれ 0.80, 0.97, 0.90 であった。

IV. 考 察

SPECT の吸収補正は従来から水の吸収係数を持つ均一吸収体を仮定しての補正が行われてきたが、補正の精度をあげるために近年では TCT で得られた吸収係数マップにより補正を行う方法が報告されている⁴⁻⁶⁾。トランスミッション線源として非密封線源を用いる場合にはトレーサの標識核種と外部線源の核種が同一の場合と異なる場合とが考えられるが、今回はトランスミッション線源として最も用い易い ^{99m}Tc を用い、同一核種で

ある ^{99m}Tc 脳血流 SPECT との組み合わせを検討した。同一核種の場合には TCT と ECT を同時に行ったときにデータの減算を行う必要があり, この際に S/N 比の低下を生ずるので投与量と外部線源の放射エネルギーとの比を適切に定めることが肝要となる^{7,8)}。われわれは基礎実験のデータをもとにして外部線源の放射エネルギーを定めた⁹⁾。

今回2種類の収集プロトコルを検討した。別収集法は2度の撮像を必要とする。この方法の長所は TCT, ECT データの間でのクロストークがないことであるが, トレーサを投与してからバックグラウンド集積の減少を待って ECT を開始するために検査所要時間が長く, 2度の撮像の間で被検者頭部の位置ずれを生ずる危険性がある。同時収集法は1度の検査ですむため, 検査時間が短く, 被検者の負担が少ない。しかし, 同時収集法では ECT データと TCT データとが混在するためクロストークの心配がある。われわれの採用した方法では, 投与されたトレーサから発生して散乱する光子のみならず, 外部線源から発生した光子が被検者内で散乱されて対向もしくは隣接の検出器に到達する散乱光子を除去する際に, ファンビームコリメータと TEW 法の双方が機能してこのクロストークの問題が解決される。これにより投与核種と外部線源の核種が同一であるという条件下で TCT, ECT の同時収集を行っても SPECT の定量性が十分確保されるものと考えられる。

V. ま と め

TEW 法による散乱線補正と TCT による吸収補正を併用した脳 SPECT の定量性について検討した。TCT と ECT を同時に施行しても, 別々に施

行した場合とほぼ同等の定量値が得られることが判明した。同時収集法は検査所要時間が短く, TCT データと ECT データとの間で被検体の位置ずれもなく, 実用的な収集プロトコルであると考えられる。

謝辞: 本研究の一部は平成 7, 8 年度 (課題番号 07457202) 文部省科学研究費補助金一般研究 (B) により助成されています。

文 献

- 1) 三宮敏和, 塚谷泰司, 橋本 順, 久保敦司, 尾川浩一, 本村信篤, 他: トランスミッション CT 法を利用した脳血流 SPECT の吸収補正. 核医学 **37**: 706, 1994
- 2) Ogawa T, Ichihara T, Kubo A: Accurate scatter correction in single photon emission CT. Ann Nucl Med Sci **7**: 145-150, 1994
- 3) 諸角 建, 中島真人, 尾川浩一, 油田信一: Single Photon Emission CT のための減衰補正法. 電気通信学会誌 **J66-D**: 1130-1136, 1983
- 4) 尾川浩一, 高木八重子, 久保敦司, 橋本省三, 三宮敏和, 岡野義幸, 他: γ 線による透過型 CT データを用いたシングルフォトン ECT における吸収補正. 核医学 **22**: 477-490, 1985
- 5) Bailey DL, Hutton BF, Walker PJ: Improved, SPECT using simultaneous emission and transmission tomography. J Nucl Med **28**: 844-851, 1987
- 6) Frey EC, Tsui BMW, Perry JR: Simultaneous acquisition of emission and transmission data for improved thallium-201 cardiac SPECT imaging using a technetium-99m transmission source. J Nucl Med **33**: 2238-2245, 1992
- 7) Daube-Witherspoon M, Carson RE, Green MV: Postinjection attenuation measurements for PET. IEEE Trans Nucl Sci **NS-35**: 757-761, 1988
- 8) 織田圭一, 千田道雄, 外山比南子, 石井賢二, 天野昌治: ポジトロン核種投与後のトランスミッション測定による吸収補正——測定条件の最適化——. 核医学 **31**: 37-41, 1994

Summary

Quantitative Brain SPECT Imaging with Scatter and Attenuation Compensation: Comparison of Sequential and Simultaneous Acquisition of Transmission and Emission Data

Jun HASHIMOTO*, Toshikazu SAMMIYA*, Atsushi KUBO*, Koichi OGAWA**,
Takashi ICHIHARA*** and Nobutoku MOTOMURA***

**Department of Radiology, School of Medicine, Keio University*

***Department of Electrical Engineering, College of Engineering, Hosei University*

****Toshiba Nasu Works*

Scatter and attenuation correction for brain SPECT of a phantom and a normal volunteer was performed using the Triple Energy Window method combined with a transmission scan. ^{99m}Tc -ECD and ^{99m}Tc solution were used as an emission tracer and a transmission source, respectively. We employed a triple-headed SPECT gammacamera system equipped with fan-beam collimators for acquisition with line transmission sources placed at the focal lines of the fan-beam collimators.

Two mode, sequential mode and simultaneous mode, of data acquisition protocols were examined. In the sequential mode, a transmission scan was carried out using three external sources for the brain phantom without emission tracer. After removing all sources,

an emission scan was performed on the brain phantom containing the tracer. In the simultaneous mode, the injection was followed by a simultaneous transmission-emission scan using one transmission source. The same study was conducted out for the normal volunteer, after confirming the effectiveness of these protocols with phantom studies.

Corrected SPECT count values obtained with two protocols were almost identical. Simultaneous mode had advantages in avoiding misalignment between transmission and emission data and in shorter acquisition time than sequential mode.

Key words: Brain SPECT, Scatter correction, Triple energy window method, Attenuation correction, Simultaneous emission-transmission scan.