

《原 著》

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——

織田 圭一* 千田 道雄* 外山比南子* 石井 賢二*
天野 昌治**

要旨 Positron emission tomography (PET) でアイソトープを投与した後にトランスミッション測定を行い、その後に行ったエミッション測定を差し引き真のトランスミッションデータを求める吸収補正法は¹⁸F-2-フルオロデオキシグルコース (¹⁸F-FDG) による糖代謝静態画像測定等のとき有効な方法である。しかし、画像演算による誤差の影響が現れ適切な条件で測定することは難しい。そこで測定条件と画像ノイズの関係を円筒型ファントム実験によって求め、最適な測定条件を求めた。

その結果、過度のアイソトープ投与はアーチファクトの原因となり、吸収補正用 ⁶⁸Ge 外部線源の強度に応じて画像ノイズが最小となるアイソトープの最適投与量が存在することが明らかになった。また、外部線源強度を強くすると画像ノイズの最小値は小さくなり、そのときの最適投与量は外部線源強度に応じてほぼ直線的に増加するので推測可能である。さらにトランスミッション測定時間とエミッション測定時間の和を一定とした場合、トランスミッションよりもエミッションの測定時間を長くした方が良好な結果がえられた。

(核医学 31:37-41, 1994)

I. はじめに

Positron emission tomography (PET) での吸収補正法は、外部線源を使ったトランスミッション測定 (TRAN) が最も一般的に行われている。TRAN は通常ポジトロン核種投与直前に行い、投与後同じ位置でエミッション測定 (EMIS) を行う。しかし、投与直後に EMIS を行う必要がない場合、例えば ¹⁸F-2-フルオロデオキシグルコース (¹⁸F-FDG) を投与して、アイソトープが十分に集積した後に静態画像のみを測定する場合、EMIS

の直前に TRAN が可能ならば両者の位置ずれによる吸収補正の誤差の影響^{1,2)} を最小限に抑えられるばかりでなく、PET カメラを有効に運用することも可能となる。アイソトープを投与した後に TRAN を行い、そこからエミッション成分を減算処理してトランスミッションデータを求める方法は、トランスミッション測定時とエミッション測定時のアイソトープの体内分布が物理減衰を除けば等しいと仮定すると、このような場合に有用な方法と言える³⁻⁶⁾。

しかし、画像を減算処理することでノイズが増加し、適切な条件での測定が難しい。そこで、このポジトロン核種投与後の TRAN による吸収補正法をファントムを使って行い、外部線源の強度、ファントム内放射能濃度および計測時間と画像ノイズの関係を調べるにより、最もよい画像を得るための適切な計測条件を求めることができる。と期待される。

* 東京都老人総合研究所ポジトロン医学研究部門

** 島津製作所医用機器事業部

受付：5年7月30日

最終稿受付：5年11月22日

別刷請求先：東京都板橋区仲町1-1 (☎ 173)

東京都老人総合研究所
ポジトロン医学研究部門

織 田 圭 一

II. 方 法

計測には被写体として 20 cm ϕ の円筒型ファントムを用い、ポジトロン核種はトランスミッション用外部線源として ^{68}Ge 、ファントム封入用として ^{68}Ga 溶液を用いた。PET カメラは島津社製 HEADTOME-IV^{7,8)} (4 リング 8 スライス) を使用し、フィルタは Ramp と Butterworth をコンボリューションしたものを用い⁸⁾、カットオフ周波数は RTAN では 32 mm, EMIS の再構成時は 8 mm, フィルタ次数は共に 2 とした。なお、画像の評価には第 4 スライスを代表として用いた。

ファントム内にポジトロン核種を封入した後に行った TRAN からエミッション成分を差し引き、真のトランスミッション成分を求めるのは次式による。

$$T = S - e^{\lambda t} \frac{1 - e^{-\lambda \tau_1}}{1 - e^{-\lambda \tau_2}} E \quad (1)$$

ここで、T は真のトランスミッション成分、S はポジトロン核種を投与した後のエミッション成分を含んだトランスミッションデータ、E はエミッションデータである。また、t は TRAN 開始時刻と EMIS 開始時刻の差、 τ_1 、 τ_2 はそれぞれ

トランスミッション、エミッションの計測時間であり、 λ は減衰定数である。なお、投与量および外部線源強度は、PET カメラのコンソール上でモニタ可能な第 4 スライスの計数率で表した。

1. 投与量および外部線源強度の影響

円筒ファントム内に最高 15 kcps 程度の計数率になるように調整した ^{68}Ga 溶液を封入した後、計測時間 360 秒または 720 秒で TRAN を行う。その後続いて EMIS を同じ時間行い (1) 式より真のトランスミッションデータを求めた。この測定を同じ ^{68}Ge 外部線源に対し、ファントム内部線源の減衰を待って放射能強度を変化させて繰り返す。さらに、 ^{68}Ge 外部線源の強度の違うものに対して同様な測定を行い、ファントム中心に 18 cm ϕ の関心領域 (ROI) をとり、その ROI 内の PET 値の標準偏差と EMIS との計数率の関係を求める。

2. 計測時間の配分による効果

TRAN を開始してから EMIS が終了するまでの時間を 30 分と一定にし、それぞれの計測時間の比を変えて、その時の画像ノイズとの関係を調べる。トランスミッションとエミッションの測定間隔は 6 分とし、計測時間はそれぞれ、18 分と 6 分、15 分と 9 分、12 分と 12 分、9 分と 15 分、

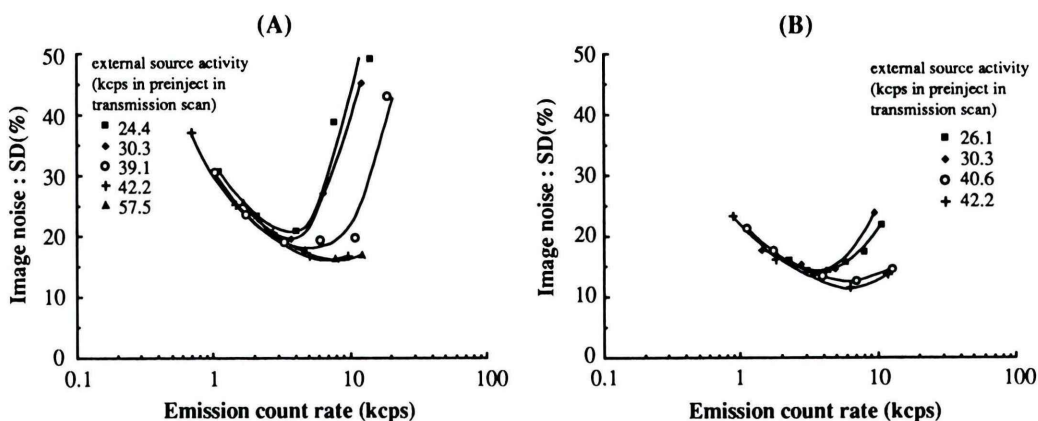


Fig. 1 Relationship between injected dose expressed in emission count rate and image noise SD (%) in slice No. 4 obtained by postinjection transmission method using an external source with various activities. Postinjection transmission scan time is 360 sec (A) and 720 sec (B). Optimum dose exists to minimize image noise.

6分と18分の5通りとした。また、EMIS 開始時の計数率は 7 kcps で、外部線源強度は 40.6 kcps とした。

III. 結 果

1. 投与量および外部線源強度の影響

強さの異なる ^{68}Ge 外部線源に対して、 ^{68}Ga の投与量と画像ノイズの関係を Fig. 1 に示す。グラフの横軸はファントム内の EMIS 時の計数率、縦軸は ROI の標準偏差 (%) であり、Fig. 1 の (A) は TRAN の計測時間 360 秒、(B) は TRAN の計測時間 720 秒のときのものである。また、Fig. 2 は計測時間 720 秒、外部線源強度 42.2 kcps で、(a)~(c) はそれぞれ EMIS の計数率が 12.5, 6.6, 0.9 kcps のときの画像およびファントムの中心を含む 20 ピクセル幅のプロファイル曲線である。Fig. 2 では投与量の多い (a) はアーチファクトが生じ、投与量の少ない (c) は統計ノイズが多い。Fig. 1, 2 より画像ノイズが最小となる条件が存在し、さらに最小値は外部線源強度を強くし、計測時間を長くした方が小さくなることが分かる。

この曲線の最小値のときの EMIS の計数率を横軸、アイソトープを投与しない場合の TRAN 時の計数率を横軸にしたグラフが Fig. 3 である。計測時間 360 秒、720 秒の場合ともに直線で近似され、相関はそれぞれ、 $r=0.992$, $r=0.944$ であった。

2. 計測時間の配分による効果

Fig. 4 は、TRAN を開始してから、EMIS が終了するまでの時間を 30 分と一定にした場合の計測時間比と前述の ROI の標準偏差の関係である。ただし、EMIS 開始時の計数率は 7 kcps で、外部線源強度は 40.6 kcps とした。一定の時間内であれば、EMIS の計測時間を TRAN よりも長くした方が画像ノイズが減少する。

IV. 考 察

今回の方法では、過度のアイソトープの投与はアーチファクトの原因となり、画像のノイズが増加することが明らかになった。これは、エミッションデータの値がトランスミッションデータに近い値になり、引き算の結果ノイズが増大しかつ吸

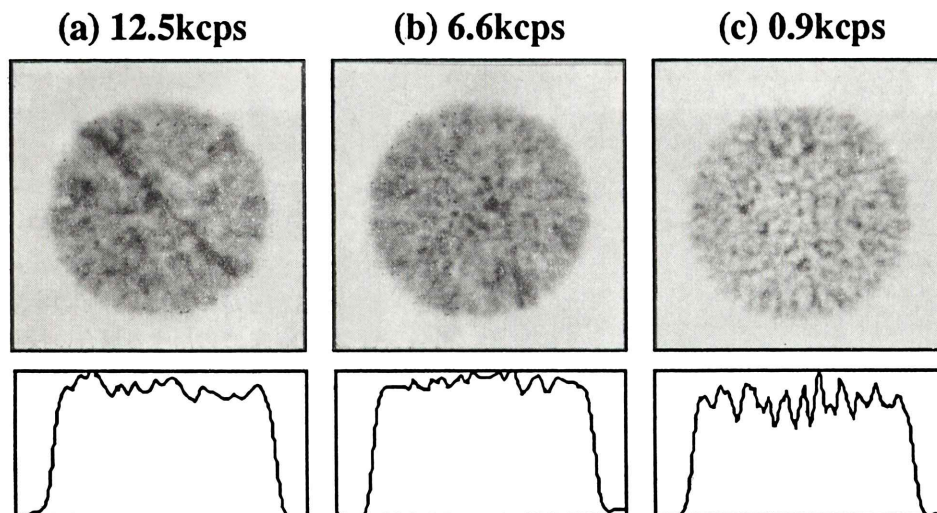


Fig. 2 Image and the 20-pixel wide profile through the center of a 20 cm ϕ cylindrical phantom with (a) high, (b) medium and (c) low injection dose acquired by post-injection transmission method. The dose is expressed by emission scan count rate. Both high and low dose images are noisier than medium dose images. Note artifacts in image (a).

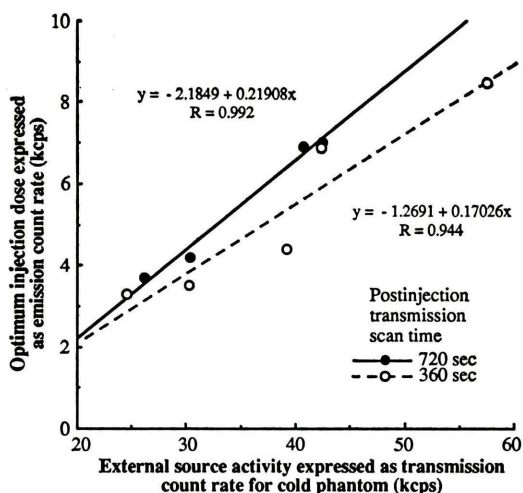


Fig. 3 Relationship between the external source activity and the optimum injection dose into a 20 cm ϕ cylindrical phantom yielding minimum image noise in postinjection transmission method. A linear relationship is observed.

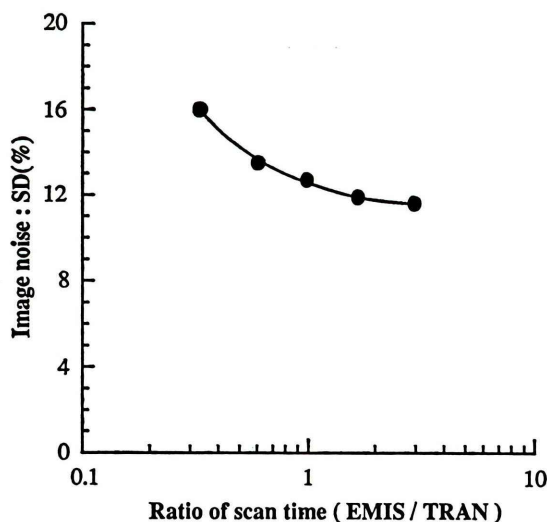


Fig. 4 Image noise (SD%) plotted against scanning time ratio of emission to transmission under constant total (emission plus transmission) data acquisition time. Longer emission scan time gives lower noise than longer transmission scan.

収補正のときに分母が小さくなって特異点が生じやすいためと考えられる。外部線源強度および計測時間を変化させたときも同様な傾向が見られ、そのときの計測条件により画像ノイズを最小限にする投与量が決まる。さらに、外部線源強度とこの最適な投与量の関係 (Fig. 3) から、外部線源が変化してもアイソトープの最適投与量は推測可能である。

また、外部線源をより強くし、かつ計測時間をより長くしたときの方がこの最小値は小さくなり、よりノイズの少ない画像が得られる。しかし、外部線源を強くすると数え落としが増えるので、その効果には限界がある。計測時間を長くすると被検者への負担が多くなり、実際の臨床では実用的な方法ではない。

そこで、TRANを開始して EMIS が終了するまでの時間を一定にし、それぞれの計測時間の割合を変化させた結果 (Fig. 4) から、TRAN よりも EMIS の計測時間を長くした方が、よりノイズの少ない画像が得られることが分かった。

V. 結 語

アイソトープを投与した後に TRAN を行い、そのデータからエミッションデータを減算処理して、真のトランスミッションデータを求める方法では、外部線源の強度を強くし、かつ投与量をあまり多くしないことがアーチファクトやノイズの少ない画像を得るための条件である。今回、ファントムによる実験であり、この装置に限ったデータではあるが、外部線源の強度に応じた最適の投与量を推定することができた。今回の実験結果は、 ^{18}F -FDG 等の臨床に応用する場合の投与量を決める場合の目安となるものである。

文 献

- 1) McCord ME, Bacharach SL, Bonow RO, Dilsizian V, Coucolo A, Freedman N: Misalignment between PET transmission and emission scan: Its effect on myocardial imaging. *J Nucl Med* 33: 1209-1214, 1992
- 2) Bettinardi V, Gilardi MC, Lucignani G, Landoni C,

- Rizzo G, Striano G, et al: A procedure for patient repositioning and compensation for misalignment between transmission and emission data in PET heart study. *J Nucl Med* **34**: 137-142, 1993
- 3) Daube-Witherspoon M, Carson RE, Green MV: Postinjection attenuation measurements for PET. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-35**: 757-761, 1988
- 4) Carson RE, Daube-Witherspoon M, Green MV: A method for postinjection PET transmission measurements with a rotating source. *J Nucl Med* **29**: 1558-1567, 1988
- 5) Ranger NT, Thompson CJ, Evans AC: The application of a masked orbiting transmission source for attenuation correction in PET, *J Nucl Med* **30**: 1056-1068, 1989
- 6) Thompson CJ, Ranger NT, Evance AC: Simultaneous transmission and emission scan in positron emission tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-37**: 1011-1016, 1989
- 7) 菅野 巖, 飯田秀博, 三浦修一, 山本誠一, 天野昌治, 広瀬佳治, 他: 静止測定型全身用高分解能 PET 装置 HEADTOME IV の基本設計と初期性能. *核医学* **26**: 477-485, 1989
- 8) Iida H, Miura S, Kanno I, Murakami M, Takahashi K, Uemura K, et al: Design and evaluation of HEADTOME IV, A whole-body positron emission tomograph. *IEEE Trans Nucl Sci* **NS-36**: 1006-1010, 1989

Summary

Attenuation Correction Using Postinjection Transmission Measurements for PET: The Optimization of Measurement Conditions

Keiichi ODA*, Michio SENDA*, Hinako TOYAMA*, Kenji ISHII*
and Masaharu AMANO**

**Positron Medical Center, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology*

***Medical Systems Division, Shimadzu Corporation*

A new method of PET attenuation using post-injection transmission scan is presented, which is especially useful in ^{18}F -FDG static studies. The transmission scan is acquired right before the emission scan, which is used to subtract the emission component from the transmission data. When the effect of measurement condition upon the image noise was evaluated with a 20 cm diameter cylindrical phantom, an increase in the injection dose inflated the noise and caused artifacts. There was an optimum dose that minimized the image noise.

As the external source activity increased, the image noise decreased, and the optimum dose increased linearly, which enabled estimation of the optimum injection dose under a given external source. When the total (emission plus transmission) scan time was fixed, longer emission scan resulted in better images than longer transmission scan.

Key words: Positron emission tomography (PET), Transmission scan, Emission scan, Attenuation correction.