

《原 著》

PET 検査における $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ トランスミッションスキャンを用いた
肺腫瘍性病変の部分容積効果補正

赤司 祐子* 桑原 康雄* 一矢 有一* 佐々木雅之*
吉田 毅* 福村 利光* 増田 康治*

要旨 トランスミッションスキャンを用いた部分容積効果補正を肺腫瘍性病変を対象とした FDG PET 検査で試みた。まず、球形ファントムを用いた基礎的検討を行ったが良好な結果であった。臨床例の検討は最大径 0.8 cm から 8.0 cm までの 28 個の肺腫瘍性病変を対象とした。腫瘍の tissue fraction は背筋部を 1 とし、腫瘍部のトランスミッション値から肺野のトランスミッション値を差し引くことにより求めた。補正前では腫瘍径が大きなものほど腫瘍/筋肉カウント比 (TMR) が高かったが、補正後は大きさと TMR とに相関がみられなくなった。本法は腫瘍が胸膜や大血管に接している場合には tissue fraction が過大評価され、補正が不十分となるなどの問題点があるが、簡便かつ精度も高く、肺腫瘍性病変の部分容積効果補正に有用であると考えられた。

(核医学 31: 1511-1517, 1994)

I. はじめに

PET 検査では空間分解能が低いいため、小病変を対象とした場合には部分容積効果による過小評価が避けられない¹⁾。肺腫瘍性病変の良悪性の鑑別や組織型による集積の評価においても腫瘍の大きさによる影響は無視できないと考えられるが、従来の報告²⁻⁴⁾ではほとんど考慮されていないか、記載はあっても補正は行われていない。今回、肺腫瘍性病変を対象とした FDG PET 検査でトランスミッションスキャンを用いた部分容積効果補正を試みた。トランスミッションスキャンを用いて肺組織の密度 (tissue fraction, TF) を測定する方法は Rhodes ら⁵⁾により報告され、Iida ら⁶⁾はこの方

法を心臓 PET 検査で部分容積効果補正に応用したが、肺腫瘍性病変を対象とした報告はない。また、ファントムを用いた基礎的検討も合わせて行った。

II. 基礎的検討

基礎的検討には Cold 用として外径 1.00, 1.36, 1.58, 1.88, 2.56, 3.14, 3.81, 4.80, 6.50, 7.60 cm の 10 個のアクリルまたはプラスチック製球形ファントムと直径 13.0 cm の円柱ファントム、Hot 用として内径 0.98, 1.28, 1.56, 2.25, 2.84, 3.42, 4.70, 6.40, 7.50 cm の 9 つのアクリルまたはプラスチック製中空の球形ファントムと直径 13 cm の円柱ファントムを用いた。球形ファントムには支持棒がついており、Fig. 1 のように楕円形の支持台に固定した。支持棒は球形ファントムの中心が同一平面になるように調整されており、この平面をスライス面の z 軸の中心に合わせて撮像した。また、13.0 cm の円柱ファントムは視野の中心でスライス面に直交するように置いた。PET 装置は

* 九州大学医学部放射線科
受付：6年7月28日
最終稿受付：6年10月24日
別刷請求先：福岡市東区馬出 3-1-1 (☎ 812)
九州大学医学部放射線科

桑原 康雄

HEADTOME-III を全身用モード (FWHM 13 mm) で使用した. トランスミッションスキャンは 56 MBq の $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ を満たした内径 2 mm のテフロンチューブを外径 56 cm のリング状ボビンに巻いたものを用い, 15 分間データ収集した. エミッションスキャンは中空の球形ファントム内に同じ濃度の ^{18}F FDG 溶液 (37 KBq/ml) を満たし 20 分間データ収集した. 画像再構成ではトランスミッションとエミッションスキャンともに同じフィルタと cut off レベル (16), order (2) を用い, 空間分

解能が同じになるようにした.

データ処理ではトランスミッション画像におおの球の全体を含むように円形の関心領域 (Fig. 2 上段) を設定し, トランスミッション CT 値 (以下 TCT 値) を求めた. なお, Fig. 2 には直径 1.00, 4.80, 6.50, 7.60 cm の cold phantom が含まれていないが, 既製のものがなかったため別に測定した. 次に 13.0 cm の円柱ファントムに 5×5 cm の矩形の関心領域を設定し, TCT 値 (Tr) を求めた. この値を部分容積効果がない場合の TCT 値とし, 球形ファントムで求めた TCT 値 (Ti) から TCT 値の recovery coefficient (RC) すなわち, tissue fraction (TF) を次式で求めた.

$$\text{TF (RC)} = \frac{\text{Ti}}{\text{Tr}}$$

Fig. 3 に球形ファントムの直径 (外径) と TF (RC) の関係を示す. なお, これらの測定は日を替えて 3 回行い, 平均値で表示した.

エミッション画像についてもおおの球の全体

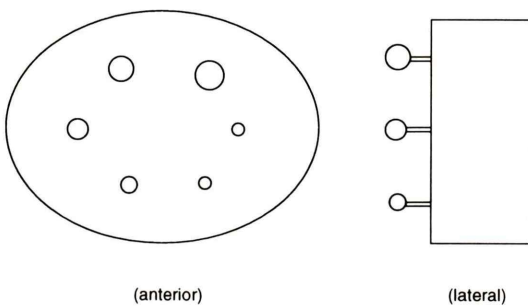


Fig. 1 The illustration of the phantoms.

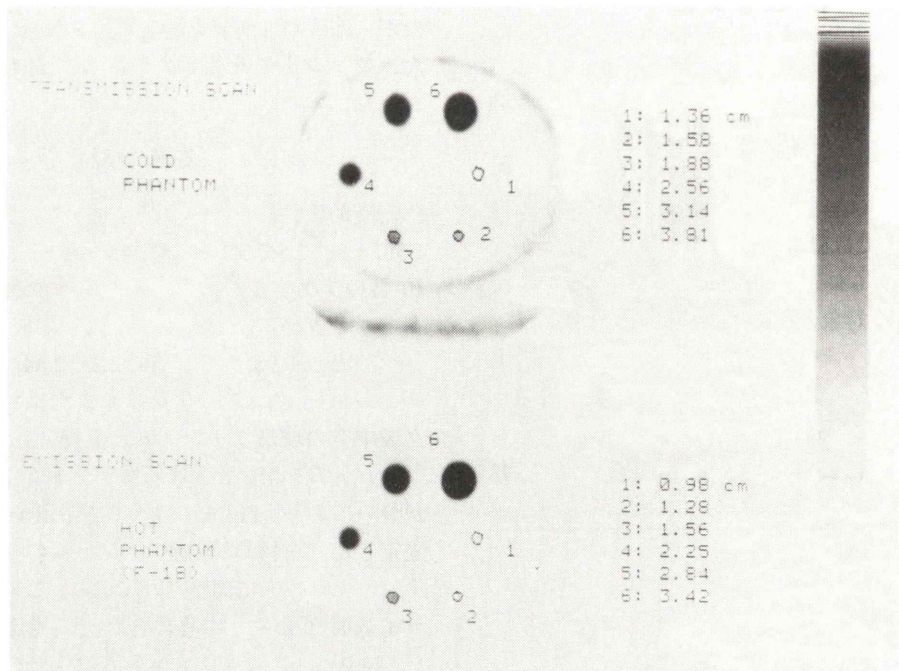


Fig. 2 The regions of interest on the spherical phantoms.

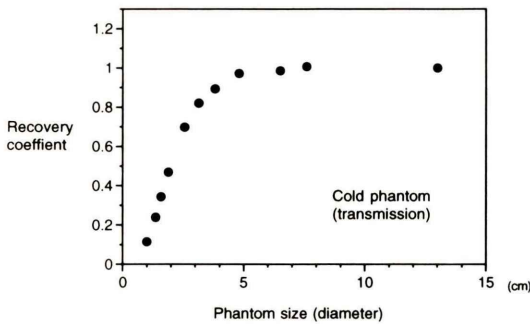


Fig. 3 The relationship between the recovery coefficient and the diameter of the spherical phantoms in a $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ transmission scan.

を含むように円形の関心領域 (Fig. 2 下段) を設定し、エミッション CT 値 (以下 ECT 値) を求めた。次に 13.0 cm の円柱ファントムに 5×5 cm の矩形の関心領域を設定し、ECT 値 (E_r) を求めた。この値を部分容積効果がない場合の ECT 値とし、球形ファントムで求めた ECT 値 (E_i) から recovery coefficient (RC) を次式で求めた。

$$RC = \frac{E_i}{E_r}$$

Fig. 4a に球形ファントムの直径 (内径) と RC の関係を示す。直径 1 cm では約 10%, 3.5 cm では約 80%, 5 cm 以上では 95% の recovery が得られた。

次にトランスミッションスキャンで求めた TF をもとにエミッションスキャンの RC を次式で補正した。

$$RC = \frac{RC}{TF}$$

この場合、トランスミッションスキャンとエミッションスキャンに用いたファントムの大きさ (外径と内径) が異なるため、Fig. 3 で得られたデータに補間し、おのおのエミッション用ファントムに対応する TF を求めた。Fig. 4b に補正後の recovery coefficient (RC') を示すが 0.90 から 0.97 に補正されている。

次に z 方向のずれによる部分容積効果に対する本法の有用性を評価するため ^{18}F FDG 溶液を満たし

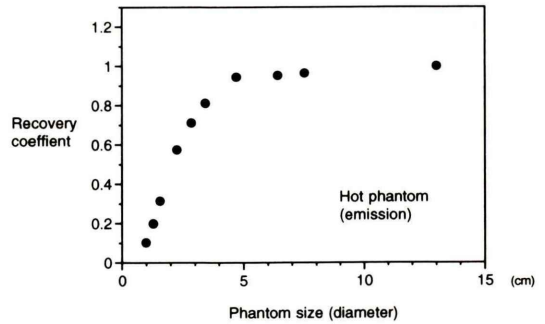


Fig. 4a The relationship between the recovery coefficient and the diameter of the spherical phantoms in an ^{18}F emission scan. The recovery coefficient was 0.1 at a diameter of 1.0 cm and 0.9 at a diameter of 3.5 cm.

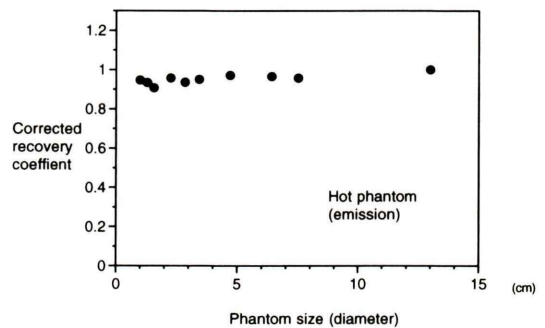


Fig. 4b The relationship between the recovery coefficient and the diameter of the spherical phantoms after a partial volume effect correction in an ^{18}F emission scan. The recovery coefficient was calculated to be about 1 regardless of the diameter of the spherical phantoms.

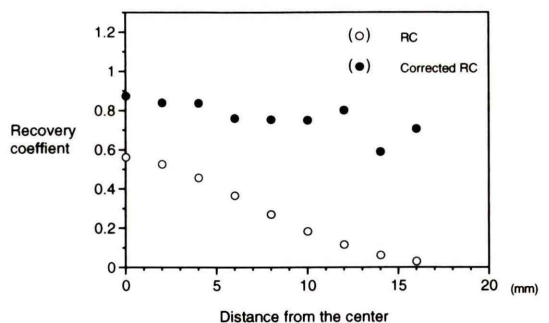


Fig. 5 The relationship between the recovery coefficient of the spherical phantom (containing ^{18}F , 2.25 cm in diameter) and the distance from the center. After a partial volume effect correction, the recovery coefficient become to be constant regardless of the distance from the center.

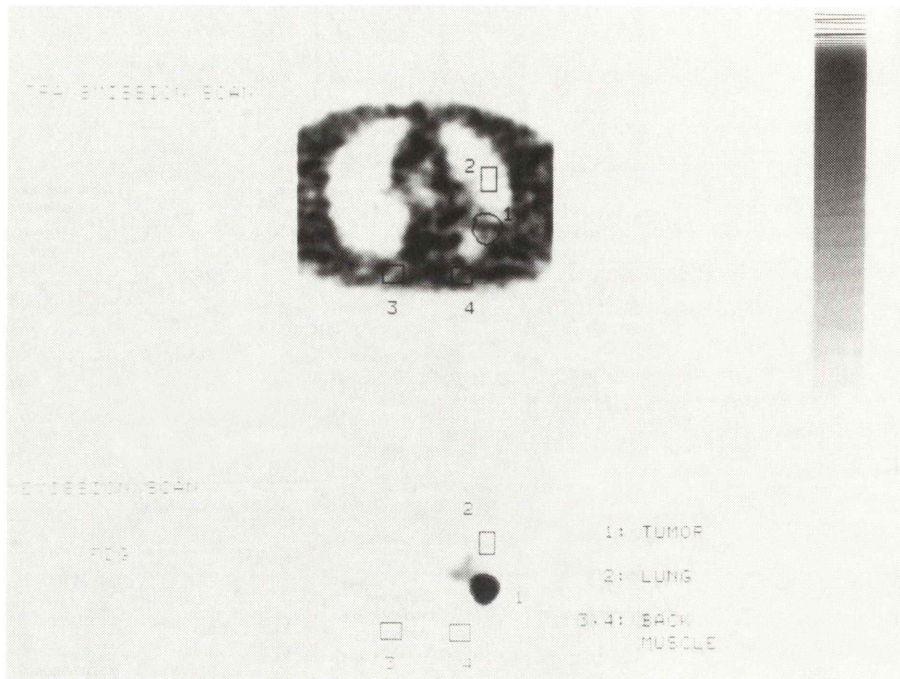


Fig. 6 The regions of interest in the ^{18}F FDG PET study.

た内径 2.25 cm の球を 2 mm 間隔で z 方向に移動させ RC を求め、同様に移動させた cold phantom で求めた TF から前述した方法で RC' を算出した (Fig. 5). 中心から 1.5 cm 以内のずれでは 0.75 から 0.85 の間のほぼ一定の値に補正されている。

III. 臨床例での検討

対象は最大径 0.8 cm から 8.0 cm までの 30 個の肺腫瘍性病変である。内訳は腺癌 9 病巣、扁平上皮癌 4 病巣、大細胞癌 2 病巣、転移性腫瘍 10 病巣、結核腫 2 病巣およびその他の炎症性腫瘍 3 病巣である。検査は基礎的検討同様に HEADTOME-III を全身用モード (FWHM 13 mm) で使用した。トランスミッションスキャンも同じ線源を使用し、15 分間データ収集した。スライス間隔は 15 mm でスライス幅は 13 mm (FWHM) である。エミッションスキャンは ^{18}F FDG を 37~370 MBq 静注し 20 分間データ収集した。画像再構成でも基礎的検討同様にトランスミッションとエミッシ

ョンスキャンで条件を揃えた。

データ処理は、まずエミッション画像上で肺腫瘍全体を含むように腫瘍の形状に沿った関心領域 (Fig. 6 下段) を設定した。次に、この関心領域を用いて、トランスミッション画像から肺腫瘍の TCT 値を求めた (Fig. 6 上段)。また、背筋部に 2.1×2.7 cm の矩形の関心領域を左右に 2 か所設定し、この値を部分容積効果がない場合の TCT 値 (T_r) とした。なお、肺には血管床や間質組織が存在するため、腫瘍周囲の肺野に 2.7×2.1 cm の矩形の関心領域を設定し、この TCT 値 (T_b) を腫瘍部の TCT 値 (T_i) からバックグラウンドとして差し引き、肺腫瘍のみの tissue fraction (TF) を次式で求めた。

$$\text{TF} = \frac{T_i - T_b}{T_r}$$

この TF を用いてエミッションスキャンにおける腫瘍/筋肉カウント比 (tumor muscle ratio, TMR) を次式で補正した。

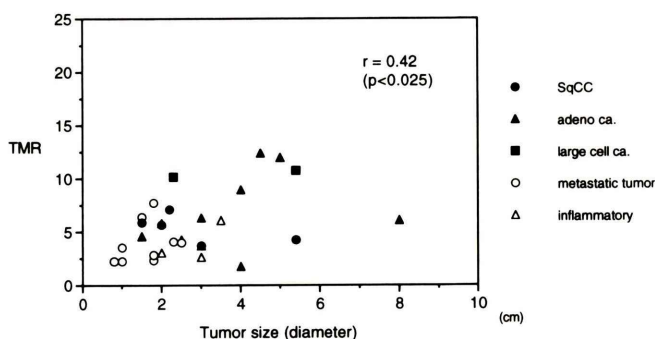


Fig. 7a The relationship between the tumor/muscle count ratio (TMR) and the diameter of the lung masses. The TMR became higher in proportion with an increase in the mass size. There was also a significant correlation between the TMR and the diameter of the mass lesions.

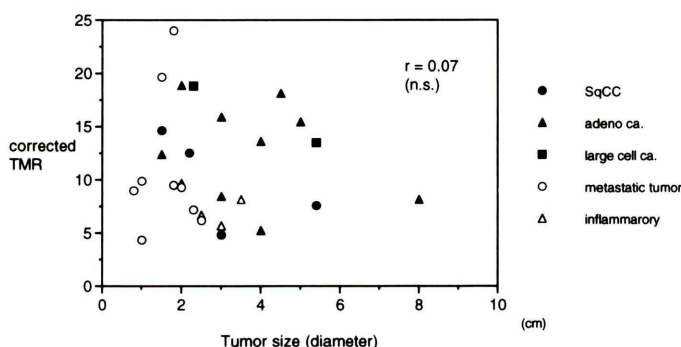


Fig. 7b The relationship between the TMR and the diameter of the lung masses after carrying out a partial volume effect correction using a $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ transmission scan. There was no significant correlation between the corrected TMR and the diameter of the mass lesions.

$$\text{TMR}' = \frac{\text{TMR}}{\text{TF}}$$

Fig. 7a に補正前の TMR と肺腫瘍径との関係を示す。両者には正の相関 ($p < 0.025$) がみられ、腫瘍径が大きいほど TMR も大きい傾向がみられる。Fig. 7b に補正後の肺腫瘍の TMR' と肺腫瘍径との関係を示すが、両者には相関がなくなっている。

IV. 考 察

部分容積効果の補正法は、計算により求める方法と本法のように実測値を用いる方法の2つに大別される。有限な空間分解能によるボケは3次元のガウス分布に従うことが知られており、装置の

分解能と被写体の大きさがわかれば、ある関心領域における recovery coefficient を理論的に計算できる。しかしながら、肺や心筋のように呼吸や拍動の影響を受ける部位では被写体の大きさのみならず、動きによる部分容積効果も加わるため理論的に計算することが容易でない。そこで、心臓 PET 検査で用いられているトランスミッションスキャンを用いた補正法^{6,7)} を参考に簡便な方法を考案し、肺腫瘍性病変の部分容積効果補正を試みた。

まず、球形ファントムにより部分容積効果の影響を評価したが⁸⁾、直径 2 cm 以下では極端な過小評価がみられ、80% 以上の recovery を得るためには 3.5 cm 以上の大きさが必要であった。充分な

recovery を得るためには FWHM の 3 倍以上の大きさが必要であるといわれているが、われわれの装置の空間分解能 (FWHM) が 13 mm であることを考慮するとほぼ妥当な値であった。補正後は Fig. 4 に示したように recovery coefficient は球の大きさによらず 0.90 から 0.97 となり、トランスミッションスキャンを用いた本法の精度は満足のいくものであった。なお、トランスミッションとエミッションスキャンでは同じファントムを用いることが理想であるが、ファントムが小さく壁厚が無視できないため別々のファントムを用いた。

心臓 PET 検査で用いられている部分容積効果補正法は肺の空気と心臓内の血液により囲まれた心筋の tissue fraction をトランスミッションスキャン画像から $C^{15}O$ で測定した心プール画像でサブトラクションすることにより求めるものである。今回の方法は肺内腫瘍を対象としており、血液プールの影響が心筋に比べ小さいことや間質組織が存在することから、直接血液プールは測定せず、両者を合わせたものとして腫瘍周囲肺野の TCT 値を測定し、この値を腫瘍部のカウントから差し引いた。本法は一連の PET 検査の中で行われているトランスミッションスキャンのデータをそのまま利用できることや、前述したように呼吸性移動による部分容積効果も同時に補正できるという利点を持っている。そのほかにも、不整形の腫瘍でも簡便に測定できることや、Fig. 5 で示したように腫瘍の中心が PET 装置の視野から z 軸方向にずれている場合にも使用できる利点がある。Fig. 7 に示したように補正前には腫瘍の大きなものほど TMR が高い傾向にあったが、補正後では TMR と大きさとに相関がなくなり、肺腫瘍性病変の評価に有用であると考えられた。

しかしながら、この方法を臨床例に応用する場合にはいくつかの問題点が挙げられる。本法は腫瘍周囲に空気が存在することが前提であるが、胸膜や大血管に腫瘍が接している場合には tissue fraction が過大評価され、結果として補正が不充

分となる可能性がある。また、消滅線は 511 keV とエネルギーが高いため、組織の違いによる吸収係数の差は小さいと考えられるが、石灰化がある場合には tissue fraction が高めに測定される可能性がある。今回の症例の中にもこのような例と考えられるものがあった。本法は基本的には組織が均一であることを前提にしており、測定した tissue fraction の中に液体や壊死成分、あるいは腫瘍以外の組織が多く含まれている場合にも結果として過小評価となる。

以上、トランスミッションスキャンを用いた肺腫瘍性病変の部分容積効果補正を試みた。本法は簡便かつ精度も高く有用な方法であると考えられた。

文 献

- 1) Mazziota JC, Phelps ME, Plummer D, Kuhl E: Quantitation in positron emission computed tomography: 5. Physical-Anatomical effects. *J Compt Assist Tomogr* 5: 734-743, 1981
- 2) Rhodes CG, Wollmer P, Fazio F, Jones T: Quantitative measurement of regional extravascular lung density using positron emission and transmission tomography. *J Compt Assist Tomogr* 5: 783-791, 1981
- 3) Kubota K, Matsuzawa T, Fujiwara T, Ito M, Hatazawa J, Ishiwata K, et al: Differential diagnosis of lung tumor with positron emission tomography: A prospective study. *J Nucl Med* 31: 1927-1933, 1990
- 4) Ichiya Y, Kuwabara Y, Otsuka M, Tahara T, Yoshikai T, Fukumura T, et al: Assessment of response to cancer therapy using fluorine-18-fluorodeoxyglucose and positron emission tomography. *J Nucl Med* 32: 1655-1660, 1991
- 5) Patz EF, Lowe VJ, Hoffman JM, Paine SS, Burrowes P, Coleman RE, et al: Focal pulmonary abnormalities: Evaluation with F-18 fluorodeoxy glucose PET scanning. *Radiology* 188: 487-490, 1993
- 6) Iida H, Rhodes CG, de Silva R, Yamamoto Y, Araujo LI, Maseri A, et al: Myocardial tissue fraction—Correction for partial volume effects and measure of tissue viability. *J Nucl Med* 32: 2169-2175, 1991
- 7) Kuwabara Y, Ichiya Y, Otsuka M, Sasaki M, Akashi Y, Yoshida T, et al: Non-invasive measurement of myocardial blood flow by the ^{15}O steady-state method using continuous infusion of $H_2^{15}O$. *Radioisotopes* 42: 629-633, 1993

Summary

The Partial Volume Effect Correction for Pulmonary Mass Lesions Using a $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ Transmission Scan in PET Study

Yuko AKASHI, Yasuo KUWABARA, Yuichi ICHIYA, Masayuki SASAKI,
Tsuyoshi YOSHIDA, Toshimitsu FUKUMURA and Kouji MASUDA

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University

We tried to correct the partial volume effect for pulmonary mass lesions using a $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ transmission scan. Initially, a fundamental study was done using spherical phantoms and good results were obtained. Next, a clinical evaluation was performed on 28 pulmonary mass lesions ranging in diameter from 0.8 cm to 8.0 cm. The tissue fractions of the mass lesions were obtained by a $^{68}\text{Ga}/^{68}\text{Ge}$ transmission scan, where the tissue fraction in the back muscles was assumed to have a value of 1. The tissue fraction of the surrounding lung field was subtracted from that of each mass lesions, and the net tissue fraction was thereby obtained. When no correction was required,

the tumor/muscle count ratio (TMR) became higher in proportion with an increase in the mass size. After performing a correction, however, no correlation was observed between them. This method was both easy to perform and reliable, and it is thus considered to be useful for overcoming the partial volume effect in pulmonary mass lesions, although an underestimation may still occur in cases with mass lesions either near the great vessels or the chest wall.

Key words: Positron emission tomography, Transmission scan, Partial volume effect, Pulmonary mass lesion.