原 著

全身PET/MRI融合画像に関する検討
- Partial Body Fusionの有用性 -中野喜正・藤淵俊王・磯辺智子・内田佳孝¹⁾・風間俊基¹⁾
浜田一男²⁾・木川隆司・伊東久夫¹⁾論文受付
2005年11月24日論文受理
2006年3月18日Code Nos. 333
530千葉大学医学部附属病院放射線部
1) 千葉大学医学部附属病院放射線科
2) 日本メジフィジックス株式会社

緒 言

近年、複合型PET/CT装置は各メーカーの市販に伴い、診断面や撮像時間の短縮等からその有用性も認知され^{1,2)}、わが国でも着実に普及しつつある。PET/CT装置は機能情報としてのPET画像と形態情報としてのCT画像の融合画像作成が容易に行えるという利点を持つが、いくつかの問題点³⁾も抱えている。第一の問題点として、全身のX線CT撮影による被曝線量の増大⁴⁾が挙げられる。また、第二の問題点として、横隔

膜付近の臓器の位置ずれが挙げられる。これは、PETは自然呼吸下にて、CTは呼吸停止下にて撮像されることが多いため、その影響として、CT画像を吸収補正に使用した場合、PET画像上にアーチファクト⁵⁾として現れ、更に融合画像を作成する場合には臓器の形状の不一致⁶⁾として現れる。

一方、PET画像とMRI画像の融合画像については、複合型PET/MRI装置が存在しないことから、頭頸部領域を中心にソフトウェアによる融合画像の作成が以前

Assessment of Whole Body PET/MRI Fusion Imaging Using Automated Software: Usefulness of Partial Body Fusion

Yoshitada Nakano, Toshiou Fujibuchi, Tomoko Isobe, Yoshitaka Uchida,¹⁾ Toshiki Kazama,¹⁾ Kazuo Hamada,²⁾ Takashi Kikawa, and Hisao Ito¹⁾Department of Radiology, Chiba University Hospital
1) Department of Radiology, Chiba University School of Medicine
2) Nihon Medi-Physics Co., Ltd.

Received Nov. 24, 2005; Revision accepted March 18, 2006; Code Nos. 333, 530

Summary

Purpose: In this study, we created a whole body fusion image of PET and MRI using automated software for fusion imaging, and assessed the accuracy of the software. **Materials and methods:** Twenty patients with abnormal FDG-PET findings underwent whole body MRI. Images from both modalities were automatically fused in two ways using software (Fusion Viewer, Nihon Medi-Physics Co., Ltd., Nishinomiya, Japan) with a registration algorithm based on maximum mutual information. One was to create a whole body fusion image at once, named whole body fusion (WBF). The other was to create fusion images of the head and body separately, named partial body fusion (PBF). Two radiologists measured the misregistration between PET and MRI in the fusion images at nine landmarks (brain, cervical spine, chest, heart, liver, right kidney, left kidney, vertebra, base of bladder). **Results:** When fusion images were created using WBF at once, misregistration was observed in the head and neck area in approximately half of the cases, whereas almost no misregistration was observed in the body. When fusion images were created using PBF, the misregistration in the head and neck areas was significantly smaller than in those using WBF, and misregistration in the body was very small. **Conclusion:** The PBF technique that creates highly accurate whole body PET/MRI fusion images is easy to use and may provide clinically useful information.

Key words: PET/MRI, whole body fusion, partial body fusion, maximum mutual information, automated fusion imaging

別刷資料請求先: 〒260-8677 千葉県千葉市中央区亥鼻1-8-1
千葉大学医学部附属病院放射線部 中野喜正 宛

から行われている⁷⁾。しかし、体幹部を含めた全身の融合画像は、体位の再現性の問題、全身MRIの撮像時間の問題、ソフトウェアの性能や操作性の問題などから、まだルーチン検査として普及するレベルに達しているとはいえない。被曝がなく、組織コントラストに優れるMRI画像とPET画像の全身融合画像は、PET/CT融合画像と同等、またはそれ以上に臨床的に有用であることが期待されており、簡便な方法で、かつ正確な全身PET/MRI融合画像を得る手法の開発は早くから望まれている。

今回われわれは、全身PET/MRI融合画像作成をルーチン化することを目的とし、簡便なポジショニングと撮像方法、そして自動化された融合画像作成ソフトウェアを用いることにより、これを実現することを試みた。本研究では、全身FDG-PET検査を施行した患者のうち、異常集積が認められた20症例に対し、PET検査時と同様に自然呼吸下にて全身MRI検査を施行し、相互情報量最大化法^{8~11)}を用いたmultimodality image fusion software (Fusion Viewer: 日本メジフィジックス株式会社製)により両画像を自動融合させて全身PET/MRI融合画像を作成した。Fusion Viewerによる融合画像作成においては、全身を一括で融合させるwhole body fusion (WBF) 法と今回われわれが考案した全身を頭頸部と体幹部に分けて融合させるpartial body fusion (PBF) 法の二つの方法を採用した。そして、全身PET/MRI融合画像作成をルーチン化すべく、WBF法とPBF法の精度について評価・検討を行ったので報告する。

1. 方法

1-1 対象

対象としたのは、FDG-PET検査施行患者のうち異常集積が認められた20症例 (男性: 9名, 女性: 11名, 年齢: 27~82歳, 平均年齢60歳, 身長: 146~181cm, 平均身長161cm) である。

1-2 使用機器, および撮像条件

1-2-1 PET

PET装置はGE横河メディカルシステム株式会社製Advance NX-iを使用した。

FDG 370MBqを投与後, 1時間安静の後, 以下の撮像条件により撮像を行った。Emission time: 4min, Transmission time: 2min, スライス厚: 4.25mm, 画像再構成: OSEM法 (subset 28, iterations 2), 減衰補正: segmented attenuation correction, 平滑化フィルタサイズ: Gaussian 8mm, FOV: 550mm, マトリクスサイズ: 128×128, 撮像範囲: 眉毛上端から尾側へ7回ベッドを移動して大腿部まで連続した画像を撮像

した。全体の撮像範囲は965mm, 撮像時間は42minとなる。

1-2-2 MRI

MRI装置はGE横河メディカルシステム株式会社製Signa Horizon LX 1.5Tを使用した。

コイルはbody coilを使用し, 以下の撮像条件により撮像を行った。撮像シーケンス: fast spin echo (TR: 4000msec, effective TE: 102msec, echo train length: 16), スライス厚: 6.0mm, スライス間隔: 0.0mm (インターリーブ法を使用), FOV: 360mm, マトリクスサイズ: 256×160, 加算回数: 2回, 撮像断面: 横断面, スライス数: 42, 撮像時間: 2min56sec, 撮像範囲: PETと同様に, 眉毛上端から尾側へ前述の撮像条件で4回ベッドを移動して大腿部まで連続した画像を撮像した。全体の撮像範囲は1008mm, 撮像時間は11min44secとなる。撮像中の呼吸は自然呼吸とした。

1-3 ポジショニング

寝台のマットはPET装置, MRI装置ともに同一素材で, 体軸にねじれが発生しないように上面が平らなものを使用した。また, 頸部の傾斜角が同じになるように, ヘッドレストとマットとの高低差も同一にした (Fig. 1)。

患者の位置決めは, 体軸がまっすぐになるように, 頭頂部から足先までの正中線をポジショニングライトに合わせる (Fig. 2)。足先の開きは同じにするため, PET撮像時に測定しておき, MRI撮像時に同じ開き具合にする (Fig. 2)。両腕は体の脇に付け, 肩の力を抜いてもらった状態で, 軽く足方へ引いておく (Fig. 2)。顎の角度を同じにするため, PET撮像時にポジショニングライトを鼻唇角に合わせ, 頬部の同一線上にマークを付け, MRI撮像時に鼻唇角とマークを通る線をポジショニングライトに合わせる (Fig. 2)。

1-4 融合画像作成ソフトウェアの理論

融合画像作成ソフトウェアは, 日本メジフィジックス株式会社製Fusion Viewerを使用した。Fusion Viewer処理上での自動位置合わせ法である相互情報量最大化法とは, 画像間の相互情報量が最大となる条件にて融合画像を作成する方法である。言い換えれば, ソフトウェアレジストレーションの相互情報量最大化法とは, 「情報量」を基にした2画像の類似度を判断基準とする評価関数を用いて画像位置合わせを行う方法である。その処理の手法を簡単に述べると, リファレンス画像 $H(A)$ とターゲット画像 $H(B)$ の情報源が持つ情報量 (エントロピー) を基に, 2画像の相互情報量が最大になるまで最適化アルゴリズムによる座標変換を

Fig. 1 In this research, mats with a flat surface made of the same material were used. The vertical intervals between the headrest and the mats of PET and MRI have been adjusted to equal height.

ターゲット画像に更新しながら計算を繰り返す．変換パラメータとしては，最初に2画像の x, y, z のボクセルサイズを同一の値とするためのスケーリング変換処理を行い，次に画像の平行移動を行うためのパラメータ(T_x, T_y, T_z)および画像の回転を行うためのパラメータ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)を用いる．

相互情報量 $I(A, B_{new})$ の値は，

下記式(1)~(4)を用いて計算することができる：

$$I(A, B_{new}) = H(A) + H(B_{new}) - H(A, B_{new}) \quad \text{..... (1)}$$

$$H(A) = \sum \frac{N_{Ai}}{M_A} \log_2 \frac{N_{Ai}}{M_A} \quad \text{..... (2)}$$

$$H(B_{new}) = \sum \frac{N_{Bi}}{M_B} \log_2 \frac{N_{Bi}}{M_B} \quad \text{..... (3)}$$

$$H(A, B_{new}) = \sum \frac{N_{AiBi}}{M_{AB}} \log_2 \frac{N_{AiBi}}{M_{AB}} \quad \text{..... (4)}$$

$H(A)$, $H(B_{new})$ および $H(A, B_{new})$ は，それぞれリファレンス画像のエントロピー，ターゲット画像のエントロピーおよびリファレンス画像とターゲット画像の結合エントロピー， N_{Ai} および N_{Bi} は，それぞれリファレンス画像およびターゲット画像において画素値 A_i および B_i を有するボクセルの数， N_{AiBi} は，リファレンス画像とターゲット画像との融合画像において画素値 A_i および B_i が同時に存在しているボクセルの数， M_A , M_B および M_{AB} は，それぞれリファレンス画像，ターゲット画像，リファレンス画像とターゲット画像との融合画像におけるボクセル数である．よって，リファレンス画像とターゲット画像の結合エントロピー $H(A, B)$ が最小になるまで，つまり相互情報量 $I(A, B)$ が最大になるまで画像位置合わせを行い，最大となったときに処理が終了し2画像の位置合わせが完了となる．最初の段階でリファレンス画像とターゲット画像との間でボクセルサイズおよびボクセル数を同一の値とする

Fig. 2 Patient's median line has been adjusted to fit the alignment light.

The interval between the patient's feet is adjusted to be the same in PET and MRI.

The shoulder is relaxed, and the arm is gently pulled.

We have adjusted for the angle of the patient's mandible to be the same by placing a mark on the patient's face, and matching the mark to the alignment light in PET and MRI.

ための変換処理を行っているので，リファレンス画像上に自動で位置合わせされたターゲット画像の三次元ボリュームデータを融合画像表示させることができる．このソフトウェアレジストレーション機能を利用すれ

Fig. 3 Two radiologists measured the misregistration between PET and MRI in the fusion images at the nine landmarks. Round signs indicate the direction in which misregistration was evaluated.

ば、ターゲット画像の断層面とリファレンス画像の断層面を同一断層面として表示・評価できる。ただし、位置合わせしたい2画像を見たとき「画像の分布・特徴がほぼ同じ」ことが、アルゴリズム上での前提条件となる。

1-5 WBF法とPBF法

PET画像とMRI画像は撮像後DICOM画像へ変換し、PET画像をターゲット画像、MRI画像をリファレンス画像としてFusion Viewerを用いて自動融合させた。その際、PETとMRIで撮像した範囲すべてを一括で融合させるWBF法と全身を肩の上端を境に頭頸部と体幹部に分けてそれぞれを融合させるPBF法によって融合画像を作成した。

1-6 精度評価

1-6-1 位置ずれの評価

融合画像の位置ずれを評価するために、全身の9カ所の臓器(脳、頸髄、胸郭、心臓、肝臓、右腎、左腎、椎体、膀胱底部)をランドマークとし、放射線科専門医2名により各ランドマークにおける位置ずれの評価を行った。各ランドマークで位置ずれを判定する移動方向(前後方向、左右方向、頭尾方向、x軸回転、y軸回転、z軸回転)は、放射線科専門医2名の合議により判定可能と判断されたものを採用した(Fig. 3)。放射線科専門医はFusion Viewerにより自動融合された状態から、更に手動でPET画像とMRI画像が視覚的に完全に一致したと認識するまで位置合わせを行い、自動融合直後の状態と手動位置合わせ後の状態との差異を「位置ずれ」と判定した。具体的には、Fusion Viewer

により自動的に作成された融合画像(axial, sagittal, coronal像)に対して、平行移動に関しては1ピクセル(本実験系では2.15mm)ずつターゲット画像(PET画像)を移動させ、回転に関しては1°ずつターゲット画像を回転させてリファレンス画像(MRI画像)との位置ずれの有無と程度を判定した。放射線科専門医2名の判定結果が異なっていた場合は位置ずれの大きい方を採用した。

1-6-2 位置ずれの分類

判定された位置ずれは平行移動、回転ともにlow, medium, highの三つのレベルに分類した。その基準は平行移動に対しては2ピクセル以下(4.3mm以下)、回転に対しては2°以下の位置ずれをlowレベルとし、3ピクセル(6.45mm)、3°の位置ずれをmediumレベル、4ピクセル以上(8.6mm以上)、4°以上の位置ずれをhighレベルとした。

1-6-3 WBF法とPBF法の有意差検定

WBF法とPBF法を用いた各ランドマークにおける位置ずれの判定結果について有意差があるかどうかを検定した。検定方法はMcNemarの検定により有意水準5%($P < 0.05$)で検定を行った。

2. 結果

放射線科専門医による位置ずれの判定結果をFig. 4に、WBF法により作成した融合画像の1症例をFig. 5に示す。WBF法による融合画像では半数以上の症例に、頭部において前後方向の平行移動、体軸方向の回転ともにmedium, またはhighレベルの位置ずれを認めた(Fig. 6a, c)。一方、体幹部では心臓と膀胱底部を除くと約90%の症例で位置ずれはlowレベルであ

Fig. 4 Whole body fusion (WBF) was employed to create a fusion image of the whole body at once. Partial body fusion (PBF) was used to create separate fusion images of the head and body. Observer categorization of misregistration. Translation: Misregistration of two or fewer pixels in the translation was classified in the category "low", misregistration of three pixels was classified in the category "medium", and misregistration of four or more pixels was classified in the category "high" (The size of one pixel in this study was 2.15 mm.) Rotation: Misregistration of 2° or less in rotation was classified in the category "low", misregistration of 3° was classified in the category "medium", and misregistration of 4° or more was classified in the category "high". * $P < 0.05$: Statistical analysis between WBF and each PBF was performed.

り、非常に良好な融合画像が得られた (Fig. 6e, f)。心臓では35%の症例にmedium、またはhighレベルの位置ずれを認め (Fig. 6g)、膀胱底部では15%の症例にhighレベルの位置ずれを認めた (Fig. 6h)。PBF法による融合画像では、約90%の症例で頭部の位置ずれはlowレベルとなり、WBF法と比較し、前後方向の平行移動と体軸方向の回転で有意な差 ($P < 0.05$) を認め、WBF法での位置ずれが解消され、非常に良好な融合画像が得られた。体幹部ではWBF法と有意な差は認められず、WBF法と同様に非常に良好な融合画像が得られた。WBF法で頭部に前後方向の位置ずれが認められた症例 (Fig. 6a) と体軸方向の回転が認められた症例 (Fig. 6c) に対し、PBF法で融合画像を作成したものがFig. 6bとFig. 6dである。2症例とも明らかに位置ずれは解消されている。

3. 考 察

3-1 検査手順について

3-1-1 撮像条件

今回の検討においてMRIの撮像条件で高速スピンエ

コー法によるT2強調画像を採用した理由として、第一にT2強調画像の分布・特徴がFDG-PETの分布・特徴に似ている点が挙げられる。これは融合画像作成のアルゴリズムで「2画像の分布・特徴がほぼ同じであること」が前提条件となっていることから、撮像条件としては重要な点である。T2強調画像では腫瘍部が高輝度に描出される確率が高く、腫瘍部にFDGの集積する確率が高い点と一致する。また、T2強調画像では水成分が高信号に描出されることから、尿が高信号となり、腎盂・尿管・膀胱の尿路系が高信号に描出される。これはFDG-PETにおいて尿路系に高い集積があることと一致する。ただし、全身のすべての部位でこの条件が当てはまるわけではなく、脳はT2強調画像で低信号、FDGは高集積を示し、分布が逆になる。しかしPBF法において頭頸部の融合を体幹部と別に行った場合でも、精度の高い融合画像を得られることが今回の検討で確認され、頭頸部においてT2強調画像を用いても問題ないと考えられる。また、その他の理由として、MRI撮像時間短縮の長所も挙げられる。約40分のPET検査を受けた患者にMRI撮像を行うことから、で

Fig. 5 These are images of a patient with Hodgkin's lymphoma obtained by the WBF method. Multiple foci of increased activity are noted at the left side of the neck, upper mediastinum, and left hilum.

Fig. 6 (a) Translational misregistration (9 pixels: 19.35 mm) by the WBF method.
(b) Misregistration was corrected (a → b) by the PBF method.
(c) Rotational misregistration (7 degrees) by the WBF method.
(d) Misregistration was corrected (c → d) by the PBF method.
(e) (f) When the WBF method was used, an excellent fusion image of the upper abdominal organs was obtained.
(g) The beating of the heart caused misregistration on the fusion image.
(h) The size of the bladder was not the same in MRI and PET.

きるだけ短時間で撮像を行うことが重要である．高速スピンエコー法によるT2強調画像の撮像では，TRとecho train lengthの調整により高い分解能を維持したままで，撮像時間の短縮と，より多くのスライス枚数を得ることができる．今回採用した撮像条件により，全体の撮像時間を12分以内に収めることができた．

MRI撮像時の患者の呼吸に関しては，PET撮像時と同じく自然呼吸下で撮像を行った．これは呼吸性移動の大きい横隔膜付近の臓器をできるだけ同じ状態で撮像するためである．MRI，PETともに自然呼吸下で撮像された画像は，呼吸による動きが平均化されたものである．

3-1-2 ポジショニング

本研究をルーチン検査とするためには，ポジショニングについては検査スタッフの誰もが再現性良く行えることが最も重要である．本研究ではPET装置とMRI装置の寝台の違いによる位置ずれを防止するために，同一素材のマットを用意した以外は特殊な固定具は使用せず，従来の検査でのポジショニングに改良を加える程度とした．スタッフ全員でのミーティングでポジショニング方法と手順を確認した．また，PET検査からMRI検査への引き継ぎ時には，ポジショニングを行う上での各患者固有の情報を確認することとした．

3-2 融合画像の精度について

3-2-1 位置ずれの分類に関して

本研究では融合画像の精度評価として，位置ずれをlow，medium，highの三つのレベルに分類した．この3分類は今回精度評価を行った放射線科専門医2名の合議によるものである．lowレベルは臨床診断上全く問題のない画像の平行移動での位置ずれを2ピクセル以下(4.3mm以下)とした理由は二つある．一つはPETの原画像の1マトリクスサイズが4.3mmであることと，PET装置の空間分解能が半値幅5mm程度であるためである．二つ目の理由は医師が見分けられる位置ずれの大きさの限界である．WongらはFDG-PETとMRI画像において経験を積んだ医師が見分けられる位置ずれをx軸，y軸，z軸の平行移動で2mm，2mm，3mmであると報告¹²⁾している．本研究で位置ずれの検証を行うことのできる最小単位(1ピクセル=2.15mm)と近似しており，最小単位のずれから更に1ピクセルずれた状態までをlowレベルとした．回転に関しては本研究で位置ずれの検証を行うことのできる最小単位が1°であることから，最小単位のずれから更に1°ずれた状態までをlowレベルとした．

3-2-2 WBF法

WBF法で融合を行った場合，半数近い症例に頭部での位置ずれを認めた．これはPET検査時とMRI検査

時で，頭部の体軸周りのねじれと，顎の角度のずれが大きかったためである．体軸と顎の角度のポジショニングは特に慎重に行っていたが，本研究では特殊な固定具を用いていないことと，PET検査が40分以上という長時間であるため，撮像中の患者の体動が原因となってこのような結果になったと考えられる．また，非線形補正機能を持たないソフトウェアを使用した融合の限界と考えられる．その一方で，体幹部では心臓を除き，非常に高い精度の融合画像を得ることができた．心臓の位置ずれに関しては，心臓が絶えず動いている臓器であることを考えると，非同期で撮像している2画像の融合については，ある程度の位置ずれは許容範囲であると考えられる．更に特筆すべきは，呼吸によって大きな動きを伴う横隔膜や肝臓，腎臓で高い精度が得られたことである．PET，MRIともに自然呼吸下で撮像された画像は，呼吸による動きが平均化されたものであるため，呼吸による影響を最小限にとどめることが可能になり，良好な結果が得られたものと考えられる．膀胱に関してはPET検査時とMRI検査時とでは時間差があり，溜まっている尿量の違いから，大きさ，形状が異なることが多く，本研究では膀胱底部の位置ずれのみを評価した．若干他の臓器よりもずれが大きいためであるが，尿量の違いを加味すれば，高い精度を有していると考えられる．

3-2-3 PBF法

今回われわれは，WBF法の結果を踏まえ，全身を頭頸部と体幹部に分け，それぞれについて融合画像を作成するPBF法を考案した．PBF法により融合を行ったことで，WBF法で位置ずれの大きかった頭部で明らかな改善がみられた．PBF法を用いれば，簡便なポジショニングでも精度の高い全身PET/MRI融合画像が得られると考えられる．

3-3 全身PET/MRI融合画像の有用性について

PETではトランスミッション線源による吸収補正を行う場合，30～100 μ Svの被曝が考えられる．しかし，PET/CTでCT画像を吸収補正に用いる場合での被曝線量は4～20mSvと予測され⁴⁾，トランスミッション線源による吸収補正に比べて被曝量の増加がPET/CTの問題点として挙げられている．融合画像の有用性をメインに考えるとすれば，今回，高い精度を持ったPET/MRI融合画像が得られるようになったことで，被曝の増加がない本法が有用であることは明らかである．また，PET/CTではCTを撮像する場合，位置ずれやアーチファクトの点から，呼吸や腕の位置をどのような状態で撮像すべきかが問題となる．PET/MRI融合画像ではMRI撮像時もPET撮像時と同様に自然呼吸下としても臨床的に問題のない画像が得られ，また腕の

Fig. 7 A patient with rectal cancer after the operation. Intense FDG accumulations were observed in lung metastasis and liver metastasis, corresponding to the masses seen on MRI.

Fig. 8 A patient with pelvic mass. There is an intense FDG accumulation in the left side of the pelvis, corresponding to the mass seen on MRI. Multiple foci of increased activity are seen in the abdomen, suggesting peritoneal dissemination. Focally increased activity is noted at a left hilum lymph node, suggesting lymph node metastasis.

位置もPET撮像時と同様にして撮像が可能である。

今回はまだ臨床的有用性の検討は行っていない，呼吸性移動の激しい横隔膜周囲の臓器でも高精度の融合画像を得ることができたことから，PET/CTと同程度，あるいはそれ以上の臨床的有用性を有していると予想されるが，今後の検討課題と考えられる．本研究で得られた臨床画像をFig. 7，8に示す．

3-4 全身PET/MRI融合画像の今後の課題

本研究をルーチン検査として実施していくためには，PET検査室とMRI検査室の密接な連携が大切である．また，より多くの患者に対して実施するためには，PET検査の後にMRI検査をすることにこだわらず，順序を逆にする場合も検討しなくてはならないだろう．PBF法の問題点を挙げるとすれば，Fusion

Viewerには頭頸部と体幹部を別々に融合した後、各々の融合画像を連結する機能がないたため、別々に読影を行うしかないのである。特に上縦隔から頸部にかけての疾患がある場合には、現時点ではWBF法を行った方が読影しやすい。今後Fusion Viewerに前述の機能が追加されることを期待する。

4. 結 語

相互情報量最大化法を用いたmultimodality image fusion software (Fusion Viewer)により全身PET/MRI融合画像の作成を試みた。その結果、頭頸部から体幹部にかけて精度の高い全身PET/MRI融合画像を得ることが可能であった。Fusion ViewerとPBF法を組み合わせることにより、これまで難しいとされていた全身PET/MRI融合画像が簡便な位置合わせで可能となり、ルーチン検査として実施できる精度を実現したといえる。また、組織コントラストに優れるMRI画像とPET画像の全身融合画像が得られるようになったことで、臨床

的に有用な情報を提供することができると考えられる。更に被曝のないMRI画像をリファレンス画像にできることから、公衆衛生的な面からも有用であると考えられる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究に対し貴重な助言を賜りましたワシントン大学放射線科の蓑島 聡先生と千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センターの羽石秀昭先生に厚く御礼を申し上げます。また、論文作成にあたりご協力を賜りました千葉大学大学院医学研究院循環病態医科学講座の中川敬一先生と船橋伸禎先生に厚く御礼申し上げます。

本研究には千葉大学医学部附属病院放射線部「核医学・MRIグループ」の佐藤和一氏、藤田雅之氏、飯森隆志氏、谷 俊明氏、伊藤祐典氏にご協力いただきました。厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) Goerres GW, von Schulthess GK, and Steinert HC: Why most PET of lung and head-and-neck cancer will be PET/CT. J Nucl Med, 45(Suppl 1), 66S-71S(2004)
- 2) Wahl RL: Why nearly all PET of abdominal and pelvic cancers will be performed as PET/CT. J Nucl Med, 45(Suppl 1), 82S-95S(2004)
- 3) 中本裕士: PETとCTの融合画像 - その有用性と問題点 - . 映像情報 (M), 36(12), 1302-1307 ,(2004) .
- 4) 山口慶一郎: PET診療における被曝管理 . クリニカルPETの最前線 . pp.51-56 , 先端医療技術研究所 , 東京 , (2004) .
- 5) Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, et al.: Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET-CT. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 30(4) 603-606(2003)
- 6) Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, et al.: Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT: frequency in 300 patients. J Nucl Med, 44(2) 240-243(2003)
- 7) Uematsu H, Sadato N, Yonekura Y, et al.: Coregistration of FDG PET and MRI of the head and neck using normal distribution of FDG. J Nucl Med, 39(12), 2121-2127(1998)
- 8) 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)
- 9) Ardekani BA, Braun M, Hutton BF, et al.: A fully automatic multimodality image registration algorithm. Journal of Computer Assisted Tomography, 19(4) 615-623 ,(1995)
- 10) Meyer CR, Boes JL, Kim B, et al.: Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformations. Medical Image Analysis, 1(3), 195-206(1997)
- 11) 坂元慶行, 石黒真木夫, 北川源四郎: 情報量統計学 . 共立出版, 東京 , (1983) .
- 12) Wong JC, Studholme C, Hawkes DJ, et al.: Evaluation of the limits of visual detection of image misregistration in a brain fluorine-18 fluorodeoxyglucose PET-MRI study. Eur J Nucl Med, 24(6) 642-650(1997)

図表の説明

- Fig. 1 MRIとPET装置で使用した同じ素材のマットの写真
ヘッドレストとマットとの高低差を同一にした。
- Fig. 2 PET撮像時とMRI撮像時のポジショニング
患者の体軸の合わせ方。
足先の開きを同一にする。
両腕は軽く足方へ引く。
顎の角度の合わせ方。
- Fig. 3 融合画像の位置ずれを評価するためにランドマークとして設定した9カ所の臓器と評価を行った位置ずれの方向(印)
- Fig. 4 WBF法とPBF法で作成されたそれぞれの融合画像に対する位置ずれの判定結果
- Fig. 5 WBF法により作成した融合画像の1症例
ホジキン病の症例。左頸部から縦隔・左肺門にかけての広範囲に集積亢進を認める。
- Fig. 6 (a) WBF法による頭部の融合画像。前後方向へ9ピクセル(19.35mm)の位置ずれを認める。
(b) (a)の症例をPBF法により作成した融合画像。前後方向の位置ずれは解消されている。
(c) WBF法による頭部の融合画像。z軸回転で7°の位置ずれを認める。
(d) (c)の症例をPBF法により作成した融合画像。z軸回転の位置ずれは解消されている。
(e) (f) WBF法による上腹部の融合画像。位置ずれは認められない。
(g) WBF法による心臓の融合画像。左右方向の位置ずれを認める。
(h) WBF法による膀胱の融合画像。PET画像とMRI画像では膀胱の大きさ・形状が異なる。
- Fig. 7 直腸癌術後の症例
肺転移と肝転移の部位に一致して明瞭な集積亢進を認める。
- Fig. 8 骨盤部腫瘍の症例
腫瘍に一致して非常に強い不規則な集積を認める。集積は腫瘍の上方に広がっており、腹膜播種が疑われる。その他に左肺門リンパ節に腫瘤状の集積を認め、同部位のリンパ節転移が疑われる。