

# 光磁気ハイブリッド方式による磁気式3次元位置センサの簡便迅速な磁気ひずみ補正法

中田 和久<sup>†</sup>      中本 将彦<sup>†</sup>      佐藤 嘉伸<sup>†</sup>      小西 晃造<sup>††</sup>  
橋爪 誠<sup>††</sup>      田村 進一<sup>†</sup>

## A Rapid Method for Magnetic Tracker Calibration Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker

Kazuhisa NAKADA<sup>†</sup>, Masahiko NAKAMOTO<sup>†</sup>, Yoshinobu SATO<sup>†</sup>, Kozo KONISHI<sup>††</sup>, Makoto HASHIZUME<sup>††</sup>, and Shinichi TAMURA<sup>†</sup>

あらまし 磁気式3次元位置センサは周囲の金属や電磁機器等による磁界空間のひずみにより精度が低下するという問題がある。本論文では磁気式3次元位置センサと光学式3次元位置センサを組み合わせた光磁気ハイブリッド方式により磁界空間のひずみを簡便迅速に補正する方法を提案する。ハイブリッド方式ではフリーハンドで補正データを獲得できる反面、二つの問題が生じる。一つは二つのセンサ間の遅延により補正データの精度が劣化することであり、もう一つは獲得した補正データの均一度、密度によって補正精度が大きく変動することである。前者の問題に対しては遅延時間の推定を行い、遅延に伴う誤差を補正する。後者の問題に対しては補正データを0次から4次の多項式で近似して五つのひずみモデルを推定し、その中から交差検定 (cross-validation) を用いて磁気ひずみの状態及び補正データ獲得の均一度、密度に応じた補正効果の高いモデルを選択する。簡便迅速に磁気ひずみを補正するには補正データをできるだけ短時間で獲得する必要があるため、フリーハンドで動かす速度及び補正データの均一度、密度の違いによるひずみモデルの振舞いを解析した。その結果、 $200 \times 200 \times 20 \text{ mm}^3$ の空間を対象として、補正データ獲得時間35秒で磁気ひずみに伴う計測誤差が23.31 mmから1.11 mmに改善した。

キーワード 光学式3次元位置センサ, 異種センサ統合, 遅延補正, モデル選択, 手術ナビゲーションシステム

### 1. ま え が き

磁気式3次元位置センサ(以下、磁気式センサと略す)は磁界発生器から発生する磁界を計測対象に取りつけられた磁気レシーバで感知し、磁気レシーバの位置角度の6自由度を実時間で計測する。磁気式センサを用いたシステムは仮想現実感の研究や応用に広く用いられており[1]、他の位置センサと比べると、比較的安価であり、視線遮へいの問題がないなどの利点があ

る。しかし、磁気式センサは周囲の金属や電磁機器等による磁界空間のひずみにより精度が低下するという問題があるため、これまで磁気ひずみの補正に関する研究が数多くなされてきた[2]~[12]。

我々が磁気ひずみの補正に関する研究を行うに至った動機は手術ナビゲーションシステムである腹腔鏡用3次元超音波システムにおいて、遮へいされた腹腔内の軟性器具(超音波プローブ)の位置計測に磁気式センサが必要とされたが、手術室内の手術ベッド(電動手術ベッドに内蔵されているモータ)、手術器具の影響により磁界空間が大きくひずみ、磁気式センサの位置計測誤差を許容範囲に抑えることが難しいことである[13],[14]。手術においては電動ベッドの高さ、角度及び手術器具の位置が術中においても変化するため、手術中に簡便迅速に磁気ひずみを補正する必要がある。3次元超音波システムを用いる際のプローブ位置計測

<sup>†</sup> 大阪大学大学院医学系研究科多元的画像解析分野, 吹田市  
Division of Interdisciplinary Image Analysis, Osaka University Graduate School of Medicine, D11, 2-2 Yamadaoka, Suita-shi, 565-0871 Japan

<sup>††</sup> 九州大学大学院医学研究院災害救急医学, 福岡市  
Department of Disaster and Emergency Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka-shi, 812-0054 Japan

の要求精度については厳密に定まっていないが、3次元超音波画像の重ね合せの誤差に影響するため、最低限2mm以下が望まれる。

磁気ひずみの補正は補正データを獲得した後、補正データの近似によりひずみモデルを推定して行うが、文献[4]では多関節式3次元位置センサであるFaro arm (Faro Technologies, Inc., Lake Mary, FL, USA)で補正データを獲得し、ひずみモデルの推定に線形補間を用いている。磁気ひずみ補正に関する種々の研究の調査、比較を行った文献[15]では補正データを獲得する方法として磁気式センサと光学式3次元位置センサ（以下、光学式センサと略す）を組み合わせたハイブリッド方式[16]～[18]及びFaro armが簡便であると述べられており、ひずみモデルの推定には4次の多項式近似及びHardy's multi-quadric interpolationが適切であると述べられている。しかし、これまでの文献[2]～[12]では $1 \times 1 \times 1 \text{ m}^3$ を超える大きな空間で補正データを格子状に綿密に、若しくはFaro armを用いてフリーハンドに10000点以上獲得する等、磁気ひずみ補正を行う時間や手間を小さくするというより、大きな空間で高い精度を求めることに着眼されており、手術ナビゲーションシステムに適用することが手術における時間的制約の厳しさより困難であった。そこで我々は、手術ナビゲーションシステムに適用可能という視点から、簡便迅速に磁気ひずみを補正する方法を提案する。

本手法における補正データの獲得には補正データ獲得用器具（以下、補正データ獲得器と略す）をフリーハンドで任意の方向に動かすことが容易であることを考慮し、光磁気ハイブリッド方式を用いる。しかしながら、補正データの獲得をフリーハンドで行う場合、以下の二つの問題が発生する。一つはハイブリッド方式を構成する二つのセンサ間の遅延により獲得する補正データの精度が劣化することであり、もう一つは補正データの均一度、密度が一定でないため、補正精度が大きく変動することである。これまでの文献[2]～[12]ではフリーハンドで補正データの獲得を行っている場合においても、前者の問題について議論されていなかった。後者の問題については限られた時間で迅速に補正を行う必要がなかったため、補正データを均一かつ密に獲得しており、考慮されていなかった。しかしながら、本研究では限られた時間で限られた範囲を簡便迅速に補正することを目指しているため、上記の二つの問題に取り組む。前者の問題に対してはタイムスタンプ

プを用いたアルゴリズムで遅延時間の推定を行い、遅延に伴う誤差を補正する。後者の問題に対しては0次から4次の多項式を用いて五つのひずみモデルを推定し、その中から交差検定 (cross-validation) [19], [20]を用いて磁気ひずみの状態、補正データ獲得の均一度、密度に応じた補正効果の高いモデルを選択する。簡便迅速に磁気ひずみを補正するには補正データをできるだけ短時間で獲得する必要があるため、フリーハンドで動かす速度及び補正データの均一度、密度の違いによるひずみモデルの振舞いを解析し、本手法の有効性を示す。

以下、2.で提案手法について述べ、3.で提案手法の振舞いを分析し、有効性を実証する。4.では実験で得られた結果に対する考察を行い、5.で本論文の結論を述べる。

## 2. 方 法

### 2.1 光磁気ハイブリッド方式

フリーハンドで補正データを獲得するには正解値となるひずみの影響を受けない計測値が必要となるため、磁気式センサに加えて光学式センサを用いる。光学式センサは光学カメラを中心として定義される光学式センサ座標系における光学マーカの位置姿勢を計測する。磁気式センサは磁界発生器を中心として定義される磁気式センサ座標系における磁気レシーバの位置姿勢を計測する。

補正データの獲得には二つのセンサ座標系の統合が必要となるため、磁界発生器に光学マーカを取り付け、光学式センサによって磁界発生器の位置、向きを実時間で計測する（図1）。光学式センサ座標系における光学マーカの位置姿勢を示す $4 \times 4$ 行列 $T_{ot \rightarrow om}$ 、光学マーカ座標系における磁界発生器の位置姿勢を $T_{om \rightarrow mt}$ とすると、光学式センサ座標系における磁界

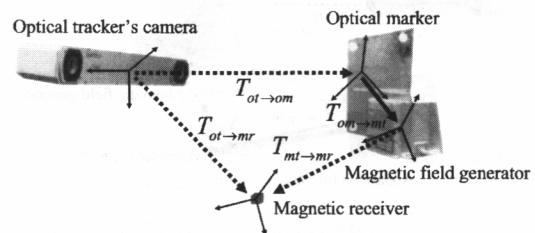


図1 磁気式センサ座標系と光学式センサ座標系の統合  
Fig.1 Registration of magnetic and optical tracker coordinate systems.

発生器の位置姿勢  $T_{ot \rightarrow mt}$  は

$$T_{ot \rightarrow mt} = T_{ot \rightarrow om} T_{om \rightarrow mt} \quad (1)$$

と表すことができる。磁気式センサで計測して得られる磁気レシーバの位置姿勢を  $T_{mt \rightarrow mr}$  とすると光学式センサ座標系における磁気レシーバの位置姿勢を表す行列  $T_{ot \rightarrow mr}$  は

$$T_{ot \rightarrow mr} = T_{ot \rightarrow mt} T_{mt \rightarrow mr} \quad (2)$$

と表すことができる。ここで  $T_{ot \rightarrow mr}$  は光学式センサ座標系に統合された磁気レシーバの座標である。図1に示される矢印は計測の位置姿勢を表しており、破線の矢印は実時間で計測される位置姿勢を表す。実線の矢印は時間とともに変化しない固定の位置姿勢を表し、事前にキャリブレーションを行い算出する。このように座標系を統合することで、光学式、磁気式を合わせたハイブリッド方式で磁気レシーバを計測することができる [16], [17]。

## 2.2 フリーハンドによる補正データの獲得

補正データは磁気式センサ座標系と光学式センサ座標系が統合された状態で磁気式センサと光学式センサで同一点を計測することで獲得できる。同一点の計測を行うためには光学マーカーを取り付けた補正データ獲得器の先端部に磁気レシーバを取り付け、磁気レシーバの位置をハイブリッド方式と光学式センサの両方で計測する (図2)。ハイブリッド方式で計測される磁気レシーバの位置姿勢  $T_{ot \rightarrow mr}$  は式 (1), (2) より

$$T_{ot \rightarrow mr} = T_{ot \rightarrow om} T_{om \rightarrow mt} T_{mt \rightarrow mr} \quad (3)$$

と表すことができる。一方、光学式センサ座標系における補正データ獲得器に取り付けられた光学マーカーの

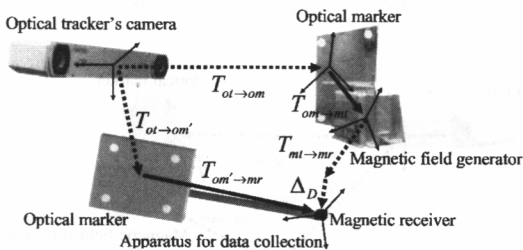


図2 補正データ獲得器を用いた同一点計測による磁気ひずみの獲得

Fig.2 Experimental platform used for calibration data acquisition by position measurement of the same point.

位置姿勢を  $T_{ot \rightarrow om'}$ 、光学マーカー座標系における磁気レシーバの位置姿勢を  $T_{om' \rightarrow mr}$  とすると光学式センサ座標系における磁気レシーバの位置姿勢  $T'_{ot \rightarrow mr}$  は

$$T'_{ot \rightarrow mr} = T_{ot \rightarrow om'} T_{om' \rightarrow mr} \quad (4)$$

と表すことができる。このように磁気レシーバの位置姿勢は磁気ひずみの影響を受けるハイブリッド方式  $T_{ot \rightarrow mr}$ 、影響を受けない光学式  $T'_{ot \rightarrow mr}$  の両方で計測されるため、両計測値の差分をとることでハイブリッド方式で計測される磁気レシーバの位置における補正データを獲得できる。補正データを表す行列  $\Delta_D$  は

$$\Delta_D = T_{ot \rightarrow mr}^{-1} T'_{ot \rightarrow mr} \quad (5)$$

と表すことができる。したがって、補正データ獲得器に取り付けられた磁気レシーバは実時間で計測できるため、補正データ獲得器をフリーハンドで動かした状態においても補正データを獲得することができる。補正データを獲得するときは補正データ獲得器をフリーハンドでなるべく対象空間内全体を覆うようにまんべんなく動かす。

## 2.3 位置センサデータ獲得の遅延補正

補正データ獲得器をフリーハンドで動かしながら補正データを獲得するとき、磁気式センサと光学式センサの計測時間のずれによって、ハイブリッド方式と光学式センサの計測の間に磁気レシーバの位置が変化し、誤差が発生する。計測時間のずれ、すなわち光学式センサの磁気式センサに対する遅延時間を  $\delta_t$ 、補正データ獲得器の速度行列を  $V$  とおくと、 $T'_{ot \rightarrow mr}$  は

$$T'_{ot \rightarrow mr} = (T_{ot \rightarrow om'} \delta_t V) T_{om' \rightarrow mr} \quad (6)$$

と表すことができる。補正データ  $\Delta_D$  は式 (5) より  $T'_{ot \rightarrow mr}$  の値によって変化するため、正確な補正データを獲得できないという問題が発生する。したがって、遅延時間の推定を行い、 $T'_{ot \rightarrow mr}$  の遅延に伴う誤差を補正する。

遅延補正は磁気式センサの計測時間における光学式センサの計測値を補間により予測することで実現する。磁気レシーバは局所的に等速に動いていると仮定し、補間には線形補間を用いる (図3)。 $i$  番目の磁気式センサの計測値  $M_i$ 、 $M_i$  のタイムスタンプを  $T(M_i)$ 、光学式センサの  $i$  番目の計測値  $O_i$ 、 $O_i$  のタイムスタンプを  $T(O_i)$  とすると、遅延補正は以下のようになる。

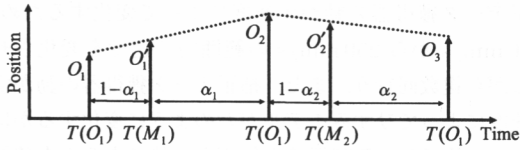


図 3 線形補間による遅延補正

Fig. 3 Temporal calibration via linear interpolation.

$$O'_i = (1 - \alpha_i)O_i + \alpha_i O_{i+1} \quad (7)$$

ここで、

$$\alpha_i = \frac{T(O_{i+1}) - T(M_i)}{T(O_{i+1}) - T(O_i)} \quad (8)$$

遅延時間の推定は、磁気式センサと光学式センサで同一点を計測し、光学式センサのタイムスタンプの値に  $\delta_t$  を加えて、磁気式センサの時間に線形補間された光学式センサの値と磁気式センサの値のずれを最小化して行う。遅延時間は最小化したときの  $\delta_t$  に相当する。遅延時間  $\delta_t$  は次式の評価関数  $C$  を最小化することで得られる。

$$C = \sum_{i=1}^n \epsilon^2 = \sum_{i=1}^n (O'_i - M_i)^2 \quad (9)$$

ここで、 $O'_i$  は以下のとおりである。

$$O'_i = (1 - \alpha_i)O_i + \alpha_i O_{i+1} \quad (10)$$

$$\alpha_i = \frac{(T(O_{i+1}) - \delta_t) - T(M_i)}{(T(O_{i+1}) - \delta_t) - (T(O_i) - \delta_t)} \quad (11)$$

一般に、補正データ獲得器をフリーハンドで動かす速度は変化するため、同一点計測における位置ずれのばらつきが大きくなることが予想されるが、本手法では多数のデータから最小 2 乗法を用いて推定できるため、安定した遅延時間が算出可能である。

## 2.4 磁気ひずみモデルの表現と推定

磁界空間のひずみの位置、角度はそれぞれ独立しているため [12]、補正データを表す行列  $\Delta_D$  の位置、角度をそれぞれ位置ベクトル  $\mathbf{p}_e$ 、角度ベクトル  $\mathbf{q}_e$  で表現する。4 元数表現された  $\mathbf{q}_e$  の実数部  $q_e$  は 4 元数の単位長制約より求めることができるため、補正データの角度ベクトルを自由度 3 で表現された 4 元数の虚数部  $\mathbf{q}_e$  とする [12]。

文献 [15] より磁気ひずみは多項式を用いて記述することが有効であるとされており、位置、角度それぞれのひずみは磁気レーザの位置にのみ依存することが文献 [12] で述べられている。そこで、補正データを入

力として 3 元多項式近似を行い、ひずみモデルを推定する。以下に位置  $\mathbf{p}$  を変数とする  $r$  次の多項式で表現された関数を示す。

$$\begin{aligned} \mathbf{f}(\mathbf{c}, \mathbf{p}) &= \mathbf{f}(\mathbf{c}, x, y, z) \\ &= \sum_{j=1}^R \begin{bmatrix} c_{x,j} \\ c_{y,j} \\ c_{z,j} \end{bmatrix} x^{s_j} y^{t_j} z^{u_j} \end{aligned} \quad (12)$$

ここで、 $c_{x,j}$ ,  $c_{y,j}$ ,  $c_{z,j}$  は多項式の係数である。次元  $r$  での多項式  $\mathbf{f}(\mathbf{c}, \mathbf{p})$  は  $0 \leq s_j + t_j + u_j \leq r$  の条件を満たす  $s_j$ ,  $t_j$ ,  $u_j$  すべての組合せがそれぞれ多項式の項となり、項数は  $R = (r+1)(r+2)(r+3)/6$  となる。

ひずみモデルの推定は、補正データを 4 次の多項式で近似することが一般的であると文献 [21] で述べられているが、フリーハンドで獲得する補正データの均一度、密度によって補正精度が大きく変動するため、0 次から 4 次の多項式で近似して五つのひずみモデルを推定する。多項式を構成する係数の数は 0 次から順に 1, 4, 10, 20, 35 となる。未知数は多項式の係数  $\mathbf{c}$  であり、次式の評価関数  $S_p$  を最小化することで得られる。

$$S_p = \sum_{i=1}^N \|\mathbf{p}_e^i - \mathbf{f}(\mathbf{c}_p, \mathbf{p}_m^i)\|^2 \quad (13)$$

ここで、 $N$  は補正データの個数、 $\mathbf{p}_m^i$  はハイブリッド方式で計測された磁気レーザの位置、 $\mathbf{p}_e^i$  は計測位置  $i$  における補正データの位置ベクトルを表す。角度についても位置と同様、次式の評価関数  $S_q$  を最小化することで得られる。

$$S_q = \sum_{i=1}^N \|\mathbf{q}_e^i - \mathbf{f}(\mathbf{c}_q, \mathbf{p}_m^i)\|^2 \quad (14)$$

ここで、 $\mathbf{q}_e^i$  は計測位置  $i$  における補正データの角度ベクトルを表す。

## 2.5 交差検定による磁気ひずみモデルの選択

モデル選択では位置、角度それぞれ多項式の 0 次から 4 次で推定された五つのモデルの中から位置、角度のひずみ補正に用いるモデルをそれぞれ一つずつ選択する。モデル選択の方針は補正データの均一度、密度に応じて推定された五つのモデルの中で磁界空間のひずみを適切に表現するモデルを選択することであり、交差検定を用いて実現する。交差検定では二つのデー

タセットが必要となるため、モデル推定用とモデル検証用別々に補正データを獲得する。モデル推定用の補正データを  $V = \{\mathbf{v}_i | i = 1 \dots m\}$ 、モデル検証用の補正データを  $V' = \{\mathbf{v}'_i | i = 1 \dots n\}$  とする。まず、モデル推定用で推定された次数 0 次から 4 次の五つのモデルを  $\{M_j | j = 0 \dots 4\}$ 、モデル検証用で評価された評価値を  $\epsilon = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\mathbf{v}'_i - \hat{\mathbf{v}}_i|$  とし、次にモデル推定用とモデル検証用データを入れ換えて推定されたモデルを  $\{M'_j | j = 0 \dots 4\}$ 、評価値を  $\epsilon' = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m |\mathbf{v}_i - \hat{\mathbf{v}}'_i|$  として、交差検定の流れを以下に示す。ここで、 $\hat{\mathbf{v}}$ ,  $\hat{\mathbf{v}}'$  はひずみモデルから推定したひずみを表す。

- (1)  $V$  で  $\{M_j | j = 0 \dots 4\}$  を推定。
- (2)  $V'$  で  $\{M_j | j = 0 \dots 4\}$  を評価。  $\{\epsilon\}$  を得る。
- (3)  $V'$  で  $\{M'_j | j = 0 \dots 4\}$  を推定。
- (4)  $V$  で  $\{M'_j | j = 0 \dots 4\}$  を評価。  $\{\epsilon'\}$  を得る。
- (5)  $\epsilon + \epsilon'$  が最小となるモデルの次数  $j_{opt}$  を選択。
- (6)  $V + V'$  から  $j_{opt}$  次のひずみモデルを推定。

## 2.6 磁気ひずみの補正

選択したひずみモデルを用いて磁気ひずみに伴う計測誤差を補正する方法を述べる。ハイブリッド方式で計測された位置  $\mathbf{p}_m$  における位置、角度それぞれのひずみベクトル  $\mathbf{p}'_e$ ,  $\mathbf{q}'_e$  を 2.5 で求められた  $j_{opt}$  次のモデルから推定する。式 (13) 及び式 (14) を最小化する  $j_{opt}$  次の多項式をそれぞれ  $\mathbf{f}(\mathbf{c}_p, \mathbf{p})$ ,  $\mathbf{f}(\mathbf{c}_q, \mathbf{p})$  とすると、 $\mathbf{p}'_e$ ,  $\mathbf{q}'_e$  は

$$\mathbf{p}'_e = \mathbf{f}(\mathbf{c}_p, \mathbf{p}_m) \quad (15)$$

$$\mathbf{q}'_e = \mathbf{x}\mathbf{f}(\mathbf{c}_q, \mathbf{p}_m) \quad (16)$$

と表すことができる。ひずみベクトル  $\mathbf{p}'_e$ ,  $\mathbf{q}'_e$  より算出されるひずみ行列を  $\Delta'_D$  とすると、補正後の磁気レシーバの位置姿勢  $T''_{ot \rightarrow mr}$  は

$$T''_{ot \rightarrow mr} = T_{ot \rightarrow mr} \Delta'_D \quad (17)$$

と表すことができる。

## 3. 実験

### 3.1 実験目的

磁気ひずみ補正実験として、以下の二つの実験を行い、それぞれの手法を評価した。

#### (1) 遅延補正

磁気式センサと光学式センサ間の遅延時間の推定を行い、補正データの遅延に伴う誤差を補正する。そして、遅延補正された補正データでひずみモデルを推定し、遅延補正の効果を実証する。遅延補正の効果は補

正データ獲得器の動かす速度によって変化するため、20 mm/s から 250 mm/s の範囲内で速度を変化させながら複数回行う。また、補正データ獲得器の動かす速度によってひずみモデルがどのように変化するかについて検証し、簡便迅速な補正が可能であることを確認する。

#### (2) モデル選択

補正データの均一度、密度が異なる 5 種類のパターンそれぞれにおいて、真のひずみに近いモデルが選択可能であることを検証する。そのとき、補正データの均一度、密度の違いでひずみモデルがどのように変化するかを検証し、ひずみ補正の簡便迅速性について述べる。また、各モデルにおける磁気ひずみの補正効果を確認する。

## 3.2 実験方法

実験では磁気式センサとして miniBIRD (Ascension Technology Ltd., Burlington, VT, USA)、光学式センサとして Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) を用い (表 1)、磁界空間のひずみは金属板で発生させた (図 4)。開発環境として

表 1 磁気式センサと光学式センサの比較

Table 1 Comparison between magnetic and optical tracker.

|       | miniBIRD        | Polaris                                                       |
|-------|-----------------|---------------------------------------------------------------|
| 計測方式  | 磁気式             | 光学式                                                           |
| 計測範囲  | 半径 45.7 cm の半球内 | 1.75 m 離れた位置を中心として<br>$1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ m}^3$ |
| 計測精度  | 1.80 mm RMS     | 0.35 mm RMS                                                   |
| 遮へい物  | 計測可             | 計測不可                                                          |
| 金属の影響 | 受ける             | 受けない                                                          |

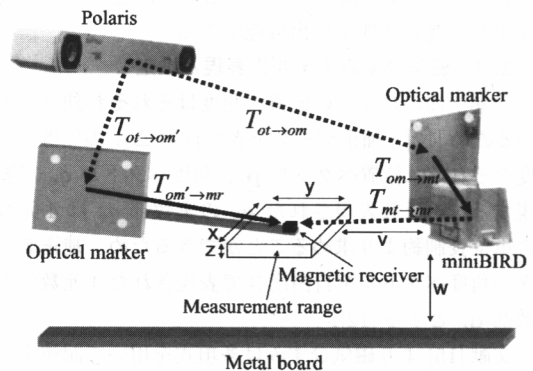


図 4 磁気ひずみ補正の実験環境

Fig. 4 Experimental environment of magnetic distortion correction.

OS は Windows2000, 開発言語は Visual C++, 位置センサとの通信は RS232C を用いた。また, 各センサのサンプリング周期の違いを考慮し, 両センサの計測処理をマルチスレッド化した。計測器の計測時間の取得については Visual C++ のソースプログラム内にタイムスタンプを取得する関数を計測器へ計測コマンドを送る直前に記述することで実現した。上記の関数で得たタイムスタンプと計測器が実際に位置計測する時間には絶対遅延が含まれるが, 本論文で提案する遅延補正では二つの計測器の計測時間の差である相対遅延を利用するため, 絶対遅延による誤差が相殺され, 遅延補正の誤差は軽減される。図 4 の  $x, y, z$  は直方体である計測空間のそれぞれの一辺の長さ,  $v$  は磁界発生器から計測範囲までの距離,  $w$  は金属までの距離を表す。各値の大きさについては本手法の応用として考えている腹腔鏡 3 次元超音波システムで 3 次元位置計測を行う範囲を想定して  $x = 200 \text{ mm}$ ,  $y = 200 \text{ mm}$ ,  $z = 20 \text{ mm}$ ,  $v = 200 \text{ mm}$ ,  $w = 200 \text{ mm}$  とした。 $z$  方向に関しては臓器の表面部分の位置計測を行うため,  $20 \text{ mm}$  で十分であると判断した。 $w$  の値に関しては実際の手術ベッドで行った予備実験 [22] におけるひずみの大きさに近い値になるように設定した。交差検定で得られる推定精度を以下のように定義した。

$$\delta_{\text{estimated}} = \frac{\epsilon + \epsilon'}{2} \quad (18)$$

ここで,  $\epsilon, \epsilon'$  は 2.5 に示した交差検定の評価値である。ひずみ補正に用いるひずみモデルの実精度を以下のように定義した。

$$\delta_{\text{actual}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\bar{v}_i - \hat{v}_i| \quad (19)$$

ここで,  $N$  は補正データの数,  $\bar{v}$  は正解値である実際のひずみ,  $\hat{v}$  はひずみモデルから推定したひずみを表す。正解値である実際のひずみは磁気式センサと光学式センサで同一点を計測して得られる二つの計測値の差とし, 計測空間をまんべんなく, 格子状に獲得したものをを用いた。補正データの獲得は図 2 に示される補正データ獲得器をフリーハンドで動かしながら, ハイブリッド方式と光学式で同一の磁気レーザを計測して行った。

### 3.3 遅延補正

遅延時間を安定に推定するためには, 磁気ひずみのない場所で補正データ獲得器をできるだけ等速かつ直線に動かす必要があるが, 実際はフリーハンドで動

かすため, 速度変化が発生する。それに加え, 両位置センサの計測ばらつきも影響するため, フリーハンドで動かす速度を変更しながら複数回推定データを獲得した。推定データはハイブリッド方式と光学式による同一点計測データからなり, 速度  $10 \text{ mm/s}$  から  $500 \text{ mm/s}$  の間で 945 点獲得し, 式 (9) の  $M$  にハイブリッド方式による計測データを,  $O$  に光学式による計測データを代入し, 評価関数  $C$  を最小化することで  $\delta_t$  である遅延時間  $28 \text{ ms}$  を推定した。本手法で推定データを 5 回獲得し, それぞれで遅延時間を推定した結果, 遅延時間のばらつきは  $3.9 \text{ ms}$  であった。

推定した遅延時間を用いて補正データの遅延に伴う誤差を補正した。遅延補正は式 (9) の  $\delta_t$  に推定した遅延時間  $28 \text{ ms}$  を代入して行った。評価データは遅延時間の推定に用いたデータと同じ方法で獲得したデータを用いた。図 5 は補正データ獲得における遅延補正の効果を表し, 横軸はそれぞれの計測値及びタイムスタンプから算出した速度であり, 縦軸である誤差は式 (9) に示される  $\epsilon$  の平均である。図 5 に描かれた直線はサンプル点を最小 2 乗法を用いて直線当てはめしたものであり, 速度に比例して遅延による位置誤差が増加した。操作者が速いと感じる速度  $300 \text{ mm/s}$  では誤差  $11.8 \text{ mm}$  が  $4.4 \text{ mm}$  に, 操作者にあまり負担のかからない速度  $150 \text{ mm/s}$  では誤差  $5.9 \text{ mm}$  が  $2.2 \text{ mm}$  に補正された。

遅延補正された補正データがひずみモデルに与える影響を評価した。評価対象となるひずみモデルは補正データ獲得器を動かす速度を変化させながら, 図 6 に

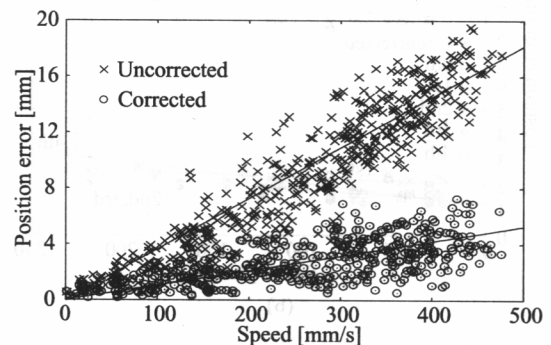


図 5 補正データ獲得速度に対する補正データの遅延補正効果

Fig. 5 Effect of calibration data acquisition speed on temporal calibration accuracy of calibration data.

示す補正データを22回獲得し、それぞれの補正データで推定した。図7(a)は横軸を速度、縦軸を位置誤差として遅延補正する前のひずみモデルの精度を表しており、速度に比例してひずみモデルの位置誤差が増

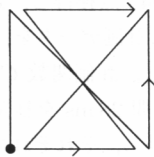


図6 遅延補正実験におけるひずみ補正データの獲得  
Fig. 6 Calibration data acquisition pattern for distortion correction in experiment of temporal calibration.

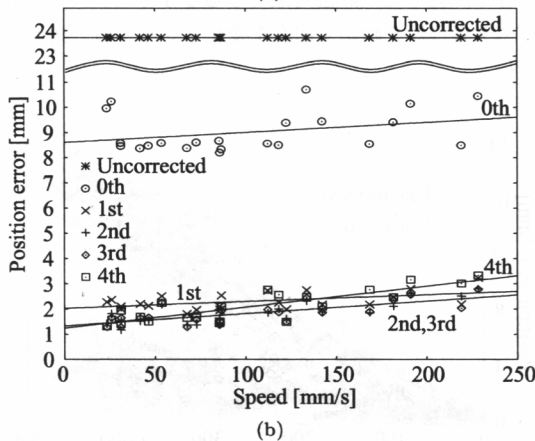
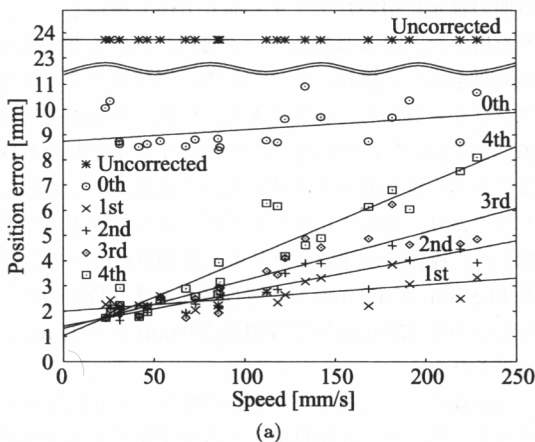


図7 補正データ獲得速度に対するひずみモデルの遅延補正効果。(a) 遅延補正なし。(b) 遅延補正あり。

Fig. 7 Effect of calibration data acquisition speed on temporal calibration accuracy of distortion models. (a) Without temporal calibration. (b) With temporal calibration.

加した。各近似次数を比較すると、0次は速度の影響をあまり受けないが、速度30 mm/sにおいて位置誤差が8.7 mmと他の次数と比較して大きかった。1次から4次は高次であるほど速度の影響を受けており、特に4次は速度50 mm/sにおいて位置誤差が2.5 mmだが、200 mm/sでは7.0 mmに増大した。図7(b)は遅延補正後のひずみモデルの精度を表しており、補正前と比較すると、速度200 mm/sにおいて0次では0.2 mm程度の補正効果しか見られないが、4次では5 mm程度誤差が改善しており、高次のモデルであるほど補正効果が大きかった。そのため、補正前は速度とともに位置誤差が増大する傾向があったが、補正後は速度に伴い若干、誤差が向上しているものの、速度に対する依存性は大幅に軽減された。しかし、次数が上がればやや速度に比例して位置誤差が増加した。角度についても位置と同様の傾向を示した。

### 3.4 モデル選択

モデル選択の評価では図8(a)に示される五つの補正データ獲得パターンそれぞれで交差検定を行い、各次数ごとに算出される推定精度より磁気ひずみ補正に用いるひずみモデルの選択を行った。各パターンにおける補正データ数はパターンAから順に114, 293, 555, 963, 1565, もう一方は117, 365, 605, 959, 1677であった。補正データ獲得器の速度は40 mm/s程度であった。磁気ひずみ補正に用いるひずみモデルは交差検定で用いた対となる補正データを合わせて推定

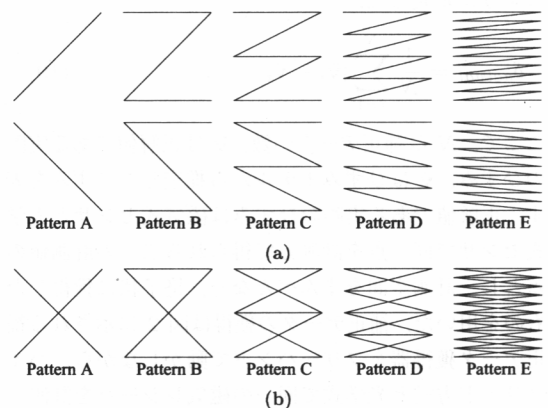


図8 補正データ獲得パターン。(a) 交差検定時。(b) ひずみモデル推定時。

Fig. 8 Patterns of calibration data acquisition. (a) Patterns used in cross-validation. (b) Patterns used in final estimation of distortion model.

するため、補正データ数は交差検定で用いた数のおよそ 2 倍になり、パターン A から順に 231, 658, 1160, 1922, 3242 となった (図 8(b)). 補正データ獲得時間はパターン A から順に 7 秒, 20 秒, 35 秒, 58 秒, 97 秒であった。

図 9(a) は各パターンにおける交差検定の評価で、横軸は図 8(a) に示される補正データ獲得パターンに対応し、縦軸は交差検定で得られた推定精度を表す。図 9(b) は各パターンにおけるひずみモデルの評価で、横軸は図 8(b) に示される補正データ獲得パターンに対応し、縦軸は各パターンで推定されたひずみモデルの実精度を表す。表 2 は交差検定で選択された次数

(選択次数)、ひずみモデルの誤差を最小 (実精度を最大) にする次数 (誤差最小次数) 及びそれぞれの次数におけるひずみモデルの実精度を表す。表 3 は選択次数におけるひずみモデルの推定精度と実精度を表す。選択した次数における実精度については本手法を用いた際の最終的な誤差を表す。

図 9(a) において、パターン E では補正前の精度 23.01 mm が 0 次から順に 12.05 mm, 2.68 mm, 1.73 mm, 1.10 mm, 1.08 mm に補正された。パターン A においては 1 次から 4 次の精度は補正前の精度より悪化した。図 9(b) において、パターン C では補正前の精度 23.31 mm が 0 次から順に 10.86 mm, 2.21 mm, 1.53 mm, 1.11 mm, 1.08 mm に補正された。よって、パターン C において本手法の次数決定による 3 次の選択により、補正データ獲得時間 35 秒で磁気ひずみに伴う計測誤差が 23.31 mm から 1.11 mm に改善した。表 2 より、パターン A において交差検定では 0 次が選択されたが、ひずみモデルでは 2 次が最も良いという結果が得られた。パターン B, C, D においても選択された次数と誤差最小次数が異なるが、選択された次数と誤差最小次数におけるひずみモデルの精度の差は 0.08 mm 以下と小さかった。パターン E では選択された次数が一致した。また、補正データの均一度、密度が大きくなればなるほど高次でも安定した近似が可能になり、誤差最小次数と選択された次数が大きくなった。表 3 より、ひずみモデルの推定

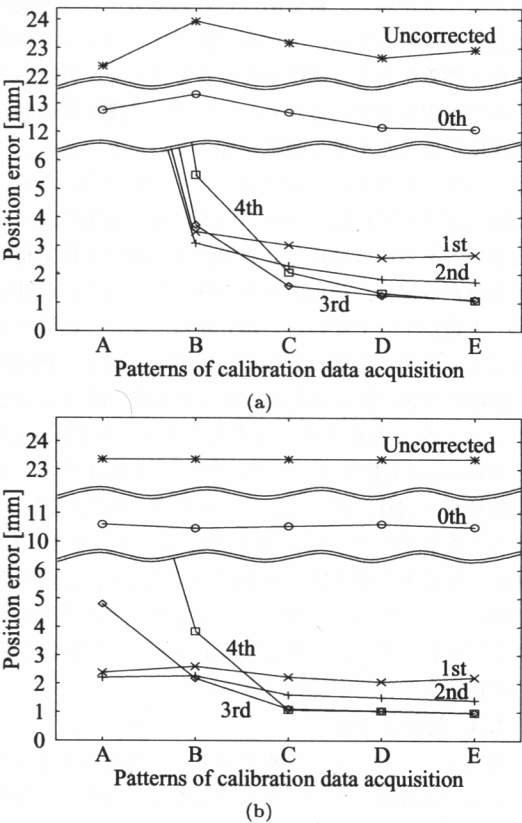


表 2 交差検定で選択された次数と誤差最小次数におけるひずみモデルの実精度の比較

Table 2 Accuracy comparison between distortion models selected via cross-validation and minimizing actual error.

| 補正データパターン | A     | B    | C    | D    | E    |
|-----------|-------|------|------|------|------|
| 選択次数      | 0th   | 2nd  | 3rd  | 3rd  | 4th  |
| 実精度 [mm]  | 10.86 | 2.26 | 1.11 | 1.04 | 0.97 |
| 誤差最小次数    | 2nd   | 3rd  | 4th  | 4th  | 4th  |
| 実精度 [mm]  | 2.20  | 2.18 | 1.08 | 1.04 | 0.97 |
| 精度の差 [mm] | 8.66  | 0.08 | 0.03 | 0.00 | 0.00 |

表 3 選択次数におけるひずみモデルの推定精度と実精度の比較

Table 3 Comparison between estimated and actual accuracy of distortion model by selected degree.

| 補正データパターン | A     | B    | C    | D    | E    |
|-----------|-------|------|------|------|------|
| 推定精度 [mm] | 12.71 | 3.09 | 1.59 | 1.25 | 1.09 |
| 実精度 [mm]  | 10.86 | 2.26 | 1.11 | 1.04 | 0.97 |
| 精度の差 [mm] | 1.85  | 0.83 | 0.48 | 0.21 | 0.12 |

図 9 補正データ獲得パターンに対する評価。(a) 交差検定の推定精度。パターン A の 1 次から 4 次における誤差は 24 mm 以上である。(b) ひずみモデルの実精度。

Fig.9 Effect of acquisition patterns on estimated distortion model. (a) Estimated accuracy in cross-validation. In pattern A, errors from 1st to 4th degree were more than 24 mm. (b) Actual accuracy of estimated distortion model.

精度と実精度は補正データの均一度、密度が大きくなればなるほど近い値を示し、精度も向上していた。推定、実精度を比較すると、実精度の方が良かった。各パターンの精度を比較すると、パターン A~C にかけては、顕著な向上が見られるが、パターン C~E にかけては、それほど大きな改善は見られなかった。角度についても位置と同様の傾向を示した。

## 4. 考 察

### 4.1 遅延補正

遅延時間の推定では各位置センサの計測ばらつきや同一点計測のためにあらかじめ算出しておいた  $T_{om \rightarrow mt}$  と  $T_{om' \rightarrow mr}$  の誤差により、図 5 に示されるプロット点にばらつきが見られるが、提案手法ではこのようなプロット点を多数用いて遅延時間を推定するため、ばらつき 3.9 mm/s の安定した遅延時間を算出できている。フリーハンドで補正データ獲得器を動かす速度は操作者にあまり負担のかからない 20 mm/s 以上 250 mm/s 以下と想定され、例えば速度 200 mm/s における遅延に伴う誤差は図 5 において 7.3 mm が 2.1 mm に、図 7 では次数 4 次において 7.0 mm が 2.9 mm に補正されている。したがって、遅延補正は実際に利用する速度で有効に働いているといえる。本手法で推定される遅延時間はオシロスコープ等を用いたハードウェアによる推定と異なり、プログラム中でタイムスタンプを獲得するタイミングに依存するが、ハードウェアを必要とせずにソフトウェアで推定可能である。

### 4.2 モデル選択

図 9(a) より、パターン A が他のパターンと比較して精度の差が非常に大きいのは補正データの取り方が他と大きく異なるためである。具体的には、交差検定で用いるパターン A の補正データが 1 本の直線であり、直線上以外は外挿による推定になるが、他のパターンではそのような外挿による推定にならないという違いである。表 2 より、選択次数は誤差最小次数より小さい傾向があるが、最終的に補正された精度の差はパターン B~E において 0.08 mm 以下と小さいため、補正効果に問題のない範囲で選択できている。実際、本手法は計測空間内の補正データをまんべんなく獲得することを前提としており、少なくともパターン B の状況であると考えられるため、選択手法が有効に働いているといえる。また、モデルを記述する場合はできるだけ少ないパラメータで記述することが一般に好ましく、精度が 0.08 mm 以下のようにほとんど違い

が見られない場合は精度最小の次数というよりも小さい次数を選択の方が望ましい。その点、本選択手法ではやや小さい次数を選択しており、好ましい傾向であるといえる。表 3 より、交差検定を用いて得られる推定精度と実際には未知である補正精度の差はパターン D では 0.22 mm、パターン E では 0.11 mm であるため、推定精度が補正精度の目安として有効に働いているといえる。また、その傾向はモデル推定に用いる補正データの均一度、密度が大きくなればなるほど大きくなっている。上記に加え、モデル選択の効果が現れるのはフリーハンドで補正データ獲得器を動かす速度を速くした場合である。図 7 より、ひずみモデルの精度は高次であるほど速度に比例して悪くなるため、補正データが均一、密であったとしても、いつも高次が良いとは限らない。モデル選択ではそのような遅延に伴う誤差を含んだ高次のモデルではなく、低次のモデルが選択されているため、補正データ獲得器の動かす速度に応じたモデル選択が行えているといえる。一方、パターン A のように内挿にならない場合、あるいは補正データ獲得数が少ない場合は補正効果がほとんどない、あるいは補正しない場合より悪いと推定精度から分かるため、補正データの取り方、あるいは補正データ数が十分でないことが分かる。また、磁気ひずみは計測空間と金属板若しくは磁界発生器との相対的な距離の変化に伴って大きく変化するが、図 4 に示される  $v$  の値を変化させ、ひずみの大きさを 15 mm から 45 mm に変化させた実験においては 3.4 で示した実験結果と同様、補正後、1 mm 程度の精度が得られることを確認している。従来の磁気ひずみ補正 [2]~[12] で推定するひずみモデルは一つであり、上記の問題は回避できなかったが、このようにモデルを複数用意して選択するという概念を導入することで状況に応じた適切なモデルが選択できる。

### 4.3 簡便迅速性

図 5 より、補正データ獲得器を比較的速いと感じる速度 200 mm/s で動かした場合でもひずみモデルの精度を 3 mm 以下に抑えることができるため、計測空間内を短時間でまんべんなく計測できるといえる。また、本手法で用いる補正データ獲得器は棒状の器具で構成されており、従来 [2]~[12] と違って小さく、フリーハンドで動かすのが容易である。補正データ獲得時間については文献 [2]~[12], [15] では具体的な記述はないが、本手法ではパターン A から順に 7 秒、20 秒、35 秒、58 秒、97 秒であり、従来法と比較して短時間で

行えると考えられる。また、パターン A~C においては獲得時間当りの精度改善量は大きい、パターン D, E ではモデルの精度が収束に近づいているため、多くの時間をかけて補正データを対象空間から綿密に獲得しなくてもよいといえる。したがって、パターン C の状況で十分な補正ができることから補正データを 35 秒という短い時間で行うことができる。一般に、磁気ひずみ補正を簡便迅速に行うことと高い精度で行うことはトレードオフの関係にあるといえるが、本手法ではパターン C において 1.11 mm の精度を達成しており、従来法 [2]~[12] と比較しても遜色がない。したがって簡便迅速な本手法を適用することで、補正データ獲得の失敗若しくは磁界空間のひずみが変化した場合における補正データの再取得や補正データの追加による補正精度の向上が比較的容易であるといえる。そのため、本手法の応用先である時間的制約の厳しい状況で用いられる手術ナビゲーションシステムに適用可能であるといえる。

## 5. む す び

本論文では金属等による磁気ひずみに伴う磁気式 3 次元位置センサの計測誤差を、光磁気ハイブリッド方式で簡便迅速に補正する方法を提案した。本手法は補正データ獲得器をフリーハンドで任意の方向に動かしながら補正データを獲得する際に生じる二つの問題を解決することで簡便迅速な補正を可能にした。一つ目のフリーハンドで発生する二つのセンサ間の遅延に伴う誤差についてはタイムスタンプを用いたアルゴリズムで遅延補正を行い、補正データの精度を向上させた。二つ目の獲得した補正データの均一度、密度によって補正精度が大きく変動することについては補正データを 0 次から 4 次の多項式で近似して五つのひずみモデルを推定し、交差検定を用いて均一度、密度に応じた補正効果の高いモデルを選択した。更に、磁気ひずみ補正を簡便迅速に行うには補正データをできるだけ短時間で獲得する必要があるため、フリーハンドで動かす速度及び補正データの均一度、密度の違いによるひずみモデルの振舞いを解析し、本手法の有効性を実証した。

今後の課題として、まず、センサ使用想定範囲の  $z$  方向を大きくした空間における本手法の有用性を評価する。また、実際に手術に用いられている手術ベッドを用いた実験に関しては、別稿で報告している [22] が、今後更に、腹腔鏡用 3 次元超音波の臨床適用における

本手法の有用性を評価していく予定である。

**謝辞** 本研究の一部は、日本学術振興会未来開拓推進事業「外科領域を中心とするロボティクスシステムの開発」(JSPS-RFTF99I00903)、日本学術振興会科研費補助金 ((B)(2) 12558033) より援助を受けている。

## 文 献

- [1] P. Astheimer, W. Felger, and S. Muller, "Virtual design: A generic VR system for industrial applications," *Comput. Graph.*, vol.17, no.6, pp.671-677, 1993.
- [2] S. Bryson, "Measurement and calibration of static distortion of position data from 3D trackers," *Proc. SPIE Conf. Stereoscopic Displays and Applications III*, pp.244-255, San Jose, CA, Feb. 1992.
- [3] M. Ghazisaedy, D. Adamczyk, D.J. Sandin, R.V. Kenyon, and T.A. DeFanti, "Ultrasonic calibration of a magnetic tracker in a virtual reality space," *Proc. IEEE Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS '95)*, pp.532-546, NC, March 1995. Research Triangle Park.
- [4] M.A. Livingston and A. State, "Magnetic tracker calibration for improved augmented reality registration," *Presence of Teleoperators and Virtual Environments*, vol.6, no.5, pp.532-546, 1997.
- [5] G. Zachmann, "Distortion correction of magnetic fields for position tracking," *Proc. Computer Graphics International*, pp.213-220, Belgium, June 1997.
- [6] G. Zachmann, *Virtual reality in assembly simulation - collision detection, simulation algorithms, and interaction techniques*, PhD Dissertation, TU Darmstadt, 2000.
- [7] M. Czernuszenko, D. Sandin, and T. De Fanti, "Line of sight method for tracker calibration in projection-based VR systems," *Proc. 2nd International Immersive Projection Technology Workshop*, Iowa, May 1998. Ames.
- [8] S.R. Ellis, B.D. Adelstein, S. Baumeler, G.J. Jense, and R.H. Jacoby, "Sensor spatial distortion, visual latency, and update rate effects on 3D tracking in virtual environments," *Proc. IEEE Virtual Reality (IEEE VR '99) Conference*, pp.218-221, Houston TX, March 1999.
- [9] W. Briggs, "Magnetic calibration by tetrahedral interpolation," *Proc. NIST-ASME Industrial Virtual Reality Symposium*, vol.5, pp.27-32, Chicago, IL, Nov. 1999.
- [10] V.V. Kindratenko, "Calibration of electromagnetic tracking devices," *Virtual Reality: Research, Development, and Applications*, vol.4, pp.139-150, 1999.
- [11] V.V. Kindratenko and A. Bennett, "Evaluation of rotation correction techniques for electromagnetic position tracking systems," *Proc. Virtual Environments 2000 Eurographics Workshop*, 2000.
- [12] M. Ikits, J.D. Brederson, C.D. Hansen, and J.M.

Hollerbach, "An improved calibration framework for electromagnetic tracking devices," IEEE Virtual Reality 2001, 2001.

- [13] M. Nakamoto, Y. Sato, M. Miyamoto, Y. Nakajima, K. Konishi, M. Shimada, M. Hashizume, and S. Tamura, "3D ultrasound system using a magneto-optic hybrid tracker for augmented reality visualization in laparoscopic liver surgery," Lecture Notes in Computer Science, 2489 (Proc. MICCAI 2002, Part II), pp.148-155, Tokyo, Japan, Sept. 2002.
- [14] Y. Sato, M. Miyamoto, M. Nakamoto, Y. Nakajima, M. Shimada, M. Hashizume, and S. Tamura, "3D ultrasound image acquisition using magneto-optic hybrid sensor for laparoscopic surgery," Lecture Notes in Computer Science, 2208 (Proc. MICCAI 2001), pp.1151-1153, Utrecht, The Netherlands, 2001.
- [15] V.V. Kindratenko, "A survey of electromagnetic position tracker calibration techniques," Virtual Reality: Research, Development, and Applications, vol.5, no.3, pp.169-182, 2001.
- [16] W. Birkfellner, F. Watzinger, F. Wanschitz, R. Ewers, and H. Bergmann, "Calibration of tracking systems in a surgical environment," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.17, no.5, pp.737-741, 1998.
- [17] 中本将彦, 佐藤嘉伸, 玉木康博, 永野浩昭, 泊 克昌, 笹間俊彦, 門田守人, 田村進一, "手術ナビゲーションにおける光磁気ハイブリッド3次元センサの構築," 信学論(D-II), vol.J83-D-II, no.1, pp.396-403, Jan. 2000.
- [18] M. Nakamoto, Y. Sato, Y. Tamaki, H. Nagano, M. Miyamoto, T. Sasama, M. Monden, and S. Tamura, "Magneto-optic hybrid 3D sensor for surgical navigation," Lecture Notes in Computer Science (LNCS), 1935 (Proc. MICCAI 2000), pp.839-848, Springer, Pittsburgh, PA, USA, Oct. 2000.
- [19] A. Camstra and A. Boomsma, "Cross-validation in regression and covariance structure analysis: An overview," Sociological Methods Res., vol.21, no.1, pp.89-115, 1992.
- [20] P. Zhang, "Model selection via multifold cross-validation," Ann. Statistics, vol.21, no.1, pp.299-313, 1993.
- [21] M. Nixon, B. McCallum, W. Fright, and N. Price, "The effects of metals and interfering fields on electromagnetic trackers," Presence: Teleoperators and Virtual Environments, vol.7, no.2, pp.204-218, April 1998.
- [22] K. Nakada, M. Nakamoto, Y. Sato, K. Konishi, M. Hashizume, and S. Tamura, "A rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker," Lecture Notes in Computer Science, 2879 (Proc. MICCAI 2003), pp.285-293, Springer, Montreal, Canada, Nov. 2003.

(平成 15 年 3 月 31 日受付, 7 月 22 日再受付)



中田 和久

平 13 阪大・基礎工・情報卒。平 15 同大学院博士前期課程了。医用ナビゲーションシステムの研究に従事。2002 日本コンピュータ外科学会講演論文賞受賞。



中本 将彦

平 9 阪大・基礎工・情報卒。平 14 同大学院博士課程了。工博。平 14 同大学院・医・多元的画像解析分野・リサーチアシエイト, 現在に至る。医用ナビゲーションシステムの研究に従事。



佐藤 嘉伸 (正員)

1982 阪大・基礎工・情報卒。1988 同大学院博士課程了。工博。1988-1992 NTT ヒューマンインタフェース研究所勤務。1992 阪大・医・機能画像診断教室・助手。現在, 同・助教授。この間, 1996-1997 ハーバード大学・医・Surgical Planning Laboratory 客員研究員。医用画像解析, 手術ナビゲーションシステムの研究に従事。



小西 晃造

平 10 九大・医卒。平 12 同大学院入学, 現在に至る, 内視鏡外科学, コンピュータ外科学の研究に従事。



橋爪 誠

昭 54 九大・医卒。昭 54 九大第二外科入局。昭 59 同大学院博士課程了。昭 62 同大医学部助手。平 2 同大医学部講師。平 10 同大医学部助教授。平 11 同大学院医学研究院災害救急医学教授。平 15 同大医学部附属病院先端医工学診療部長併任。門脈圧亢進症, 内視鏡外科, ロボット外科に関する研究に従事。



田村 進一 (正員)

1966 阪大・基礎工・電気卒。1971 同大学院博士課程了。同年同大基礎工学部助手, 現在同大医学部教授。工博。この間, 通信方式, パターン認識, 画像処理, 人工知能などの研究に従事。1983 日刊工業新聞十大新製品賞, 1983 及び 1988 Pattern Recognition Society 論文賞, 1993 Herbert M. Staffer 賞など受賞。著書「情報工学基礎論」など。IEEE, 情報処理学会, 医学画像工学会, テレビジョン学会, 日本 ME 学会, 医学放射線学会等各会員。