The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	AR手術のための直線対応体内レジストレーション
Author(s)	黒田, 嘉宏; 金守, 恒志; 滝内, 秀和 他
Citation	日本バーチャルリアリティ学会論文誌. 2009, 14(4), p. 435-444
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/2995
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

TVRSJ Vol.14 No.4 pp.435-444, 2009

応用論文

AR手術のための直線対応体内レジストレーション

黒田 嘉宏[*1] 金守 恒志[*1] 滝内 秀和[*2] 田ノ岡 征雄[*3]
井村 誠孝[*1] 黒田 知宏[*4] 大城 理[*1]

Inside-body Registration with Pair-line Matching for AR Surgical Navigation

Yoshihiro Kuroda[*1] Hisashi Kanamori[*1] Hidekazu Takiuchi[*2] Masao Tanooka[*3]
Masataka Imura[*1] Tomohiro Kuroda[*4] Osamu Oshiro[*1]

Abstract – **3D registration between real and virtual human body is a significant issue in AR surgical navigation. However, the matching of markers on surface of the body has a problem of estimating positions inside the body, because human body is not rigid. This paper proposed inside-body registration, which matched pair-line adjacent to a target tissue. Pair-line matching method, which has a high freedom of measured positions and high robustness of measurement errors, is useful, because the method never requires the correspondence of measured points between real and virtual world. In the experiment using a phantom, great vein was used for pair-line and the position of a vessel bifurcation was estimated. The result of experiments showed high robustness of measurement errors in estimating positions. The result using patient data showed sufficient estimation accuracy with even small distance between two measured points for pair-line.**

Keywords : **Augmented reality, Surgical navigation, 3D registration**

1 はじめに

近年の計測技術の発達により、X線CTやMRIなどコンピュータ断層撮影 (CT: Computer Tomography) 装置を用いて内部を含む人体の三次元情報が取得可能となり、医療手技訓練、手術計画、術中ナビゲーションの研究開発が盛んに行われている [1, 2, 3, 4, 5, 6]。また、近年、内視鏡手術が一般的に行われるようになるなど、技術の発展に伴い医療現場は目まぐるしく変化している。内視鏡手術とは、体表に穴を開けて内視鏡と鉗子類を入れるための管を体内に挿入し、内視鏡のCCDカメラを経てモニタに映し出された術野の映像の観察を行いながら、術者が鉗子類を用いて処置を行う手術である。内視鏡手術は、開腹手術に比べて傷口が小さく入院時間が短い。結果として、患者の生活の質 (QoL: Quality of Life) が向上する。しかし、術者にとっては、鉗子を通して処置を行わなければならず、従来は触覚情報から得ることができた奥に隠れた組織の情報を得ることが難しくなるなどの問題も生じている。それに対して、拡張現実感 (AR: Augmented Reality) 技術を応用し視覚的に処置を支援するAR手術ナビゲーションの研究が活発化している。AR手術ナビゲーションは、内視鏡画像にボリュームレンダリング画像を投影し物体表面に物体内部の情報を重ね合わせることで、あたかも透視しているかのような感覚を与える技術であり、安全かつ迅速な手術を可能とする。AR手術ナビゲーションについては、様々な研究が行われている [5, 6, 7, 8]。頭部や胸部など一部では実用化されているが、腹部は、後述するレジストレーションの精度や簡便性の問題から実用化に至っていない場合が多い。

AR手術において、実空間の人体とバーチャル空間の人体の位置合わせを行う三次元レジストレーションが最重要課題である。三次元レジストレーションとは、対応空間で対象の各部位が最もよく対応するための変換を求める処理のことをいう。剛体レジストレーションでは、二つの異なる空間を一致させるため、座標系の変換を行う変換行列を求める必要がある。変換行列を求めるための方法として、体表の点対応をとる方法が一般的に行われる [9, 10]。しかし、人体は剛体ではないため、体表の点対応では体内の位置推定において精度に課題が残る。なぜなら、X線CTやMRIなどによる術前断層撮影時と手術時の姿勢の違いから体表の点対応に位置ずれが生じるためである。基準マーカ (fiducial marker) を配置する方法が指定の正確さにお

[*1]大阪大学大学院基礎工学研究科
[*2]西宮市立中央病院泌尿器科
[*3]兵庫医科大学病院放射線科
[*4]京都大学医学部附属病院医療情報部
[*1]Graduate School of Engineering Science, Osaka University
[*2]Department of Urology, Nishinomiya Municipal Central Hospital
[*3]Department of Clinical Radiology, The Hospital of Hyogo College of Medicine
[*4]Department of Medical Informatics, Kyoto University Hospital

いて優れているが、体内へのマーカ配置は侵襲的であり現実的ではない。OpenMRI など手術室に撮影装置が存在する場合は手術中にマーカ配置と断層撮影を行う方法もあるが、設備をもつ施設は限定されている。一方、非剛体モデルとしては、代表的なものとしてバネ質点系 [11]、有限要素法 [12]、薄板スプライン [13]、流体力学 [14, 15] などがある。非剛体モデルは、自由度が高い反面、多くの入力データを必要とする。一方、臨床現場における手間や時間的制約から、非剛体モデルへの十分な入力データを得るための位置計測を行うことは困難である。他にも、体内の特徴点や輪郭を自動検出し対応づける方法なども検討されているが [16]、断層撮影装置によって計測されるのは各領域の X 線吸収量や水素プロトンであり、可視化ではその変化が大きい部分を物体表面として描出するのみで、実空間でカメラによって計測される物体表面とは原理的に異なり特徴形状の対応を取ることは容易ではない。姿勢変化による体表の移動量を推定する方法 [17] なども提案されている。しかし、個人差が大きく、体表における計測では体内位置推定の精度を根本的に向上することは現状では困難である。従って、位置推定精度を向上させるためには、体内の対象物近傍で対応をとることが重要である。さらに、対象物との相対位置が変わらない対象物近傍を基準としたレジストレーションを行うことができれば、対象物近傍の空間において高い剛性を仮定でき、その空間の剛体レジストレーションにおいて高い精度が期待できる。また、臨床現場での応用を考えると、術前と術中との姿勢の違い等による対応点の変位や計測時のシステム的・人為的な誤差など、あらゆる誤差（想定される位置と実際の位置の違い）に対する頑強性が高いことが重要である。

本研究では、体内における直線形状をレジストレーションに用いることで、体内の対象物体の位置推定誤差の小さい、また術前断層撮影時と手術時の位置・姿勢の変化に対する頑強性の高い三次元レジストレーション手法を提案する。体内における直線形状とは、体内に存在する組織のうち直線形状を有する組織のことを指し、体内の直線形状を直線と見立てることでレジストレーションに用いる。本論文では、具体例として、大静脈を直線形状とし腎臓血管の位置推定を目的として、提案手法を実装し評価する。

2 直線対応に基づく体内レジストレーション手法

2.1 概要

本研究では、直線対応に基づく体内レジストレーション手法を提案する。体内レジストレーションでは、実空間とバーチャル空間の間において体内部位の対応をとることで位置合わせを行う。本論文では、実空間の

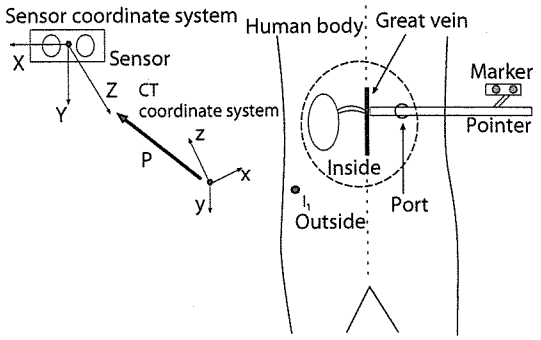


図 1 直線対応に基づく体内レジストレーション
Fig. 1 Inside-body registration by pair-line matching

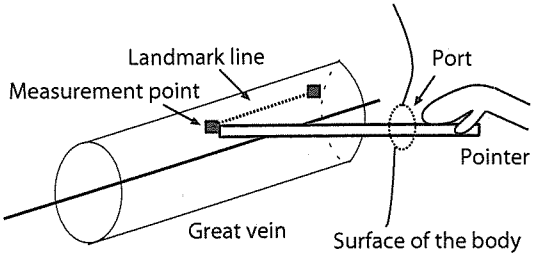


図 2 体内における直線形状計測
Fig. 2 Measurement of line inside the body

三次元位置センサに固定された座標系をセンサ座標系、コンピュータ断層撮影装置の計測器に固定された座標系を CT 座標系と呼ぶ。提案手法は、体内直線マッチングと体表マーカマッチングから構成され、座標系の変換行列を算出する（図 1 参照）。

2.2 計測方法

実空間上での位置計測は、金属製の指示棒（以降、ポインタと呼ぶ）を用いて行う。ポインタの先端は手術鉗子を挿入するために体表の腹部に開けられた孔（以降、ポートと呼ぶ）から挿入される。別のポートから挿入された内視鏡カメラにより体内組織とポインタの位置関係を術者が確認することができ、レジストレーションに必要な体内位置の指定および計測が可能となる。ポインタの把持部は体外にあり、把持部付近に付されたマーカを 2 眼式カメラ等により三次元計測し先端位置を推定することで、体内の三次元位置を計測する。バーチャル空間上での位置計測は、断層画像（スライス画像）上でマウスで指定することにより行う。

体内直線マッチングのため、以下の計測を行う。

- CT 座標系における直線上の 2 点を取得するため、スライス画像上において大血管の 2 か所以上の血管断面の中心をマウスで指定し、三次元位置を計測。
- センサ座標系における直線上の 2 点を取得する

ため、図 2 のように、ポインタで大血管表面を触れ、大血管表面上で血管の中心軸に平行となる 2 か所以上の三次元位置を計測。

具体的には、内視鏡画像上で、血管幅を二分する点を 2 か所以上計測する。実環境では、血管の中心を直接計測できないため、血管表面上の点を計測する。また、人間の主観に基づいて血管の中心軸を指定するため、指定結果にバラツキが生じうる。位置計測に用いるポートは手術鉗子用ポートを併用することが臨床現場では一般的と考えられる。手術に必要な可動範囲を含むはずであるが、必ずしもレジストレーションに最適な範囲を含むとは限らないことに注意しなければならない。

体表マーカマッチングのため、以下の計測を行う。

- CT 座標系における体表マーカの位置をマウスで指定し、三次元位置を計測。
- センサ座標系における体表マーカをポインタで触れて、三次元位置を計測。

2.3 体内直線マッチング

初めに、直線対応から、バーチャル空間から実空間の座標系に変換するための変換行列 P の回転成分 R を求める。直線対応に用いる解剖組織は、術中でも手術の対象としている物体との位置関係があまり変化せず、直線部位が長く、探索が容易であることが望まれる。ここでは、直線対応に用いる解剖組織として大静脈という血管を仮定して話を進める。

直線対応から、変換行列の回転成分を求める手続きを以下に示す。

1. CT 座標系での直線上の 2 点を取得し、直線の方程式

$$l : \frac{x - x_0}{a} = \frac{y - y_0}{b} = \frac{z - z_0}{c} \tag{1}$$

を求める。ただし、a, b, c, x_0, y_0, z_0 は定数であり、$\sqrt{a^2 + b^2 + c^2} = 1$ が成り立つとする。

2. センサ座標系での直線上の 2 点を計測し、直線の方程式

$$L : \frac{X - X_0}{A} = \frac{Y - Y_0}{B} = \frac{Z - Z_0}{C} \tag{2}$$

を求める。ただし、A, B, C, X_0, Y_0, Z_0 は定数であり、$\sqrt{A^2 + B^2 + C^2} = 1$ が成り立つとする。

3. 式 (1), (2) より、直線 l, L の方向ベクトルはそれぞれの座標系において $L_v(a, b, c)$, $L_V(A, B, C)$ と表わされる。直線の方向ベクトルを軸とする回転がないと仮定すると（詳細は後述）、二つの方向ベクトルを対応させるための回転軸の方向ベクトル $v(v_x, v_y, v_z)$ は、二つの方向ベクトルの外積で求められる。

$$v = L_v \times L_V \tag{3}$$

回転軸に対する回転角を θ とすると、以下の式が成り立つ。

$$\cos\theta = \frac{L_v \cdot L_V}{|L_v||L_V|} \tag{4}$$

上記の回転はクォータニオン $Q(q_x, q_y, q_z, q_w)$ で以下のように表わされる。

$$Q = (v_x \sin\frac{\theta}{2}, v_y \sin\frac{\theta}{2}, v_z \sin\frac{\theta}{2}, \cos\frac{\theta}{2}) \tag{5}$$

式 (5) は行列表現では、以下のように表わされる。ただし、R は 3×3 の行列である。

$$R = \begin{pmatrix} 1 - 2(q_y^2 + q_z^2) & 2(q_x q_y + q_w q_z) & 2(q_x q_z - q_w q_z) \\ 2(q_x q_y + q_w q_z) & 1 - 2(q_x^2 + q_z^2) & 2(q_y q_z - q_w q_x) \\ 2(q_x q_z + q_w q_y) & 2(q_y q_z - q_w q_x) & 1 - 2(q_x^2 + q_y^2) \end{pmatrix} \tag{6}$$

L_V, L_v は、本来同一の直線を異なる座標系でみており、センサ座標系で考えると直線の方向ベクトル (A, B, C) と、CT 座標系からセンサ座標系への変換後の方向ベクトル (a, b, c) は等しくなる。従って、方向ベクトル (a, b, c) を方向ベクトル (A, B, C) に対応させるための回転変換を行う行列を求めることで、変換行列の回転成分を求めることができる。一方で、直線対応のみでは三次元座標系のもつ回転の 3 自由度のうち 2 自由度しか決定されない。本研究では、直線対応に用いる血管に対して内視鏡が垂直に観察することを想定し、直線対応に用いる方向を軸とする回転は行わないと仮定する。つまり、内視鏡が直線に対して垂直に観察する場合、図 3 のように直線を軸に回転があったとしても内視鏡画像上で物体位置を知らせるうえで影響が大きくなく、その画像上の差異を無視できるものとする。この仮定では内視鏡が血管に対して垂直に観察する場合、画像上での物体位置の誤差が最も小さくなり、内視鏡が血管に平行に近づくにつれて誤差は大きくなる。一方で、本手法では、レジストレーションに用いる大血管の位置と位置推定したい対象物体の位置が近いことも、

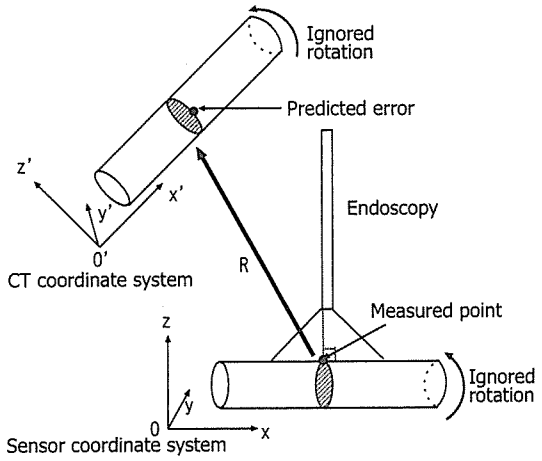


図 3　直線方向を軸とする回転により想定される誤差
Fig. 3　Error from the rotation around the line axis

手法の特徴である。今回、想定している大静脈と腎臓血管においても、点計測に用いられる大静脈の範囲内に腎臓血管が位置するため、内視鏡が対象物体を観察する角度は血管走行方向に対して直角に近いと想定できる。

上述の手続きにより、CT 座標系の方向ベクトル L_v をセンサ座標系の方向ベクトル L_V に変換するための回転行列が求められた。求められた回転行列によって、CT 座標系の直線 l はセンサ座標系の直線 L と平行な直線上に変換される。

次に、平行な二つの直線を同一直線上に重ね合わせるため、図 4 に示すように、座標変換の平行移動成分のうち、直線 L に対して垂直な成分を算出する。

1. CT 座標系において、原点から直線 l に下ろした垂線の足を p とすると、CT 座標系における原点 o から p へのベクトルは、op と表わされる。

2. 式 (6) で求められた回転行列 R で op を変換した結果得られるベクトル

$$op' = R \cdot op \tag{7}$$

を用いると、センサ座標系における直線 L から $-op'$ だけ移動した直線 L_2 上に、センサ座標系からみた CT 座標系の原点が存在する。

3. センサ座標系において、原点 O から直線 L への垂線の足を P とすると、変換行列の平行移動量のうち、直線 L に垂直な成分は

$$t_{\perp L} = OP - op' \tag{8}$$

と表わされる。

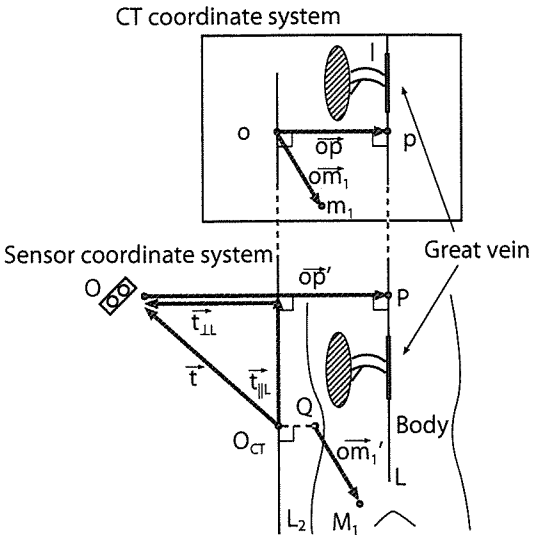


図 4　座標変換における平行移動成分の算出
Fig. 4　Calculation of translation in the coordinates transformation

2.4　体表マーカマッチング

次に、体表マーカ 1 点を用いて、座標変換における直線 L に平行な成分の平行移動量を求める方法について述べる。

1. CT 座標系において、体表マーカの位置を m_1 とすると、体表マーカの位置ベクトルは om_1 と表わされる。

2. 式 (6) で求められた回転行列 R で om_1 を変換した結果得られるベクトル

$$om_1' = R \cdot om_1 \tag{9}$$

を用いると、センサ座標系における体表マーカの位置 M_1 から $-om_1'$ だけ移動した点 Q を直線 L_2 に射影した点がセンサ座標系からみた CT 座標系の原点 O_{CT} となる。

3. ベクトル QO を直線 L_2(あるいは直線 L) に射影した成分が、変換行列の平行移動成分のうち、直線 L に平行な成分である。

$$t_{\parallel L} = \frac{L_V \cdot (om_1' - OM_1)}{|om_1' - OM_1|} L_V \tag{10}$$

以上より、平行移動成分を $t = t_{\perp L} + t_{\parallel L}$ とすると CT 座標系からセンサ座標系への変換行列 P は

$$P = \begin{pmatrix} R & t \\ O & 1 \end{pmatrix} \tag{11}$$

と表わされる。ただし、P は 4×4 行列、R は 3×3 行列、t は 1×3 行列である。

3 実験環境

提案手法を評価するにあたって、内視鏡手術ナビゲーションシステムを実装した。実験システムおよび実験に用いたファントムについて述べる。

3.1 システム概要

実装した内視鏡手術ナビゲーションシステムの概観を図 5 に示す。位置センサは、人体の骨や臓器、血管を模擬したファントム及び、内視鏡に取り付けられたマーカの位置計測を行う。内視鏡から取得された内視鏡画像に CT 画像から生成されたボリュームレンダリング画像を重畳してモニタ上に表示させる。

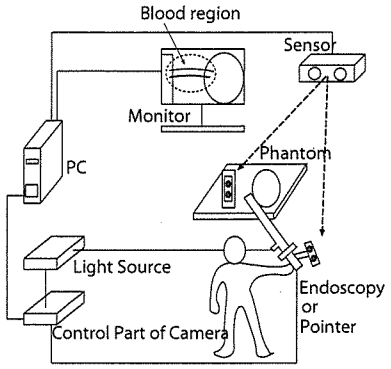


図 5 システム構成
Fig. 5 Configuration of system

次にシステムの処理の流れを図 6 に示す。位置センサの中央の点 O を原点に設置したセンサ座標系を含めた 4 個の座標系を考える。まず、位置計測が行われる内視鏡に取り付けられたマーカの点 O_M を原点とした座標系を内視鏡マーカ座標系とする。次に、内視鏡の先端 O_E を原点とする座標系を内視鏡座標系、CT ボリュームデータの持つ座標系を CT 座標系とする。ここで、各座標系間の変換行列を T で表す。位置センサで内視鏡マーカの位置・姿勢 T_{OM} を計測し、内視鏡マーカから内視鏡先端への変換行列 T_{ME} を用いて内視鏡先端の位置・姿勢 T_{OE} を推定する。次に、センサ座標系から CT 座標系への変換行列 T_{OC} を用いて内視鏡座標系から CT 座標系への変換行列 T_{EC} を求めることで、内視鏡カメラの位置、方向を仮想カメラの位置、方向へ変換することができる。

$$T_{EC} = T_{OC}(T_{ME}T_{OM})^{-1} \tag{12}$$

式 (12) において、センサ座標系から CT 座標系への変換行列 T_{OC} は、2 節で述べた三次元レジストレーションによって得られる P の逆行列で置き換えられる。内視鏡座標系から CT 座標系への変換行列 T_{EC} で求められた位置、方向を CT 座標系での仮想カメラの位置、方向として用いることで、内視鏡画像と生成したボリュームレンダリング画像の位置を対応させる。次に、ボリュームレンダリング画像と内視鏡画像を重ね合わせる。重ね合わせに際して、透過度を調整することにより奥行き感を調整する。以上の処理により、内視鏡操作に応じた AR 画像の提示が可能となる。

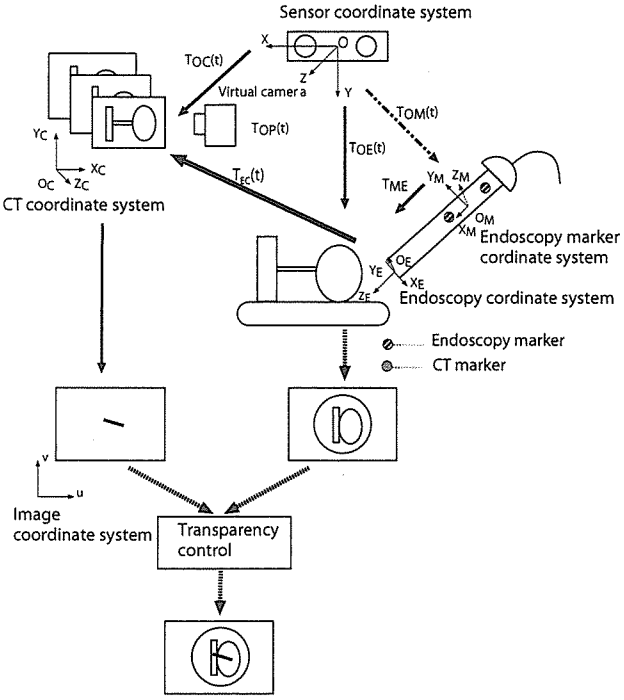


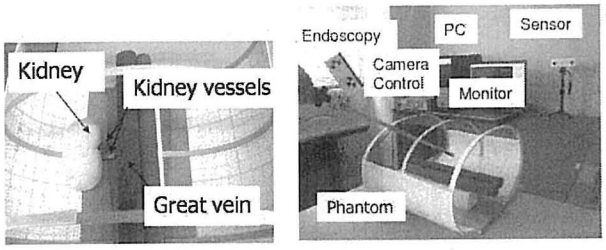
図 6 各座標系の関係
Fig. 6 Relationship among coordinates systems

3.2 使用機器

使用機器の主な仕様を表 1 に示す。三次元計測装置には、格子状マーカを用いたパッシブステレオ方式の計測装置である Claron Technology 社製 Micron Tracker2 H60 を用いた。実験ファントムを図 7(a) に示す。腎臓 (Kidney)、大静脈 (Great vein)、腎臓血管 (Kidney vessels) からなる。実験ファントムは、X 線 CT 装置により 512x512x512 のサイズをもつ三次元ボリュームデータを取得した。システム全景を図 7(b) に示す。

表 1 機器の主な仕様
Table 1 Specification of the system

PC	
CPU	Intel Core2 Quad 2.40GHz
Memory	3.25GB
Graphic Board	NVIDIA GeForce 8800GTR
Position Sensor	
Sampling Frequency	15Hz
Processing Speed	15-20ms
Interface	IEEE1394a 400Mbps
Endoscopy	
View angle	90degree

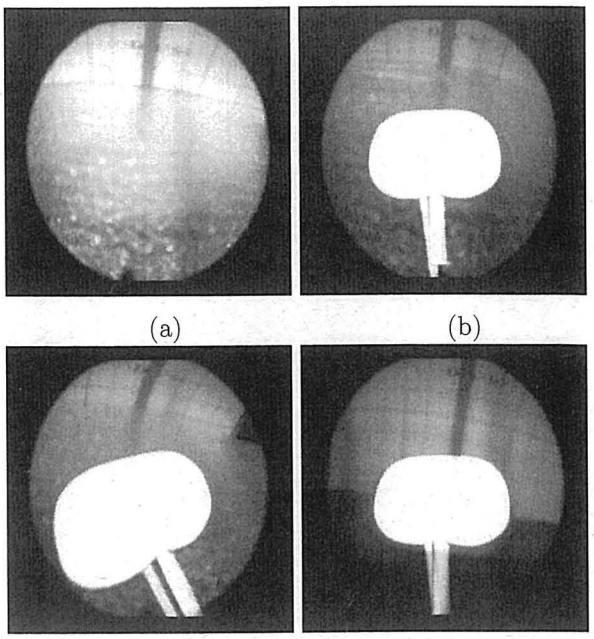


(a) (b)

図 7 実験環境 (a) ファントム (b) システム全景
Fig. 7 Experiment:(a)phantom (b)system

3.3 システム実装結果

上記のシステムを実装し、CT ボリュームデータにおいて腎臓および腎臓血管のみを抽出し、ボリュームレンダリングした結果を内視鏡画像に重ね合わせた画像を図 8 に示す。図 8(a) では内視鏡画像のみを提示し、ボリュームレンダリング画像を重ね合わせていない。また、図 8(a)-(c) では、脂肪組織を模擬したビニルで腎臓および腎臓血管を覆い、実際と同様に対象物体が見えない状況を表わしている。図 8(d) では、脂肪を模したビニルを取り除き、腎臓や腎臓血管部分が内視鏡画像にも映し出されている。



(a) (b)

(c) (d)

図 8 実装結果
(a) 内視鏡画像のみ (b)AR 画像（脂肪あり）
(c)AR 画像 2（脂肪あり） (d)AR 画像（脂肪なし）
Fig. 8 Results of implemented system
(a)Endoscopic image (b)AR image(with fat)
(c)AR image 2(with fat) (d)AR image(w/o fat)

4 計測位置の変位に対する頑強性の検証実験

4.1 概要

一般に、術前撮影時の患者の姿勢と手術時の姿勢との差異は、レジストレーションに用いる特徴形状と対象物体との相対位置を変化させるため、レジストレーション精度を減少させる原因となる。提案手法は、対象物体近傍の特徴形状を用いてレジストレーションを行ううえ、計測 2 点により定義される直線方向の自由度については、姿勢変化による計測点の変位の影響を受けない。本実験では、提案手法の位置推定精度や姿勢変化等による計測点の変位に対する頑強性を調査するため、ファントムを用いた実験を行った。実験においては、姿勢変化等による計測点の変位を模擬的に与えたときの腎臓血管の位置推定精度を求めた。体内直線マッチングには大静脈を用いた。実験では、提案手法の特徴を知ることを目的として、比較対象に体表 4 点からユークリッド変換行列を求める一般的な三次元レジストレーション手法（以降、一般法）を用いた。

4.2 条件

比較に用いる一般法において、CT 座標系からセンサ座標系への変換行列 P_u は以下のような手順で得られる。

1. CT 画像上で、CT 座標系での、同一直線上にない 4 点のマーカの位置 $m_1(x_1, y_1, z_1)$,$m_2(x_2, y_2, z_2)$, $m_3(x_3, y_3, z_3)$,$m_4(x_4, y_4, z_4)$ を計測する。
2. 位置計測用ポインタを用いて、センサ座標系でのマーカの位置 $M_1(X_1, Y_1, Z_1)$, $M_2(X_2, Y_2, Z_2)$, $M_3(X_3, Y_3, Z_3)$,$M_4(X_4, Y_4, Z_4)$ を計測する。
3. 変換行列 P_u は以下のように求められる。

$$P_u = \begin{pmatrix} X_1 & X_2 & X_3 & X_4 \\ Y_1 & Y_2 & Y_3 & Y_4 \\ Z_1 & Z_2 & Z_3 & Z_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ z_1 & z_2 & z_3 & z_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}^{-} \tag{13}$$

4. 回転成分が直交規定をもつユークリッド変換行列を求めるため、式 (13) で求められたアフィン変換行列に対して Schmidt の直交化と残差平方和の最小化を行った。

計測された位置は、図 9 において、提案手法（$L1$, $L2$, $M1$）、一般法（$M1, M2, M3, M4$）であり、いずれも 5 回計測しその平均を用いた。

センサ座標系における計測位置において、以下のように、模擬的に変位を与えた。変位量としては、皮下脂肪の量などにもよるが、姿勢変化による体表上の位置ずれとして現実に起きうる 50mm という大きさを選んだ。

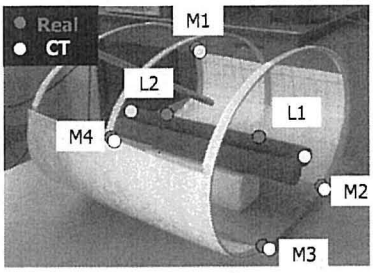


図 9　計測位置
Fig. 9　Measured points

- 一般法においては、体表マーカ $M1$~ $M4$ のそれぞれに対して、変位を与えない、または、X, Y, Z 軸のいずれかに+50mm もしくは-50mm の変位を与えた。変位を与えない場合も含めると 7^4 通りの変位パターンとなる。変位量の絶対値の合計は、0mm, 50mm, 100mm, 150mm, 200mm となり、分類して結果を得た。

- 提案手法においては、体表マーカ $M1$ と直線上の点 $L1$ のそれぞれに対して、変位を与えない、または、X, Y, Z 軸のいずれかに+50mm もしくは-50mm の変位を与えた。変位を与えない場合も含めると 7^2 通りの変位パターンとなる。直線上の点 $L1$ と点 $L2$ のうち、点 $L1$ にのみ変位を与えることとした。なぜなら、点 L 1 と同方向に点 $L2$ に変位を与えた場合、変位量の合計が 0mm の場合と 100mm の場合で $L1$ と $L2$ によって定義される直線が同一になるなど、他の結果と比較しづらくなる場合が生じるためである。変位量の絶対値の合計は、0mm, 50mm, 100mm となり、体表マーカにのみ変位を与えた場合（条件 A)、直線上の点 L1 にのみ変位を与えた場合（条件 B)、体表マーカおよび直線上の点に変位を与えた場合（条件 A+B）に分類して結果を得た。

4.3　結果

腎臓血管の位置推定誤差を式 (14) に従って算出した。ここで、d_{error} は位置推定の誤差、$P_{correct}$ は腎臓血管の正しい三次元位置、$P_{estimated}$ は推定された腎臓血管の三次元位置である。

$$d_{error} = |P_{correct} - P_{estimated}| \qquad (14)$$

一般法と提案手法を用いた場合の結果を、それぞれ図 10, 図 11 に示す。図 10 において、横軸は模擬的に与えた変位の絶対値の合計、縦軸は位置推定誤差を示す。図 11 において、横軸は模擬的に変位を与えた条件、縦軸は位置推定誤差を示す。いずれの図も箱ひげ図を表しており、中央値を点で、最大値と最小値を両ひげの先で、25 %と 75 %の位置を箱の下端、上端で表わしている。

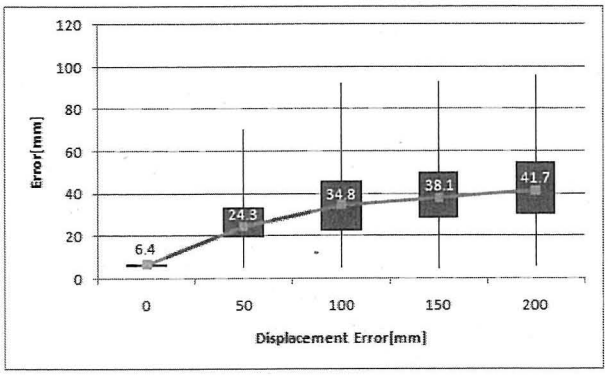


図 10　結果：体表 4 点位置合わせ法（一般法）
Fig. 10　Results: usual registration

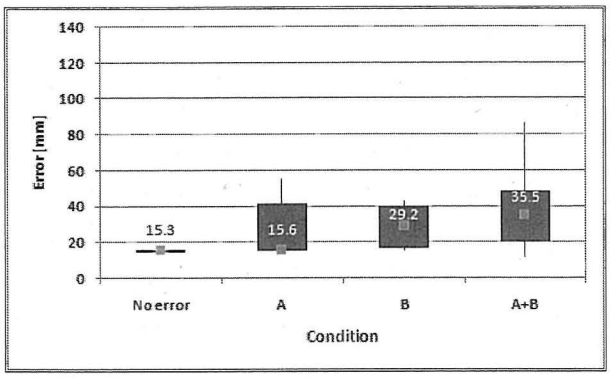


図 11　結果：体内位置合わせ法（提案手法）
Fig. 11　Results: proposed registration

一般法では、模擬変位を与えない場合において低い誤差 (6.4mm) を示した。一方、模擬変位が 0mm から 50mm に増加した場合、位置推定誤差が 17.9mm 増加した。また、最小値が小さい一方、最大値や標準偏差が大きく、模擬変位が 50mm, 100mm の場合、最大値はそれぞれ 69.9mm, 91.9mm であり、標準偏差はそれぞれ 12.9mm, 16.1mm であり、位置推定誤差のバラツキが見られた。

提案手法では、模擬変位を与えない場合 (図 11 における Condition が No error の場合）において、一般法における模擬変位を与えない場合 (図 10 における Intentional error が 0mm の場合) と比して大きな誤差 (15.3mm) を示した。一方、模擬変位が 0mm から 50mm に増加した場合、条件 A では 0.3mm、条件 B では 13.9mm という位置推定誤差の増加に留まっており、模擬変位の増加に対する位置推定誤差の増加は小さかった。また、最大値や標準偏差は、模擬変位が 50mm, 100mm の場合、最大値はそれぞれ 55.2mm(条件 A), 42.3mm(条件 B), 86.2mm(条件 A+B) であり、標準偏

差はそれぞれ7.8mm(条件A), 5.2mm(条件B), 3.3mm(条件A+B)であり、一般法と比して、位置推定誤差のバラツキが小さかった。

4.4 考察

提案手法では、位置計測において、体表マーカは式(10)にあるように直線L上に射影されるため、誤差のうち直線Lに垂直な成分は無効にされる。つまり、自由度3の誤差が自由度1の誤差に軽減された。直線上の点計測においても、直線上の任意の2点を計測することができるため、自由度3の誤差が自由度2の誤差に軽減された。誤差の軽減の結果、一般法に比して提案手法では、マーカ位置の誤差による位置推定誤差が小さくなったと考えられる。また、提案手法では、一般法に比べて、マーカ位置と対象物体との距離が小さいため、位置推定誤差の大小が極端にはならず、位置推定誤差のバラツキが小さくなったと考えられる。総じて、提案手法では、指定・計測誤差に対する頑強性が高いといえる。

一方で、提案手法において、模擬変位を与えない場合に比較的大きな位置推定誤差を生じた。その理由としては、CT座標上の計測位置とセンサ座標系の計測位置との差異が考えられる。CT座標系では血管の中心を計測点とし、センサ座標系では血管表面上の2点を計測点とした。両者で得られる直線の方向は同じであり回転行列Rには影響を与えない。また、式(10)より平行移動量の直線Lに平行な成分は直線計測には寄らないが、直線Lに垂直な成分は計測位置の違いにより影響を受ける。その結果、位置推定において大血管の半径(15.0mm)程度の誤差が生じたと思われる。

また、本手法も含め空間対応の基準を人間の主観に基づいて手動で指定する場合、指定結果にバラツキが生じると考えられる。そのような手法では、本手法のように指定・計測誤差に対する頑強性を高めることがより重要となると考えられる。また、位置計測に用いるポートは必ずしもレジストレーションに最適な範囲を含むとは限らず、ポートに拘束された状態で位置計測することによる誤差が生じうる。従って、ポート位置と計測する直線形状の位置関係により、位置推定誤差がどのように変化するか、今後調査を行う余地がある。

5 人体データを用いた適用可能性に関する検証実験

5.1 概要

提案手法では、人体解剖における大血管の直線性を仮定する。血管表面上で計測する2点の選び方によって、結果として対象部位の位置推定にどの程度の誤差を生じるかを調査することは、提案手法の適用可能性を知るうえで重要である。本実験では、実際の人体解剖、特に対象とする疾患を有する患者の人体データにおいて、大血管上の異なる2点を用いて直線形状を定義した場合の腎臓血管の位置推定誤差を調査し、提案手法の適用可能性を検証した。

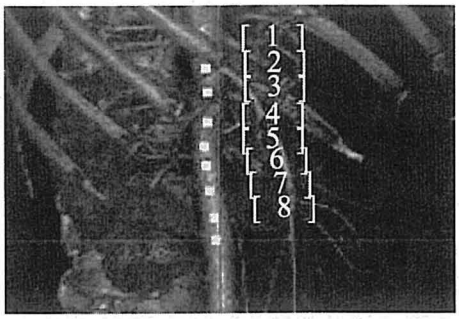


図12 実患者データを用いた大血管上の点計測
Fig. 12 Measurement of points on great vein using a patient data

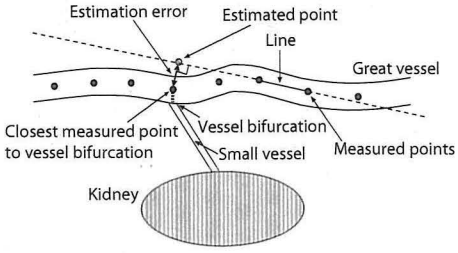


図13 計測2点による血管分岐部の推定誤差
Fig. 13 Estimation error of vessel bifurcation by two measureed points

5.2 実験方法

実験には、腎臓疾患を有する患者13名のX線CTデータを用いた。データの使用にあたっては、あらかじめ匿名化処理を行った。各ボリュームデータにおいて、腹部の大動脈を60mmから120mmの範囲で血管上を最大8点計測した。断層画像に固定された座標系であるx-y平面において、x軸の正から負方向およびy軸の正から負方向の2方向において、それぞれX線CTデータをボリュームレンダリングし、血管上の点計測を行った。点計測には、KGT社のINTAGE Realia Professionalを用いた。図12における[1],[2],...,[8]と表示されている箇所が、計測点の例である。また、図13に示すように、計測点群のうち大血管と腎臓血管との分岐部に最も近い計測点を計測点群上の血管分岐部（以降、血管分岐近傍点と呼ぶ）として、位置推定の評価に用いた。計測2点を結んでできる直線と血管分岐近傍点との距離を分岐部距離として算出し、計測2点の選び方による分岐部距離の変化を調べた。

5.3 結果および考察

計測2点間の距離と分岐部距離との関係を図14に示す。横軸が計測2点間の距離、縦軸が分岐部距離を示

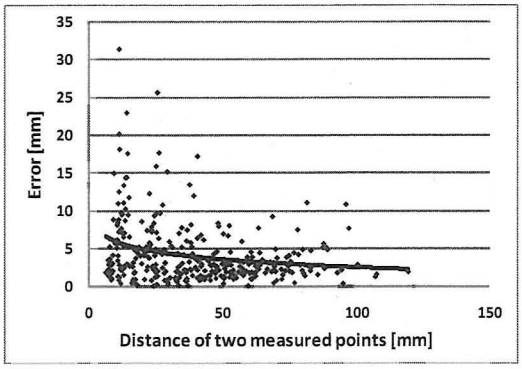


図 14　計測 2 点間の距離と位置推定の誤差
Fig. 14　Estimation error with distance of two measured points

しており、近似曲線を重ねて表示した。計測 2 点間の距離は、平均 38.9mm（標準偏差: 23.9mm, 95 %の信頼区間: 2.57mm）であり、分岐部距離は、平均 4.28mm（標準偏差: 4.1mm, 95 %の信頼区間: 0.44mm）であった。図 14 に示すように、計測 2 点間からの距離が大きいほど腎臓血管分岐部と直線との距離が減少する傾向が得られた。これは計測する 2 点は離れている方が直線の傾きを安定させることを示唆しており、我々の定性的理解とも合う結果となった。また、分岐部距離の標準偏差が 4.1mm であることから 95 %以上の確率で分岐部距離が 13mm 以内となり、計測 2 点の選び方によらずレジストレーションに用いる直線と推定すべき血管分岐部との位置関係が大きく変わらないことを示している。計測 2 点間の距離については可能な限り大きくすることが望ましいものの、直線と血管分岐部との位置関係も安定していることから、必要以上に計測 2 点間の距離を大きくする必要はないことが分かった。以上から、提案手法の実人体データへの適用可能性が高いことが示された。

6　おわりに

本研究では、AR 手術ナビゲーションに必要とされる三次元レジストレーションにおいて、直線対応に基づく体内レジストレーション手法を提案した。提案手法は、体内直線マッチングおよび体表マーカマッチングで構成される。体内直線マッチングは、体内解剖を用いて位置合わせするため、画像からの自動特徴点検出に比べて座標系間の対応が正確であり、また直線上の 2 点を指定することから、指定誤差・計測誤差の自由度を減少させた。ファントムを用いて検証実験を行った結果、一般法に比して提案手法が計測点の変位に対する頑強性が高いことが分かり、提案手法の有効性が示された。また、実人体データを用いた適用可能性評価により、計測する血管表面上の 2 点間距離は大きいことが望ましいものの、必要以上に大きな距離をとる必要がないことが示され、提案手法の実人体データへの適用可能性の高さが示された。

謝辞

本研究の一部は大阪大学グローバル COE プログラム「予測医学基盤」の支援を受けた。なお、本研究は西宮市立中央病院倫理委員会の承認 (承認番号 152) をうけて、実施されたものである。

参考文献

[1] Y. Kuroda, M. Hirai, M. Nakao, T. Sato, T. Kuroda, Y. Masuda and O. Oshiro, Construction of Training Environment for Surgical Exclusion with a Basic Study of Multi-finger Haptic Interaction, IEEE Proc. of World Haptics, pp.525-530, 2007

[2] M. Nakao, T. Kuroda, M. Komori, H. Oyama, K. Minato and T. Takahashi, Transferring Bioelasticity Knowledge through Haptic Interaction, IEEE Multimedia, 13(3), pp.50-60, 2006

[3] N. E. Seymour, A. G. Gallagher, S. A. Roman, M. K. O'Brien, V. K. Bansal, D. K. Andersen, and R. M. Satava, Virtual Reality Training Improves Operating Room Performance, Ann Surg., 236(4), pp.458-464, 2002

[4] J. Mosegard, T. S. Sorensen, GPU accelerated surgical simulators for Complex Morphology. In proceedings, IEEE Virtual Reality, pp.147-153, 2005

[5] W.E.L.Grimson, G.J.Ettinger, S.J.White, T.Lozano-Perez, W.M.Wells, III, and R.Kikinis, An automatic registration method for frameless stereotaxy, image guided surgery, and enhanced reality visualization, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.15, No.2, pp.129-140, 1996

[6] N.Navab, J.Traub, T.Sielhorst, M.Feurestein, C.Bichimeier: Action- and Workflow-Driven Augmented Reality for Computer-Aided Medical Procedures, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.27, No.5, pp.10-14, 2007

[7] C.Bichlmeier, F.Wimmer, A.Michael Heining, N.Navab: Contextual Anatomic Mimesis Hybrid In-Situ Visualization Method for Improving Multi-Sensory Depth Perception In Medical Augmented Reality, ISMAR2007 The Sixth IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality, pp.129–138,2007

[8] M.Nakamoto, K.Nakada, Y.Sato, K.Konishi, M.Hashizume, and S.Tamura: Intraoperative Magnetic Tracker Calibration Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker for 3-D Ultrasound-Based Navigation in Laparoscopic Surgery, IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol.27, No.2, 2008

[9] K. Kaneko, Y. Furuta, N. Ishii, C. Takahashi, S. Terae, and K. Miyasaka: Application of Surgical Silnulation and Navigation System with 3D Imaging, Medical Imaging Technology, Vol.18 No.2, pp.121-126, 2000

[10] 太田裕治, 岡本弘志, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋: 手術支援を目的とした画像合成システムに関する研究, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.2, No.1, pp.16-21, 2000

[11] R. D. Bucholz, D. D. Yeh, J. Trobaugh, L. L. McDurmont, C. Sturm, C. Baumann, J. M. Henderson, A. Levy, and P. Kessman: The correction of stereotactic inaccuracy caused by brain shift using an intraoperative ultrasound device, in Computer Vision, Virtual Reality, Robotics Medicine, Medical Robotics Computer-Assisted Surgery, Vol.1205, pp.459-466, 1997
[12] R. Bajcsy and S. Kovacic: Multiresolution elastic matching, Computer Vision, Graphics, and Image Processing archive, Vol.46, No.1, pp.1-21, 1989
[13] F.L. Bookstein: Biometrics, biomathematics and the morphometric synthesis, Bulletin of Mathematical Biology, Vol.58, No.2, pp.313-365, 1996
[14] G.E. Christensen, R.D. Rabbitt, M.I. Miller: Deformable templates using large deformation kinematics, IEEE Transactions on Image Processing, Vol.5, No.10, pp.1435-1447, 1996
[15] M. Bro-nielsen and C. Gramkow: Fast Fluid Registration of Medical Images, Lecture Notes in Computer Science, pp.267-276, 1996
[16] M.Ferrant, A.Nabavi, B.Macq, F.A.Jolesz, R.Kikinis, and S.Warfield, Serial registration of intraoperative MR images of the brain, Med. Image, Anal., Vol.6, pp.337-359, 2002
[17] 中本将彦, 小西晃造, 吉野一郎, 橋爪 誠, 佐藤嘉伸: 胸腔鏡下手術ナビゲーションにおける剛体位置合わせの in vivo 評価, 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会, pp.129-130, 2007

(2009 年 6 月 8 日受付)

[著者紹介]

黒田 嘉宏 (正会員)

2000 年京都大学総合人間学部卒。2005 年京都大学大学院情報学研究科博士後期課程修了。同年京都大学大学院医学研究科特任助手。2006 年大阪大学大学院基礎工学研究科助教。現在に至る。医用 VR、触覚情報処理、教育訓練システムに関する研究に従事。ACM、IEEE、日本バーチャルリアリティ学会、生体医工学会、日本 VR 医学会等に所属。博士 (情報学)。

金守 恒志

2008 年大阪大学基礎工学部卒業、2008 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士前期課程入学、現在に至る。医用ＶＲの研究に従事。日本医用画像工学会に所属。学士 (工学)。

滝内 秀和

1982 年岐阜大学医学部卒業。岐阜大学医学部附属病院、大阪大学医学部附属病院で臨床研修。1984 年大阪厚生年金病院泌尿器科医員。1988 年兵庫医科大学泌尿器科助手。1991 年西宮市立中央病院泌尿器科医長。1999 年兵庫医科大学泌尿器科講師。2004 年西宮市立中央病院泌尿器科部長。現在に至る。日本泌尿器科学会専門医・指導医。日本内視鏡外科学会技術認定医。泌尿器科領域における腹腔鏡手術ナビゲーション法の開発に従事。日本泌尿器科学会、日本 VR 医学会に所属。医学博士。

田ノ岡 征雄

1986 年大阪物療専門学校第一放射線科卒。1986 年診療放射線技師資格取得。2006 年保健衛生学士取得。2009 年兵庫医科大学大学院医科学生体応答制御系医学物理学博士課程。現在に至る。兵庫医科大学病院中央放射線部診療放射線技師として従事。日本放射線技術学会。日本放射線技師会。日本放射線腫瘍学会等に所属。放射線治療専門放射線技師。医療情報技師。医用画像情報管理士。

井村 誠孝 (正会員)

2001 年、奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。同年、同研究科助手。2007 年、同研究科助教。2009 年、大阪大学大学院基礎工学研究科准教授、現在に至る。人工現実感、コンピュータグラフィクスおよび医用画像処理に関する研究に従事。IEEE、情報処理学会、日本生体医工学会等に所属。博士 (工学)。

黒田 知宏 (正会員)

1998 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科修了。同助手、オウル大学情報処理科学部客員教授を経て、2001 年京都大学医学部附属病院講師。2006 年 2 月オウル大学情報処理科学科客員教授 (兼任)。2007 年大阪大学大学院基礎工学研究科准教授。2009 年 4 月京都大学医学部附属病院准教授、現在に至る。仮想・強調現実感、福祉情報学、医療情報学等の研究に従事。医療情報学会、生体医工学会等に所属。博士 (工学)。

大城 理 (正会員)

1990 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士課程修了。同年住友金属工業 (株) 入社。1993 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。1994 年同大学先端科学技術研究調査センタ助教授。2003 年大阪大学大学院基礎工学研究科教授。現在に至る。主として医用画像処理、生体信号処理の研究に従事。生体医工学会、システム制御情報学会、電子通信情報学会等に所属。工学博士。