原著

全身FDG-PET撮像における診断用造影CT画像を用いた減弱補正の妥当性

松本圭一^{1,2)}・中本裕士³⁾・坂本 攝⁴⁾・村瀬研也²⁾・千田道雄¹⁾論文受付
2007年 1月5日論文受理
2007年 5月24日Code Nos. 251
333
5331) 先端医療センター分子イメージング研究グループ
(現 京都医療科学大学医療科学部放射線技術学科)
2) 大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻医用物理工学講座
3) 京都大学大学院医学研究科放射線医学講座
4) 姫路中央病院PET画像センター
(現 神戸大学大学院医学系研究科放射線医学)

緒言

¹⁸F標識薬剤である¹⁸F-fluoro-2-deoxy-D-glucose(¹⁸F-FDG)を用いたポジトロン断層撮影(PET)検査は、他の画像診断では得ることのできない糖代謝の亢進を画

像化することができるため、多くの腫瘍性疾患に有効である¹⁾。しかしながら、¹⁸F-FDGの集積は腫瘍特異的ではなく、かつ形態学的な情報に乏しいため、正確な画像診断を行うためには形態学的情報の融合が必須

Feasibility of Diagnostic Contrast-enhanced CT for Attenuation Correction of Whole Body PET Images

Keiichi Matsumoto,^{1,2)} Yuji Nakamoto,³⁾ Setsu Sakamoto,⁴⁾ Kenya Murase,²⁾ and Michio Senda¹⁾1) Department of Image-Based Medicine, Institute of Biomedical Research and Innovation
(Current address: Department of Radiological Technology, Faculty of Medical Science, Kyoto College of Medical Science)

2) Department of Medical Physics and Engineering, Division of Medical Technology and Science, Course of Health Science, Graduate School of Medicine, Osaka University

3) Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Graduate School of Medicine, Kyoto University

4) Department of Positron Emission Tomography, Himeji Central Hospital
(Current address: Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Kobe University)

Received Jan. 5, 2007; Revision accepted May 24, 2007; Code Nos. 251, 333, 533

Summary

Objective: Image fusion has been recognized as a useful technique in diagnostic imaging. We have been evaluating the manual image fusion of PET and contrast-enhanced (CE) CT obtained separately. The CT images can be used for attenuation correction as well as for image fusion; however, the quantitative accuracy of CT-corrected PET images has yet to be assessed. The purpose of this study was to compare the radioactivity concentration between conventional ⁶⁸Ge-corrected and CECT-corrected PET images. **Methods:** Twenty patients underwent a whole-body PET scan, followed by a CT scan with intravenous contrast material, after careful positioning using an individually molded vacuum cushion. Two different attenuation-corrected emission data sets were produced, i.e., ⁶⁸Ge-corrected images and CECT-corrected images. Image registration was performed by maximizing mutual information-based cost function, between the CT and the combination of emission and transmission PET volumes. The CT pixel values in Hounsfield units were transformed into linear attenuation coefficients in cm⁻¹, using a conversion formula for a lookup-table from phantom experiments. Measured activity concentrations from identical regions of interest in representative normal organs and in 25 pathologic foci of uptake were compared. In addition, the quality of the reconstructed images was assessed using the normal mean square error (NMSE). **Results:** Measured average radioactivity concentrations were 1.38-9.56% higher for CECT-corrected images than for ⁶⁸Ge-corrected images. Overall, the NMSE value of CECT-corrected images compared with ⁶⁸Ge-corrected images was 0.02±0.01. **Conclusions:** The difference in quantitative values between ⁶⁸Ge-corrected and CECT-corrected PET images was comparable to that of an integrated PET/CT system. Diagnostic CT images with intravenous contrast performed separately before or after a PET scan could be used clinically not only for fusion but also for attenuation correction.

Key words: ¹⁸F-FDG PET, contrast-enhanced CT, attenuation correction, attenuation coefficient, image registration別刷資料請求先: 〒622-0041 京都府南丹市園部町小山東町今北1番3
京都医療科学大学医療科学部放射線技術学科 松本圭一 宛

であると広く認識されている²⁻⁴⁾。近年開発されたPET/CT装置は、単なる複合型装置ではなく新しい画像診断装置として最適化も行われている⁵⁾。PET/CT装置は、高精度かつ簡便に融合画像を作成するだけでなく、CT装置を用いて統計雑音の小さい減弱補正データを短時間に獲得することも可能である。

一方、診断目的のCT検査では診断能を向上させるために、しばしば経静脈性ヨード造影剤が用いられる。PET/CT装置におけるCT減弱補正はHounsfield units (HU) 値を用いて行われるため、PET画像の定量性だけでなく⁶⁾、造影CT画像を用いた減弱補正では偽陽性を描出する可能性があることが報告されている⁷⁾。このため一般のPET/CT装置では、高い定量性と診断能を担保するために減弱補正用の単純CTと診断目的の造影CT撮影が施行されている⁸⁾。しかしながら、被検者の被ばく線量増大や検査効率、さらには腫瘍性疾患患者を対象とした場合には1回の検査で多くの情報を得る方が望ましいと考えられる。

本研究の目的は、診断目的の造影CT画像を用いた減弱補正法を開発し、その妥当性を⁶⁸Ge-⁶⁸Ga外部線源(従来)法との比較評価を行うことである。加えて、PET画像とCT画像を個別に撮像したデータを用いて高精度に融合させる技術開発も行ったので、ここに報告する。

1. 方法

1-1 使用機器および測定方法

使用したPET装置はECAT EXACT 47 (SIEMENS社製)である。6.75×6.75×20mmのBGO結晶を総計9,216個有し、スライス間隔3.4mmにて47画像スライス(24検出器リング)を撮像可能である。体軸方向有効視野は16.2cmであり、視野中心における断面方向および体軸方向の空間分解能は、それぞれ6.0mmと4.6mmである⁹⁾。本研究における三次元エミッション収集および画像再構成条件は、臨床検査と同じ検査プロトコルにて行った¹⁰⁾。三次元収集されたエミッションデータはFourier rebinning法¹¹⁾にて近似的に2Dデータに変換し、計数損失補正、偶発同時係数補正および散乱線補正(single scatter simulation algorithm)¹²⁾を行った。また従来法における減弱補正はsegmented attenuation correction (SAC) 法¹³⁾を用いて行った。このSAC法は、収集したトランスミッションデータを解析的手法にて画像再構成を行い、自動輪郭抽出後に肺野、軟部組織、骨の3種類の異なる領域に分割し既知の値(それぞれ $\mu=0.028, 0.095, 0.107\text{cm}^{-1}$)を代入する方法であるが、原画像との誤差低減および部分容積効果を同程度にする(中間値を表現する)ために原画像との重み付け加算も施している。

Fig. 1 Schematic of the JIRA-PET phantom with cylindrical inserts.

使用したCT装置はAquilion (東芝メディカルシステムズ株式会社製)であり、4列の検出器を有したマルチスライス型CT装置である。撮影条件は、管電圧が120kVであり、管電流は自動露出機構を用いて200mAから450mAまで変化させた。また回転時間は0.5秒であり、ヘリカルピッチは5.5とした。本研究では断面内の有効視野領域を500mmとした512×512マトリックスサイズのCT画像をスライス厚5mmで作成した。

¹⁸F-fluorideは超小型サイクロトロンCYPRIS HM-18型(住友重機械工業株式会社製)を用い、¹⁸O-H₂O (ROTEM Industries, 98%濃縮)をターゲットとして¹⁸O(p, n)¹⁸F核反応により生成した。¹⁸F-FDGの合成はオンカラム法によるFDG自動合成装置F100 (住友重機械工業株式会社製)を用いて行った。

1-2 研究項目

1-2-1 線減弱係数変換テーブルの測定

造影CT画像から消滅放射線のエネルギーである511keVの減弱補正データを作成するためにHU値と線減弱係数を測定した。JIRA吸収・散乱ファントム(JIRA-PETファントム)¹⁴⁾の一本の円柱内(直径5cm)に経静脈性ヨード造影剤Omnipaque 300 (第一三共株式会社製)を封入し(Fig. 1)、CT撮影および10分間のPETトランスミッション収集を行った。ここで経静脈性ヨード造影剤の濃度は、あらかじめ25例の臨床データ(動静脈相)から測定した骨転移以外の腫瘍のHU値を考慮して200HUとなる濃度に希釈した。

画像再構成を行ったCT画像およびPETトランスミッション画像をUNIXワークステーションO2 (日本SGI株式会社製)へデータ転送し、次項1-3に示す画像マトリックスの変換および平滑化処理を施した。医療画像解析ソフトウェアDr. View/PRO R (旭化成情報シ

Table 1 Patient characteristics.

Patient	Sex	Age (y)	Body weight(kg)	Height (cm)	BMI	Injection dose (MBq)	Uptake time (min)	Tumor type
1	M	78	51.6	152.3	22.2	130.3	75.5	Lung cancer
2	M	47	66.9	175.2	21.8	89.6	57.2	Colorectal cancer
3	F	64	42.5	153.4	18.1	116.0	58.1	Colorectal cancer
4	F	42	59.2	163.0	22.3	134.7	59.9	Colorectal cancer
5	F	65	55.2	149.0	24.9	151.9	59.3	Colorectal cancer
6	M	74	45.6	159.4	17.9	95.0	62.2	Colorectal cancer
7	M	56	72.3	164.2	26.8	155.6	59.3	Malignant lymphoma
8	M	62	45.7	159.6	17.9	91.6	59.2	Laryngeal cancer
9	F	52	41.3	153.0	17.6	99.0	60.7	Colorectal cancer
10	M	75	57.2	164.0	21.3	100.4	59.5	Gastric cancer
11	M	59	78.0	179.9	24.1	147.2	59.8	Colorectal cancer
12	M	56	60.3	165.3	22.1	128.1	60.1	Colorectal cancer
13	M	63	63.7	176.6	20.4	119.3	59.5	Lung cancer
14	M	51	81.9	171.8	27.8	146.2	61.1	Colorectal cancer
15	F	61	51.7	150.8	22.7	127.6	55.9	Cervical cancer
16	M	56	69.4	171.6	23.6	132.3	56.1	Colorectal cancer
17	F	74	45.0	149.5	20.1	110.2	58.1	Lung cancer
18	F	72	56.6	161.5	21.7	103.1	54.5	Colorectal cancer
19	F	50	46.2	158.8	18.3	112.6	55.7	Malignant lymphoma
20	M	62	54.9	166.6	19.8	108.5	59.2	Colorectal cancer
Average		61.0	57.3	162.3	21.6	120.0	59.5	-
S.D.		10.0	11.8	9.3	2.9	20.6	4.2	-

ステム株式会社製)を用いて画像の重ね合わせ(automated image registration algorithm)⁵⁾を行った後、各円柱とファントム中心に直径5cmの円形関心領域(ROI)を設定し、空気、水、経静脈性ヨード造影剤およびテフロン[®]のHU値と線減弱係数から変換テーブルを作成した。

1-2-2 臨床症例での検討

インフォームド・コンセントにて同意の得られた20名の被検者にて評価を行った(Table 1)。ここで、body mass index(BMI)は次式より算出した。

$$BMI = \text{weight in kg} / (\text{height in m})^2 \dots\dots\dots (1)$$

4時間以上の絶食後に¹⁸F-FDGを静注して投与約1時間後より吸引式固定バッグESFORM(エンジニアリングシステム株式会社製)を用いて被検者を固定し頭頸部から大腿部まで全身PET撮像を行った。PET撮像終了後にCT撮影室に移動し、被検者の体型に応じて型取りされた吸引式固定バッグを用いて再度被検者を固定した。経静脈性ヨード造影剤投与90秒後(動静脈相)の造影CT撮影を軽度の呼気状態でPET撮像と同範囲を行った⁴⁾。

1-3 造影CT減弱補正および画像位置合わせ

造影CT画像を用いた減弱補正および画像位置合

せの処理方法をFig. 2に示す。臨床症例におけるPET画像および造影CT画像は、Analyze形式にフォーマット変換しパーソナルコンピュータ上にデータ転送を行った。画像位置合わせを行う前に、造影CT画像のマトリックスサイズを128×128に変更したのち、15×15ピクセル加重平均平滑化フィルタを施した。次にPETトランスミッション画像を基準画像とし、線形の相互情報量期待値最大化法¹⁶⁾を用いた造影CT画像の画像位置合わせを行った。画像処理および画像位置合わせが施された造影CT画像は、前項1-2-1より得られた結果から作成した変換テーブルを基に、HU値から線減弱係数に画素値変換したのちPET画像処理装置へデータ転送した。データ転送された造影CT画像に対してSAC法を施し、最終的な造影CT画像における減弱補正用データを作成した。

1-4 データ解析

PET装置の画像処理装置を使用して、従来法における減弱補正を施したPET画像と、前項1-3で作成した造影CT画像における減弱補正用データを使用したPET画像の2種類を作成した。画像再構成を行った2種類のPET画像における正常組織および腫瘍部位にROIを設定し、最大および平均SUV(standardized uptake value)を算出した。造影CT画像を参照して正常組織に設定した矩形ROIの部位は、肺野、腎(第一腰椎)、肝

Fig. 2 Overview of contrast-enhanced CT-based attenuation correction methods (a) Transverse slices show resultant images of each processing (b)

臓(右葉前上区域), 腎臓および膀胱であり, ROIの大きさはそれぞれ, 41×41mm, 10×10mm, 41×41mm, 20×20mmおよび20×20mmである。腫瘍部位に設定した円形ROIの大きさは10mmφであり, 各症例において最も高集積となる腫瘍部位に設定した。算出した最大および平均SUVはPaired-t検定を用いて有意水準5%で有意差検定を行った。加えて設定した各ROI値の変動を評価するために次式を用いて%Diff⁶⁾を算出した。

$$\%Diff = \frac{X_{CT} - X_{Ge}}{X_{Ge}} \times 100 \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで, X_{CT} は造影CT画像における減弱補正用データを用いて画像再構成したPET画像のROI値であり, X_{Ge} は従来法による減弱補正を施したPET画像のROI値である。

画像の位置合わせ精度はnormalized mean squared error(NMSE)法¹⁷⁾を用いて評価した。NMSE法は基準画像と比較画像における各画素値を比較し, 基準画像

に対する比較画像の相違すなわち画素値の変化から位置ずれを算出することが可能である。

$$NMSE = \frac{\sum_{x=0}^x \sum_{y=0}^y (g(x,y) - f(x,y))^2}{\sum_{x=0}^x \sum_{y=0}^y f(x,y)^2} \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで, $f(x,y)$ は従来法による減弱補正を施したPET画像であり, $g(x,y)$ は造影CT画像における減弱補正用データを用いて画像再構成したPET画像である。また基準画像および比較画像は画像の最大値で正規化し, 脳底部から大腿部までの各スライスにおけるNMSE値を算出した。

2. 結 果

2-1 線減弱係数変換テーブルの測定

CT撮影およびPETトランスミッション収集で測定されたJIRA吸収・散乱ファントムの再構成画像をFig. 3に示す。PETトランスミッション収集では, 視覚的

Fig. 3 Slice of the CT reconstructed image for the JIRA-PET phantom configuration shown in Fig. 1. The figure shows a transverse slice of the original CT image (left), the CT image with a 15-point smoothing filter (middle), and the transmission image (right). The transmission image could not discriminate between the water and Iohexol.

Fig. 4 CT pixel values in Hounsfield units were transformed by phantom into linear attenuation coefficients in cm^{-1} experiments to create a conversion formula for a look-up table. Line was based on linear least-squares fitting of these sets of data points: $y = 9.334\text{E-}5x + 0.096$. $\pm$ = mean $\pm$ S.D.

に水と経静脈性ヨード造影剤を区別することは不可能であった。本研究におけるHU値と線減弱係数の関係をFig. 4に示す。HU値と線減弱係数は一次関数で近似することが可能であり、本研究における変換テーブルは $y = 9.334\text{E-}5x + 0.096$ とした。またCT撮影時に200HUに濃度調整した経静脈性ヨード造影剤は、画像処理を施したため $154.1 \pm 0.8\text{HU}$ まで低下した。

2-2 臨床症例での検討

従来法および造影CT画像における減弱補正用データを用いて画像再構成したPET画像の最大および平均値SUVをTable 2に示す。正常組織および腫瘍部位に

おける最大と平均値SUVに統計学的な有意差は認めなかった。しかしながら、造影CT画像における減弱補正用データを用いて画像再構成したPET画像の最大値SUVは、全ROIの平均で約2.4%過大評価する傾向にあった。正常組織および腫瘍部位に設定したROIより算出した%DiffをFig. 5に示す。最大および平均値SUVともに腎臓と膀胱で25%以上の変動が認められた。

すべての被検者における最大、最小および平均NMSE値はそれぞれ0.05, 0.01および 0.02 ± 0.01 であり、画像位置合わせ精度は良好であった。従来法および造影CT画像における減弱補正用データを用いて画像再構成したPET画像をFig. 6に示す。視覚的にも両

Table 2 Comparison of quantitative values between contrast-enhanced CT-corrected and germanium-corrected images.

Site	n	Mean value(SUV)			Maximum value(SUV)		
		Contrast-enhanced CT-corrected image (mean $\pm$ SD)	Germanium- corrected image (mean $\pm$ SD)	P	Contrast-enhanced CT-corrected image (mean $\pm$ SD)	Germanium- corrected image (mean $\pm$ SD)	P
All	120	4.37 $\pm$ 5.74	4.10 $\pm$ 5.00	NS	5.69 $\pm$ 7.09	5.45 $\pm$ 6.53	NS
Bone	20	1.69 $\pm$ 0.40	1.63 $\pm$ 0.35	NS	2.01 $\pm$ 0.53	1.95 $\pm$ 0.47	NS
Kidney	20	4.07 $\pm$ 1.79	3.97 $\pm$ 1.68	NS	6.70 $\pm$ 3.65	6.57 $\pm$ 3.49	NS
Bladder	20	14.51 $\pm$ 7.70	13.09 $\pm$ 6.25	NS	18.22 $\pm$ 10.06	16.53 $\pm$ 8.52	NS
Liver	20	2.11 $\pm$ 0.35	2.07 $\pm$ 0.35	NS	2.52 $\pm$ 0.40	2.48 $\pm$ 0.41	NS
Lung	20	0.38 $\pm$ 0.09	0.37 $\pm$ 0.08	NS	0.46 $\pm$ 0.11	0.45 $\pm$ 0.10	NS
Tumor	20	3.43 $\pm$ 2.09	3.49 $\pm$ 1.89	NS	5.33 $\pm$ 4.49	5.41 $\pm$ 4.09	NS

NS=not statistically significant.

Fig. 5 %Diff between contrast-enhanced CT-corrected images and germanium-corrected images for mean values(a) and maximum values(b). When contrast-enhanced CT-corrected images show larger uptake values, %Diff is calculated as positive by definition of the formula. In lung, plots show comparable scatter in both positive and negative areas, but in the bladder, positive values are predominant, that is, contrast-enhanced CT attenuation correction values have higher apparent radioactivity concentrations than do images reconstructed using ^{68}Ge attenuation correction.
=mean $\pm$ S.D.

Fig. 6 PET images corrected with germanium (a) and contrast-enhanced CT (b). Selected coronal slices. Both coronal images depict two metastatic lymph nodes (solid arrows) that were pathologically confirmed.

画像に差違を認めることなく、同等の診断能を有する画像を作成することが可能であった。

3. 考 察

1990年代前半より機能と形態の融合画像の有効性が報告され¹⁸⁾、近年ではコンピュータ技術および装置の進歩により容易に融合画像を獲得可能である。PET/CT装置は、形態学的情報を付加して診断能を向上させる目的だけでなく、CT画像から減弱補正も行うことができるため検査効率も向上させることができる。本研究では、被検者の被ばく線量低減および医療費の抑制を目的として造影CT画像を用いた減弱補正の妥当性について検討を行った。加えて、本邦においては診断目的のCT検査後にPET検査が施行されることも少なくないため、PET/CT装置でなくとも高精度に融合画像を作成する技術開発も行った。

臨床検査において造影CT画像を用いた減弱補正では、造影剤に起因する減弱補正用データの過大評価によって偽陽性を描出する可能性がある^{19, 20)}。これは経静脈性ヨード造影剤が光電効果の吸収端を利用しているためであり、造影剤集積部位におけるHU値が高値となることが原因である。Fig. 3に示すようにCT画像では水と経静脈性ヨード造影剤の分離が可能であるが、PETトランスミッション画像では光子のエネルギーが高いため、それらの分離が不可能である。したがって造影CT画像による減弱補正は、高濃度の経静脈性ヨード造影剤でなくとも定性的および定量的に問

題を生じることになる。しかしながら、造影CT画像に何らかの画像処理を施して水と経静脈性ヨード造影剤のHU値の差違を低減することができれば、偽陽性を描出することなく定量性も担保できると考えられる。本法では造影CT画像に対してマトリックスサイズの変更(ダウンマトリックス)を行ったのち、15×15ピクセルの加重平均平滑化フィルタを施した。数ある平滑化フィルタのなかから15×15ピクセルの加重平均平滑化フィルタを選択した理由は、1) 実空間上で処理可能な高速かつ簡便な平滑化フィルタである、2) 画像位置合わせを精度良く行うためにPETトランスミッション画像と同程度の分解能に処理する、3) ダウンマトリックス後の画素(HU)値を平滑化することで減弱補正用データへの過大評価を抑制する、の3点である。さらに本法では、後処理としてSAC法を併用した。SAC法は高エネルギー光子の物理学的相互作用を利用し、肺野、軟部組織、骨の3種類に線減弱係数を区分化することで統計雑音を低減させることが主目的であり、各画素値はいずれかの線減弱係数に置換される。本法は最も普及している既存の方法(SAC法)における前述の特徴を利用して、経静脈性ヨード造影剤に起因する過大評価の抑制を試みた。Table 2に示すごとく腫瘍の定量値が従来法と比較して、高値とならなかったことから本法の有効性が示唆される。Nehmehら²⁰⁾は正確な変換テーブルは一次関数ではない、すなわちbilinear法の方が良好な精度であると報告している。本研究で一次関数の変換テーブルを選択

した理由は、HU値が絶対的な値ではなくさまざまな状況下で変化する相対的な値であること、他社のCT装置でも本法を使用可能とするためには高い汎用性と簡便性が必要である、と考えたからである。しかし本研究で作成した一次関数の変換テーブルはテフロンを使用して作成したため、骨のような高吸収部位での定量性が劣化すると考えられる。そこで本研究ではSAC法の併用を試み、十分に高い定量性を簡便に担保することに成功した (Table 2)。Nakamotoらの報告⁶⁾では、単純CT減弱補正では定量値が高値となり、特に骨のように高吸収となる部位での定量性を問題視しているが、本法ではSAC法を併用しているため高吸収部位での定量性も担保することが可能であった。PET/CT装置では、経口および経静脈性ヨード造影剤が減弱補正へ影響するために減弱補正用の単純CTと診断目的用の造影CT撮影が検査プロトコールとして推奨されているが⁸⁾、PET/CT装置においても本法における画像処理を施すことで高い診断能と高い定量性を有した撮像が可能であると考えられる。

しかしながら、腎臓および膀胱で若干バラツキが大きかった (Fig. 5)。これは被検者に依存して異なる経静脈性ヨード造影剤の排泄時間が主な原因であると考えられ、経静脈性ヨード造影剤が高濃度 (250HU以上) に貯留したため線減弱係数を過大評価したと考えられる。¹⁸F-FDGが尿路系の排泄であるため、これらの部位におけるSUVの過大評価は臨床上大きな問題にならないが今後の検討課題であると考えられる。また、本法の妥当性は動静脈相の造影CT画像に対してであり、より高濃度の経静脈性ヨード造影剤の使用、すなわち造影剤投与後早期のCT画像に対して十分な定量性を担保できるか、一次関数による変換テーブルも含めて今後の検討である。化学療法や放射線治療後の効果判定にSUVを用いる場合には検査プロトコール、すなわち経静脈性ヨード造影剤投与後のCT撮影開始時刻に注意する必要がある。

また、本法では個別に撮像された画像データを高精度に融合させるために、吸引式固定バッグと相互情報量期待値最大化法を併用した。吸引式固定バッグを使用することで、装置寝台の形状に起因する位置ずれだけでなく、体軸のねじれや頸部の傾斜角度を同程度にすることが可能である。吸引式固定バッグは放射線治療で使用されている固定具であり、簡便に被検者を固定するだけでなく、繰り返し使用可能であるため臨床的かつ経費的にも有効であると考えられる。Nakamotoら⁴⁾は、吸引式固定バッグのみでは2~3cm程度の位置ずれがあり、呼吸性の変動に伴って肝臓上縁に位置ずれを生じると報告している。本法は吸引式固定バッグと相互情報量期待値最大化法を併用して融合画像の位

置合わせ精度を向上させた。NMSE値が 0.02 ± 0.01 と低値であったことから、吸引式固定バッグと相互情報量期待値最大化法の併用は有効であると考えられる。本研究では具体的な数値は示していないが、陽性像ファントム実験においてNMSE値が小数点以下二桁であれば数mm以下の位置ずれであることを確認している。また、線形の相互情報量期待値最大化法であるため、画像位置合わせに要する処理時間も数分程度と短時間であり臨床上有効である。複合型であるPET/CT装置であっても呼吸性の変動に伴う位置ずれが生じることを考慮すれば、本法の画像重ね合わせ精度は臨床的に十分許容される範囲内であると考えられる。

造影CT画像とPET画像の融合画像は、単純CT画像との融合画像とを比較すると格段に診断精度が向上する。また検査目的が病期診断であった場合には、造影CT画像とPET画像の融合画像の方が治療方針を早期に計画できる。すなわち迅速かつ高精度に診断を行う必要がある場合には、必ずしも単純CT撮影は必要ではないと考える。本法は被検者の被ばく線量を必要以上に増加させることのない有効な方法であり、加えて画像診断に要する時間の節約にもなることから、読影医師の負担を低減させる有効な手法であると考えられる。またマルチスライス型CT装置は多くの施設で稼働しているが、PETおよびPET/CT装置はそれと比較すると稼働している施設は少ない。すなわち診断用のCT撮影が行われた後にPET撮像が行われている頻度が高いと考える。施設間で吸引式固定バッグを持ち出すことは困難となる可能性があり、また全身のCT撮影を行う頻度は少ないと考えるが、必要に応じて積極的に全身の造影CT撮影を行い、造影CT画像が単なる参照画像ではなく融合画像として活用されることを期待する。

4. 結 語

診断用造影CT画像を用いた減弱補正の妥当性を評価した。HU値を511keVの線減弱係数に変換する一次関数の変換テーブルとSAC法の併用で十分に高い定量性を簡便に担保することが可能であった。従来法と比較して約2.4%過大評価したが、臨床的に十分許容できる範囲内であると考えられた。加えて、本法はPET/CT装置における診断用造影CT画像を用いた減弱補正の可能性だけでなく、個別に撮像された造影CT画像とPET画像の融合画像も作成可能であるため、臨床的に有効な情報を提供することが可能であると考えられた。

本論文の要旨は、第51回米国核医学会総会 (2004年6月、フィラデルフィア) にて発表した。

参考文献

- 1) Bomanji JB, Costa DC, and Ell PJ: Clinical role of positron emission tomography in oncology. *Lancet Oncol*, 2(3), 157-164(2001)
- 2) Beyer T, Townsend DW, Brun T, et al.: A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J Nucl Med*, 41(8), 1369-1379(2000)
- 3) Schöder H, Erdi YE, Larson SM, et al.: PET/CT: a new imaging technology in nuclear medicine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 30(10), 1419-1437(2003)
- 4) Nakamoto Y, Sakamoto S, Okada T, et al.: Accuracy of image fusion using a fixation device for whole-body cancer imaging. *AJR Am J Roentgenol*, 184(6), 1960-1966(2005)
- 5) Bettinardi V, Danna M, Savi A, et al.: Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: Discovery ST. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 31(6), 867-881(2004)
- 6) Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, et al.: PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation-corrected images. *J Nucl Med*, 43(9), 1137-1143(2002)
- 7) Nakamoto Y, Chin BB, Kraitchman DL et al.: Effects of non-ionic intravenous contrast agents at PET/CT imaging: phantom and canine studies. *Radiology*, 227(3), 817-824(2003)
- 8) Ratib O: PET/CT image navigation and communication. *J Nucl Med*, 45(suppl 1), 46S-55S(2004)
- 9) Wienhard K, Eriksson L, Grootenck S, et al.: Performance evaluation of the positron scanner ECAT EXACT. *J Comput Assist Tomogr*, 16(5), 804-813(1992)
- 10) 松本圭一, 松浦 元, 簗田英理, 他: 三次元全身FDG-PET収集におけるBody Mass Indexを用いた投与量および収集時間の最適化. *日放技学誌*, 60(11), 1564-1573, (2004).
- 11) Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, et al.: Exact and approximate rebinning algorithms for 3-D PET data. *IEEE Trans Med Imaging*, 16(2), 145-158(1997)
- 12) Watson CC, Newport D, Casey ME, et al.: Evaluation of simulation-based scatter correction for 3-D PET cardiac imaging. *IEEE Trans Nucl Sci*, 44(1), 90-97(1997)
- 13) Xu M, Luk WK, Cutler PD, et al.: Local threshold for segmented attenuation correction of PET imaging of the thorax. *IEEE Trans Nucl Sci*, 41(4), 1532-1537(1994)
- 14) 社)日本アイソトープ協会 医学・薬学部会 サイクロトロン核医学利用専門委員会 核医工学ワーキング・グループ: PET装置の性能評価のための測定指針. *Radioisotopes*, 43(9), 115-135, (1994).
- 15) Woods RP, Cherry SR, and Mazziotta JC: Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images. *J Comput Assist Tomogr*, 16(4), 620-633(1992)
- 16) Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, et al.: Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging*, 16(2), 187-198(1997)
- 17) 社)日本放射線技術学会核医学分科会: 6 画像評価の各論. *放射線医療技術学叢書*(19)SPECT画像技術の基礎. pp.58-69, (社)日本放射線技術学会出版委員会, 京都, (2001).
- 18) Wahl RL, Quint LE, Cieslak RD, et al.: "Anatomometabolic" tumor imaging: fusion of FDG PET with CT or MRI to localize foci of increased activity. *J Nucl Med*, 34(7), 1190-1197(1993)
- 19) Antoch G, Freudenberg LS, Egelhof T, et al.: Focal tracer uptake: a potential artifact in contrast-enhanced dual-modality PET/CT scans. *J Nucl Med*, 43(10), 1339-1342(2002)
- 20) Nehmeh SA, Erdi YE, Kalaigian H, et al.: Correction for oral contrast artifacts in CT attenuation-corrected PET images obtained by combined PET/CT. *J Nucl Med*, 44(12), 1940-1944(2003)

図表の説明

- Fig. 1 JIRA-PETファントムの幾何学的配置
- Fig. 2 造影CT画像を用いた減弱補正法の概要(a), 各処理過程における横断像(b).
- Fig. 3 Fig. 1で示されたJIRA-PETファントムの再構成画像
CT画像(左), 15×15ピクセル加重平均平滑化フィルタ処理を施したCT画像(中央), PETトランスミッション画像(右). PETトランスミッション画像では, 水と経静脈性ヨード造影剤を分離することは不可能であった.
- Fig. 4 HU値を511keVの線減弱係数に変換するための換算式
直線は線形の最小二乗法に基づき, $y=9.334E-5x+0.096$ の回帰式で表せる. $\text{mean} \pm \text{S.D.}$.
- Fig. 5 外部線源および造影CT画像を用いた減弱補正における定量値の差(%Diff)
平均値における%Diff(a), 最大値における%Diff(b). 造影CT画像を用いた減弱補正の定量値が高値である場合には%Diffは正の値を算出する. 肺野の%Diffは正と負にばらついているが, 膀胱の%Diffは正の値が優位である. すなわち, 造影CT画像を用いた減弱補正の定量値が高値である. $\text{mean} \pm \text{S.D.}$.
- Fig. 6 ^{68}Ge - ^{68}Ga 外部線源および造影CT画像を用いて減弱補正したPET冠状断面像の比較
2本の矢印は病理学的に確認されたリンパ節転移.

Table 1 被検者の体格, 病名および諸条件

Table 2 ^{68}Ge - ^{68}Ga 外部線源および造影CT画像を用いて減弱補正したPET画像の定量値の比較