

博士論文

リファレンスマーカーを用いた医用画像の仮想的
Hardware-based Registration システムの開発

岩田 倫明

2010年2月4日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報生命科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士(工学) 授与の要件として提出した博士論文である。

岩田 倫明

審査委員：

湊 小太郎 教授 (主指導教員)
木戸出 正継 教授 (副指導教員)
杉浦 忠男 准教授 (副指導教員)
飯田 秀博 教授 (国立循環器病センター研究所)

リファレンスマーカーを用いた医用画像の仮想的 Hardware-based Registration システムの開発*

岩田 倫明

内容梗概

近年では、人体を様々な側面から可視化する医用画像装置が発達し、モダリティの異なった医用画像を得ることができる。それらモダリティの異なった医用画像を重ね合わせて観察できれば、個々のモダリティによる観察を超えた知見が得られ、臨床上有用である。しかし、モダリティの異なる医用画像を重ね合わせる際には、画像の位置合わせが必要で、その技術に関して多くの研究がなされてきた。

画像データのみで位置合わせする方法である Software-based Registration は、それぞれの医用画像から対応する参照点群を取り出し、それらを基準に画像を位置合わせする。しかし、モダリティが異なれば、同一の参照点群を同じ形態で画像化することが難しい場合があり、その場合、位置合わせが困難になる。それを克服する方法として、画像全体の相関や相互情報量などを最適化することで位置合わせする方法も開発されたが、統計量の選び方や初期値の与え方で結果が異なるため、その結果が必ずしも正確な位置合わせであることが保障できない。

他方、PET-CT のような複数のモダリティを組み合わせで一体化したハイブリッドシステムを用いた Hardware-based Registration は、機械的な位置合わせを可能にする実用的な方法であるが、このような装置は高価で普及範囲が限られ、一体に構成できるモダリティの組み合わせに制限もある。

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 博士論文, NAIST-IS-DD0761005, 2010年2月4日.

本研究は、これらの問題を解決するため、離れた場所に設置された医用画像装置から得られるモダリティの異なった医用画像を、自動的に重ね合わせることができる仮想的 Hardware-based Registration システムの開発を目的としている。

このシステムは、光学式トラッキング装置と可視的な外部マーカ及び校正用のジグから成る。被検者を剛体と仮定し、外部マーカをガントリと被検者に取り付け、トラッキング装置で測定されたマーカ位置を基にして、位置合わせの変換行列を計算する。これにより、2つの医用画像装置を仮想的なハイブリッドシステムと見なすことができる。

本論文では、この仮想的 Hardware-based Registration システムの設計と実装、及びその評価を行った。

まず、提案する仮想的 Hardware-based Registration システムに関して、その位置合わせ方法とシステムを開発した。

次に、PET 装置、MRI 装置及び、超音波画像装置に対して、システムを実装した。しかし、実際の医用画像装置にこのシステムを実装する際には、モダリティの特性に応じて光学式トラッキング装置を若干変更する必要があるため、これを考慮した。

最後に、本システムの実用可能性を検証するため、PET 画像と MRI 画像の重ね合わせ、及び、PET 画像と超音波画像の重ね合わせに対する評価実験を行った。その結果、PET 画像と MRI 画像では、RMS 誤差 6.4mm、PET 画像と超音波画像では RMS 誤差 2.6mm 程度の精度が得られた。これは臨床的な使用においても充分実用できるレベルであると考えられる。すなわち、本論文で提案した仮想的 Hardware-based Registration システムによって、離れた場所に設置された医用画像装置から得られるモダリティの異なった医用画像を、相互に重ね合わせできることを明らかにした。

キーワード

医用画像、マルチモダリティ、仮想的 Hardware-based Registration、PET-MRI、PET-US

Development of Virtual Hardware-based Registration System for Medical Image with the Reference Marker*

Michiaki Iwata

Abstract

Recently, several medical imaging technologies are available to observe inside human body in different aspects. Combining these images provides more information for diagnosis, and has large clinical impact. Generally, image registration technique is required to align multiple medical images.

One popular approach for image registration is to use reference points for each image and to coregister images regarding to aligning the reference points. One disadvantage of this approach is localization of the reference points. Another popular approach is to use statistical information of two images to optimize the location of two images. This approach, however, has dependencies of image quality for optimization. The other approach is to use hybrid image scanners such as PET/CT and SPECT/CT. However, these hybrid scanners are expensive and not fully available.

The purpose of this study is to develop a virtual hardware-based registration system that can automatically fuse images from several medical imaging devices installed in the different place.

*Doctoral Dissertation, Department of Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DD0761005, February 4, 2010.

This system consists of an optical tracking device and reference marker attached on the gantry of each imaging device. Under assumption of rigid body, the patient's position and location are determined by the marker on the patient and the optical tracking device with the reference marker, and image registration is carried out by registering the image in common coordinate defined by the reference marker. Such a system is theoretically well known, but there is no precedent for the system for practical use.

In this thesis, I describe the design, the implementation and the evaluation of the present system. This system calibrates the gantry coordinate system and the reference marker coordinate system by a specially designed calibration jig. This system aligns two images with mapping provided by a calculation. I prepared USB cameras and the jig made in carbon to make it possible to measure in the MRI room. The position of each marker was decided by DLT(Direct Linear Translation) method with two cameras. I also developed a jig for measurements for a probe with the ultrasound imaging.

Finally, I evaluated of fusion of a PET image and the MRI image and fusion of a PET image and the ultrasound image to evaluate this system. As a result, RMS(Root Mean Square) error of fusion of PET image and MRI image was 6.4mm, RMS error of fusion of PET image and ultrasound image was 2.6mm. These results confirm the feasibility of the system, and it suggests the virtual hardware-based registration system can be useful for multimodal image registrations in clinical use.

Keywords:

Medical Image, Multi-modality, Virtual Hardware-based Registration, PET-MRI, PET-US

目次

1. 緒論	1
2. 研究背景	5
2.1 緒言	5
2.2 医用画像から得られる様々な情報	5
2.3 画像レジストレーション	8
2.3.1 Manual Registration	9
2.3.2 Software-based Registration	9
2.3.3 Hardware-based Registration	13
2.4 既存法における問題点と研究目的	14
2.4.1 Manual Registration	14
2.4.2 Software-based Registration	14
2.4.3 Hardware-based Registration	15
2.4.4 研究目的	15
2.5 結言	16
3. リファレンスマーカー用いた 仮想的 Hardware-based Registration システム	17
3.1 緒言	17
3.2 システムの概要	17
3.3 位置合わせの方法	18
3.4 マーカーと較正用ジグ	20
3.4.1 マーカー	20
3.4.2 較正用ジグ	21
3.5 位置合わせの手順	21
3.6 リファレンス座標系の較正	22
3.7 変換行列の導出	23
3.8 結言	25

4. 本システムの実装	26
4.1 緒言	26
4.2 MRI 装置における計測部	26
4.2.1 MRI における USB カメラの使用	26
4.2.2 カメラを用いた 3 次元計測方法	26
4.2.3 DLT 法	27
4.2.4 DLT カメラ定数	28
4.2.5 DLT 法を用いた 3 次元座標再構成	29
4.3 超音波診断装置における計測部	29
4.4 超音波検査におけるプローブ	29
4.5 超音波画像とプローブのキャリブレーション	31
4.6 結言	33
5. PET-MRI におけるシステムの検証実験	34
5.1 緒言	34
5.2 実験方法	34
5.2.1 計測装置	34
5.2.2 計測対象	36
5.2.3 計測方法	37
5.2.4 計測手順	38
5.3 検証方法	39
5.3.1 マーカーの抽出精度	39
5.3.2 推定移動量と実際移動量	39
5.3.3 位置合わせの検証	39
5.4 結果	40
5.4.1 マーカーの位置同定精度	40
5.4.2 推定移動量と実際移動量	40
5.4.3 位置合わせの検証	41
5.5 シミュレーション	47
5.5.1 シミュレーション結果	49

5.6	考察	53
5.7	結言	54
6.	PET-超音波におけるシステムの検証実験	55
6.1	緒言	55
6.2	実験方法	55
6.2.1	計測装置	55
6.2.2	計測対象	56
6.2.3	計測方法	57
6.2.4	計測手順	57
6.3	結果	58
6.4	考察	60
6.5	結言	61
7.	結論	62
	謝辞	65
	参考文献	66

目 次

1	一般的な医用画像装置の構成	2
2	^{18}F -FDG を用いた PET 画像例	5
3	生理機能情報を持った医用画像例	6
4	解剖学的情報を持った医用画像例	7
5	超音波画像例	7
6	Manual Registration による位置合わせ法の例	9
7	体外マーカーを用いた Feature-based Registration (Landmark-based 法) の例	10
8	頭蓋骨輪郭を指標とした Feature-based Registration (surface-based 法) の例	11
9	情報量を用いた Volume-based Registration の例	12
10	PET-CT 装置	13
11	PET-CT による Hardware-based Registration の例	14
12	システムの概要	17
13	位置合わせ方法の概要	18
14	リファレンスマーカーとリファレンス座標系	20
15	リファレンスマーカーとターゲットマーカー	20
16	較正用ジグ (イラスト)	21
17	較正用ジグを用いた較正の様子	23
18	定義する変換行列	24
19	共線条件	27
20	ジグの設計図とプローブに取り付けた様子	30
21	超音波画像とプローブジグのキャリブレーション	31
22	キャリブレーションファントム	32
23	PET 装置 PCA-2000A (国立循環器病センター研究所)	34
24	MRI 装置 GE Signa 3T (国立循環器病センター研究所)	35
25	装置に取り付けたリファレンスマーカーと USB カメラ	36
26	心筋ファントムターゲットマーカー	36

27	位置条件に対する座標軸	37
28	PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)	42
29	PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)	43
30	PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)	44
31	PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)	45
32	PET MRI 位置合わせ前後の相関グラフ	46
33	点線源の画像	47
34	シミュレーションによるカメラ画像上の対象点	48
35	キャリブレーションジグとマーカーの位置	48
36	QVGA・カメラ回転に依存したマーカーの位置同定誤差	49
37	QVGA・カメラ間距離に依存したマーカーの位置同定誤差	50
38	QVGA・カメラ-対象までの距離に依存したマーカーの位置同定誤差	50
39	VGA・カメラ回転に依存したマーカーの位置同定誤差	51
40	VGA・カメラ間距離に依存したマーカーの位置同定誤差	51
41	VGA・カメラ-対象までの距離に依存したマーカーの位置同定誤差	52
42	位置同定誤差に基づいた位置合わせ誤差	53
43	超音波撮像装置 (国立循環器病センター研究所)	56
44	計測対象のキャリブレーションファントム	56
45	実験風景	57
46	PET-超音波重ね合わせ画像	59

表 目 次

1	PET 撮像条件	35
2	MRI 撮像条件	35
3	撮像時の位置条件	37
4	マーカー位置同定精度	40
5	移動量誤差	41
6	全重ね合わせ画像の相関値	46

7	PET 撮像条件	55
8	超音波撮像条件	55

1. 緒論

近年では、人体を様々な側面から可視化する医用画像装置が発達し、モダリティの異なる医用画像を得ることができる。ここで、医療分野におけるモダリティとは、医療用測定装置において測定する物理量や特徴量の違いから異なる情報を与える測定手法や装置のことを言う。例えば、組織の生理機能情報を定量的に観察することができる PET (Positron Emission Tomography: 陽電子断層撮影) 装置や SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography: 単一光子放射コンピュータ断層撮影) 装置、主に高解像度で組織の解剖学的情報を観察することができる MRI (Magnetic Resonance Imaging: 磁気共鳴画像) 装置や X 線 CT 装置、あるいは軟組織の観察に強い超音波診断装置などがある。

これらのモダリティの異なる医用画像を組み合わせることにより、一つのモダリティによる観察では得られなかった新たな知見を得ることができ、これらを適切に活用することで診断精度を向上させることが期待される。例えば、腫瘍の有無を一見で判断できる PET 画像に、X 線 CT 画像などを組み合わせて腫瘍の位置情報を加えることで、高感度での腫瘍の検出と正確な位置同定の両方が可能になり、外科手術や放射線治療の計画に大きく貢献できる [1, 2]。他にも、冠状動脈疾患の診断においては、超音波画像と SPECT を用い、心臓の実時間での動きと、心筋の灌流状態を合わせることが有用であるという報告もある [3]。

上記のようなモダリティの異なる医用画像を重ね合わせるには、複数画像を位置合わせする必要がある。X 線 CT や PET といった医用画像装置はガントリとその中にあるベッドで構成されており、その上に被検者が横たわって撮像が行われる。そのような装置が 2 つあった場合、同一被検者の異なるモダリティで得られた画像を重ね合わせるには、以下の 3 つの写像 (座標変換) が明らかになればよい (図 1)。

- 被検者座標系とガントリ座標系
- ガントリ座標系 とガントリ座標系
- 被検者座標系とガントリ座標系

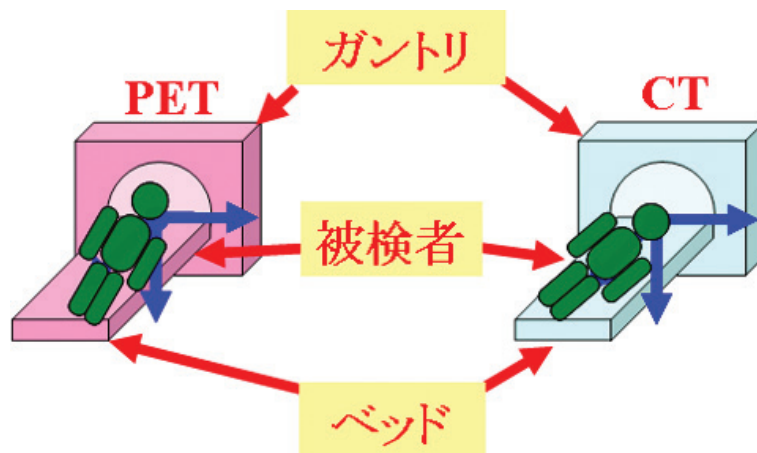


図 1 一般的な医用画像装置の構成

ここに、ガントリ座標系とは医用画像装置に固有の座標系で、この座標系の上に画像が生成され出力される。また、被検者座標系とは、個々の被検者に固有の座標系である。この3つの写像をいかに求めるかが問題であり、これまでに多くの手法が開発されてきた。位置合わせ手法は主に次の2つに大別することができる。

画像データのみを用いた位置合わせ法である Software-based Registration は、被検者に対して、複数のモダリティに写りこむ参照点群を用意し、先にあげた3つの写像を考慮することなく、同じ位置であるべきはずの被検者座標系上の参照点群の写像を直接求めることで位置合わせを行う。しかし、この方法は位置合わせする対象となるモダリティ全てに写る参照点群を準備する必要があるが、それぞれのモダリティにおいて可視化できるものが本質的に異なるため、そのような参照点群を準備することは必ずしも簡単ではない。例えば、外部マーカを用いて PET 画像と X 線 CT 画像を位置合わせするときには、PET 装置に感度のあるガンマ線を発し、同時に X 線 CT 装置にも撮像される参照点が必要である。また、人体の内部構造を用いて X 線 CT 画像と MRI 画像を位置合わせするときには、どちらの画像中にも可視である構造部分を取り出し、参照点群とするが、そのような構造部分は限られている、または存在しない場合がある。

他方、上述の3つの写像を機械的に求めることのできる Hardware-based Registration システムとして、一体型ハイブリッド装置である PET-CT 装置が開発

された。この装置は PET 装置のガントリと CT 装置のガントリを一直線上に配置し、一つのベッドを両方のガントリに通すことで撮像を行う装置である。そのため、PET-CT 装置では同一のベッドを用い、かつ、ガントリ間の相対位置も既知であるため、3つのマッピングが参照点なしで機械的に求まる。従って、正確な2つのモダリティの重ね合わせが可能である。しかし、このような複数のモダリティを機械的に組み合わせるシステムは、高価な上に、組み合わせ可能なモダリティに制限がある。例えば、MRI 装置は磁性体を接近させることができないため、他のモダリティと組み合わせることが物理的に難しい。

そこで、上述の3つの写像を計算することができれば、仮想的な Hardware-based のハイブリッドシステムを実現でき、多様なモダリティの医用画像で位置合わせが可能になると考えられる。

そこで本研究では、離れた場所に設置されている医用画像装置から得られるモダリティの異なった医用画像を、自動的に重ね合わせることができる仮想的 Hardware-based Registration システムの開発を目的としている。

このシステムでは、被検者を剛体と仮定し、ガントリと被検者に外部の計測装置（光学式トラッキング装置）でガントリ及び被検者に取り付けたマーカの位置を計測する。本論文では、ガントリに取り付けたマーカを「リファレンスマーカー」、被検者に取り付けたマーカを「ターゲットマーカ」と表記する。2台の医用画像装置 及び で得られた画像の位置合わせを例に説明すると、まず、装置 について、計測装置のガントリ座標系 の中で、ターゲットマーカからリファレンスマーカー への写像を求める。次に、装置 について同様の手続きでターゲットマーカからリファレンスマーカー への写像を求める。そしてターゲットマーカを仲介にしてリファレンスマーカー から への写像を求める。ガントリ座標系 及び とリファレンスマーカーの関係が既知であれば、ガントリ座標系 とガントリ座標系 の画像を位置合わせすることができ、被検者座標系を位置合わせすることができる。このようなシステムを実現することができれば、複数のモダリティにおいて可視であるようなマーカが不要で、モダリティによる制限も無い、簡便な医用画像の位置合わせが可能となる。

本論文は、このシステムの設計と実装とその評価について論じる。2章では、研

究背景として，医用画像から得ることのできる様々な情報や，医用画像レジストレーションに関する知見について整理し，本研究における目的について述べる．3章では，提案するシステム（仮想的 Hardware-based Registration）に関して，その位置合わせ方法とシステムの概要と設計について述べる．4章では，PET 装置と MRI 装置及び，PET 装置と超音波画像装置の 2 種類のレジストレーション法の実装について述べ，具体的にそれぞれの計測装置の構成について説明する．5章では，PET と MRI の重ね合わせに対する評価実験とその結果について述べるとともに，位置合わせ精度のシミュレーションとその結果について，説明する．6章では，PET と超音波に対する評価実験とその結果について述べる．最後に 7 章では，本研究で得られた成果について総括し，残された課題に言及する．

2. 研究背景

2.1 緒言

本章では、研究背景として、医用画像から得ることのできる様々な情報をモダリティごとに整理し、それら異なるモダリティの医用画像に対して位置合わせを行う手法について分類する。次に、既存の位置合わせ手法の問題点と本研究の目的について述べる。

2.2 医用画像から得られる様々な情報

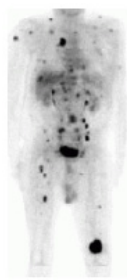


図 2 ^{18}F -FDG を用いた PET 画像例

PET(Positron Emission Tomography:陽電子断層撮影)は放射性同位元素(陽電子放出核種)を使って標識された放射性医薬品を被検者に投与し、陽電子と電子が反応することで 180° 反対方向に放出される2本の消滅線を、同時係数法を用いて検出することで被検者の断層像を得る。PETは半減期の短い核種(^{18}F , ^{15}O , ^{11}C など)を用いるため、装置と一緒に放射性同位元素

を製造するための加速器(サイクロトロン)が必要となるが、生体の構成分子を放射性同位元素で標識した放射性医薬品の経時的な体内動態変化から、組織の病変部分の代謝機能を診断することや、腫瘍などの存在の有無を診断することができる。具体例として ^{18}F -FDGを用いて、癌の早期発見、移転の有無を簡便に検査できる方法が注目を浴びている。FDGは糖の一種であり、腫瘍に特に集積しやすいという特性を持つことから、PETで得られた断層像において、腫瘍部位は正常部位よりも高いカウントを示すことが知られている(図2)。

また、SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography:単一光子放射型コンピュータ断層撮影)は体内に投与した放射性同位元素から放出される1個の線をシンチレーションカメラにより検出し、これを方向を変えて撮像すること

で、後述する X 線 CT と同じように計算処理をして断層像を再構成する。PET と比べ 線のエネルギーが低いため、体内深部での吸収や散乱の影響が大きく、コリメータによる減衰もあるため、画像が不鮮明になりやすいが、PET とは異なる半減期の長い核種 (^{99m}Tc , ^{123}I , ^{201}Tl など) で代謝機能や血流機能を診断することができる。具体例として、脳血流に応じて組織の取り込みが異なる、 ^{123}I -IMP を用いて血流を画像化し、脳血管障害の重症度評価や血行再建術の効果判定ができる。また、心筋血流に応じて取り込みの異なる、塩化タリウム (^{201}Tl) やテクネシウム製剤 (^{99m}Tc) を用いて血流を画像化し、虚血性心疾患 (狭心症や心筋梗塞) のスクリーニングとして、虚血部位や重症度の診断を行うことができる。

これら核医学診断装置は放射性同位元素の分布を描出し、人体における薬物動態や、組織の血流量や代謝機能といった生理機能情報を経時的・定量的に観察することができる (図 3)。

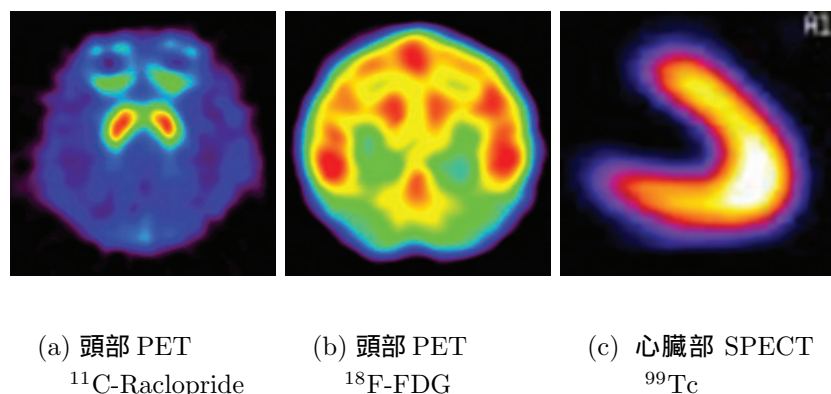
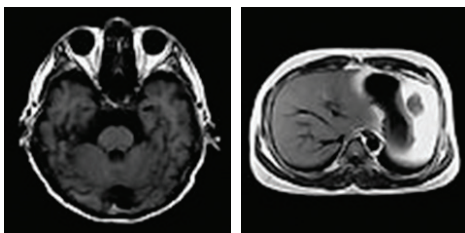


図 3 生理機能情報を持った医用画像例

それに対し、多方向から収集した X 線の投影データを基に、計算機を用いて断層像を再構成、画像化した X 線 CT は、短時間での検査が可能であり、高分解能・高解像度の解剖学的画像を得ることができる。放射線被曝が大きく、軟部組織の画像化に弱いといった欠点はあるが、多くの情報を得ることができるので、多種多様な疾患の診断に用いられる。

また、MRI(Magnetic Resonance Imaging：核磁気共鳴断層撮影)は静磁場中に置かれた水素原子核に電磁波を印加することによって起こる核磁気共鳴現象を利用し、体内の水素原子核から発生する電磁波を用いて断層像を作成する。骨は描出できないが、軟部組織のコントラストに優れ、パルスシーケンスの選択により任意断面の画像を得ることができる、血流画像や拡散強調画像を得ることが

できるなど、撮影の自由度が高いという利点がある。反面、X線CTに比べ、撮像時間が長いため、動きのアーチファクトに弱く、被検者を強磁場内に置くため、ペースメーカーや人工内耳などの磁性体を装着していると検査できないという問題もある。

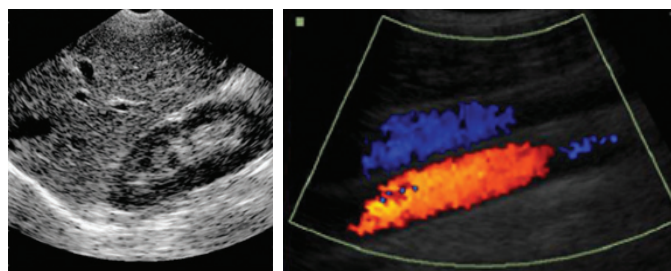


(a) 頭部 MRI (b) 腹部 MRI

図 4 解剖学的情報を持った医用画像例

これらの撮像装置は、X線吸収係数や水素原子核密度などを画像化することで、組織の解剖学的情報を観察することができる(図4)。

また、超音波診断装置は超音波パルス反射法を用いて、生体の軟部組織を画像化する(図5)。この装置はX線被爆などが無いため安全性が高く、装置が小型なため可搬性も高いので、比較的使用しやすいといった特徴を持っており、心臓の血流評価や胎児の検査など幅広い医療分野で応用されている[4, 5, 6]。しか



(a) 腹部超音波 (b) カラー Doppler 画像

図 5 超音波画像例

し、骨や空気が邪魔になり画像化できない部分が生じる、視野が狭く、超音波特

有のアーチファクトも多い，使用者の技量によって情報や診断能に差が生じやすいといった限界も多い．

2.3 画像レジストレーション

画像レジストレーションとは，同一または異なるモダリティで撮像された医用画像を位置合わせすることである．画像レジストレーションを行うことで，重ね合わせ画像の作成が可能となる．具体的な応用例として，Walimbe ら [7] は冠動脈疾患の診断において良く使用される 2D と 3D の超音波画像と SPECT 画像を重ね合わせ，2つのモダリティで解剖学的情報と血液の灌流情報を補完することで，冠動脈疾患を診断するためのより正確で強力なツールが提供できる可能性を示した．また，Evans ら [8] は脳領域の PET 画像と MRI 画像を重ね合わせることで，解剖学的な位置同定の正確さが要求される脳内の小さな構造において，ハンチントン舞踏病におけるブドウ糖利用率 (CMRGlc) の定量化ができることを示した．Liao ら [9] は小動物を用いた前臨床研究のために，小型超音波装置と MicroPET の重ね合わせ画像を得る方法を提案している．他にも応用例は多岐にわたり，重ね合わせ画像による診断は臨床的な貢献が大きい．

重ね合わせ画像の作成の際には，2つの画像の 3 次元的位置が同じであることを前提とする．しかし，異なる装置で撮像すれば，同じ被検者を撮像したとしても，視野が異なる，ベッドで横たわる位置が違うなど，3 次元的位置は同じではない．そのため，何かしらの方法で画像の位置を合わせることが必要となる．

今，画像レジストレーションの基準となる画像上の点 P_R に対して，それと対応する変換の対象となる画像上の点 P_T を座標変換することを考える．

$$P_R = TP_T \quad (1)$$

$$T : P_T \rightarrow P_R \quad (2)$$

画像レジストレーションでは，この変換 T を求める必要がある．変換 T を求める方法は，次に述べるように 3 つに分類され，それぞれについて数多く提案 [10, 11] されている．

2.3.1 Manual Registration

ワークステーション上に表示された医用画像を，対象の形状や体外マーカを指標として手動でパラメータの調節を行い，視覚的に最も合っている位置合わせを行う方法である．図6はMRI装置，PET装置で撮像した医用画像を表示させ，PET画像の平行移動パラメータを調節して，位置合わせしている．この方法は熟練した読影者が行えば，正確な結果をすばやく得ることができる．しかし，結果が主観的で客観性に欠け，読影者によって結果が異なり再現性に乏しい．また，経験の浅い読影者が位置合わせした場合，操作に時間がかかってしまう，結果に信頼性が無いといった欠点がある．

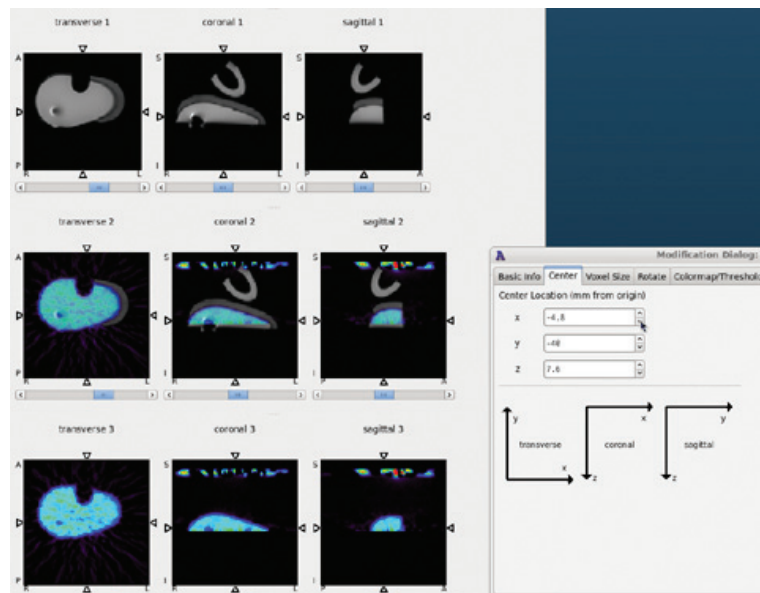


図6 Manual Registration による位置合わせ法の例

2.3.2 Software-based Registration

医用画像レジストレーションの方法として(2)式の T を画像データのみで自動的に推定する方法が多く提案され，計算機の発達によって最も普及しており，大分すると以下の2つに分類[12, 13]される．

- Feature-based Algorithms
- Volume-based Algorithms

Feature-based Algorithms には体表マーカ―などのランドマークを設定する方法 (Landmark-based 法, 図7) と, 人体の内部構造などから形状的な特徴を医用画像から取り出す方法 (Surface-based 法, 図8) がある. それらのランドマークや特徴を参照点群として定義し, 取り出した参照点群を”Head and hat”法 [18] や, ”Iterative closest point”法 [19] などを用いて位置合わせすることで T を推定する.

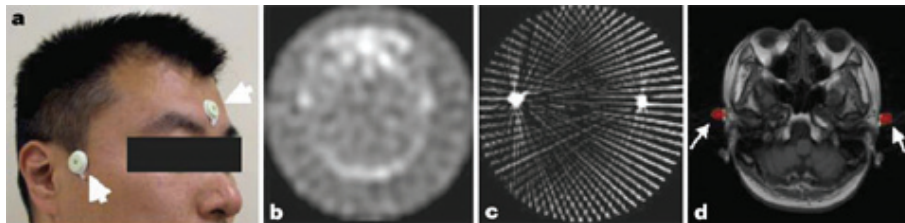


図7 体外マーカ―を用いた Feature-based Registration (Landmark-based 法) の例 [14]

- a : 体外マーカ―を取り付けた様子
- b : ^{201}Tl を用いた脳 SPECT 画像
- c : ^{99m}Tc の SPECT 画像 (マーカ―に ^{99m}Tc を使用)
- d : 頭部 MR 画像 (赤い部分がマーカ―として決定した領域)

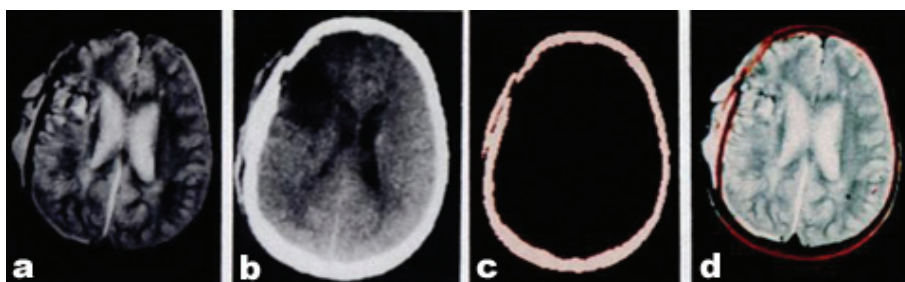


図 8 頭蓋骨輪郭を指標とした Feature-based Registration (surface-based 法) の例 [15]

- a : 頭部 MR 画像
- b : 頭部 X 線 CT 画像
- c : b の画像から頭蓋領域を抽出
- d : MR 画像と X 線 CT 画像の重ね合わせ画像

Landmark-based 法には、参照点群として、それぞれのモダリティに写りこみのあるマーカー（例えば、MRI では Gd 造影剤、PET では ^{18}F ソース）を被検者の体外に取り付けて、画像中のマーカーを位置合わせする方法 [14, 16] と、体内にマーカーを設置して画像中のマーカーを位置合わせする方法 [17] がある。この方法は簡便に位置合わせすることが可能であるが、マーカーの準備が煩雑であり、また、画像中に写ったマーカーがアーチファクトとなる場合がある。さらに、体内にマーカーを設置する方法は侵襲的な方法である。

Surface-based 法には、頭蓋骨などの輪郭を抽出し、それを参照点群として位置合わせする方法 [15] がある。参照点群を取り出す際には、画像処理の技術を用いて自動的に取り出す方法や、技師などのユーザーが手動で指定する方法が用いられるが、参照点群を取り出す方法にレジストレーションの精度が依存する。

また、どちらの方法においても、それぞれ見るものが本質的に異なるモダリティでは、必ずしも対応する参照点群を同じ形態で取り出せるとも限らないので、位置合わせが不可能になってしまう場合があることも問題点として挙げられる。

Volume-based Algorithms は、画像全体から得られるヒストグラム [20] や結合エントロピー、相互情報量 [21] などを用いて評価関数を設定し、これを最適化することにより位置合わせを行い、 T を推定する手法である (図 9)。

この方法は、画像全体の情報を扱うため、個々の参照点群のような特徴を取り出すといった必要が無い。これによってマーカーが不要となり、特徴抽出の手間も省けるというメリットがある。その一方、画像の統計量を利用するため、位置合わせの精度が医用画像の画質や対象としている組織に大きく影響される。また、統計量の最小・最大化問題として置き換えているため、統計量の選び方や初期値の与え方で結果が異なり、結果が必ずしも正確な位置合わせであることが保障できないといった問題がある。さらに、軟組織の変化に対しても適応できる位置合わせ方法であるため、腹部や頸部の位置合わせに広く利用されているが、軟組織での腫瘍領域は不均一に描出され、同じ領域内に高信号部が複数あると誤ったレジストレーション結果になるという報告もある [22]。

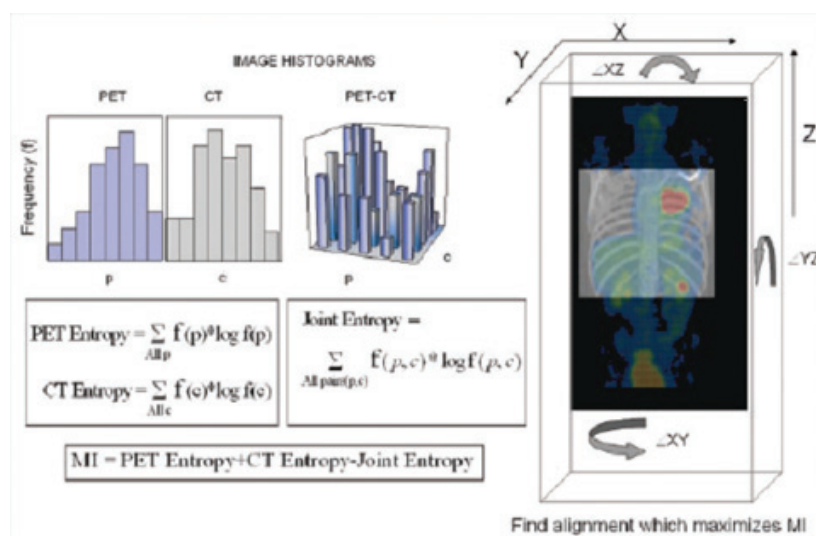


図 9 情報量を用いた Volume-based Registration の例 [12]

2.3.3 Hardware-based Registration

Software-based Registration に対し、(2) 式の T を装置の位置関係を用いて推定する方法がいくつか提案されている [23, 24, 25] . 例えば、図 10 のように、モダリティを一直線上に配置し、一つのベッドを用いて、横たわっている被検者をモダリティ間で決まった距離を移動させ T を決定する方法である .

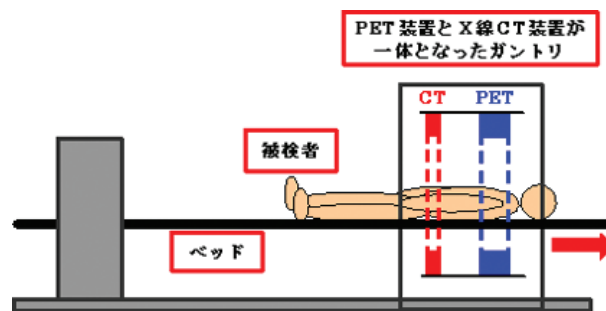


図 10 PET-CT 装置 (赤矢印の向きにベッドが移動する)

その具体例として、X線CT装置とPET装置を合体させたPET-CT装置に代表される、2つの医用画像装置を統合したハイブリット装置がある。この方法では、2つの撮像間で被検者の相対位置が機械的に掌握できるため、画像に依存せずにモダリティの異なった医用画像を位置合わせできる(図11)。しかし、これらハイブリット装置は対象としたい装置の組み合わせごと(PET-CTやSPECT-CT、MR-CTなど)に装置を導入する必要があるが、1台あたりの単価が数億円という高価なものであり、装置の組み合わせにも限度があるため、汎用性のある方法とはいえない。

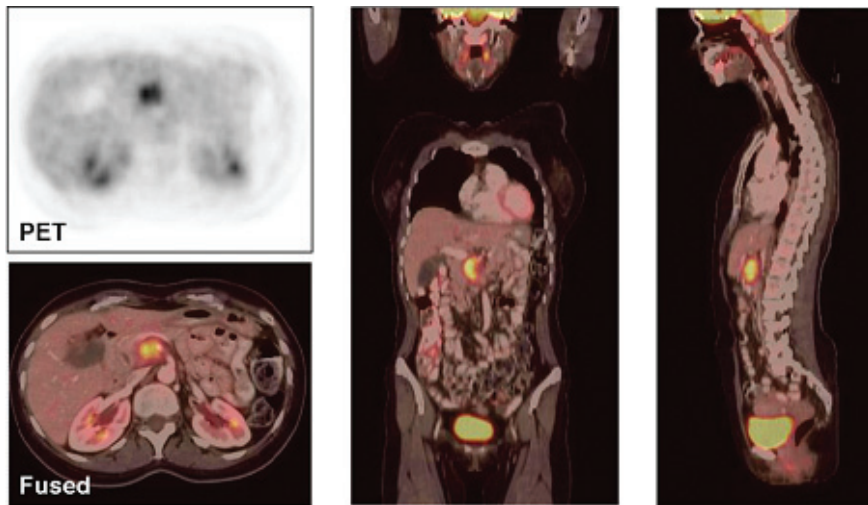


図 11 PET-CT による Hardware-based Registration の例 [10]

2.4 既存法における問題点と研究目的

3つの既存法の問題点を以下にまとめる。

2.4.1 Manual Registration

専用のインターフェイスが必要であり、また、結果が主観的になりやすく、読影者によって結果が異なるため再現性に乏しい。さらに、経験の浅い読影者が位置合わせした場合、操作に時間がかかってしまう、結果に信頼性が無いといった欠点がある。

2.4.2 Software-based Registration

Feature-based Algorithm では、位置合わせする対象となるモダリティ全てに写る参照点群を準備する必要がある。しかし、それぞれのモダリティにおいて可視化できるものが本質的に異なるため、そのような参照点群を準備することは必ず

しも簡単ではない。また，そのようなマーカーが準備できても，画像中に写ったマーカーがアーチファクトとなる場合がある。

さらに，体外マーカーを用いる方法は，人体の内部構造と体外マーカーの相対位置が常に同じとは限らないので目的構造で正確に位置合わせできず，相対位置の変化を小さくするために体内マーカーを用いる方法は侵襲的な方法である。

また，人体の内部構造などから形状的な特徴を取り出し，位置合わせするときには，特徴量を取り出す精度にレジストレーション精度が依存する。

Volume-based Algorithm では，画像の統計量を利用するため，位置合わせの精度が医用画像の画質や対象としている組織に大きく影響する。また，統計量の最小・最大化問題として置き換えているため，統計量の選び方や初期値の与え方で結果が異なり，不一致具合を定量化するような指標が無いため，結果が必ずしも正確な位置合わせであるという客観的評価が難しいといった問題がある。

2.4.3 Hardware-based Registration

必要な装置の組み合わせごとに新たなハイブリッド装置の開発が必要である。しかし，モダリティの組み合わせに制限があり，組み合わせによってはハイブリッドシステムが開発できない。

2.4.4 研究目的

本研究は，離れた場所に設置されている医用画像装置から得られるモダリティの異なった医用画像を，自動的に重ね合わせることができる仮想的 Hardware-based Registration システムの開発を目的としている。

このシステムは，光学式トラッキング装置と可視的な外部マーカー，及び較正用のジグから成る。被検者を剛体と仮定し，外部マーカーをガントリと被検者に取り付け，トラッキング装置でマーカー位置を測定して位置合わせの変換行列を計算することで，2つの医用画像装置を仮想的なハイブリッドシステムと見なすことができる。光学式トラッキング装置に可視的な外部マーカーを用いることによって，Software-based Registration のように複数のモダリティにおいて可視で

あるような参照点群が不要となる。また、医用画像の画質や対象臓器に依存しない位置合わせ結果が得られる。さらに、Hardware-based Registration のように、新たな一体型ハイブリッドシステムを開発する必要も無い。光学式トラッキング装置とマーカーを用いることで可搬性も高く、安価である。このようなシステムを実現することができれば、多様なモダリティで得られた複数の医用画像において、簡便な位置合わせが可能となる。

また、位置合わせ法を開発する際には、目標となる精度を設定する必要があり、次のような考え方ができる。臨床的に求められる位置合わせの精度は、位置ずれを最小限に抑えることが要求されている。そこで、日常的に用いられる検査の空間解像度から要求精度を考える。各装置の空間解像度は PET 装置・SPECT 装置で 3~5mm、X 線 CT 装置・MRI 装置で 0.5~1mm、超音波装置で 1~2mm である。解像度が異なる画像を位置合わせするときは、粗いものに合わせることになる。従って、要求精度として当面 5mm 以下を目標とする。

2.5 結言

本章では、医用画像から得ることができる情報と、それら情報を統合する位置合わせ方法に関して述べた。医用画像は主に生理機能的画像と解剖学的画像に分類でき、それらから得られた情報を統合することで、お互いの情報に欠ける部分を補うことができる。そのためには医用画像の位置合わせが必要であり、位置合わせ方法は Manual Registration, Software-based Registration, Hardware-based Registration に分類できる。また、これら既存の位置合わせ方法には様々な利点や欠点がある。これらの問題を解決するために、Hardware-based Registration に着目し、光学式トラッキング装置、可視的な外部マーカーを用いた仮想的 Hardware-based Registration システムの開発を次章で行う。

3. リファレンスマーカー用いた 仮想的Hardware-based Registrationシステム

3.1 緒言

本章では，Hardware-based Registration に着目し，光学式トラッキング装置，可視的な外部マーカー，及び較正用ジグを用いることで，2つの装置を仮想的なハイブリッドシステムとして見なすことができるシステムを開発する．

3.2 システムの概要

本システムは計測部，計算部，表示部の3つから成る（図12）．

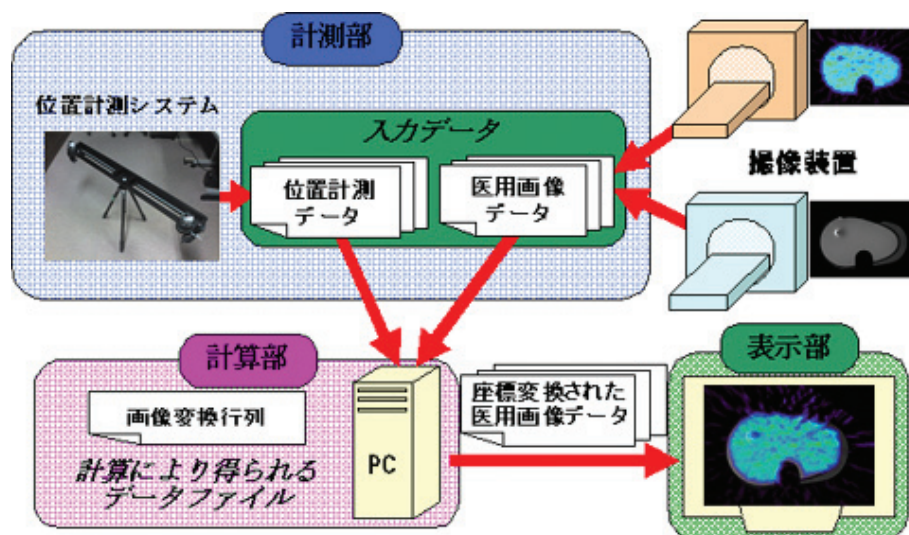


図 12 システムの概要

計測部では，三角測量の原理に基づき，複数の光学カメラによって可視的なマーカーの位置計測を行う．計算部では，次節で述べる方法に基づいて，計測部より得られた位置計測データを用いて画像の変換行列を求め，医用画像に対して座標

変換を行うことで位置合わせする．表示部では，出力として２種類以上の医用画像を重ね合わせて画像を提示する．

3.3 位置合わせの方法

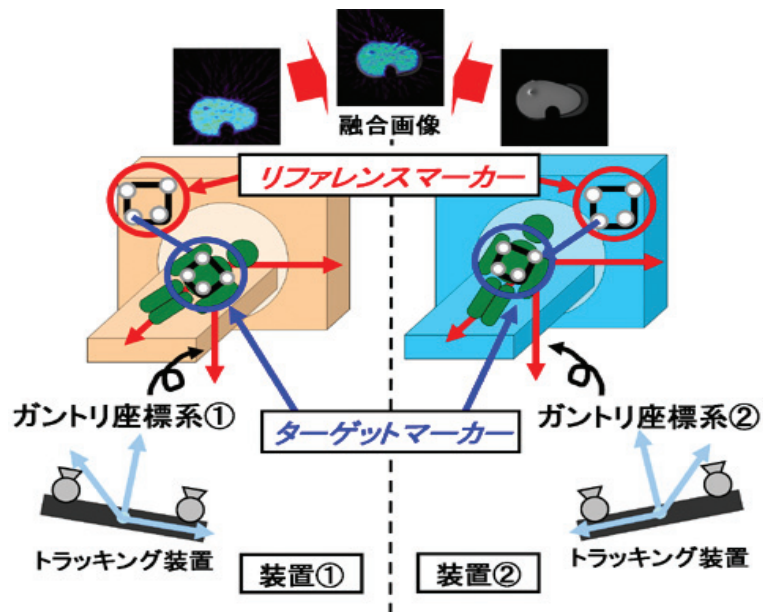


図 13 位置合わせ方法の概要

位置合わせ方法の概要を図 13 に示し，ここで，導入する座標系を以下に定義する．

- リファレンスマーカー座標系
ガントリに取り付けたリファレンスマーカーが持つローカル座標系
- 被検者座標系
被検者に取り付けたターゲットマーカーが持つローカル座標系
- リファレンス座標系
最終的な合成画像が作られる 3 次元座標系

- ガントリ座標系
医用画像データに定義される装置に固有の座標系
- 計測装置座標系
光学式トラッキング装置に固有の座標系

X線CTやPETといった医用画像装置はガントリとベッドで構成されており、その上に被検者が横たわって撮像が行われる。そのような装置が と の2つあった場合、同一被検者の異なるモダリティで得られた画像を重ね合わせるには、以下の3つの写像（座標変換）が明らかになればよい。

- 被検者座標系とガントリ座標系
- ガントリ座標系 とガントリ座標系
- ガントリ座標系 被検者座標系

システムでは、被検者を剛体と仮定し、被検者座標系とガントリ座標系の写像を求めるため、ガントリに取り付けた「リファレンスマーカー」と、被検者に取り付けた「ターゲットマーカー」とを設置し、これら2つのマーカーの位置を光学式トラッキング装置で同時に計測し、被検者座標系とリファレンスマーカー座標系の写像を求める。これらのマーカーは医用画像装置で撮像されるものではなく、光学式トラッキング装置を用いて計測されるものなので、医用画像のモダリティに依存しない。また、装置に固定されたリファレンスマーカー座標系と各装置のガントリ座標系とを較正することで、ガントリ座標系上に被検者座標系を写像することができる。さらに、この較正はガントリ座標系を、図14に示すような、各装置で共有する3次元空間「リファレンス座標系」に位置付け、この空間上でガントリ座標系 とガントリ座標系 の写像を求めることができる。

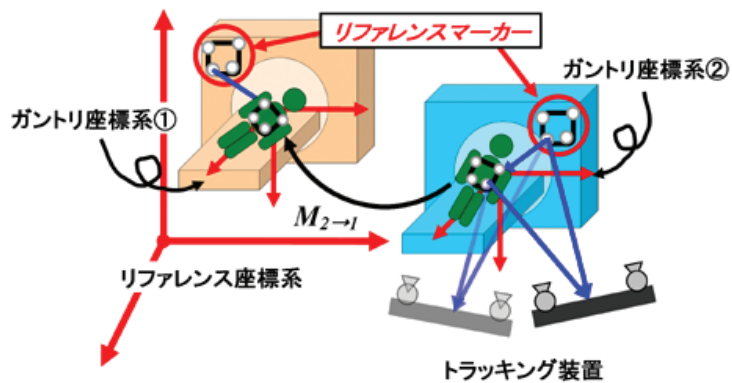


図 14 リファレンスマーカーとリファレンス座標系

3.4 マーカーと較正用ジグ

3.4.1 マーカー

リファレンスマーカー，及びターゲットマーカー（図 15）はプラスチック製の赤外線反射マーカーを用いている．マーカーを配置するための枠は MRI 装置でも使用することを考慮したカーボン製のものである．また，各マーカーの相対距離は既知である．

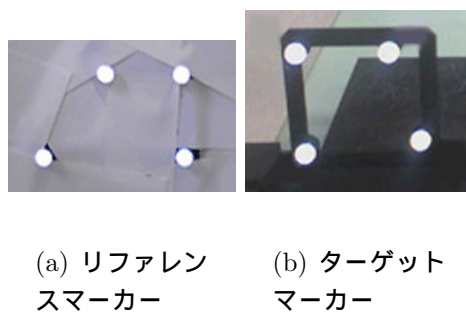


図 15 リファレンスマーカーとターゲットマーカー

3.4.2 較正用ジグ

較正用ジグはマーカー同様，MRI装置中でも使用できるように，カーボン製の
ものであり，図16のように，点線源を置くことができるように作成した．このジ
グを相対的な位置が既知になる台座に取り付け，較正を行う．

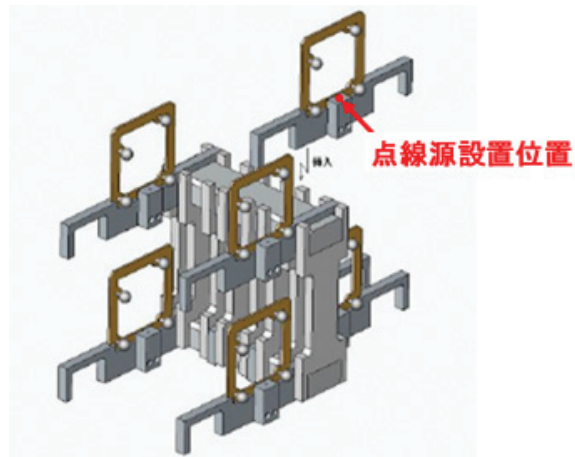


図 16 較正用ジグ（イラスト）

3.5 位置合わせの手順

このシステムにおける位置合わせ方法は，具体的に以下に示すような手順で
行う．

1. 各装置にリファレンスマーカーを設置し，リファレンスマーカー座標系と
ガントリ座標系との変換行列を求める較正を行う
2. 検査前に，被検者にターゲットマーカーを取り付ける
3. 装置 での撮像前に，リファレンスマーカーとターゲットマーカーの2つ
を同時に計測し，被検者座標系からリファレンスマーカー座標系 への変
換行列を求める

4. 装置 で被検者を撮像する
5. 被検者に取り付けたターゲットマーカ―はそのまま，装置 での撮像前に，リファレンスマーカ―とターゲットマーカ―の2つを同時に計測し，被検者座標系からリファレンスマーカ―座標系 への変換行列を求める
6. 装置 で被検者を撮像する
7. 1で得られた変換行列と，3,5で得られた変換行列を用いて，ガントリ座標系 からガントリ座標系 への変換行列を求める
8. 装置 の医用画像に対して，7の変換行列を使って画像変換を行い，装置 の医用画像を位置合わせする
9. 2つの医用画像を表示モニターに重ね合わせて表示する

3.6 リファレンス座標系の較正

リファレンスマーカ―座標系とガントリ座標系との写像は以下のようにして求める．以降，求める変換行列は式(3)のような 4×4 行列で表される， 3×3 の回転行列 R と3次の平行移動ベクトル T を含む同次変換行列である．

$$\left(\begin{array}{c|c} R & T \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right) \quad (3)$$

図17に示すよう，較正用ジグに光学式トラッキング装置用ターゲットと，そのターゲットと相対位置が既知であるところに，PET装置で較正を行う際には ^{18}F などの放射性の点線源を，MRI装置で較正を行う際にはガドリミウム造影剤などのMRIに感度のある造影剤の点線源を用意する．この点線源のPET画像あるいはMRI画像におけるガントリ座標系上の位置を $(x_P, y_P, z_P, 1)$ ，光学式トラッキング装置座標系上の位置を $(x_S, y_S, z_S, 1)$ とする．この測定を数回(N回)行なうことにより， $(x_P, y_P, z_P, 1)$ とそれに対応する $(x_S, y_S, z_S, 1)$ の組み合わせが，N個得られる．これらのデータから，最小二乗法を用いて，計測装置座標系とガントリ座標系との変換行列 $T_{S \rightarrow P}$ を求める．

一方，光学式トラッキング装置はリファレンスマーカー座標系から計測装置座標系への変換行列 $\tau_{G \rightarrow S}$ を与える．これより，ガントリ座標系とリファレンスマーカー座標系との変換行列 $T_{G \rightarrow P}$ は以下で表すことができる．

$$T_{G \rightarrow P} = \tau_{S \rightarrow P} \cdot \tau_{G \rightarrow S} \quad (4)$$

ただし，リファレンスマーカーはガントリにしっかり固定しておく必要があり，装置のメンテナンスなどで，ガントリが取り外されるなどリファレンスマーカーが動くようなことがあれば，較正をやり直す必要がある．

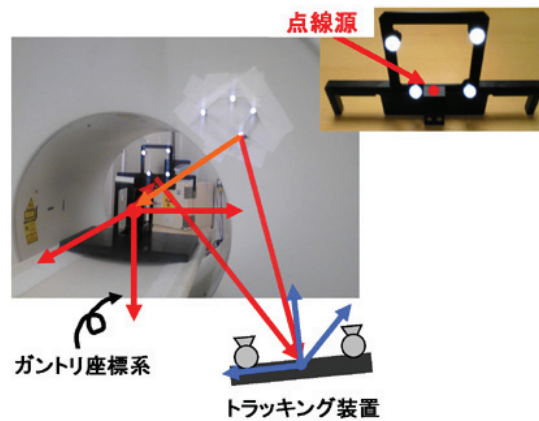


図 17 較正用ジグを用いた較正の様子

3.7 変換行列の導出

ガントリ座標系 S ，及びガントリ座標系 P における被検者に取り付けたマーカーの点をそれぞれ同次座標系で表現すると $(X_1, Y_1, Z_1, 1)^T$ 及び $(X_2, Y_2, Z_2, 1)^T$ となる．ここで，装置 S で得られた画像と装置 P で得られた画像を位置合わせするためには以下のような画像の変換行列 $M_{2 \rightarrow 1}$ を得る必要がある．

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = M_{2 \rightarrow 1} \begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

変換行列 $M_{2 \rightarrow 1}$ を求めるため、まず、図 18 のように、前節で求めた $T_{G \rightarrow P}$ 以外の 2 つの変換行列を定義する。

1. $T_{G \rightarrow S}$
リファレンスマーカー座標系を計測装置座標系に変換する
2. $T_{T \rightarrow S}$
被検者座標系を計測装置座標系に変換する

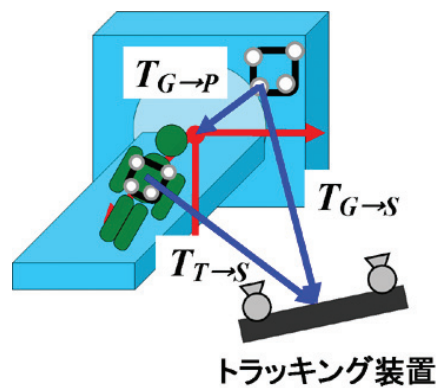


図 18 定義する変換行列

装置 において、リファレンスマーカーを計測することで $T_{G \rightarrow S}$ 、ターゲットマーカーを計測することで $T_{T \rightarrow S}$ を得ることができ、前節の較正で $T_{G \rightarrow P}$ を得ることができる。以上より

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = T_{G \rightarrow P} T_{G \rightarrow S}^{-1} T_{T \rightarrow S} \begin{bmatrix} X_T \\ Y_T \\ Z_T \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

を得る。これは被検者座標系の点をガントリ座標系 の点に変換する式である。

同様に，装置 において同じ手続きを行うことで，

$$\begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \\ 1 \end{bmatrix} = T_{G' \rightarrow P_2} T_{G' \rightarrow S}^{-1} T_{T \rightarrow S} \begin{bmatrix} X_T \\ Y_T \\ Z_T \\ 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

被検者座標系の点をガントリ座標系 の点に変換する式を得ることができる．式 (6) と (7) の $(X_T, Y_T, Z_T, 1)^T$ は被検者座標系上の同一点であるから，ガントリ座標系 上の点をガントリ座標系 に変換する式は式 (8) で与えられる．

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = T_{G' \rightarrow P} T_{G' \rightarrow S}^{-1} T'_{T \rightarrow S} (T_{G \rightarrow P} T_{G \rightarrow S}^{-1} T_{T \rightarrow S})^{-1} \begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

すなわち，変換行列 $M_{2 \rightarrow 1}$ は，式 (9) で与えられる．

$$M_{2 \rightarrow 1} = T_{G' \rightarrow P} T_{G' \rightarrow S}^{-1} T'_{T \rightarrow S} (T_{G \rightarrow P} T_{G \rightarrow S}^{-1} T_{T \rightarrow S})^{-1} \quad (9)$$

3.8 結言

本章では，光学式トラッキング装置，可視的な外部マーカー，及び較正用ジグの3つを用いることで，2つの装置を仮想的なハイブリッドシステムとして見なすことができるシステムを開発した．まず，本システムは，光学式トラッキング装置，リファレンスマーカー，及び較正用ジグを用いることで，医用画像データの中にある空間座標，すなわちガントリ座標系と，現実空間にあるリファレンスマーカー座標系の較正を行う．そして，光学式トラッキング装置，リファレンスマーカー，及びターゲットマーカーを用いることで，被検者座標系とリファレンスマーカー座標系の写像を求める．これら求められた写像を用いて，2つの装置から得られた医用画像の位置合わせを実現するシステムである．

4. 本システムの実装

4.1 緒言

本章では、3章で開発したシステムについて、実際の医用画像装置に適用する際における計測部の検討について述べ、実装を行う。本研究では以降、PET 装置、MRI 装置、超音波診断装置を対象とする。

PET 装置では、計測部装置の配置場所の制限はあるが、装置そのものに制限を受けることは無い。しかし、MRI 装置は、その特性上、持ち込むことができる装置に制限を受け、超音波診断装置は移動物体を正確に位置計測することができる装置を必要とするといった制約がある。従って、対象となる撮像装置によって計測部を検討する必要がある。

4.2 MRI 装置における計測部

4.2.1 MRI における USB カメラの使用

MRI 装置は強磁場を発生させることから、一般的に磁性体を検査室内に持ち込むことができない。また、磁性体を持ち込むことで MR 画像自身にもアーチファクトが出るという問題もある。そこで、計測装置として非磁性体に近い USB カメラを用いて、距離計測を行うシステムを開発した。

4.2.2 カメラを用いた 3 次元計測方法

USB カメラを用いて画像の変換行列を求め、座標変換を行うことで位置合わせするには、マーカーの 3 次元座標の計測を行わなければならない。本研究で用いている USB カメラは民生用のもので、カメラの詳細が明らかではない。そのため、一般的な距離計測法である、三角測量法に必要なパラメータ、例えば、レンズの焦点距離や撮像素子の大きさなどが不明で、このままでは 3 次元座標計測が行えない。そこで、2 台の USB カメラを用いた 3 次元座標計測には、カメラの詳細が明らかでなくとも、キャリブレーションによるパラメータで、姿勢情報などを定

義でき、マーカーの3次元計測もできるDLT法 [26] を用いた。以下にDLT法の詳細を記す。

4.2.3 DLT 法

DLT (Direct Linear Transformation) 法はカメラ校正法の一つであり、3次元座標が既知である、6点以上のコントロールポイントをカメラで撮影することで、そのカメラの内部標定値(レンズ焦点距離)と外部標定値(カメラの姿勢)を計算により求める。DLT法は共線条件に基づいたカメラキャリブレーション法である。共線条件とはカメラを用いて画像に記録するとき、実空間上に存在する点と画像面が図19のように点O、I、Nは一直線上に置かれる関係のことを指す。ここで、図19では2つの座標系が定義されており、Object Space 座標系(XYZ-座標系)とImage Plane 座標系(UV-座標系)である。また、光学式カメラは実空間上に存在する点Oを画像面上の点Iにマッピングするものである。この共線条件

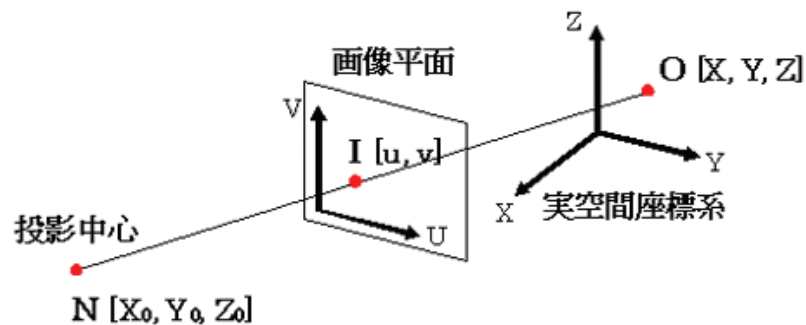


図 19 共線条件

から導かれた式が、共線条件式であり、以下の式である。

$$\begin{cases} u - u_0 = -d \frac{r_{31}(X - X_0) + r_{32}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)}{r_{11}(X - X_0) + r_{12}(Y - Y_0) + r_{13}(Z - Z_0)} \\ v - v_0 = -d \frac{r_{31}(X - X_0) + r_{32}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)}{r_{21}(X - X_0) + r_{22}(Y - Y_0) + r_{23}(Z - Z_0)} \end{cases} \quad (10)$$

4.2.4 DLT カメラ定数

DLT法を用いた3次元座標の再構成を述べる前に、まずカメラ定数について述べる。カメラ定数は先に述べた、6点以上のコントロールポイントを撮影することにより得られる、内部標定、及び外部標定を含んだパラメータである。

式(10)において、 X, Y, Z について解きなおすと、

$$\begin{cases} u = \frac{L_1X + L_2Y + L_3Z + L_4}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \\ v = \frac{L_5X + L_6Y + L_7Z + L_8}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \end{cases} \quad (11)$$

となる。式(11)において、

$$\begin{cases} L_1 = \frac{u_0r_{31} - dr_{11}}{D} \\ L_2 = \frac{u_0r_{32} - dr_{12}}{D} \\ L_3 = \frac{u_0r_{33} - dr_{13}}{D} \\ L_4 = \frac{(dr_{11} - u_0r_{31})X_0 + (dr_{12} - u_0r_{32})Y_0 + (dr_{13} - u_0r_{33})Z_0}{D} \\ L_5 = \frac{v_0r_{31} - dr_{21}}{D} \\ L_6 = \frac{v_0r_{32} - dr_{22}}{D} \\ L_7 = \frac{v_0r_{33} - dr_{23}}{D} \\ L_8 = \frac{(dr_{21} - v_0r_{31})X_0 + (dr_{22} - v_0r_{32})Y_0 + (dr_{23} - v_0r_{33})Z_0}{D} \\ L_9 = \frac{r_{31}}{D} \\ L_{10} = \frac{r_{32}}{D} \\ L_{11} = \frac{r_{33}}{D} \\ D = -(X_0r_{31} + Y_0r_{32} + Z_0r_{33}) \end{cases} \quad (12)$$

であり、この $L_1 \sim L_{11}$ をDLTカメラ定数と呼び、実空間と画像面との対応付けを行うパラメータである。式(11)において、 X, Y, Z, u, v について整理すると、

$$\begin{cases} u = L_1X + L_2Y + L_3Z + L_4 - L_9Xu - L_{10}Yu - r_{11}Zu \\ v = L_5X + L_6Y + L_7Z + L_8 - L_9Xv - L_{10}Yv - L_{11}Zv \end{cases} \quad (13)$$

が得られる。この2つの式に6つ以上のコントロールポイントの3次元座標を代入し連立方程式を解くと、パラメータを求めることができる。

4.2.5 DLT 法を用いた 3 次元座標再構成

前項によって求めた DLT カメラ定数を使って，空間座標上の未知点の 3 次元座標を復元できる．式 (13) を X, Y, Z についてまとめると，

$$\begin{cases} (uL_9 - L_1)X + (uL_{10} - L_2)Y + (uL_{11} - L_3)Z = (L_4 - u) \\ (vL_9 - L_5)X + (vL_{10} - L_6)Y + (vL_{11} - L_7)Z = (L_8 - u) \end{cases} \quad (14)$$

この式に 2 枚以上の画像から得られた，未知点の画像面における 2 次元座標を代入し連立方程式を解くと，3 次元座標を復元できる．すなわち，下の行列式を解くことである．

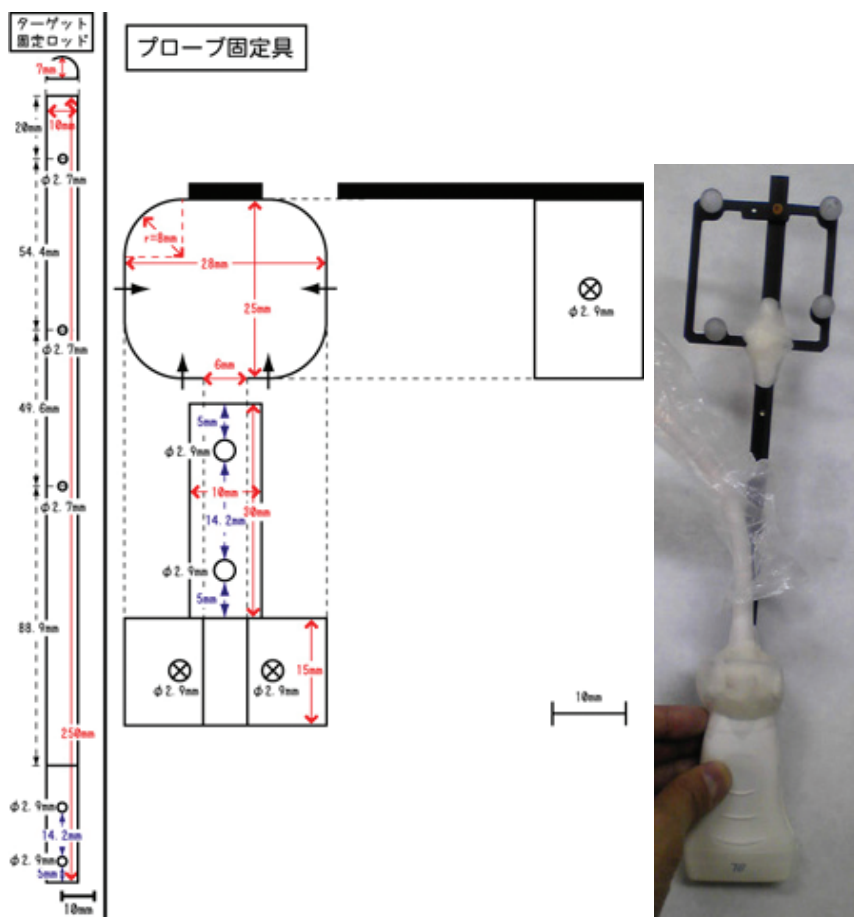
$$\begin{bmatrix} u^1L_9 - L_1 & u^1L_{10} - L_2 & u^1L_{11} - L_3 \\ u^1L_9 - L_5 & u^1L_{10} - L_6 & u^1L_{11} - L_7 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ u^nL_9 - L_1 & u^nL_{10} - L_2 & u^nL_{11} - L_3 \\ u^nL_9 - L_5 & u^nL_{10} - L_6 & u^nL_{11} - L_7 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_4 - u^1 \\ L_8 - u^1 \\ \vdots \\ L_4 - u^n \\ L_8 - u^n \end{bmatrix} \quad (15)$$

4.3 超音波診断装置における計測部

超音波診断装置では，検査時に超音波プローブを操作者が自由に動かすことで，任意の断面の医用画像を得ることができる利点がある．その自由度を損なわずに位置合わせを可能にするためには，移動物体の正確な位置計測が要求される．そこで光学式トラッキング装置 Polaris を用いて，距離計測を行うことにした．

4.4 超音波検査におけるプローブ

超音波画像装置はガントリを持たないので，ガントリ座標系に変わる座標系を定義する必要がある．そこで，プローブにマーカーを取り付け，そのマーカーの座標情報を用いてガントリ座標系を定義し，画像を位置合わせする．超音波プローブを計測するためにプローブに捕捉点を設置するが必要あり，そのための図 20 に示すようなジグを設計した．



(a) ジグの設計図

(b) プローブに取り付けた写真

図 20 ジグの設計図とプローブに取り付けた様子

4.5 超音波画像とプローブのキャリブレーション

超音波画像はグローバルな座標系を持っていないので、あらかじめ取り付けられたマーカーの座標系と超音波画像の座標系とをキャリブレーションしておく必要がある。具体的には以下の手順で行う。

1. 超音波装置での撮像を行う。この際、光学式トラッキング装置にてプローブマーカーとキャリブレーションファントムの捕捉をしておく。この際に Polaris が返してくるのは以下の変換行列である。

- プローブマーカー座標系を Polaris 座標系に変換する $T_{probe \rightarrow polaris}$
- キャリブレーションファントム座標系を Polaris 座標系に変換する $T_{box \rightarrow polaris}$

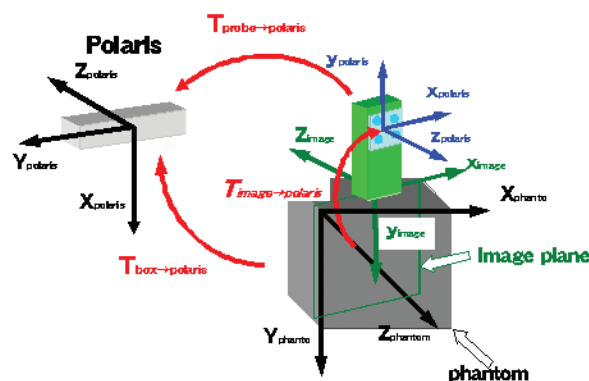


図 21 超音波画像とプローブマーカーのキャリブレーション

2. 得られた変換行列を用いて、超音波画像 - プローブマーカー間の変換行列以下の手順にて求める

- 既知である、キャリブレーションファントム座標系におけるキャリブレーション点の座標を $P_{cp,box}(x, y, z)$ とすると、プローブマーカー座

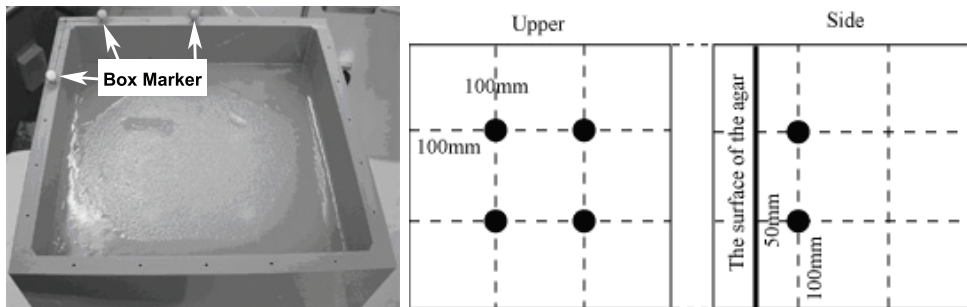
標系におけるキャリブレーション点の座標 $P_{cp,probe}(x, y, z)$ は変換行列を用いて，以下の式で得られる

$$P_{cp,probe}(x, y, z) = (T_{probe \rightarrow polaris})^{-1} T_{box \rightarrow polaris} P_{cp,box}(x, y, z) \quad (16)$$

- 超音波画像中のキャリブレーション点の座標を $P_{cp,US}(u, v, 0)$ とする
- 以上の $P_{cp,probe}(x, y, z)$, $P_{cp,US}(u, v, 0)$ の組で特異値分解を行い，変換行列を求める

- $P_{cp,probe}^i, P_{cp,US}^i (i = 1 \sim N)$
- $H = \sum_{i=1}^N (P_{cp,US}^i - \bar{P}_{cp,US})(P_{cp,probe}^i - \bar{P}_{cp,probe})^T$
- 3×3 行列である H を $H = U\Lambda V^T$ に特異値分解
- $R = VU^T, T = \bar{P}_{cp,probe} - R\bar{P}_{cp,US}$

以上の方法で超音波画像-プローブマーカーのキャリブレーションを行うために，図 22 のファントムを作成し，実際にキャリブレーションを実施した．このファントムは塩化ビニルで作成された箱の中に，直径 20mm の発泡スチロール球を配置し，3% で作成した寒天で満たした．また，キャリブレーションファントム座標系を定義するために Box マーカーを図 22 の矢印が示すように取り付けた．



(a) ファントム

(b) ファントム設計図

図 22 キャリブレーションファントム（設計図の黒丸が発泡スチロール球）

4.6 結言

本章では、実際の医用画像装置に適用する際における計測部の検討について述べた。MRI では非磁性体の計測装置を構築するために USB カメラとカーボン製の専用装置を開発した。USB カメラを使用する際に、取り付けられた各マーカの位置認識方法として 2 台のカメラを用いた DLT 法を用いた。また、超音波画像ではガントリが存在しないので、プローブに直接計測用ジグを取り付け、画像とプローブとのキャリブレーションを実施できるようにした。

5. PET-MRIにおけるシステムの検証実験

5.1 緒言

本章では、開発したシステムを用いてPET画像とMRI画像を位置合わせし、本システムのマーカー抽出精度、位置合わせ精度などを検証するために、PET装置及びMRI装置の実機にてファントム実験を行い、計測部として2台のUSBカメラを用いて位置合わせを行った。

5.2 実験方法

5.2.1 計測装置

撮像に用いたPET装置はPCA-2000A（東芝メディカルシステムズ、図23）、MRI装置はGE Signa 3T（GEヘルスケア・ジャパン、図24）であり、それぞれの医用画像装置での撮像条件を表1,2に示す。リファレンス、ターゲットの各マーカーは4点の赤外線反射マーカーを用い、リファレンスマーカーは図25左のようにPET、MRI装置のガントりに固定した。



図 23 PET 装置 PCA-2000A（国立循環器病センター研究所）

表 1 PET 撮像条件

Scan Condition	Emission Scan
Scan Time	10min.
Resolution	3.43mm × 3.43mm × 3.37mm
Matrix Size	128 × 128 × 47



図 24 MRI 装置 GE Signa 3T (国立循環器病センター研究所)

表 2 MRI 撮像条件

Scan Condition	T1 Weight
Scan Time	11.5min.
Resolution	1.87mm × 1.87mm × 3.0mm
Matrix Size	256 × 256 × 101

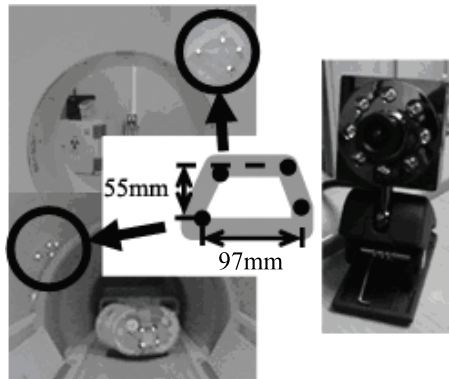
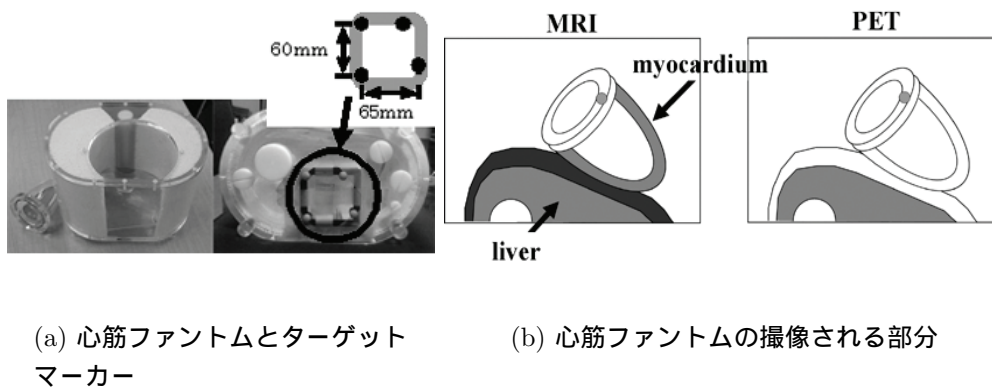


図 25 装置に取り付けたリファレンスマーカーと USB カメラ

5.2.2 計測対象

撮像対象として、心筋と肝臓上部を模した京都科学製心筋ファントムを用い、ターゲットマーカーを固定した(図 26(a))。心筋ファントムには、PET 撮像時は肝臓部と心筋上部に 8.0mCi の $^{18}\text{F}^-$ を封入し、MRI 撮像時は肝臓部と心筋部、及び心臓上部に 1mmol/L のガドリミウム溶液を封入した。図 26(b) に心筋ファントムの模式図を示す。模式図中の色付き部分が各装置において撮像される部分である。



(a) 心筋ファントムとターゲットマーカー

(b) 心筋ファントムの撮像される部分

図 26 心筋ファントムターゲットマーカー

5.2.3 計測方法

マーカーの 3 次元位置取得のために 2 台の USB カメラ (GR-CAM130N2, Groovy 社) を用いた。本 USB カメラは USB2.0 準拠で, 130 万画素の画素数を持つ。USB カメラ (図 25 右) は, リファレンス, ターゲットの各マーカーが取得画像中に入るように配置した。また, マーカーの識別能を高めるため, レンズ前面に IR フィルタを取りつけた。それぞれの USB カメラから 640 pixel × 480 pixel (VGA), 8Bit グレースケールの画像を取得した。PET 装置及び MRI 装置において心筋ファントムの位置を変え, 4 回ずつ撮像を行った。各撮像時におけるファントムの位置条件は表 3, 及び図 27 の通りである。

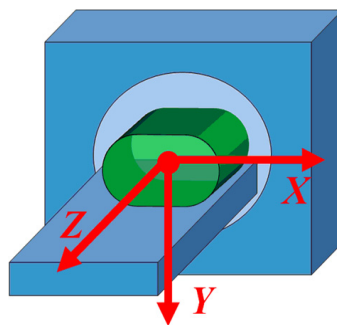


図 27 位置条件に対する座標軸

表 3 撮像時の位置条件

Position	PET	MRI
	基準位置	基準位置
	Y 軸周り+20 °	Y 軸周り+20 °
	基準位置から Y 軸方向-50mm	基準位置から Y 軸方向-20mm
Position	から Z 軸方向-20mm	Position から Z 軸方向-50mm

5.2.4 計測手順

本検証実験における計測手順は以下の手順である．

1. PET 装置にて，心筋ファントムの撮像の前に，USB カメラ計測システムのキャリブレーション撮影を行う．
2. PET 装置で心筋ファントムの撮像を行う．この際ファントムに取り付けたターゲットマーカー及び，PET ガントリに取り付けたリファレンスマーカーの位置計測を行う．このときに得られるマーカーの位置を以下とする．
 - (a) USB カメラで計測されたリファレンスマーカーの位置： $P_{ref,USB}$
 - (b) USB カメラで計測されたターゲットマーカーの位置： $P_{tar,USB}$
3. 次に，MRI 装置にて心筋ファントムの撮像の前に，USB カメラ計測システムのキャリブレーション撮影を行う．
4. MRI 装置で心筋ファントムの撮像を行う．この際ファントムに取り付けたターゲットマーカー及び，MRI ガントリに取り付けたリファレンスマーカーの位置計測を行う．このときに得られるマーカーの位置を以下とする．
 - (a) USB カメラで計測されたリファレンスマーカーの位置： $P_{ref'}_{USB}$
 - (b) USB カメラで計測されたターゲットマーカーの位置： $P_{tar'}_{USB}$
5. 以下の手順で PET-MRI 間の剛体変換行列を求める．
 - (a) PET ガントリ，MRI ガントリに取り付けられたリファレンスマーカー 4 点のローカル座標を $P_{ref,local}$ ， $P_{ref'}_{local}$ とする．
 - (b) $P_{ref,USB} \cdot P_{ref,local}$ ，及び $P_{ref'}_{USB} \cdot P_{ref'}_{local}$ の対応する点を使って変換行列 $T_{ref \rightarrow USB}$ ， $T_{ref' \rightarrow USB}$ を導出する．この導出には最小二乗法を用いる．
 - (c) 同様にして，ターゲットマーカー 4 点のローカル座標 $P_{tar,local}$ と $P_{tar,USB}$ ， $P_{tar'}_{USB}$ を使って変換行列 $T_{tar \rightarrow USB}$ ， $T_{tar' \rightarrow USB}$ を求める．

(d) 各装置のリファレンスマーカーから撮像中心への変換, $T_{ref \rightarrow PET}$, $T_{ref \rightarrow MRI}$ は, 予め較正しておくことによって得る.

(e) 以下によって変換行列 $T_{PET \rightarrow MRI}$ を得る

$$T_{tar \rightarrow PET} = T_{ref \rightarrow PET} T_{ref}^{-1} T_{tar \rightarrow USB} T_{USB} \quad (17)$$

$$T_{tar \rightarrow MRI} = T_{ref \rightarrow MRI} T_{ref}^{-1} T_{tar \rightarrow USB} T_{USB} \quad (18)$$

$$\therefore T_{PET \rightarrow MRI} = T_{tar \rightarrow MRI} T_{tar \rightarrow PET}^{-1} \quad (19)$$

6. 5. で求めた変換行列を用いて, PET 画像を MRI 画像に位置合わせし, 両画像を重ね合わせて表示する.

5.3 検証方法

5.3.1 マーカーの抽出精度

PET, MRI 撮像を行った各 4 位置における, 4 点あるターゲットマーカーのある 1 点を基準として, 他の 3 点との距離を求めた. DLT 法による, カメラパラメータを用いて復元したターゲットマーカーの 3 次元座標値を用いて計算した距離と, マーカーの真距離との差を精度とした.

5.3.2 推定移動量と実際移動量

システムによって求めた変換行列 $M_{2 \rightarrow 1}$ から推定される平行移動量と回転量とを, 表 3 の移動量と比較し, その差を求めた. ただし, この比較は異なる装置間では座標系が異なるため行えない. 従って, 同一装置間で各位置間の $M_{2 \rightarrow 1}$ を求め, その平均を取った.

5.3.3 位置合わせの検証

得られた PET 及び MRI 画像は, 本システムで位置合わせする前後で視覚的に一致度を確認した. また, 画像が本システムの適用前後で相対的に, より位置合

合わせが良好であることを確認するために，Wooら [27] による方法に従い，2つの画像の画素ごとの比較を行って相関値を求めた．その際，MRIのマトリックスサイズをPETのマトリックスサイズ（128x128x47）に合わせ，MRIの画素値が1000未満のものをバックグラウンドとし，相関値の計算には含めなかった．さらに，心臓ファントム中に置いた点線源を位置合わせの対象点とし，その位置ズレの評価を行った．この点線源は同じ位置にあるため，正確に位置合わせされていれば，その相対距離は0mmとなる．

5.4 結果

5.4.1 マーカーの位置同定精度

マーカーの抽出精度を表4に示す．

表4 マーカー位置同定精度

	PET	MRI
Ave.	-0.4 ± 0.4mm	-0.3 ± 0.6mm
X	-0.2 ± 0.3mm	0.04 ± 0.4mm
Y	-0.1 ± 0.4mm	0.2 ± 0.1mm
Z	-0.8 ± 0.3mm	-1.0 ± 0.3mm

マーカーの抽出精度はPET装置，MRI装置ともに1mm以下の精度で抽出できている．しかし，Z軸方向には，X,Y軸方向と比べて誤差が大きいことが確認できる．

5.4.2 推定移動量と実際移動量

PET，及びMRIそれぞれで表5に示す誤差が得られた．

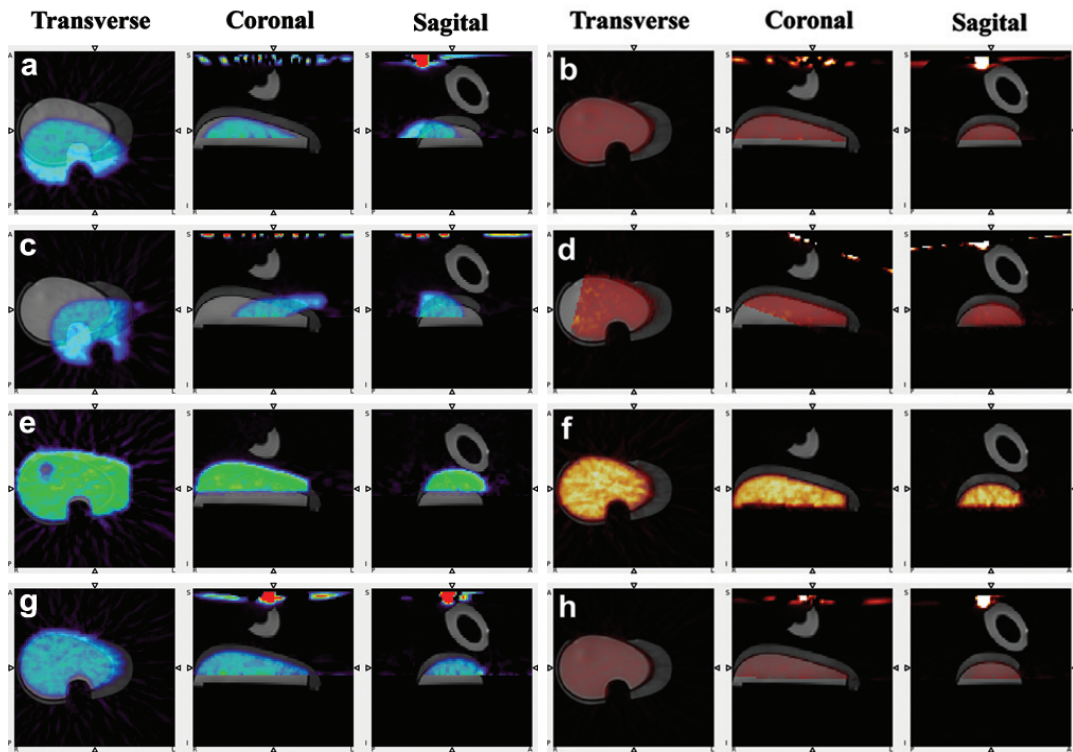
表 5 移動量誤差

	PET	MRI
Translation	$-1.0 \pm 1.8\text{mm}$	$0.5 \pm 1.1\text{mm}$
Rotation	$-0.1 \pm 0.8^\circ$	$1.4 \pm 1.4^\circ$

移動量は1mm程度の精度で位置合わせできていることが確認できる。MRI装置では、PET装置に比べて回転方向に対しての誤差が大きい。

5.4.3 位置合わせの検証

PET画像とMRI画像を重ね合わせた融合画像を、図28～図31に示す。PETで得られた全4位置の画像（PET₁、PET₂、PET₃、PET₄）を、MRI画像に対して重ね合わせた画像であり、一段目にPET₁とMRI、二段目にPET₂とMRI、三段目にPET₃とMRI、四段目にPET₄とMRIの重ね合わせ画像を示している。また、左段に位置合わせ前、右段に位置合わせ後の像を示し、各段、左から横断面、冠状面、矢状面における断層像を示した。



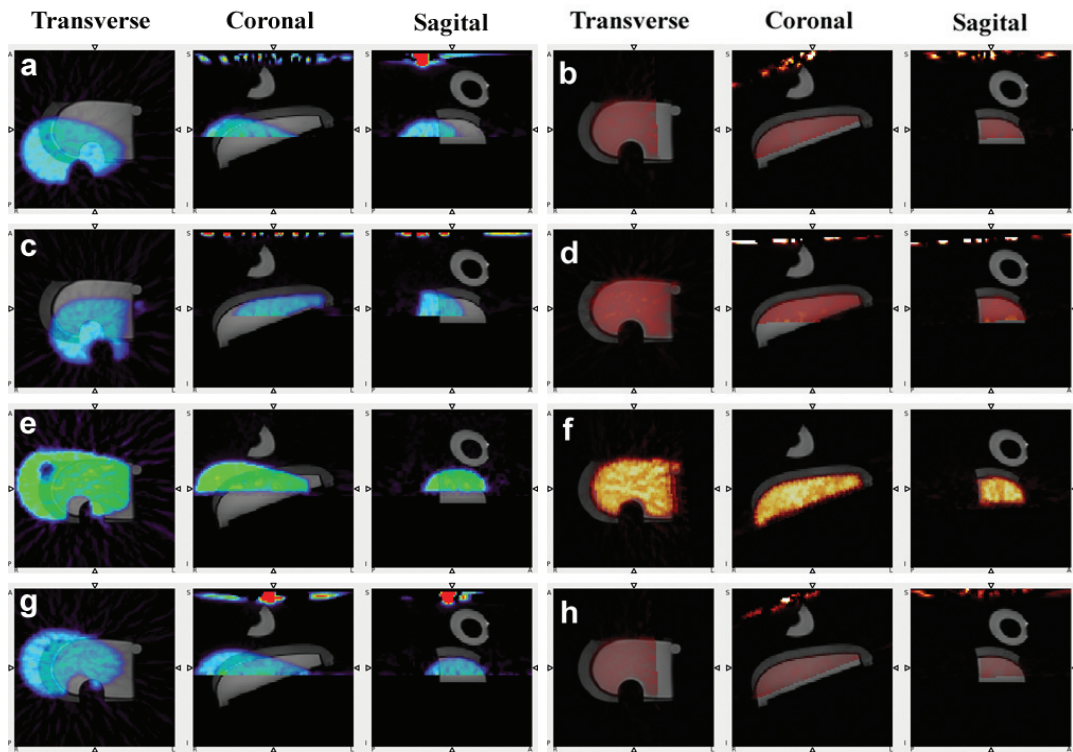
(a) 位置合わせ前

(b) 位置合わせ後

図 28 PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)

灰色：MRI 画像

緑青：PET 画像（位置合わせ前），赤橙：PET 画像（位置合わせ後）



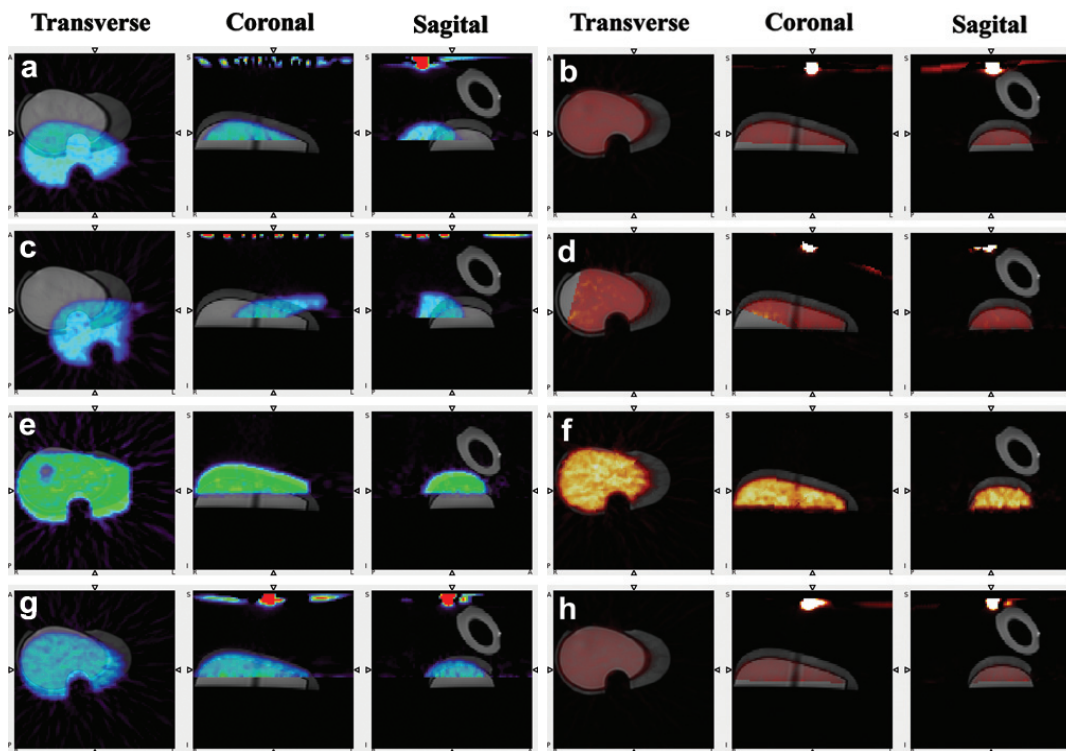
(a) 位置合わせ前

(b) 位置合わせ後

図 29 PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)

灰色：MRI 画像

緑青：PET 画像（位置合わせ前），赤橙：PET 画像（位置合わせ後）



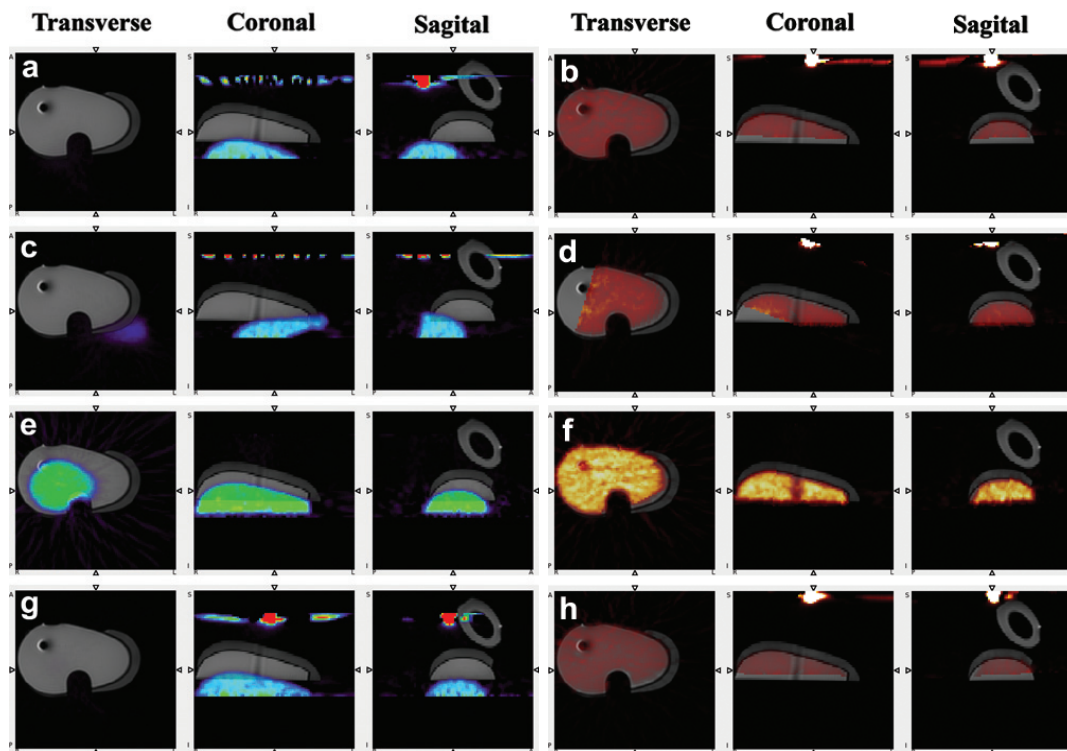
(a) 位置合わせ前

(b) 位置合わせ後

図 30 PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)

灰色：MRI 画像

緑青：PET 画像（位置合わせ前），赤橙：PET 画像（位置合わせ後）



(a) 位置合わせ前

(b) 位置合わせ後

図 31 PET-MRI 重ね合わせ画像 (PET MRI)

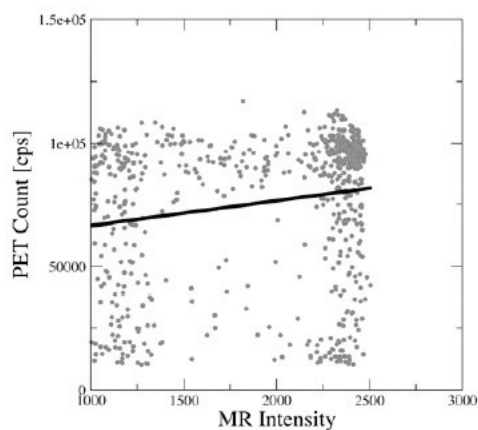
灰色：MRI 画像

緑青：PET 画像（位置合わせ前），赤橙：PET 画像（位置合わせ後）

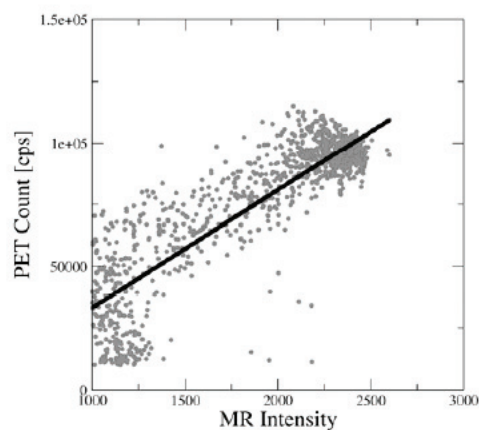
表 6 は MRI の各位置で撮像された医用画像に対して，PET の各位置で撮像された医用画像を重ね合わせ，相関値を計算した結果である．この相関値は全く同じ画像であれば，最大値 1.0 となる．また，図 32 に PET を MRI に位置合わせする前後での相関プロットを示す．位置合わせ前に比べて位置合わせ後は視覚的に良好な重ね合わせ画像が得られており，相関値はより 1.0 に近づいた．

表 6 全重ね合わせ画像の相関値（上：位置合わせ前 下：位置合わせ後）

	PET	PET	PET	PET		PET	PET	PET	PET
MRI	0.180	0.075	-0.261	0.618	MRI	0.867	0.742	0.685	0.844
MRI	-0.067	0.243	-0.086	0.121	MRI	0.807	0.848	0.803	0.743
MRI	-0.024	0.023	-0.336	0.514	MRI	0.843	0.771	0.843	0.830
MRI	-0.068	-0.001	-0.108	-0.145	MRI	0.875	0.780	0.849	0.790



(a) 位置合わせ前



(b) 位置合わせ後

図 32 PET MRI 位置合わせ前後の相関グラフ

次に，点線源の相対距離を示す．PET，MRI 各装置において，点線源は図 33

のように撮像される．なお，PET においては，点線源が撮像範囲に入らず，撮像できなかったので，PET から MRI への位置合わせ，全 12 例での評価を行った．その結果，12 例の RMS(Root Mean Square) 誤差として 6.4mm ，最大誤差 11.1mm ，最小誤差 1.4mm が得られた．

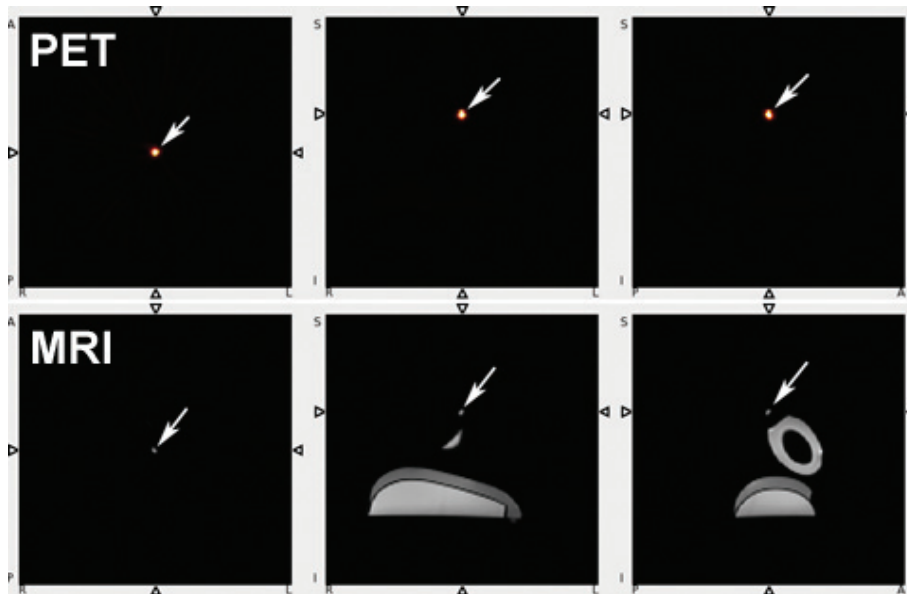


図 33 点線源の画像（図中の白矢印が点線源）

5.5 シミュレーション

マーカーの位置同定精度と位置合わせ誤差が，実際の系においてどれほどになるのかをコンピュータシミュレーションによって検証するために，シミュレーションプログラムを実装し，シミュレーションを行った．このシミュレーションは，以下の手順で行う．

1. カメラ，キャリブレーション点，リファレンス，ターゲットの各マーカーを 3 次元空間上に定義する．
2. 1. がカメラ画像に写る点を直線と平面の交点を求めることで計算（図 34）

3. 1pixelの偏差で2, で求めた, リファレンス, ターゲットの各マーカーの点を変動させ (N=1000), 3次元位置を復元する.

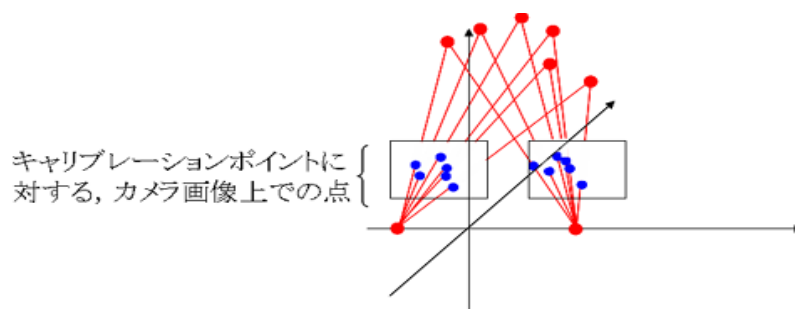


図 34 シミュレーションによるカメラ画像上の対象点

本シミュレーションにおいて, リファレンス, ターゲットの各マーカー位置は図 35 のような MRI 撮像時のものを仮定した. カメラは QVGA(320 × 240), VGA (640 × 480) の 2 種類を仮定し, また, カメラの位置についてはカメラ回転角, カメラ間距離, キャリブレーションジグに定義した原点からカメラまでの距離をパラメータとした.

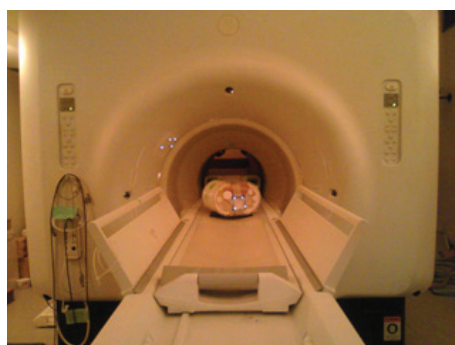


図 35 キャリブレーションジグとマーカーの位置

- カメラ回転角

カメラ間距離 500mm, 原点からカメラまでの距離 500mm で固定し, 右カメラを 0 ° ~ 30 ° まで 10 ° ずつ回転を与えた.

- カメラ間距離

左右カメラの見込み角 30 °, 原点からカメラまでの距離 500mm で固定し, カメラ間距離を 500mm, 750mm, 1000mm で与えた.

- 原点からカメラまでの距離

カメラ間距離 500mm, 左右カメラの見込み角 30 °で固定し, 原点からカメラまでの距離を 500mm ~ 2000mm の間を 250mm ステップで与えた.

以上のように位置を定義し, N=1000 における, 各マーカーの真の位置からの誤差を求めた.

5.5.1 シミュレーション結果

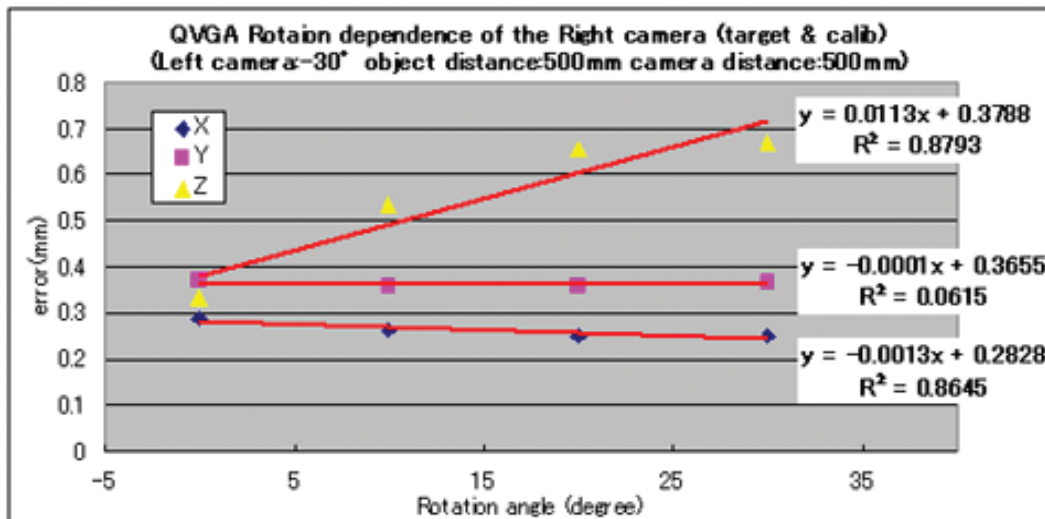


図 36 QVGA・カメラ回転に依存したマーカーの位置同定誤差

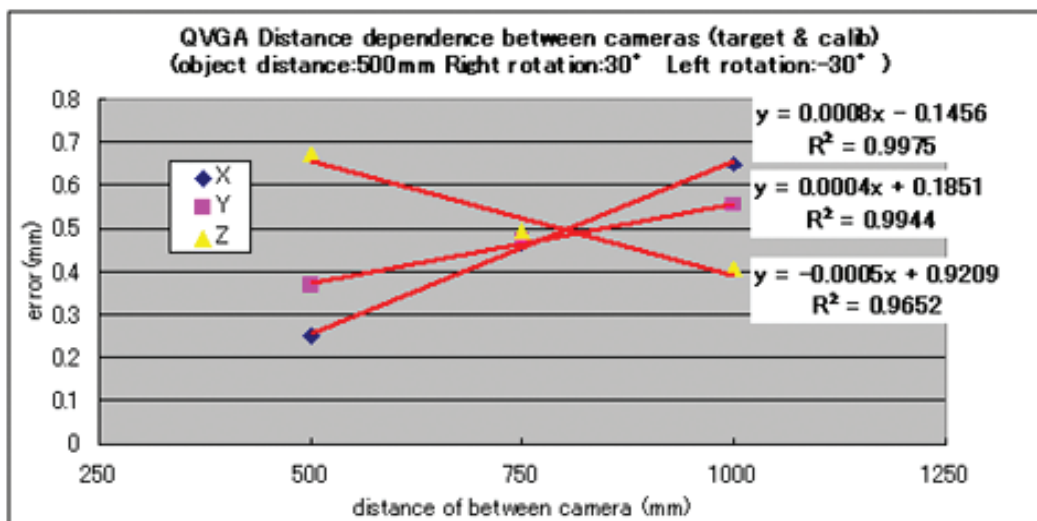


図 37 QVGA・カメラ間距離に依存したマーカの位置同定誤差

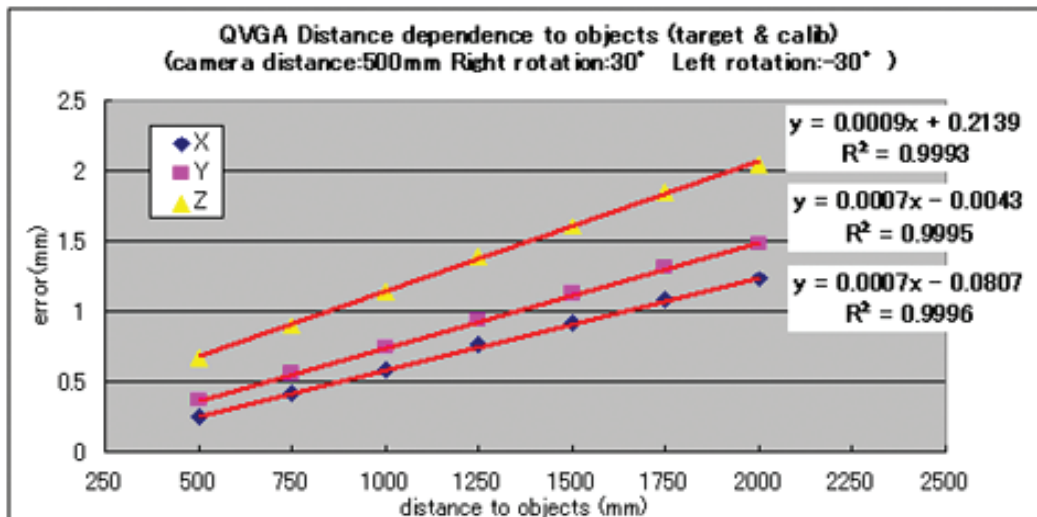


図 38 QVGA・カメラ-対象までの距離に依存したマーカの位置同定誤差

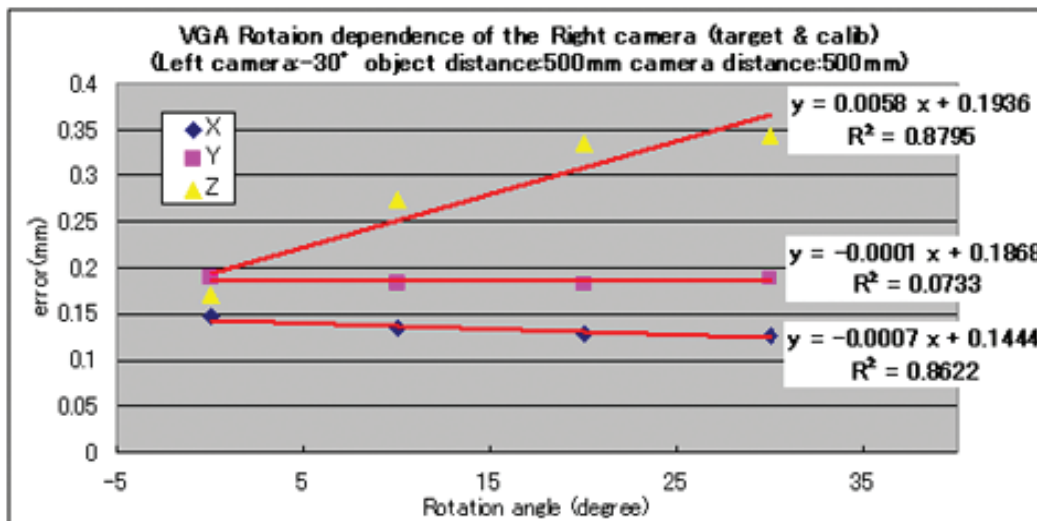


図 39 VGA・カメラ回転に依存したマーカーの位置同定誤差

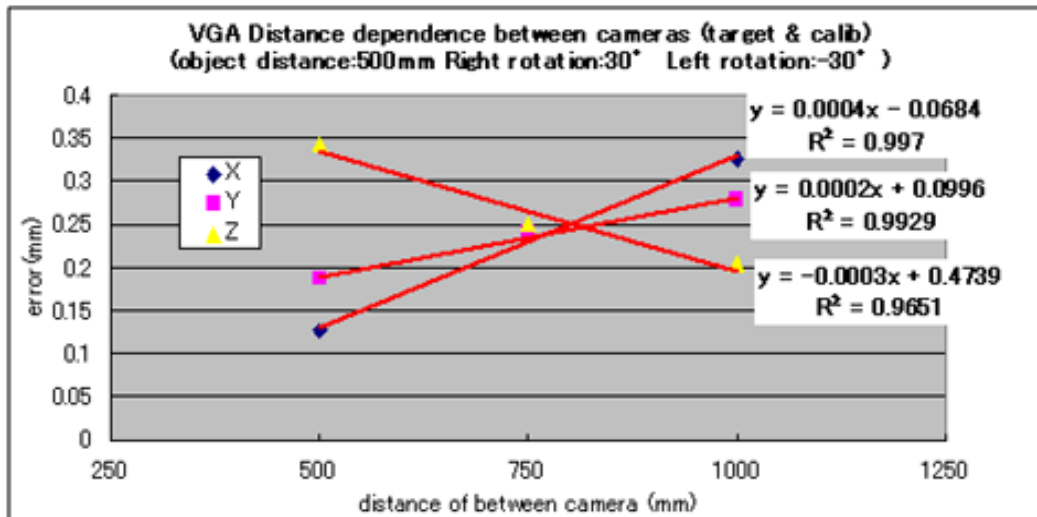


図 40 VGA・カメラ間距離に依存したマーカーの位置同定誤差

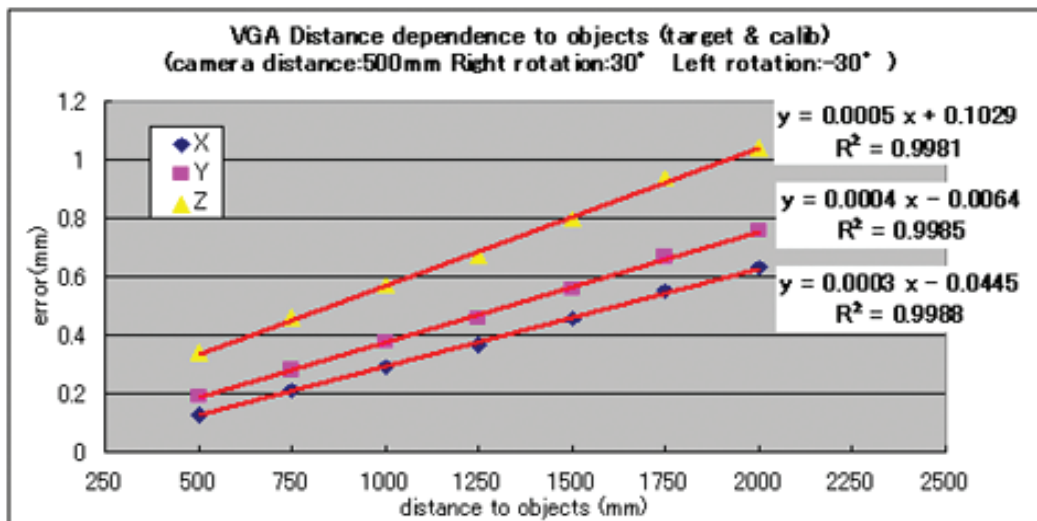


図 41 VGA・カメラ-対象までの距離に依存したマーカーの位置同定誤差

シミュレーションの結果を図 36～41 に示す。以上の結果から、カメラの距離が対象から離れるにつれ、精度が悪くなることが確認された。また、対象からカメラまでの距離が 1000mm 程度であれば、認識精度が 1mm 程度であることが確認された。また、対象とカメラ間の距離が位置同定精度に大きく影響している要因であると考えられるため、以上の結果を基に、カメラ角度、カメラ間距離を撮像実験時のパラメータで固定して位置合わせ誤差をシミュレーションした結果を図 42 に示す。

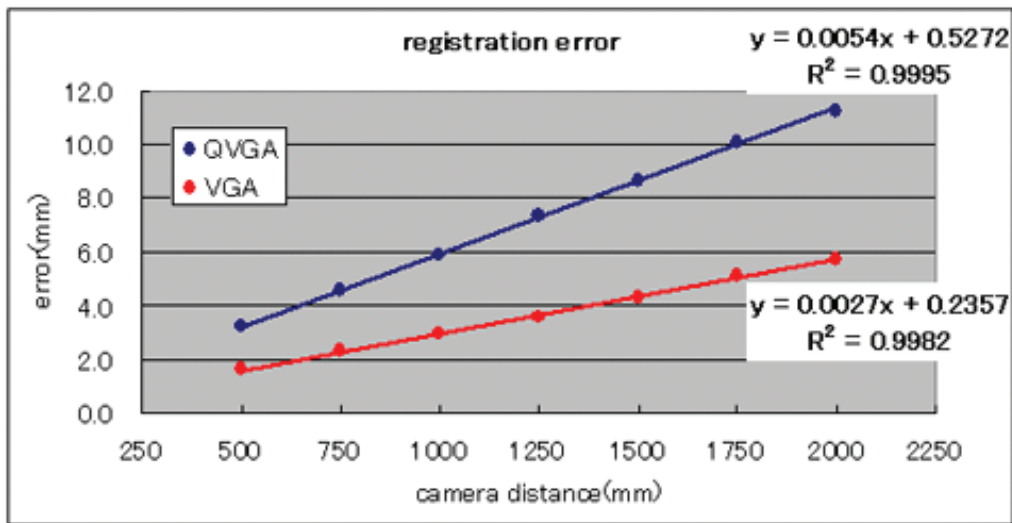


図 42 位置同定誤差に基づいた位置合わせ誤差

5.6 考察

本章では、USBカメラを用いた医用画像のレジストレーションシステムをPET装置及び、MRI装置の実機に適用して各々の画像を位置合わせし、その精度検証のためのファントム実験を行った。

まず、マーカーの位置同定精度については、表4に示すように、平均で0.3mm程度であったが、XYZ方向で見ると、Z方向（奥行き方向）の精度が悪い。これは、2つのUSBカメラの画像から位置の同定を行っているためと考えられ、3つ以上のUSBカメラを用いることにより同定精度の改善が期待される。

本章における検証実験では、PETとMRI画像との位置合わせが本システム適用後、改善しているかを相関値という指標で評価した。表6において、位置合わせ前後の相関値を比較すると、全てのケースにおいて位置合わせ後の相関値が高くなった。しかし、表5に示すように、MRI装置では回転に伴う誤差が大きく、同じ回転をしているPET MRIの重ね合わせでは高い相関値となっているが、位置を含む位置合わせの結果が他の位置よりも劣っている。

PET と MRI 画像のように、まったく異なるモダリティでは、完全に位置合わせができていたとしても相関値は 1.0 とはならないが、相関値をコストファンクションとした画像位置合わせは、すでに広く知られている位置合わせ方法であり [28]、相関値がより 1.0 に近くなったことが、位置合わせが良好に働いていることを示唆するものとする。

本システムはカメラキャリブレーション法として DLT 法を用いた。この方法は任意の空間に対して、簡便に座標系を設定できるというメリットがある一方、キャリブレーションで定義した空間の外に計測対象があると、精度が極端に悪くなるという欠点がある。実際に、ファントムを用いて点線源を位置合わせした結果、6.4mm の位置合わせ誤差が生じている。シミュレーションによる精度検証によれば、USB カメラでも位置同定を精度良く行うことができ、位置合わせ誤差は実際の測定環境において 3.0mm の誤差になる。このような位置合わせ誤差になった一因として、今回の検証では、リファレンスマーカーが定義空間の外側であったこと、また、奥行き方向の位置同定精度が悪かったことが挙げられる。これを解決するために、キャリブレーション範囲を大きく取るという対策が考えられるが、それによってさらに位置同定精度も劣化する可能性もある。この対策として、カメラキャリブレーションの方法を Cerveri が示すようなダイナミックキャリブレーション [29] にし、キャリブレーション法をより自由度が高いものにするによって、広範囲で高精度に位置同定できることが期待される。

5.7 結言

本章では、PET 画像と MRI 画像の医用画像レジストレーションを対象として、システムの評価を行い、完全ではないものの精度よい位置合わせ結果を得ることができた。MRI はその性質上、他の医用画像装置と物理的なハイブリッドが難しいため、本システムによって、仮想的なハイブリッド装置として位置合わせできることは有用であると言える。

6. PET-超音波におけるシステムの検証実験

6.1 緒言

本章では、開発したシステムを用いてPET画像と超音波画像を位置合わせし、本システムの位置合わせ精度を検証するために、PET装置及び超音波診断装置の実機にてファントム実験を行い、計測部として光学式トラッキング装置Polarisを用いて位置合わせを行った。

6.2 実験方法

6.2.1 計測装置

撮像に用いたPET装置はPCA-2000A（東芝メディカルシステムズ）、超音波装置はLOGIQ Book XP（GEヘルスケア・ジャパン、図43）であり、それぞれの医用画像装置での撮像条件を表7,8に示す。

表7 PET撮像条件

Scan Condition	Emission Scan
Scan Time	10min.
Resolution	3.43mm × 3.43mm × 3.37mm
Matrix Size	128 × 128 × 47

表8 超音波撮像条件

Scan Condition	B mode Scan
Frequency	10MH z
Depth	70mm



図 43 超音波撮像装置（国立循環器病センター研究所）

6.2.2 計測対象

計測対象は、プローブのキャリブレーション時に用いたキャリブレーションファントムの外側にターゲットマーカを取り付け（図 44）、計測を行った。

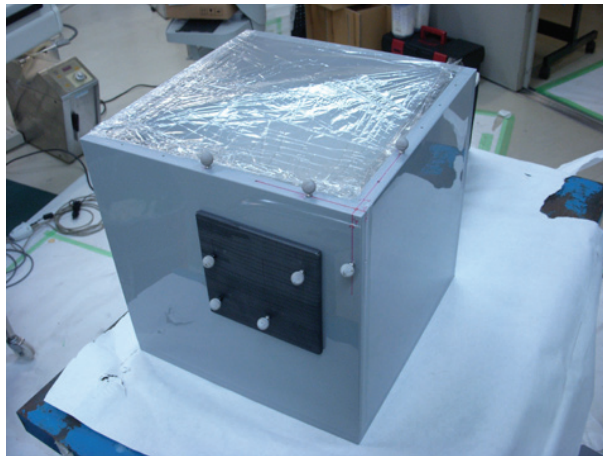


図 44 計測対象のキャリブレーションファントム

6.2.3 計測方法

最初に，計測対象の超音波画像を取得し，その後 ^{18}F を密封した線源を寒天上に置いて，PET 撮像を行った．寒天表面は対象にしている発泡スチロール球の中心から 40mm の位置であるため，位置合わせする際には，これを考慮した．



図 45 実験風景

6.2.4 計測手順

本検証実験における計測手順は以下の手順である．

1. 超音波画像装置でキャリブレーションファントムの撮像を行う．Polaris は以下の変換行列を出力する．
 - (a) ターゲットマーカー座標系から Polaris 座標系への変換行列： $T_{tar' \text{ POL}}$
 - (b) キャリブレーションファントム座標系から Polaris 座標系への変換行列： $T_{box' \text{ POL}}$
 - (c) プローブマーカー座標系から Polaris 座標系への変換行列： $T_{pr \text{ POL}}$
2. PET 装置でキャリブレーションファントムの撮像を行う．Polaris は点の位置ではなく以下の変換行列を出力する．
 - (a) リファレンスマーカー座標系から Polaris 座標系への変換行列： $T_{ref \text{ POL}}$

(b) ターゲットマーカース座標系から Polaris 座標系への変換行列： $T_{tar \quad POL}$

(c) キャリブレーションファントムマーカース座標系から Polaris 座標系への変換行列： $T_{box \quad POL}$

3. 以下の手順で PET-超音波間の剛体変換行列を求める .

(a) 各装置のリファレンスマーカースから撮像中心への変換 $T_{ref \quad PET}$ とプロブマーカースと超音波画像間の変換行列 $T_{USi \quad pr}$ を予め較正しておくことによって得る .

(b) 以下によって変換行列 $T_{USi \quad PET}$ を得る

$$T_{USi \quad PET} = T_{box \quad PET} T_{box \quad POL}^{-1} T_{pr \quad POL} T_{USi \quad pr} \quad (20)$$

$$T_{tar \quad PET} = T_{ref \quad PET} T_{ref \quad POL}^{-1} T_{tar \quad POL} \quad (21)$$

$$\therefore T_{box \quad PET} = T_{ref \quad PET} T_{ref \quad POL}^{-1} T_{box \quad POL} \quad (22)$$

4. 3. で求めた変換行列を用いて , 超音波画像を PET 画像に位置合わせし , 両画像を重ね合わせて表示する .

6.3 結果

図 46 に位置合わせの結果を示す . 図 46 中の実線は発泡スチロール球の輪郭であり , 矢印で示す点が PET で撮像された点線源である . この点線源と発泡スチロール球の中心が対応点である . 位置ずれの評価として , この 2 点の相対距離をとった . 2 例の超音波画像に対して点線源画像を位置合わせした結果 , Case1 では 2.4mm , Case2 では 2.9mm の位置ズレとなった .

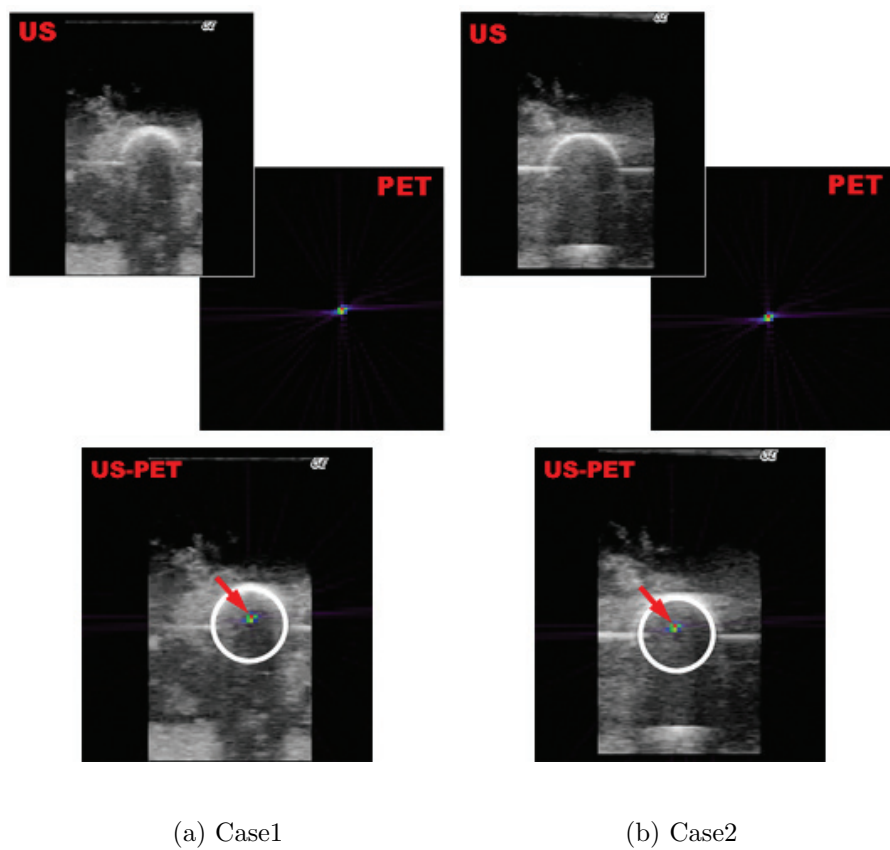


図 46 超音波-PET 重ね合わせ画像（上：位置合わせ前 下：位置合わせ後）
 白実線：発泡スチロール球輪郭
 赤矢印：点線源

6.4 考察

この検証実験において、超音波画像での発泡スチロール球の中心位置に対して、PET 画像による ^{18}F 点線源の位置が精度よく位置合わせされたことが示された。

この検証実験では、対象として寒天で作成したキャリブレーションファントムを用いて2次元超音波画像とPETで得られた点線源画像での検証を行ったが、ボリュームのあるファントムを用いて、多方向から超音波画像を撮像し、位置合わせすることができるかを確認した後、実際の生きている動物や軟組織での実験を行う必要がある。超音波プローブによって生きている動物のイメージを得る際には、超音波プローブを体表と接触させ押し当てるため、超音波画像が歪み、それによる位置合わせの誤差を考慮する必要がある。本システムは Hardware-based Registration の一種なので、非剛体の軟部組織の位置合わせには弱いという欠点を持っている。これには大まかな位置合わせを本システムで行い、必要であれば Software-based registration 法と組み合わせることで、歪みに対する補正を行えばよい。

また、今回の検証では、キャリブレーションファントムに取り付けた、Box マーカーを介して超音波画像と点線源画像を位置合わせした。前臨床実験においては小動物のホルダーに同じような細工をして位置合わせすることができるが、臨床の現場においてはこの方法を用いることはできない。超音波装置に対して装置と独立なリファレンスマーカーをどのようにして設けるかを検討する必要がある。一つの方法として、被検者が検査を受ける際に、横たわるベッドに対してリファレンスマーカーを設け、ベッドとリファレンスマーカーの座標系の関係を明らかにしておく方法が考えられる。

さらに、今回はプローブを静止させた状態で超音波画像の撮像を行い、2次元画像と3次元ボリュームを位置合わせしたが、本システムは位置計測を行っているため、従来より使われている2次元超音波画像から、3次元超音波画像を作成し、3次元ボリューム同士での位置合わせが可能だと考えられる。

6.5 結言

本章では、PET 画像と超音波画像の医用画像レジストレーションを対象として、システムの評価を行い、精度よい位置合わせ結果を得ることができた。超音波画像はその取得の際、超音波プローブが自由に動くことから、他の医用画像装置と物理的なハイブリッドが難しいため、本システムによって、仮想的なハイブリッド装置として位置合わせできることは有用であると言える。

7. 結論

本研究では医用画像レジストレーション法について，マーカーを用いた仮想的 Hardware-based Registration システムを開発し，MRI 装置，超音波装置への実装に関して述べ，PET-MRI，PET-超音波の医用画像レジストレーションの検証実験を行い，システムの有効性を検討した．

すなわち，第 1 章において，本研究テーマにおける背景を述べ，第 2 章において，医用画像レジストレーションの知見について整理した後，研究目的を述べ，第 3 章において，離れた場所に設置されている医用画像装置から得られるモダリティの異なる医用画像を自動的に重ね合わせることができる，マーカーを用いた仮想的 Hardware-based Registration システムの開発した．本システムは光学式トラッキング装置，可視的な外部マーカー，及び較正用ジグの 3 つを用いることで，複数の医用画像装置から得られる画像を仮想的に PET-CT のようなハイブリッドシステムとして位置合わせすることが可能である．第 4 章において，MRI 装置，超音波画像装置に対して，本システムを実装し，第 5 章において，PET 装置，MRI 装置の実機を用いて，医用画像レジストレーションの精度検証を行った．また，第 6 章において，PET 装置，超音波画像装置の実機を用いて，医用画像レジストレーションの精度検証を行った．

その結果，PET 画像と MRI 画像では，RMS 誤差 6.4mm，PET 画像と超音波画像では RMS 誤差 2.6mm 程度の精度が得られた．これは臨床的な使用においても充分実用になるレベルであると考えられる．すなわち，本論文で提案した仮想的 Hardware-based Registration システムによって，離れた場所に設置されている医用画像装置から得られる異なるモダリティの画像を，相互に重ね合わせできることを明らかにした．

本システムは，以下のような特徴が挙げられる．

1. 装置の組み合わせ

仮想的 Hardware-based Registration システムを開発することで，2 つの医用画像装置を仮想的なハイブリッドシステムとして見なすことを可能にした．それによって，モダリティの組み合わせに制限はなく，ハイブリッド

型の Hardware-based Registration が持つ、モダリティの組み合わせ上の制限の問題を解決した。また、新たな一体型ハイブリッドシステムを開発する必要もなく、光学式トラッキング装置とマーカーを準備することによる可搬性も高い。従って、本システムは本論文で挙げた組み合わせ以上に多様なモダリティを相互に、かつ簡便に位置合わせできる可能性がある。

2. 導入時のコスト

既存の画像装置に対して、光学式トラッキング装置、可視的な外部マーカー、及び較正用ジグを導入することで、PET-CT のような高価な機器と比較して、安価にモダリティの異なった医用画像を位置合わせできる。

3. 簡便な位置合わせ法

本システムは光学式トラッキング装置とそれに可視的な外部マーカーを用いているため、Software-based Registration が影響を受けるような、医用画像の画質や対象としている組織、あるいは撮像範囲に関係なく位置合わせが可能である。また、Hardware-based Registration のシステムと同様に被検者と撮像装置の幾何学的位置関係を使っているため、位置合わせ誤差などの客観的な評価が可能である。

本研究における今後の課題としては、以下に述べる 3 点が挙げられる。

本システムは被検者を剛体と仮定しており、計測部のマーカー認識精度と被検者に取り付けたターゲットマーカーの体動やずれなどによる動きの要素で精度が決まる。従って、腹部や胸部のような無意識に起こる心臓の拍動や呼吸動による変形が伴う部位では、正確に位置合わせすることはできないという限界がある。胸部や腹部の検査などに本システムを臨床応用させるためには、これに対する解決策が必要である。非剛体に対するレジストレーション法としては Software-based Registration が優れているとされているので、本システムで得られた位置合わせ結果を、Software-based Registration の初期値として組み合わせることで、軟部組織を対象に、より正確に位置合わせできる可能性がある。

さらに、現在は被検者に取り付けたターゲットマーカ―を利用しているが、移動が必要な場合や検査が複数日にまたがる場合、被検者のターゲットマーカ―を一度取り外すと位置合わせの再現性に問題が生じる。これには放射線治療に用いられるようなマーカ―を固定する方法を使ってターゲットマーカ―を固定することで、問題の解決を図ることができる可能性がある。

最後に、このシステムの有用性を高めるためには、装置としての標準化が必要である。本論文では、PET 装置、MRI 装置、超音波装置を対象として医用画像を位置合わせしたが、様々な機器メーカーによってそれぞれの特徴を持った医用画像装置が開発されている。それらをつなげるシステムとしてリファレンスマーカ―や計測装置の標準化を行い、様々な機器での検証を行うことによって、多施設間における臨床評価や、3 つ以上のモダリティの組み合わせで重ね合わせ画像を得ることなど、臨床現場に大きな恩恵をもたらすことができるのではないかと考える。PET-CT や SPECT-CT の普及で、部位と機能評価像を重ね合わせた融合画像診断や複数の機能画像を組み合わせた統合的診断も一般的に行われるようになってきている。癌の画像診断では、既に局在部位とその生理学的異常を同時に評価でき、心血管系の画像診断でも、形態か機能かの二者択一の議論でなく、両面からの評価が可能となっている。従って、統合画像診断において、読影者となる医師には、各検査法について一定水準の知識と経験をもつことが望まれる。本システムを含めた医用画像レジストレーションシステムはそのような環境の下に威力を発揮し、統合的評価によって、より適切な介入・治療が選択できることが可能となるであろう。

謝辞

本研究を進めるにあたり、あらゆる面でご指導いただき、支えて下さった皆様に心から感謝と御礼を申し上げます。

奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 湊小太郎教授には、研究に対する姿勢や、工学的視点に基づいた研究テーマや論文に関する議論など、あらゆる面で有益なご指導、ご教示を賜りました。深く感謝いたします。

また、奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 木戸出正継教授には博士論文作成にあたり、審査委員として貴重なご意見を頂き、深く感謝いたしております。

奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 杉浦忠男准教授、佐藤哲大助教、中尾恵助教にはセミナーでの発表などを通して、研究に対するご指導を、また研究に対する姿勢や考え方のご助言を頂きました。とても厳しい視点でご指導いただいたので、時には心が折れそうにもなりましたが、それが無ければ、質の高い研究もできなかつたものと考えており、深く感謝いたします。

さらに、常に気をかけて下さり、的確なご指導を頂きました、国立循環器病センター研究所 先進医工学センター 放射線医学部 飯田秀博教授に深く御礼申し上げます。

本研究の遂行、論文作成にあたって、国立循環器病センター研究所 先進医工学センター 放射線医学部 渡部浩司准教授には最後の最後までご迷惑をおかけしました。本研究に関して様々な相談に乗っていただき、また議論を重ねて頂き、渡部准教授の存在なしにはこの論文の完成を見ることはありませんでした。深く御礼を申し上げます。

実験の際には、越野一博さん、山本明秀さんに長時間にわたり付き合っていたいただきましたこと、深く御礼を申し上げます。

最後に、奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 生命機能計測学講座の皆さんには私生活において広くお付き合いいただき、国立循環器病センター研究所 先進医工学センター 放射線医学部の皆さんにも大変お世話になりました。ここに感謝の意を表します。

私を支えて下さった、皆々様に厚く御礼申し上げ、謝辞といたします。

参考文献

- [1] R.L. Wahl, L.E. Quint, R.D. Cieslak, A.M. Aisen, R.A. Koeppe, and C.R. Meyer. "Anatomometabolic" Tumor Imaging : Fusion of FDG PET with CT or MRI to Localize Foci of Increased Activity. *J Nucl Med*, Vol. 34, No. 7, pp. 1190–1197, 1993.
- [2] B.J. Kang, J.H. O, J.H. Baik, S.L. Jung, Y.H. Park, and S.K. Chung. Incidental thyroid uptake on F-18 FDG PET/CT: correlation with ultrasonography and pathology. *Ann Nucl Med*, Vol. 23, pp. 729–737, 2009.
- [3] K.E. Fleischmann, M.G. Hunink, K.M. Kuntz, and P.S. Douglas. Exercise echocardiography or SPECT imaging meta-analysis of diagnostic test performance. *JAMA*, Vol. 280, No. 10, pp. 913–920, 1998.
- [4] T. Lange, N. Papenberg, S. Heldmann, J. Modersitzki, B. Fischer, H. Lamecker, and P.M. Schlag. 3D ultrasound-CT registration of the liver using combined landmark-intensity information. *Int J CARS*, Vol. 4, pp. 79–88, 2009.
- [5] G.P. Penney, J.M. Blackall, M.S. Hamady, T. Sabharwal, A. Adam, and D.J. Hawkes. Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images. *Medical Image Analysis*, Vol. 8, No. 1, pp. 81–91, 2004.
- [6] V. Rasche, M. Mansour, V. Reddy, J.P. Singh, A. Qureshi, R. Manzke, S. Sokka, and J. Ruskin. Fusion of three-dimensional X-ray angiography and three-dimensional echocardiography. *Int J CARS*, Vol. 2, No. 5, pp. 293–303, 2008.
- [7] V. Walimbe, V. Zagrodsky, S. Raja, W.A. Jaber, F.P. DiFilippo, M.J. Garcia, R.C. Brunken, J.D. Thomas, and R. Shekhar. Mutual information-based multimodality registration of cardiac ultrasound and SPECT images: a pre-

- liminary investigation. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, Vol. 19, pp. 483–494, 2003.
- [8] A.C. Evans, C. Beil, S. Marrett, C.J. Thompson, and A. Hakim. Anatomical-functional correlation using an adjustable MRI-based region of interest atlas with positron emission tomography. *J Cereb Blood Flow Metab*, Vol. 8, No. 4, pp. 513–530, Aug 1988.
- [9] A.H. Liao, L.Y. Chen, W.F. Cheng, and P.C. Li. A Three-Dimensional Registration Method for MicroUS/MicroPET Multimodality Small-Animal Imaging. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 29, pp. 155–166, 2007.
- [10] D.W. Townsend. Multimodality imaging of structure and function. *Phys Med Biol.*, Vol. 53, No. 4, pp. R1–R39, 2008.
- [11] J.B. Antoine Maintz and M.A. Viergever. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, Vol. 2, No. 1, pp. 1–36, Jun 1998.
- [12] P.J. Slomka. Software Approach to Merging Molecular with Anatomic Information. *The Journal of Nucl. Med.*, Vol. 45, No. 1(Suppl), pp. 36S–45S, Jan 2004.
- [13] B.F. Hutton and M. Braun. Software for Image Registration: Algorithms, Accuracy, Efficacy. *Seminars in Nuclear Medicine*, Vol. 33, No. 3, pp. 180–192, 2003.
- [14] T. Soma, A. Takaki, S. Teraoka, Y. Ishikawa, K. Murase, and K. Koizumi. Behaviors of cost functions in image registration between 201Tl brain tumor single-photon emission computed tomography and magnetic resonance images. *Ann Nucl Med.*, Vol. 22, No. 9, pp. 825–832, 2008.
- [15] D.N. Levin, C.A. Pelizzari, G.T. Chen, C.T. Chen, and M.D. Cooper. Retrospective geometric correlation of MR, CT, and PET images. *Radiology*, Vol. 169, pp. 817–823, Dec 1988.

- [16] J.M. Mountz, B. Zhang, H.G. Liu, and C. Inampudi. A reference method for correlation of anatomic and functional brain images: validation and clinical application. *Semin Nucl Med.*, Vol. 24, pp. 256–271, 1994.
- [17] M.C. Gilardi, G. Rizzo, A. Savi, and F. Fazio. Registration of multi-modal biomedical images of the heart. *Q J Nucl Med.*, Vol. 40, pp. 142–150, 1996.
- [18] C.A. Pelizzari, G.T. Chen, D.R. Spelbring, R.R. Weichselbaum, and C.T. Chen. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. *J Comput Assist Tomogr.*, Vol. 13, pp. 20–26, 1989.
- [19] P. Besl and N. McKay. A method for registration of 3D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell.*, Vol. 14, pp. 239–256, 1992.
- [20] R.P. Woods, J.C. Mazziotta, and S.R. Cherry. MRI-PET registration with automated algorithm. *J Comput Assist Tomogr.*, Vol. 17, pp. 536–546, 1993.
- [21] W.M. Wells, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, and R. Kikinis. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal.*, Vol. 1, pp. 35–51, 1996.
- [22] E.J. Somer, P.K. Marsden, N.A. Benatar, J. Goodey, M.J. O’Doherty, and M.A. Smith. PET-MR image fusion in soft tissue sarcoma: accuracy, reliability and practicality of interactive point-based and automated mutual information techniques. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, Vol. 30, No. 1, pp. 54–62, Jan 2003.
- [23] R. Fahrig, K. Butts, J.A. Rowlands, R. Saunders, J. Stanton, G.M. Stevens, B.L. Daniel, Z. Wen, D.L. Ergun, and N.J. Pelc. A truly hybrid interventional MR/X-ray system: Feasibility demonstration. *J Magn Reson Imag.*, Vol. 13, No. 2, pp. 294–300, 2001.
- [24] R.S. Rhode, D.L.G. Hill, P.J. Edwards, J. Hipwell, D. Rueckert, G. Sanchez-Ortiz, S. Hegde, V. Rahunathan, and R. Razavi. Registration and tracking

- to integrate X-ray and MR images in an XMR Facility. *IEEE Trans Med Imaging.*, Vol. 22, No. 11, pp. 1369–1378, 2003.
- [25] R. Shekhar, V. Walimbe, S. Raja, V. Zagrodsky, M. Kanvinde, G. Wu, and B. Bybel. Automated 3-Dimensional Elastic Registration of Whole-Body PET and CT from Separate or Combined Scanners. *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 46, No. 9, pp. 1488–1496, Sep 2005.
- [26] Y.A. Abdel-Aziz and H.M. Karara. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. In *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry*, pp. 1–18. American Society of Photogrammetry, 1971.
- [27] S.K. Woo, H. Watabe, Y. Choi, K.M. Kim, C.C. Park, P.M. Bloomfield, and H. Iida. Sinogram-Based Motion Correction of PET Images Using Optical Motion Tracking System and List-Mode Data Acquisition. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 51, No. 3, pp. 782–788, Jun 2004.
- [28] L. Lemieux, N.D. Kitchen, S. Hughes, and D.G. Thomas. Voxel based localization in frame-based and frameless stereotaxy and its accuracy. *Med Phys.*, Vol. 21, No. 8, pp. 1301–1310, 1994.
- [29] P Cerveri, NA Borghese, and A Pedotti. Complete calibration of a stereo photogrammetric system through control points of unknown coordinates. *Journal of Biomechanics.*, Vol. 31, No. 10, pp. 935–940, 1998.
- [30] A.A. Goshtasby. *2-D and 3-D Image Registration: for Medical, Remote Sensing, and Industrial Applications*. Wiley-Interscience, 2005.
- [31] T. Beyer, D.W. Townsend, T. Brun, P.E. Kinahan, M. Charron, R. Roddy, J. Jerin, J. Young, L. Byars, and R. Nutt. A Combined PET/CT Scanner for Clinical Oncology. *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 41, No. 8, pp. 1369–1379, 2000.

- [32] 岡部哲夫, 瓜谷富三 (編). 医用放射線科学講座 13 放射線診断機器工学. 医歯薬出版株式会社, 第 2 版, 2003.
- [33] J.M. Fitzpatrick, J.B. West, and C.R. Maurer Jr. Predicting error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging*, Vol. 17, No. 5, pp. 694–702, Oct 1998.
- [34] Isaac Bankman, editor. *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. Academic Press, second edition, 2009.
- [35] J. Hummel, M. Figl, M. Bax, H. Bergmann, and W. Birkfellner. 3D/2D registration of endoscopic ultrasound to CT volume data. *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 53, No. 16, pp. 4303–4316, 2008.
- [36] B. Temkin, S. Vaidyanath, and E. Acosta. A high accuracy, landmark-based, sub-pixel level image registration method. Vol. 1281 of *International Congress Series*, pp. 254–259. CARS 2005, May 2005.
- [37] A. Roche, X. Pennec, G. Malandain, and N. Ayache. Rigid Registration of 3-D Ultrasound with MR Images: A New Approach Combining Intensity and Gradient Information. *IEEE Trans Med Imaging*, Vol. 20, No. 10, pp. 1038–1049, 2001.

研究業績

査読付学術論文

1. 岩田 倫明, 渡部 浩司, 越野 一博, 山本 明秀, 湊 小太郎, 飯田 秀博, "USB カメラを用いた医用画像の Hardware-based Registration システムの開発", 生体医工学, Vol.47, No.6, pp.574-581, 2009 (第3章, 第5章)

査読付国際会議発表

1. Michiaki Iwata, Hiroshi Watabe, Kazuhiro Koshino, Kotaro Minato and Hidehiro Iida, "Multimodality Registration System for Ultrasound with Hardware-based Registration", 9th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) & 7th South-East Asian Congress of Medical Physics (SEACOMP) CD-ROM, PSI-01, Oct. 2009 (第6章)
2. Michiaki Iwata, Hiroshi Watabe, Kazuhiro Koshino, Akihide Yamamoto, Kotaro Minato and Hidehiro Iida, "Development of multimodal image registration system with USB cameras", World Congress 2009 - 11th International Congress of the IUPESM (CD-ROM), PD.183, Sept. 2009 (第5章)

国内会議発表

1. 岩田 倫明, 渡部 浩司, 越野 一博, 湊 小太郎, 飯田 秀博, "Hardware-based Registration を用いた核医学画像と超音波画像の重ね合わせの試み", 第49回日本核医学会学術総会抄録, pp.S193, 2009年10月
2. 岩田 倫明, 渡部 浩司, 越野 一博, 山本 明秀, 湊 小太郎, 飯田 秀博, "USB カメラを用いた医用画像の Hardware-based Registration システムの開発", 生体医工学シンポジウム 2009 (CD-ROM), 2009年9月
3. 岩田 倫明, 越野 一博, 山本 明秀, 佐藤 博司, 渡部 浩司, 湊 小太郎, 飯田 秀博, "USB カメラを用いた医用画像の重ね合わせシステムの精度検証", 第48回日本核医学会学術総会抄録, pp.S173, 2008年10月

4. 岩田 倫明, 越野 一博, 山本 明秀, 佐藤 博司, 渡部 浩司, 湊 小太郎, 飯田 秀博, ”USB カメラを用いた医用画像の重ね合わせシステムの開発”, 第 47 回日本核医学会学術総会抄録, pp.S232, 2007 年 11 月
5. 岩田 倫明, 越野 一博, 山本 明秀, 佐藤 博司, 渡部 浩司, 飯田 秀博, 湊 小太郎, ”USB カメラを用いた医用画像のためのマルチモダリティレジストレーションシステムの開発”, 信学技報 (医用画像), Vol.106, No.509, pp.35-38, 2007 年 1 月

受賞

1. 9th AOCMP & 7th SEACOMP, Outstanding Poster Presentation, Oct. 2009