

# 光磁気 3 次元位置センサの統合と 磁場歪み補正の簡便迅速な同時処理法

平山 博章<sup>1,2</sup>, 中本 将彦<sup>2</sup>, 佐藤 嘉伸<sup>2</sup>, 小西 晃造<sup>3</sup>, 掛地 吉弘<sup>3</sup>,  
橋爪 誠<sup>3</sup>, 田村 進一<sup>2</sup>

## 要旨

我々は、腹腔鏡手術対応 3 次元超音波画像システムを目指し、これまでに、光磁気ハイブリッド方式による簡便迅速磁場歪み補正法を開発した。その手法では、光磁気 3 次元位置センサ統合の為に磁場発生器位置を光学式 3 次元位置センサで計測する。本研究では、その計測の際に生じる視線遮断の問題を軽減すべく、磁場発生器位置を計測せず、その位置と磁場歪みの 2 つの未知成分を同時推定する手法を提案する。提案手法では、始めに歪み誤差が最小となるように磁場発生器位置を剛体変換行列として推定する。次に、その推定位置により統合された光磁気 3 次元位置センサの歪み補正データを用いて、歪みを多項式として推定する。実験から、磁場発生器配置の視線遮断による制約がない利点を持つ提案手法は、従来と比べて精度低下がなく、その利点を活かした磁場発生器の配置によって、より円滑で、より良い精度で磁場歪みを補正できることを示した。

キーワード：手術ナビゲーションシステム, 磁気式 3 次元位置センサ, 光学式 3 次元位置センサ, 磁場歪み補正, 視線遮断

## 1 はじめに

我々は、腹腔内の患部を超音波で撮影し、3 次元画像を再構成することにより、患部の位置や状態を術中に把握できるような腹腔鏡手術対応 3 次元超音波システムを開発している [1]。腹腔内に挿入する超音波プローブの 3 次元位置計測には、視線遮断に関係なく計測可能な磁気式 3 次元位置センサ (磁気式センサ) を用いる。しかし磁場発生器が発する磁場から位置を得る磁気式センサは、周囲に手術ベッドや手術器械などの金属や電磁機器類があると磁場が歪み計測精度が低下する。これまでに磁場歪み補正に関する研究 [2]-[4] が行われているが、それらの研究では、歪み補正すべき空間に対し一様かつ均一な間隔で補正のためのデータを取得することにより高い精度の補正を達成することが目的であった。腹腔内でそのように空間に均一なデータを取得するのは難しく、時間的制約の厳しい手術においては手間をあまりかけることができない。そこで我々は従来研究 [5] において、光学式 3 次元位置センサ (光学式センサ) と磁気式センサを同時に用いた光

磁気ハイブリッド方式で、術中簡便迅速に磁場歪みを補正する手法を開発した。この手法では歪みを補正する空間に対し、補正データをフリーハンドで不均一に獲得し、簡便迅速かつ信頼性の高い磁場歪み補正を行うことを目的とする。歪みを計測する際、専用の計測器具に取り付けられた磁気レーザの位置を光学式センサでも計測する。また光学式と磁気式センサの相対位置関係を正確に求めるために、磁場発生器位置も光学式センサで計測する。そして磁場発生器は狭い計測範囲の性質から計測領域の近くに配置される。手術中は、手術する腹部周りの近くに磁場発生器が置かれ、その磁場発生器と歪み計測器具のそれぞれが光学カメラとの間で視線遮断が起きないように注意しながら磁場歪み計測を行わなければならない。そのような状況では術者の負担を大きくしてしまう。そこでそのような負担を低減するために、磁場発生器を計測せず 2 つの位置センサの相対位置関係と歪み補正モデルを同時推定する手法を提案する。

<sup>1</sup> 大阪大学大学院情報科学研究科

[〒 560-8531 大阪府豊中市待兼山町 1-3]

e-mail: hirayama@image.med.osaka-u.ac.jp

<sup>2</sup> 大阪大学大学院医学系研究科多元画像解析分野

[〒 565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2, D-11]

<sup>3</sup> 九州大学医学部付属病院先端医工学診療部

[〒 812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1]

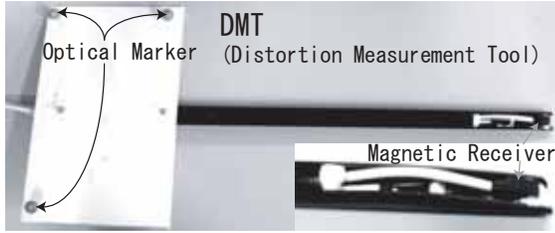


Fig. 1: The distortion measurement tool.

## 2 方法

### 2.1 従来の簡便迅速磁場歪み補正法 (従来手法)

我々が従来研究で開発した手法は大まかに以下の流れで、磁気式センサで取得した超音波プローブの3次元位置を補正する。

1. 磁場歪み補正のためのデータ取得
2. 歪みモデル推定
3. 歪みモデルを選択して歪み補正

1. では、超音波プローブを腹腔内へ挿入する前にそのプローブで走査するであろう範囲に対して磁場歪み補正をすることを考える。その領域における磁場歪み補正のためのデータを、光磁気ハイブリッド方式を用いた専用の計測器具をフリーハンドで動かして取得する。2. では、1. によって取得された補正データを用いて歪みモデルを推定する。歪みモデルは0次から4次までの多項式を用いて5つ生成され、それぞれのモデルについて交差検定 [6][7] を行うことにより評価値を計算する。そして3. は、最も評価値が高いものを歪みモデルとして採用し、腹腔内に挿入する超音波プローブの磁気式3次元計測位置を補正する。本論文では、1. のプロセスを改良した方法を提案する。

まず、従来手法について具体的な方法を述べていく。腹腔内に挿入する超音波プローブの走査範囲に対して、専用の計測器具 (Fig. 1 の Distortion Measurement Tool, 以下 DMT) を挿入し磁場歪み

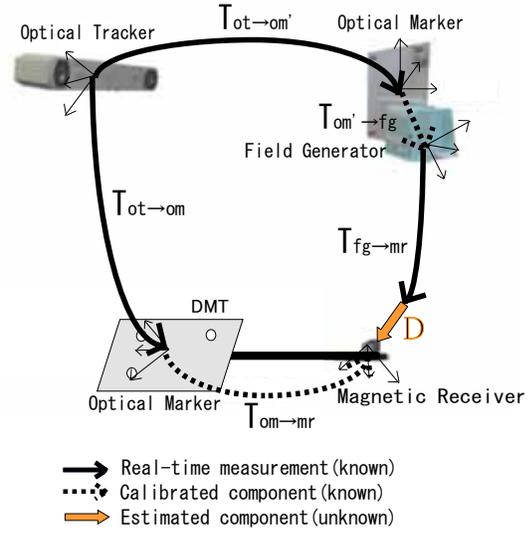


Fig. 2: The previous method's relationship of coordinate systems.

データをフリーハンドで獲得する。DMTは、先端に取り付けられた磁気レシーバの位置を光学式センサでも同時に計測することができる。DMTで*i*個目に獲得する歪みデータのうち、光学式センサによる磁気レシーバ位置の計測値は磁場歪みの影響を受けない参照値  $T_{ref_i}$  であり、磁気式センサによる計測値は磁場歪みの影響を受ける値  $T_{fg \rightarrow mr_i}$  である。この2つの計測値はそれぞれのトラッカー座標系からみた計測値である。磁場歪みの大きさを計測するためには、この2つの座標系の位置関係を求め、統合した座標系で計算する必要がある。そこで従来手法では、磁気式センサによる計測値  $T_{fg \rightarrow mr_i}$  をもう一方の計測値  $T_{ref_i}$  のトラッカー座標系に統合する。そのために、DMTによる計測と同時に光学式センサで磁場発生器の位置  $T_{ot \rightarrow fg_i}$  を計測する。DMTの光学マーカと磁気レシーバの位置関係  $T_{om \rightarrow mr}$  と、磁場発生器に取り付けられた光学マーカと磁場発生器のセンサ座標系までの位置関係  $T_{om' \rightarrow fg}$  はキャリブレーション済みとする。ここで

$$T_{ref_i} = T_{ot \rightarrow om_i} T_{om \rightarrow mr} \quad (1)$$

$$T_{ot \rightarrow fg_i} = T_{ot \rightarrow om'_i} T_{om' \rightarrow fg} \quad (2)$$

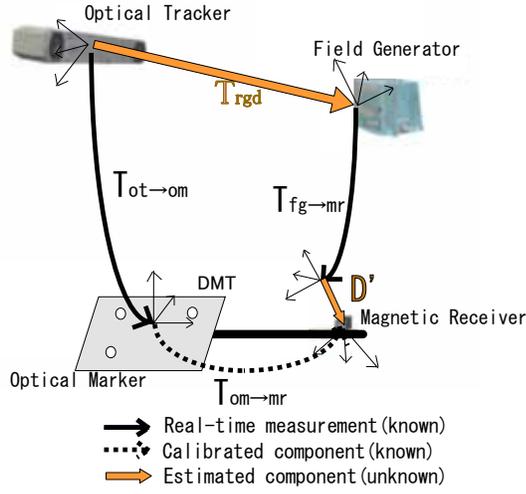


Fig. 3: The proposed method's relationship of coordinate systems.

である (Fig. 2) . 光学センサ座標系に統合された磁気式センサによる計測値を  $T_{dist_i}$  とすると,

$$T_{dist_i} = T_{ot \rightarrow fg_i} T_{fg \rightarrow mr_i} \quad (3)$$

となる. 式 1, 3 で定義される  $T_{ref_i}$ ,  $T_{dis_i}$  のデータセットを対象空間に対し DMT をフリーハンドで動かしながら獲得していく. そのようにして得られるデータセット群  $X = \{\{T_{ref_i}, T_{dis_i}\} | i = 1 \dots N\}$  から歪みデータ群  $D = \{\{D_{P_i}, D_{R_i}\} | i = 1 \dots N\}$  を次のように計算する. ( $D_{P_i}$  は位置ベクトル,  $D_{R_i}$  は角度ベクトルである.)

$$D_{P_i} = pos(T_{ref_i}) - pos(T_{dis_i}) \quad (4)$$

$$D_{R_i} = rot(T_{ref_i}) - rot(T_{dis_i}) \quad (5)$$

ここで, 関数  $pos(T)$ ,  $rot(T)$  はそれぞれ行列  $T$  の位置ベクトル, 角度ベクトルを表す. このように得られる歪みデータ群  $D$  を用いて, 歪みモデル  $M_D$  を位置の多項式で表される非剛体変換成分として求める [5].

## 2.2 提案手法

従来のフリーハンドによる磁場歪み補正法は, 一方で他方のトラッカーの位置姿勢を計測することに

よって座標系を統合し 2 つのトラッカーの計測値の差分をとることで, 磁場歪みを計測し補正しようというアプローチである. 提案する手法では, 2 つのトラッカー座標系の位置関係を剛体変位ベクトル, 磁場歪みを非剛体変位変形ベクトルと考え, 次の拘束条件と順で近似的にその 2 つのベクトルを同時推定しようというアプローチである.

1. 剛体変位ベクトル: 2 つのトラッカー座標系の相対関係を表す剛体変換行列
2. 非剛体変位変形ベクトル: 1. による補正後の残りの歪みを表す多項式

本来磁場歪みの非剛体変位変形ベクトルには剛体変位成分も含まれるが, その剛体変位成分は 1. で推定する剛体変位ベクトルに吸収されるため, 2. で推定される歪みは剛体変位成分をほとんど含まない残りの非剛体変形として推定される. そのため提案手法で得た座標系統合結果と磁場歪みは必ずしも従来法で得たものとは一致しない. この 2 種類のベクトル同時推定問題は, 異なる座標系で得られた 2 つの DMT 先端の軌跡をレジストレーションする問題とみなすことができる. 剛体変位ベクトルは  $4 \times 4$  の剛体変換行列  $T_{rgd}$  を使った剛体レジストレーションにより推定し, 非剛体変形ベクトルは, 剛体変換によって補正された残りの歪み  $D'$  に対する多項式を使った非剛体レジストレーションにより推定する (Fig. 3).

剛体レジストレーションでは, 以下の評価関数  $S_p$ ,  $S_r$  を最小化するように  $T_{rgd}$  の位置成分, 回転成分を求める.

$$S_p = \sum_{i=1}^N \|pos(T_{ref_i} T_{fg \rightarrow mr_i}^{-1}) - pos(T_{rgd})\|^2 \quad (6)$$

$$S_r = \sum_{i=1}^N \|rot(T_{ref_i} T_{fg \rightarrow mr_i}^{-1}) - rot(T_{rgd})\|^2 \quad (7)$$

このように求めた  $T_{rgd}$  で DMT の磁気センサによる計測値各  $T_{fg \rightarrow mr_i}$  を剛体変換補正, かつ座標系統合を行う. その統合補正した新たな DMT の計測値  $T_{dist'_i}$  は以下の様に表される.

$$T_{dist'_i} = T_{rgd} T_{fg \rightarrow mr_i} \quad (8)$$

このように求められる  $T_{dist'_i}$  と  $T_{ref_i}$  のデータセット群  $X' = \{\{T_{ref_i}, T_{dist'_i}\} | i = 1 \dots N\}$  を得る. そして従来手法でデータセット群  $X$  から歪みデータ群  $D$ , そして歪みモデル  $M_D$  を求めたのと同様にして,

$X'$  から残りの歪みデータ群  $D' = \{\{D'_{P_i}, D'_{R_i}\} | i = 1 \dots N\}$  を算出し,  $D'$  を多項式近似することで対象空間における歪みモデル  $M_{D'}$  を推定する.

## 3 実験

### 3.1 実験方法

光学式センサに Polaris (Northern Digital Inc., Canada), 磁気式センサに miniBird (Ascension Technology Corp., USA), 手術ベッドに電動手術台 MOT-5000 (MIZUHO Co., Japan), 計算機 (Xeon(TM), 3.20GHz, 2CPU) を用いた環境で次の二つの実験を行い, 提案手法の有効性を検証した. 1つは, 提案手法の性能を測るために, 従来手法との精度比較を行った. もう1つは, 提案手法の有用性を示すために, 提案手法でのみ可能な配置による精度を算出した. 精度は, 実際に計測された磁場歪みと推定される歪みモデルとの誤差をそれぞれ交差検定により算出した. 推定される歪みモデルは0次から4次までの多項式近似による補正モデルの5つである.

$$\varepsilon_p(A, M) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|P_{A_i} - P_{M_i}\| \quad (9)$$

$P_{A_i}$  は実際に計測された  $i$  番目の歪みの位置ベクトル,  $P_{M_i}$  は歪み補正モデル  $M$  を使った  $P_{A_i}$  に対応する推定した歪みの位置ベクトル,  $N$  は計測された  $P_{A_i}$  の個数である. つまり  $\varepsilon_p(A, M)$  は実際に計測された歪み  $A$  を歪みモデル  $M$  で補正した時の位置誤差を表す. 同様に角度誤差  $\varepsilon_r(A, M)$  も次のように定義した.

$$\varepsilon_r(A, M) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|R_{A_i} - R_{M_i}\| \quad (10)$$

$R_{A_i}$  は実際に計測された  $i$  番目の歪みの角度ベクトルであり,  $R_{M_i}$  は歪み補正モデル  $M$  を使った  $R_{A_i}$  に対応する推定した歪みの角度ベクトルである. この誤差を使った交差検定は従来手法で用いた方法を採用した [5]. 同じ磁場歪みに対し, 2回磁場歪みデータ  $A = \{A_i | i = 1 \dots m\}$ ,  $A' = \{A'_i | i = 1 \dots n\}$  を獲得する.  $A$  から推定された歪みモデルを  $M$ ,  $A'$  から推定された歪みモデルを  $M'$  とする. そのとき, 交差検定の結果  $\delta_p$  (位置) と  $\delta_r$  (角度) を以下のように計算した. それぞれの実験での配置では計測空間を  $100 \times 100 \times 20 \text{mm}^3$  とし, 1つの補正モデル

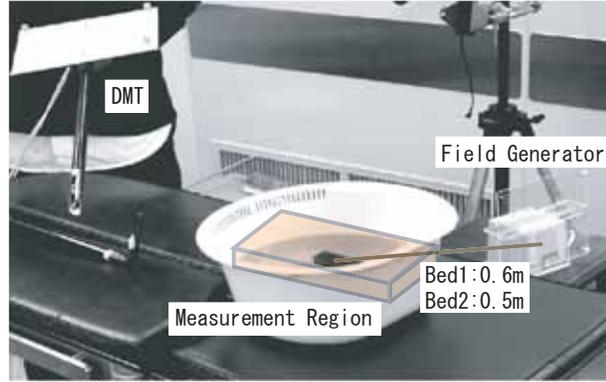


Fig. 4: 従来手法と提案手法の精度比較実験の配置.

生成に 600 点から 800 点程度の数で補正データを獲得した.

$$\delta_p = \frac{\varepsilon_p(A, M') + \varepsilon_p(A', M)}{2} \quad (11)$$

$$\delta_r = \frac{\varepsilon_r(A, M') + \varepsilon_r(A', M)}{2} \quad (12)$$

1つ目の実験は Fig. 4 の配置で行った. 磁場歪みの計測領域を手術ベッドの中央付近とし, 光学カメラから見えるように手術ベッドの横に磁場発生器を配置した. 計測領域の中央から磁場発生器までの距離を 0.5 m, 0.6 m とした 2種類で実験を行った. それぞれの配置で 4 回分の平均精度を式 11, 12 から算出した. 2つ目の実験は, Fig. 4 での提案手法の精度結果と, Fig. 5 の配置での提案手法を使った精度結果を比較した. Fig. 5 の配置は, Fig. 4 の配置と比べて磁場発生器の配置が異なるだけである. 計測領域の中心から 0.5 m ほど離れた手術ベッドの下に磁場発生器を配置して実験を行った. 先の実験と同様, それぞれの配置で 4 回分の平均精度を式 11, 12 から算出した.

### 3.2 実験結果

従来手法と提案手法での精度比較結果は Fig. 6, 7 のようになった. グラフの見方として, 横軸は歪み補正モデルの種類であり, 縦軸は交差検定による誤差 (式 11, 12) である. ベッド横 1 とは Fig. 4 の磁場発生器の距離が 0.6 m の時であり, ベッド横 2 は 0.5 m の時である. ベッド横 1 では 61.57 mm,

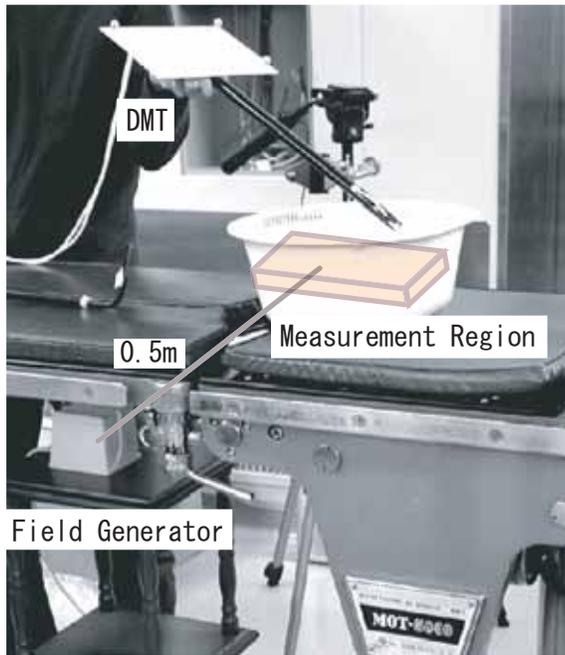


Fig. 5: 手術ベッドの下に磁場発生器を配置 .

13.0 度あった磁場歪みが従来, 提案手法の 2 次の多項式により 4.88 mm, 0.56 度, 4.85 mm, 0.55 度と補正された. ベッド横 2 では 62.51 mm, 17.1 度あった磁場歪みが, 2 次の多項式によって 2.84 mm, 0.42 度, 2.83 mm, 0.42 度と補正された. 提案手法を使った磁場発生器の配置に関する比較実験の結果は Fig. 8, 9 のようになった. 磁場歪み補正後に関して, ベッド横 1 の最良の結果は 2 次の多項式による 4.86 mm, 0.54 度であった. ベッド横 2 の最良の結果は 2 次の多項式による 2.83 mm, 0.42 度であった. ベッド下の配置での最良の結果は, 2 次の多項式による 1.97 mm, 0.25 度であった. 以上の結果とそれぞれ最良の補正時の 4 回分の標準偏差を Table 1 にまとめた.

#### 4 考察

従来手法と提案手法の精度比較実験では, 位置誤差, 回転誤差共に差はほぼ見られなかった. 提案手

磁場発生器の配置	手法	回数	位置誤差	角度誤差
			4 回平均 ± 標準偏差	4 回平均 ± 標準偏差
ベッド横 1	従来	2	4.88 ± 0.54	0.56 ± 0.09
	提案	2	4.85 ± 0.61	0.55 ± 0.10
ベッド横 2	従来	2	2.84 ± 0.40	0.42 ± 0.05
	提案	2	2.83 ± 0.40	0.42 ± 0.05
ベッド下	提案	2	1.97 ± 0.24	0.25 ± 0.03

Table 1: 手法と配置による精度比較実験結果 .

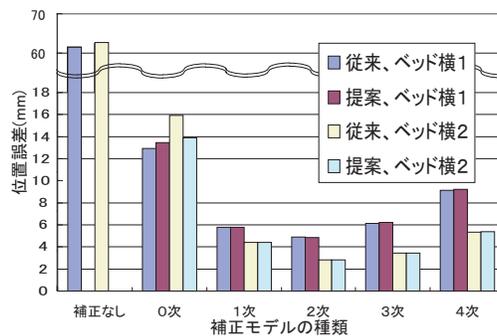


Fig. 6: 従来手法と提案手法の位置精度比較実験結果.

法は従来手法と比較して, 磁場歪み補正の性能は変わらないといえる. 提案手法による磁場発生器配置の精度比較実験では, 磁場発生器の配置によって精度に差が生じた. まず, 磁場発生器を手術ベッドの横に配置した精度比較から, 磁場発生器と計測領域の距離が近い配置の方が精度良く補正された. これは磁場発生器からの距離が小さくなるにつれてトラッキングのばらつき精度も良くなる性質 [8][9] が 1 つの要因と考えられる. そして計測領域までの距離がほぼ変わらない条件で磁場発生器を手術ベッドの横と下に配置した精度比較では, 下に配置した方が精度良く補正された. これは, 磁場歪みを決定する要因となる対象物の配置関係によって精度が大きく変わる [10] ことを示唆し, 特に手術ベッド下という手術の障害になりにくい配置において十分な精度を得ることができた. 以上のことから, 磁場発生器を計測領域の近くに置けばトラッキング精度が向上し, 磁場発生器と手術ベッドのなどの磁場歪みの大きな要因となる対象物の配置関係によってはより良

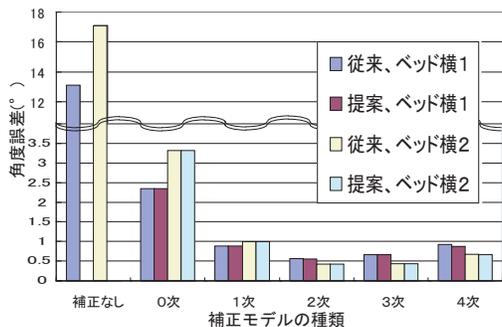


Fig. 7: 従来手法と提案手法の回転精度比較実験結果.

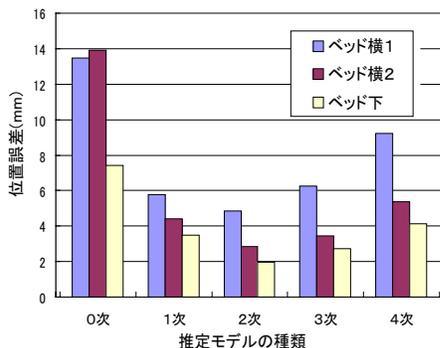


Fig. 8: 提案手法による磁場発生器配置の位置精度比較実験結果.

い精度向上が考えられる。従来手法においては磁場発生器位置を光学トラッキングするためにその視線遮断が問題となり、磁場発生器配置を大きく制約する。そのために上記の精度向上の条件を満たすことが難しいといえる。一方、提案手法では磁場発生器の視線遮断の制約を受けないため、磁場発生器の配置を比較的自由に行える。それにより上記の精度向上を期待することができ、加えてその制約がないためにより簡便に磁場歪み補正を行えると考えられる。

提案手法による歪みモデル推定にかかる時間は、Fig. 3における剛体変換  $T_{rgd}$  推定にかかる時間が従来手法による計算時間に付加されるだけである。今回の実験では数秒程度の付加時間であった。以上のことから提案手法は従来手法と比較して、磁場発生器の配置の自由度が向上するなど簡便性が向上し、

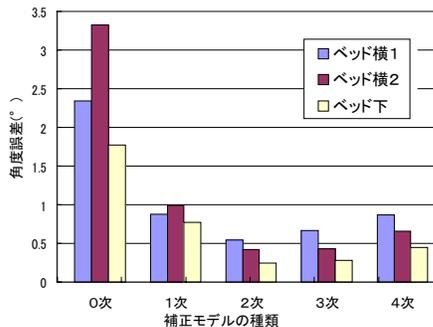


Fig. 9: 提案手法による磁場発生器配置の回転精度比較実験結果.

迅速性と性能を失わずに磁場歪み補正を行えるが、磁場歪み自体の大きさを提示することができない。磁場歪み補正の大きさと補正後の結果を術中に医師に提示することは、最終的に生成される3次元超音波画像を信頼するかどうかの指標となる。しかし、磁場歪み補正の大きさより補正後の結果の方が、信頼性についての直接的、かつ大きな判断材料となるため、それほど不利益な情報の減少ではなく、それによって得られる簡便性の向上は時間的制約の厳しい手術ナビゲーションシステムに適用する際に少なからず貢献するものと考えられる。

## 5 まとめ

今回、我々は磁場発生器を計測せずに光学式と磁気式センサの統合と磁場歪み補正を同時に行う手法を提案した。従来手法との精度比較実験と、提案手法の利点を活かした磁場発生器配置の精度比較実験の結果から、提案手法は、磁場発生器配置の制約が少ない利点があり、その利点を活かせば同等以上の精度で、より円滑に磁場歪み補正を行えることを示した。

今後の課題として、現在使用している磁気式3次元位置センサ (miniBird(Ascension Technology Corp., Burlington, VT, USA)) の大きさよりも、非常に小さい磁気式3次元位置センサ (micro-Bird(Ascension Technology Corp.)) を用いた3次元超音波システムの開発を行う。今後更に、腹腔鏡対応3次元超音波システムの臨床応用で本手法の有

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ックシステムの開発」(JSPS-RFTF99I00903)より援助を受けている。

## 参考文献

- [1] Nakamoto, M., et al.: "3D ultrasound system using a magneto-optic hybrid tracker for augmented reality visualization in laparoscopic liver surgery". In: Proc. MICCAI 2002, Part II. (2002) 148–155
- [2] Kindratenko, V., Bennett, A.: "Evaluation of rotation correction techniques for electromagnetic position tracking systems". In: proc. Virtual Environments 2000 Eurographics Workshop. (2000)
- [3] Saleh, T., Kindratenko, V., Sherman, W.: "On using neural networks to calibrate electromagnetic tracking systems" (2000) Submitted to Virtual Reality: Research, Development, and Applications.
- [4] Ikits, M., Brederson, J., Hansen, C., et al.: "An improved calibration framework for electromagnetic tracking devices". IEEE Virtual Reality 2001 (2001)
- [5] Nakada, K., et al.: "A Rapid Method for Magnetic Tracker Calibration Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker". In: Proc. MICCAI 2003, Part II. (2003) 285–293
- [6] Camstra, A., Boomsma, A.: "Cross-validation in regression and covariance structure analysis: An overview". Sociological Methods and Research **21** (1992) 89–115
- [7] Zhang, P.: "Model selection via multifold cross-validation". Annals of Statistics **21** (1993) 299–313
- [8] Day, J.S., Murdoch, D.J., Dumas, G.A.: "Calibration of position and angular data from a magnetic tracking device". Journal of Biomechanics. **33** (2000) 1039–1045
- [9] Leotta, D.F., Martin, R.W., et al.: "Three-dimensional ultrasound imaging of the rotator". Ultrasound in Med. and Biol. **26** (2000) 509–525
- [10] Barratt, D., Davies, A., Hughes, A., et al.: "Optimisation and evaluation of an electromagnetic tracking device for high-accuracy three-dimensional ultrasound imaging of the carotid arteries". Ultrasound in Med. and Biol. **27** (2001) 957–968

# A rapid method for simultaneous processing of magneto-optic integration of 3D position sensors and magnetic distortion calibration

Hiroaki Hirayama<sup>1,2</sup>, Masahiko Nakamoto<sup>2</sup>, Yoshinobu Sato<sup>2</sup>, Kozo Konishi<sup>3</sup>, Yoshihiro Kakeji<sup>3</sup>, Makoto Hashizume<sup>3</sup>, Shinichi Tamura<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Graduate School of Information Science and Technology, Osaka University, Japan

<sup>2</sup>Division of Interdisciplinary Image Analysis, Graduate School of Medicine, Osaka University, Japan

<sup>3</sup>Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Japan

## Abstract

A rapid method for estimation of the magnetic distortion field and magneto-optic position sensor integration is presented. Unlike our previous method in which the magneto-optic integration by optical tracking of the magnetic field generator is assumed, the proposed method performs both the magneto-optic integration and distortion correction using the data set collected to correct the distortion. The experimental results show the advantages without the necessity of optical tracking of the field generator. Key words : Surgical navigation system , magnetic 3D sensor , optical 3D sensor, Magnetic Distortion Correction , Line-of-sight