

《原 著》

## 胸部 PET 画像と CT 画像の重ね合わせ 呼吸補正をした PET/Tr 画像を用いた重ね合わせ手法

河原田泰尋\* 伊藤 彰義\*\*

要旨〔目的〕従来の胸部 PET 画像と CT 画像の重ね合わせは、横断像の正中線や輪郭を基準指標に画像の回転と平行移動により行っているため、胸腹部では呼吸の動きによる重ね合わせ再現性や精度が得られなかった。そこで胸部の呼吸による動きを解析し、重ね合わせ基準指標の特定と呼吸移動を補正した重ね合わせ手法を検討した。

〔方法〕深呼吸気下における肺野を対象とした各体軸(X軸:左右, Y軸:背腹, Z軸:頭尾)方向の動きを CT-3D 画像により解析した。加えて深呼吸気・安静呼吸気下における肺野部と胸郭部の Y軸・Z軸方向の動きを、非侵襲であり任意断層画像が得られる MR 装置を用いて解析した。呼吸による動きの補正は肺野部を切り出した PET 画像に対し行った。補正値は呼吸の解析結果(30例)により得られた Y軸方向と Z軸方向の移動平均値とした。

〔結果〕CT-3D 画像の解析から、X軸方向の動きは無視できることを明らかにした。PET 画像と CT 画像の重ね合わせでは矢状断面で行うことが有用であることを示した。矢状断面の MR 画像の解析から、重ね合わせ基準指標は肺尖から肺野後壁が有用であることを示した。

肺野部に呼吸移動差の補正を加えた PET 画像を CT 画像に重ね合わせ、肺門部では基準指標のみの重ね合わせに比べ頭尾方向に 6.1 mm、背腹方向に 3.6 mm の精度の向上が得られた。

〔結語〕肺門部周辺では、従来の回転や平行移動に比べ本法による呼吸補正は有効であった。

(核医学 40: 1-9, 2003)

### I. はじめに

核医学検査で positron emission computed tomography (PET) 装置による糖代謝 ( $^{18}\text{F}$ -Fluorodeoxyglucose:  $^{18}\text{F}$ -FDG) を利用した腫瘍検査は、肺病変の良・悪性鑑別診断および肺癌の病期診断や初回治療後における再発病巣の早期検出に有用<sup>1,4)</sup>で

あることが注目されている。肺癌の病期診断では、肺門リンパ節や縦隔リンパ節および遠隔転移病巣への異常集積を知ることが重要となる<sup>5,6)</sup>。しかし、解剖画像である CT や MRI と比較して、代謝画像の PET は空間分解能が低いことや、集積部の位置特定が困難なことがある。これを補う方法として PET 装置に X 線 CT 装置(以下、CT 装置)を組み込み一体化した装置(以下、PET/CT 装置)<sup>7,8)</sup>が開発されているが、わが国の現行法令では、臨床装置として導入できない<sup>9)</sup>ため、PET 検査と同一部位の X 線 CT 検査(以下、CT 検査)や MR 検査の画像と重ね合わせる試みがなされている。画像を重ね合わせる手法として、体表にマーカーを付けこれを基準指標に重ね合わせる方

\*群馬県立医療短期大学診療放射線学科

\*\*日本大学理工学部電子情報工学科

受付: 14 年 6 月 25 日

最終稿受付: 14 年 10 月 2 日

別刷請求先: 前橋市上沖町 323-1 (☎ 371-0052)

群馬県立医療短期大学診療放射線学科

河原田 泰 尋

法と、PET 画像で同定可能な解剖学的構造物<sup>10)</sup>(臓器や組織の境界線および骨表面等)を用いる方法がある。マーカー法は基準指標として分かりやすいが、検査ごとにマーカーを付けるため複雑であり、マーカーを付けない画像に適用できないことや、体表マーカーと臓器の動きが一致しない恐れがある。他方、画像に描出されている解剖学的構造物のみを基準指標に重ね合わせる方法は、PET 画像で解剖学的構造物が描出され難いことや、検査時の呼吸法の違いによる動きの相違でスライス位置が異なり重ね合わせの障害になると考えられる。

そこで肺門部周辺に集積を認める PET 画像を CT 画像と重ね合わせ、病変部の位置特定をすることを目的に、CT 検査(深吸気位の息止め)と PET 検査(安静呼吸気下)の呼吸方法の違いによる胸部の動きを解析し、重ね合わせに適する断層面と基準指標として有効な解剖学的構造物を明らかにした。これらを用い呼吸法の違いによる肺野の動きを PET 画像上で補正し、CT 画像と重ね合わせる手法を考案した。

なお、本研究のボランティアには、その目的について説明し協力を得た。

## II. 方法

### 1. 呼吸による胸部の動きの解析

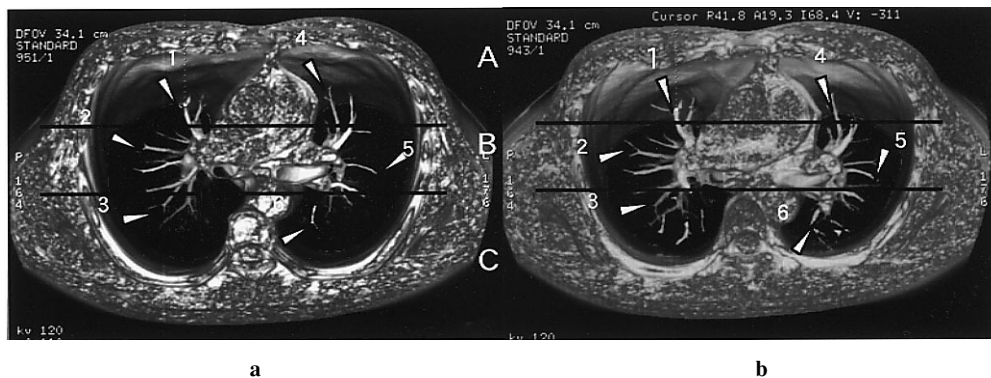
本研究で使用した施設では、通常の PET 検査は安静呼吸気下で行われ、また胸部 CT 検査は深吸気位の息止めで行われている。

PET 画像および CT 画像は、X 軸 = 左右方向、Y 軸 = 背腹方向、Z 軸 = 頭尾方向(以後、X, Y, Z 軸方向)の各軸に垂直な断層画像で表示している。胸部の各体軸方向の呼吸による動きを解析し、動きが小さく重ね合わせに適した断層面と、基準指標を以下の方法で検討した。

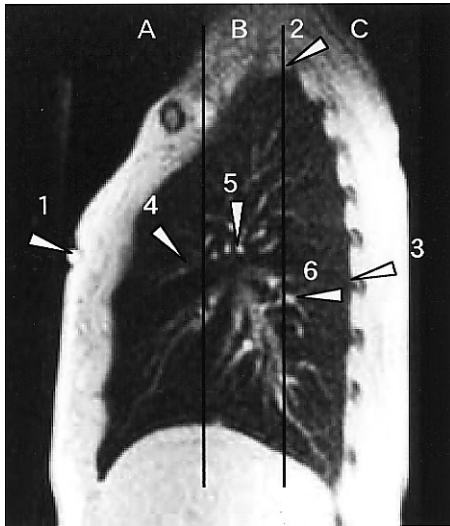
#### 1) 呼吸による動きの小さい断層面の特定について

CT 検査と PET 検査の呼吸法における肺野の動きは、CT 検査時の深呼吸気で大きいことが予想される。そこで深呼吸位・深吸気位における肺門部近辺の肺野について各軸上での動きを以下の方法で測定した。

被検者 15 名〔健常者ボランティア 9 名、平均年齢 33.8 歳(24~48 歳)、肺疾患患者 6 名、平均年齢 68.5 歳(58~78 歳)〕の深吸気位・深呼吸位の息止めで、X 線マルチディテクタ CT 装置(HiSpeed Advantage Qx/I, GE 社製、以下、マルチ



**Fig. 1** CT-3D image (stopped in the inspiratory position (a) and in the expiratory position (b) during deep breathing) of which surface was rendered to present the pulmonary artery. The lung was divided into three regions (anterior lung: A, middle lung: B, and posterior lung: C) and branches (1-6 indicated with a wedge mark) of the pulmonary artery were visually identified. These branches were used as landmarks to measure movements in the axial directions (X, Y, and Z) when the lung moved from the maximum inspiratory position to the expiratory position.



**Fig. 2** Method of measuring movements in the Y-axis and Z-axis directions during breathing at rest and deep breathing using an MR system. The lung was divided into three regions (anterior, middle, and posterior regions). Branches of the pulmonary artery around the hilum of the lung were visually identified and used as landmarks (4–6 indicated with a wedge mark). For the thorax, the anterior thoracic wall marker: 1, the apex of the lung: 2, and the posterior wall: 3 were used as landmarks.

ヘリカルCT)により、肺尖から胸骨剣状突起までの画像収集を行った。撮影条件はスライス厚：2.5 mm 4 列, FOV : 50 cm, 画素数 : 512 × 512, 撮影時間 : 約 23 秒間で撮影した。CT ワークステーション (Advantage Workstation 3.1, GE 社製) により 3 次元画像を作成し、表面レンダリングして肺動脈抽出を行った。測定点は肺野を前区域, 中区域, 後区域に 3 分割し, 肺門部近辺における左右肺野の特徴ある肺動脈分岐点 (Fig. 1) を視覚的に特定し, X, Y, Z 軸方向の深呼吸位から深吸気位の移動距離を測定した。数値は平均値 ± 標準偏差で示した。また, 左右の肺野における平均値の差を T 検定を行い有意水準 ( $\alpha > 0.1$ ) を有意とした。

2) 重ね合わせ基準指標と肺野の移動差

PET 画像と CT 画像で描出されている, 解剖学的構造物を特定しこれを基準指標として重ね合わせる。このとき検査時の呼吸法の違いによる動きの相違により, 基準指標の動きも異なることが重ね合わせるときの再現性の障害となる。そこで前述した肺門部近辺における各体軸方向の動きの解析結果から, X 軸方向の動きは小さく, 矢状断面で Y・Z 軸方向の動きを解析可能であることを知り, 非侵襲で任意の断層画像が得られる MR 装置

**Table 1** (1) Mean movements in each axis of the region peripheral to the hilum of the lung in the inspiratory position during deep breathing (15 samples). (2) The test of the difference between two means of the right and left lung

(1)

Axis	Left Lung			Right Lung		
	Anterior Mean ± SD (mm)	Middle Mean ± SD (mm)	Posterior Mean ± SD (mm)	Anterior Mean ± SD (mm)	Middle Mean ± SD (mm)	Posterior Mean ± SD (mm)
X	2.2 ± 1.1	2.0 ± 1.0	1.5 ± 1.0	2.1 ± 1.4	1.1 ± 1.0	0.7 ± 0.8
Y	4.8 ± 1.1	4.5 ± 1.2	3.8 ± 0.9	5.6 ± 1.0	4.6 ± 1.2	4.4 ± 1.3
Z	9.2 ± 2.0	10.6 ± 1.8	12.0 ± 2.6	9.5 ± 1.8	10.4 ± 1.6	11.3 ± 2.1

(2)

Axis	Anterior	Middle	Posterior
X	0.210	2.646	2.337
Y	2.847	0.220	1.471
Z	0.417	0.631	0.184

$t_{0.1}(28) = 1.701$

を用い、呼吸法の違いによる肺門部近辺の肺野および胸郭部(前胸壁,後壁,肺尖)の動きを測定した。

被検者〔健康者ボランティア:30名平均年齢27歳(20~51歳)〕の前胸壁体表にMR装置(MAGNETOM Symphony 1.5T シーメンス社製)で高信号が得られる,アダラートカプセルをマーカーとして使用し,安静呼吸気下・深呼吸気下の右肺門部を20秒間で50画像(スライス厚:10mm,画素数:256×256)を矢状断面で画像収集を行った。得られた画像の肺野を前・中・後区域

に分け,各区域の特徴ある肺動脈分岐部と前胸壁マーカー,肺尖部,肺野後壁を視覚的に特定し測定点とした(Fig. 2)。また,数値については平均値±標準偏差を示した。

• 重ね合わせ基準指標について

呼吸位と吸気位における各測定点の移動距離を求め,呼吸による動きの小さい部位を重ね合わせの基準指標として特定した。

• 肺野の移動差について

呼吸法の違いによる肺野のY軸方向とZ軸方向の移動差について,肺門部が含まれる中区域に

**Table 2** Mean movements of the lung and thorax in the shift from the expiratory position to the inspiratory position during rest and deep breathing (30 samples)

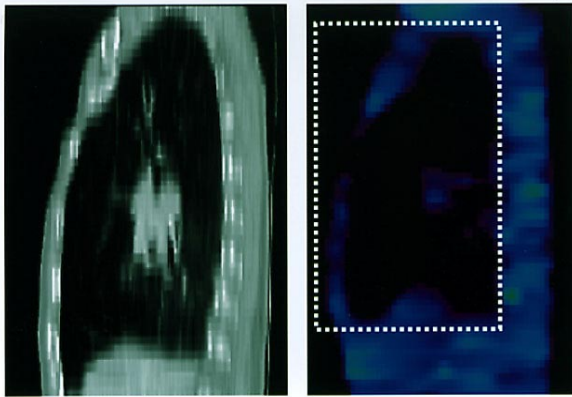
Zone	Rest breathing		Deep breathing	
	Y Axis Mean ± SD (mm)	Z Axis Mean ± SD (mm)	Y Axis Mean ± SD (mm)	Z Axis Mean ± SD (mm)
Lung				
Anterior	2.2 ± 1.5	6.1 ± 1.3	5.7 ± 1.7	11.8 ± 3.4
Middle	1.3 ± 1.1	8.2 ± 2.8	5.7 ± 1.8	12.5 ± 2.4
Posterior	2.6 ± 1.4	10.2 ± 1.8	3.5 ± 1.6	15.1 ± 2.9
Thorax				
Marker	0.8 ± 0.6	0.5 ± 0.5	4.8 ± 0.6	2.1 ± 1.2
Apex	0.1 ± 0.3	0.3 ± 0.5	1.3 ± 0.5	1.0 ± 0.7
Back wall	0 ± 0	0 ± 0	0.3 ± 0.5	0.4 ± 0.5

**Fig. 3** X-ray CT image (a) and PET transmission image (b) in the same planes were identified and the sagittal planes were used as the registered cross-sections. The positional indexes (from the apex of the lung to the posterior wall of the lung) were left, the lung field (in the dotted square) was extracted, and then differences in respiratory movements were compensated for.

**Fig. 4** Images acquired by registering MR sagittal plane images in the inspiratory and expiratory positions during deep breathing (a) and by registering those in the inspiratory and expiratory position during breathing at rest (b). No movements of the apex and posterior wall of the lung were noted during both breathings. The anterior thoracic marker ( ) showed opposite movements from the lung, which did not move during breathing at rest, moved toward the head in the deep inspiratory position, and moved toward the foot in the deep expiratory position.

**Fig. 5** Movement differences between the inspiratory position during deep breathing and the expiratory position at rest in the middle region including the hilum of the lung. The mean movements in 30 samples (Y = 3.6 ± 1.3 mm, Z = 6.1 ± 1.8 mm; indicated with + mark in the figure) were used as compensatory values.

**Fig. 6** A 78-year-old female patient with the hilar lymph node transition by the malignant lymphoma. Image acquired by registering a <sup>18</sup>F-FDG PET transmission and emission image with a CT image after compensating for the differences in respiratory movements. CT image (a) and a <sup>18</sup>F-FDG PET image (transmission image: b, emission image: e) of a sagittal plane. Registration using reference indexes: CT image + Transmission image (c), CT image + Emission image (f). Fusion image of the lung field after compensation in the Y-axis ( ) and Z-axis ( ) directions: CT image + Transmission image (d), CT image + Emission image (g).



a

b

Fig. 3

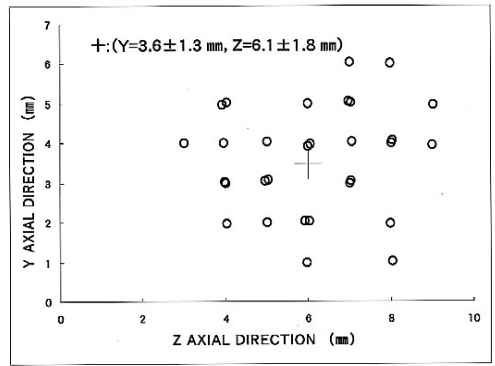
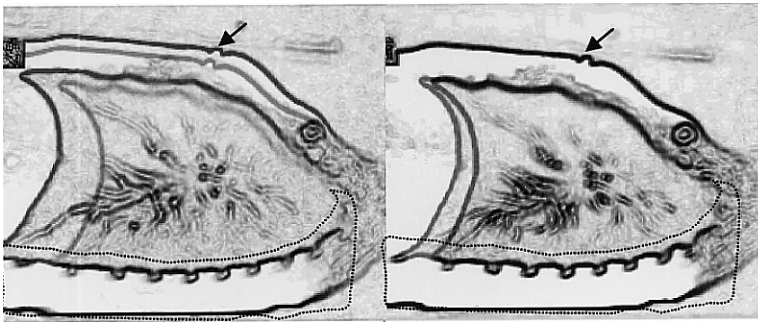


Fig. 5



a

b

Fig. 4

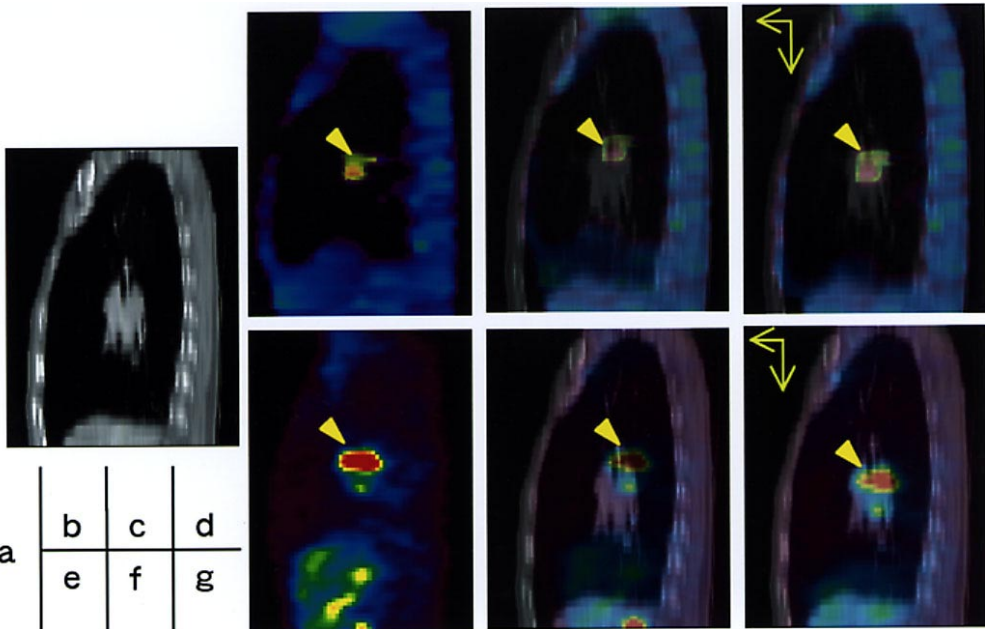


Fig. 6

a	b	c	d
	e	f	g

おける、深吸気位の移動距離から安静呼吸気の移動距離(呼気位・吸気位の平均移動距離)の差分を移動量とし、30例の平均を求めた。

## 2. CT画像とPET画像の重ね合わせ

### • PET

本研究で使用したPET装置(SET2400W, 島津社製)は、体軸(頭尾方向)有効視野: 200 mm, 撮影スライス: 63枚, スライス厚: 3.2 mm, 1断層のマトリックス: 128×128, 1ボクセル: 4×4×3.2 mmでエミッション/トランスミッション同時収集(以下, E/T同時収集)している。エミッション画像は、体内の放射能分布を体外から計測し、再構成された画像で診断に用いる。トランスミッション画像は、PET装置に取り付けられた外部線源(<sup>68</sup>Ge-Ga線状線源)を、患者の周りに回転させ透過分布を求め吸収補正する。γ線による透過データから、人体の吸収係数分布を再構成した画像である。CT画像と物理的に同じ性質の放射線吸収係数分布を持つ画像である<sup>11)</sup>。エミッション・トランスミッションとも同じスライス位置の画像が得られる。

### • X線CT

CT画像を重ね合わせ基準画像(以後、マップ画像)として用いる。この画像はマルチヘリカルCT装置によりスライス厚: 7.5 mm, FOV: 50 cm, 1断層: 512×512 マトリックス, 1ボクセル: 0.74×0.74×7.5 mmで撮影された画像である。

#### 1) 画像の重ね合わせ手順について

症例, 78歳・女性, <sup>18</sup>F-FDG・PET検査で悪性リンパ腫による気管前部, 傍大動脈弓部, 右肺門部のリンパ節に腫大と異常集積(SUV = 5.3)を認めた症例画像について, CT画像をマップ画像としてPET画像を矢状断面と基準指標により, 以下の手順で重ね合わせる。

CT画像とPET画像をPETワークステーションの重ね合わせソフト(Transmission Based Fusion, 島津社製)により, ボクセルサイズを統一する。

画像サイズを統一した同じスライス位置の矢状断面のCT画像とPETトランスミッ

ション画像をパーソナルコンピュータ(PowerMacintosh G3, Apple社製)に転送し, CT検査とPET検査の呼吸法の違いによる移動量を補正する。PET画像上の基準指標(肺尖から胸部後壁)を残し, 切り出した肺野(Fig. 3, 点線内)に対して, Y軸方向とZ軸方向の移動量に相当するPET画像の画素(4×4 mm)を線形補正する。補正值には30例の肺門部が含まれる中区域のY軸方向とZ軸方向の平均移動量を用いる。

CT画像に平均移動量を補正したPETトランスミッション画像を矢状断面と基準指標により重ね合わせる。

重ね合わせたトランスミッション画像とエミッション画像を置き換え重ね合わせる。

## III. 結果

### 1. 呼吸による胸部の動きの解析

#### 1) 呼吸による動きの小さい断層面の特定について

肺門部周辺において深呼気位と深吸気位におけるX, Y, Z軸方向の肺野の動きは, Z軸(頭尾)方向が最も大きく動き, 次にY軸(背腹)方向, X軸(左右)方向の動きは小さい。呼吸による肺野の左右差の動きではX軸方向の中区域  $T = 2.646 > t_{0.1}(n = 28) = 1.701$ , 後区域  $T = 2.337$ , Y軸方向の前区域  $T = 2.847$ で有意差が見られたが, その他の区域においては有意差はなかった(Table 1)。

#### 2) 重ね合わせ基準指標について

次に肺門部周辺における肺野と胸郭部(前胸壁, 後壁, 肺尖)の, 深呼吸気下と安静呼吸気下の呼気位から吸気位について移動距離を測定した(Table 2)。

肺野は安静呼吸気でY軸方向の動きは小さく, 深呼吸気では大きく動いた。胸郭は安静呼吸気で動きは小さく, 深呼吸気では前胸壁がY軸方向とZ軸方向に動きが大きくなったが, 肺尖部と後壁部の動きは小さい。

この結果から深呼気位・深吸気位および安静呼気位・安静吸気位のMR矢状断面画像について輪

郭を抽出し、重ね合わせた画像を示す (Fig. 4) .

安静呼吸気下では、肺野・胸郭とも Y 軸方向の移動量が小さいため重なるが、Z 軸方向は移動量が大きいいため重ならない。深呼吸気下では、肺野は Y 軸方向と Z 軸方向の移動量が大きいため重ならない。また、胸郭では前胸壁が Y 軸方向と Z 軸方向に移動するため重ならない。安静呼吸気、深呼吸気とも肺尖から肺野後壁は良好な重なりを示した (Fig. 4, 点線内) .

前胸壁の体表に付けたマーカー (Fig. 4, 矢印) は、安静呼吸気位・安静吸気位で移動量は小さいが、深呼吸気では吸気位に頭側方向へ動き、呼気位では尾側方向へ動き、肺野と動く方向が逆であることが確認できる (Fig. 4, 印) .

### 3) 肺野の移動差について

深吸気位で息止めした CT 画像に対し、PET 画像は安静呼吸気下の画像である。この呼吸法の違いによる肺門部が含まれる中区域における 30 例の移動差と平均移動差を示す (Fig. 5) . 平均移動差は Y 軸方向 =  $3.6 \pm 1.3$  mm, Z 軸方向 =  $6.1 \pm 1.8$  mm であった (Fig.5, + 印) .

## 2. PET 画像と CT 画像の重ね合わせについて

症例画像、悪性リンパ腫による右肺門部リンパ節転移に集積を認める臨床画像について、CT 画像をマップ画像に PET 画像を重ね合わせ、集積部の位置特定を行った。同じスライス位置の CT 画像と PET トランスミッション画像を重ね合わせ、断層面を矢状断面、基準指標を肺尖から肺野後壁として重ね合わせた画像を示す (Fig. 6 c) .

呼吸法の違いによる肺野の移動差の補正は、PET 画像の画素の大きさが  $4 \times 4$  mm であり、平均移動差が Y 軸方向 =  $3.6 \pm 1.3$  mm, Z 軸方向 =  $6.1 \pm 1.8$  mm から、Y 軸方向に 1 画素、Z 軸方向に 2 画素を PET 画像 (トランスミッションおよびエミッション) 上で切り出した肺野部に線形補正し、CT 画像と重ね合わせた画像を示す (Fig. 6, d, g) . 基準指標による重ね合わせ (Fig. 6, c, f) に比べ、補正後は前胸壁および集積部と肺門部のズレが改善され、良好な重なりを示すことが分かる (Fig. 6, d, g) .

## IV. 考 察

胸部では検査間で呼吸法が異なる。胸部 CT 検査は深吸気位の息止めで行われ、安静呼吸気下で行われる PET 検査に比べ呼吸による動きが大きいため、病巣が描出されるスライスの位置も異なる。両検査画像を再現性と精度よく重ね合わせるには、呼吸による動きの影響の小さい断層面と基準指標を特定する必要がある。

肺門部近辺の肺野において、呼吸法の違いによる動きを X 線 CT により解析し、X 軸方向の動きは本研究の重ね合わせに用いた CT, PET 両装置の断層厚に比べ小さいことから、X 軸に垂直な矢状断面では、呼吸法の違いによる動きの相違でスライス位置の移動がなく、重ね合わせ対象とするスライス位置の特定が容易であり、矢状断面が重ね合わせ断面として有用であることを明らかにした。

次に重ね合わせ基準となる指標は、体表マーカーを基準指標とすると、マーカーと肺野の動きは一致していなければならない。マーカーは深吸気位に頭側方向に動き、深吸気位では尾側方向に動く。これに対し肺野は深吸気位に尾側方向に動き、深吸気位には頭側方向に動くため、マーカーと肺野は逆の動きとなり基準指標とならない (Fig. 4 参照) . 胸部では吸気時に横隔膜が収縮して尾側方向に移動し、胸郭腔も尾側方向へ広がる。胸郭では肋骨筋の収縮で挙上する動きが同時に起こるためである。

胸部画像の重ね合わせは、描出している解剖学的構造物を基準指標とすることになる。両検査画像で特定可能で、かつ呼吸法の違いによる動きの小さい部位を求め、肺尖から肺野後壁を基準指標として特定した。MR 画像による重ね合わせでも肺尖から肺野後壁は動きの小さい良好な重なりを示した (Fig. 4 参照) . また、PET トランスミッション画像でも肺尖から肺野後壁の特定は可能であり、症例画像を用いた重ね合わせでも良好な重なりを示し、重ね合わせ基準指標として有用であった。

肺野部では呼吸法の違いによる動きの相違が、重ね合わせたときのズレとなる。この対応としてPET/CT装置の導入および重ね合わせ画像用として安静呼吸気下で新たにCT検査を実施する方法が考えられる。しかし、重ね合わせの目的だけにPET/CT装置の導入やCT検査を行うことは、患者の被ばく線量と経済的負担の増加等の問題があり、十分な検討が必要と思われる。

われわれの方法は、1)胸部ルーチン検査で得られたCT画像とPET画像を用いており、被ばく線量の増加もなく経済的にも安価であること。2)CT検査とPET検査の呼吸法の違いによる動きの相違による基準指標の重ね合わせ再現性と肺野のズレについては、動きの少ない矢状断面と基準指標を用いて重ね合わせているため再現性がよいこと。3)PET画像上で肺野部に呼吸法の違いによる移動量を補正することで位置特定の精度向上が得られる(Fig. 6参照)など、従来の重ね合わせに比べ有用と言える。

今回用いた補正值は、PET画像上の切り出した肺野部に肺門部が含まれる中区域の平均移動差( $Y = 3.6 \pm 1.3$  mm,  $Z = 6.1 \pm 1.8$  mm)を線形補正した。しかし、肺野はZ軸(頭-尾)方向で前・中・後区域の動きが異なり、各区域に対応した補正(非線形補正)が必要である。肺局所換気障害の高度な症例では、左右肺や局所肺で異なることや、肺門部においても肺野の呼吸変動は正常例でも異なることから、被検者固有の呼吸移動量を求める必要がある。また、下肺野および横隔膜付近では、肺門部に比べ呼吸による動きが大きいと考えられ、今後検討が必要である。

重ね合わせに用いたCT画像は、胸部ルーチン検査(スライス厚7.5 mm)で得られた、ボリュームデータから矢状断面画像を作成しているため十分な分解能が得られず、現状では他の二断面(横断面、前額断面)を用いた立体的断面での重ね合わせも必要と思われる。しかし、今後マルチスライスCTによる非常に薄いスライス厚(例えば0.5 mm厚×4列)の等方位性データ<sup>13,14)</sup>がルーチン検査で可能となれば、各断面データのデータ切り出

しても横断面(X-Y方向)と変わらない分解能を持つ画像が得られ、本法の重ね合わせはより有用と思われる。

## V. 結 論

PET画像上の肺野に呼吸法による移動差を補正し、矢状断面と肺尖から肺野後壁を基準指標として重ね合わせる方法は、胸部肺門部近辺の集積部の位置特定に有効であることが分かった。

謝辞：本稿を終えるに当たり、研究に際しご協力をいただいた群馬大学医学部核医学教授遠藤啓吾氏、附属病院放射線部松原國夫氏、鈴木道晴氏、高橋昇氏、ならびに横浜市立大学医学部放射線科教授井上登美夫氏と島津製作所の佐藤友彦氏に深謝いたします。

## 文 献

- 1) 鳥塚莞爾: 公表された文献によるFDG-PET検査の臨床的有用性の評価に関する調査報告. 核医学 2001; 38: 363-372.
- 2) 窪田和雄: ポジトロン断層による腫瘍診断. 核医学 1996; 33: 207-212.
- 3) 越智宏暢: 腫瘍核医学とクリニカルPET. 新医療 2002; 3: 53-56.
- 4) Marom EM, McAdams HP, Erasmus JJ, Goochman PC, Culhane DK, Coleman RE, et al: Staging Non-Small Cell Lung Cancer with Whole-Body PET. *Radiology* 1999; 212: 803-809.
- 5) 藤井博史, 安田聖栄, 井上康二, 高橋若生, 中原理紀, 西海 昇, 他: 腫瘍のFDG-PET 肺癌. 臨床放射線 2001; 17: 548-555.
- 6) 窪田和雄: FDG-PETによる肺癌の診断. 新医療 2002; 3: 58-63.
- 7) 伊藤正敏: 課題と今後の展望. 伊藤正敏, 遠藤啓吾, 越智宏暢, 福田 寛, 米倉義晴, 寺田弘司編, 臨床医のためのクリニカルPET. 先端医療技術研究所, 東京, 2001: 5-8.
- 8) Klutz P, Villemagne VV, Meltzer C, Chander S, Martinelli M, Townsend D: 20. The Case for PET/CT. Experience at the University of Pittsburgh. *Clin Positron Imaging* 2000; 3 (4): 174.
- 9) 桑原康雄: クリニカルPETへの課題. 新医療 2000; 3: 64-67.
- 10) 加藤隆司, 稲垣 弘, 太田豊裕, 田所匡典, 池田充, 山田哲也, 他: 上腹部領域のF-18 FDG PETとCTの重ね合わせ画像. 映像情報 1996; 28: 1065-1068.



- 11) 木原朝彦, 田中裕子, 木下富士美, 油井信春: 胸部 SPECT 画像と X 線 CT 画像のボリューム情報を用いた位置合わせ. 核医学 1998; 35: 197–206.
- 12) 松本満臣, 石坂 浩, 佐藤典子, 対馬義人, 富岡邦昭, 鈴木英樹, 他: CT と MRI の適応と役割 原発性肺癌 . 蜂屋順一, 高橋睦正編, 画像診断. 秀潤社, 東京, 1992: 158–168 .
- 13) 森下康之: マルチスライス CT 技術. 日放技学誌 2000; 56: 1397–1400.
- 14) 辻岡勝美: マルチスライス CT の原理. 日放技学誌 2000; 56: 1391–1396.

## Summary

### Registration of Chest PET and CT Images —Fusion Technique Using the PET/Tr Image by the Respiration Compensation—

Yasuhiro KAWAHARADA\* and Akiyosi ITOU\*\*

\*Department of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

\*\*Department of Electronics and Computer Science, College of Science and Technology, Nihon University

**[Objective]** The conventional registration of PET images of the chest with CT images is performed by rotating and shifting those images while used median lines and contours on axial images as the reference indexes. For the thoracic and the abdominal regions, therefore, the respiratory movements have prevented us from achieving satisfactory levels of registration reproducibility and accuracy. In order to solve this, we have analyzed respiratory movements of the chest and derived an image fusion method.

**[Methods]** Respiratory movements of the lung along each axis (X-axis: left-right, Y-axis: dorsoventral, and Z-axis: craniocaudal) during deep breathing were analyzed using CT-3D images. In addition, respiratory movements of the lung and thorax in the Y-axis and Z-axis directions during deep breathing and at rest were also analyzed by using an MR system that is the non-invasive method and allows for acquiring arbitrary tomographic images. Respiratory movements were compensated for on PET images of the lung. Moving average deviations in the Y-axis and Z-axis directions, which were obtained from the analytical result of respiration (30 samples), were used to

derive the compensatory values.

**[Results]** The analysis of CT-3D images showed that the movements in the X-axis direction were negligible. Registration of PET images with CT images was found useful when it performed on the sagittal planes. The analysis of MR images on sagittal planes revealed that the region extending from the apex of the lung to the posterior wall of the lung was useful for reference indexes for registration. The PET image by the compensation of the respiration transfer difference in the pulmonary hilum division was fusion on the CT image. In the pulmonary hilum division, the improvement in the accuracy of 3.6 mm in the dorsoventral and 6.1 mm in the craniocaudal direction was obtained in comparison with the fusion only of the reference index.

**[Conclusion]** The developed image fusion technique compensating the respiratory movements was found to be effective over the region of the hilum of the lung than the conventional technique.

**Key words:** PET image fusion of chest, Compensation for respiratory movements, Sagittal plane, Reference index for registration.