金属球マーカーを用いた自動かつ高精度なフリーハンド超音波キャリブレーション

Automatic and Robust Freehand Ultrasound Calibration Using a Metal Ball Marker

菅野悠樹 (学生会員), 小野木真哉, 吉田寿夫, Antoine Bossard, 望月 剛, 榊田晃司 *

東京農工大学大学院生物システム応用科学府

Yuki Sugano, Shinya Onogi, Toshio Yoshida, Antoine Bossard, Takashi Mochizuki, Kohji Masuda*

Graduate school of Bio-Applications and Systems Engineering. Tokyo Univ. of Agri. & Tech.

Abstract

Since ultrasonic diagnostic equipment is small and inexpensive compared to CT or MRI, 3D-information acquiring methods by ultrasound (US) are widely studied. For that purpose, calibration for identifying of the spatial relationship between an US probe and a position tracking device is required. To apply the calibration in a clinical setting, not only the accuracy but the simplicity of a calibration phantom and procedures are important. In this study, we propose an automatic and accurate US calibration method using a metal ball marker. First, US images were captured freehand keeping the depth position of the marker. Next, an image passing through the center point of the marker was selected by comparison with mean brightness of comet-tail artifacts. Then, the center position was calculated by least-square circular fitting. When several center positions of the metal ball were obtained, the transformation matrix was determined by point-based registration. From the results, average of calibration errors was 0.26mm by a convex probe. Moreover, the calibration time including freehand image acquisition and image processing was less than 10 minutes. The results demonstrate that the proposed method is accurate and convenient for US calibration.

Key words

Ultrasound probe calibration, Freehand, Metal ball marker.

1. はじめに

近年, CT や MRI, 超音波診断装置などに代表される画像診断装置で取得した医用画像を診断だけでな

く, 手術中に用いることで手技をサポートする試みが盛んに行なわれている. 例えば OpenMRI を用いて術中にボリュームデータを取得するナビゲーションシステム¹⁾⁻³⁾では, 術中で使用することで腫瘍と治療器具の位置関係を把握することが可能となる. また C アームと呼ばれる装置で術中に CT 画像を取得するシステム⁴⁾ではナビゲーション情報を更新することが可能であるため, より高度な手術が行なわれるようになった.

しかし, これらのシステムでは高価で大型な装置を

* 東京農工大学大学院 生物システム応用科学府
〒184-8588 東京都小金井市中町 2-24-16
masuda_k@cc.tuat.ac.jp

受付 2012 年 8 月 8 日 ; 採択 2012 年 11 月 21 日

Fig.2 Phantom of the calibration.

で吸音板上の任意の位置に1箇所設定した。このように同ファントムは特別な加工を必要としない。

Fig.1 で示した同次変換行列のうち、直接取得可能なものは $Global T_{Ref}$, $Global T_{Probe}$, $Probe T_{Ref}$ である。ここで超音波キャリブレーションの目的はプローブと画像断面の位置関係を表す同次変換行列 $Probe T_{Echo}$ を求めることと同意である。そこで $Probe T_{Echo}$ は、異なる座標系における基準点の位置座標を対応付けることで求めることができる。Fig.3 にキャリブレーション手順のフローチャートを示す。

まず Fig.3 の①でリファレンス座標系における金属球の中心位置座標 Ref_p を算出する。次に②で水槽内の金属球をプローブで撮像した画像に対して、画像処理で金属球の中心位置座標 $Echo_p$ を算出する。最後に①と②で取得した異なる座標系における金属球の位置座標から③でポイントレジストレーションにより $Probe T_{Echo}$ を算出する。これらの3過程を以下の各節にて説明する。

2.2 実空間における金属球の中心位置 (Ref_p) 計測

Fig.3 中の①では、ペン型トラッカーを使用する。

Fig.3 Flowchart of the proposed method.

Fig.4 Pen tracker.

Fig.4 に示すようにステンレス素材の円柱の先端に半径 2.75mm ~ 5.5mm の金属球を、またもう一方の端点にトラッカーを設置する。使用するプローブの種類によって金属球の大きさを変更する必要があるため、先端部分を取り換え式にし、金属球にはステンレス素材のものを使用した。

Fig.5 に Ref_p の計測法を示す。まず、ペン型トラッカーを手に持ち、先端の金属球をキャリブレーションファントムの吸音板上にあけた穴に設置する。そして設置した先端の金属球を基点にペン型トラッカーをピボット動作させる。この際、リファレンストラッカーとペン型トラッカーを同時に複数回計測すると、計測したペン型トラッカーの座標点の軌跡は金属球の位置を中心とした半球面上に配置される。これらの座標点からピボットキャリブレーション¹⁸⁾により Ref_p を算出する。これにより基点となる金属球の中心位置座標の計測が可能となる。最後にペン型トラッカーを取り外し、先端の金属球と同径の金属球を穴に接着する。

Fig.5 Pivot calibration.

Fig.6 Metal ball images.

2.3 超音波画像中における金属球の中心位置 ($E_{cho}p$) 計測

Fig.3 中の②ではファントムを脱気水で満たし、金属球を撮像した超音波画像から金属球の中心位置を計測する。Fig.6 に吸音板上に設置した金属球を撮像した画像を示す。このとき、診断などではアーチファクトとして扱われる多重反射が金属球の下部に描画されることが分かる¹⁹⁾。これは金属球の上面と下面で繰り返し反射したエコー信号をプローブが受信することにより、エコーの送信方向に白い尾引きが描画されるためである。また Fig.6 に示すように金属球の中心を通らない断面で撮像した場合では、金属球からのエコー信号は弱く、金属球の中心位置を通る断面で撮像した場合では強いエコー信号が観測される。

以上の前提を元に、金属球を撮像した超音波画像から画像処理によって多重反射を輝度値で計測する。さらに計測した輝度値を複数の連続した断面で比較することで、中心位置を特定し、 $E_{cho}p$ を算出する。この処理のフローチャートを Fig.7 に示す。

同図においてまず、金属球の中心位置を撮像出来るようにプローブを走査して金属球を捉えた複数の断層像を撮像する。取得したすべての画像に対して 1) の

Fig.7 Flowchart of measuring the center point in the echogram.

Fig.8 Brightness measurement of the comet tail.

処理で中心位置を撮像した画像のみを選出する。続いてその画像に対して 2) の処理で $E_{cho}p$ を算出する。最後に算出した $E_{cho}p$ の誤検出を 3) の処理で行なう。以下に 1) ～ 3) の処理について述べる。

1) 中心位置撮像画像の選出

手順を Fig.8 に示す。取得した画像において多重反射が現われる方向は常に金属球を拠点にプローブから離れる方向である。そこでまず超音波のビーム方向に ROI を設定することで金属球と多重反射を含んだ範囲を特定し、さらに吸音板の傾きを検出することで、多重反射のみの範囲を特定する。

まず (a) では、取得した画像に対してプローブ先端の形状に応じた超音波のビーム方向のベクトルを算出する。そして同ベクトルを軸に幅が d (金属球の直径の長さ [mm]) の帯を ROI として設定し、ベクトルを

変化させて ROI を走査する．次に (b) では走査した範囲内で ROI 内の平均輝度値が最大となる範囲を特定する．次に (c) では特定した ROI の部分を除いた画像を用意し，吸音板の位置を直線近似²⁰⁾ することで求める．最後に (d) のように，検出した吸音板より下部分の ROI 内の平均輝度値を測定する．この処理を取得した全ての画像に対して行ない，測定した平均輝度値の最も大きな画像を金属球の中心位置を撮像した画像として選出する．なお Fig.8 はコンベックスプローブの場合であるが，リニアプローブにおいても同ベクトルを算出する方法は同様である．

2) 中心位置座標の算出

中心位置で撮像した画像では金属球上部に輝度値の高いノイズが観測されるため，このノイズを避け，輪郭点のみを抽出する必要がある．そこで吸音板と金属球の位置関係から輪郭点の存在する範囲を限定する．手順を Fig.9 に示す．

まず (e) では，1) で検出した画像において特定した ROI の軸と検出した吸音板の交点上に一边が金属球が存在すると仮定し，直径の長さの正方形の ROI ($d \times d$ [mm]) を設定する．次に (f) のように ROI に座標軸 (X_R, Y_R) を設定し，金属球の頂点を検出するために $-t \leq X_R \leq t, 0 \leq Y_R \leq d/2$ の範囲で Y_R 方向に輝度走査し，それぞれの X_R 方向における輝度勾配値が最大となるピクセルを検出する．そして (g) では検出したピクセルで Y_R 座標が最小値のピクセルを選択し，選択したピクセルから Y_R 方向に $d/2$ の座標値に仮想の中心位置を設定する．そして半径が r と R ($r < d/2 < R$) の円を設置する．最後に (h) では設置した円及び仮の中心座標の Y_R 座標以下で挟まれた範囲で輝度勾配値の最大のピクセルを検出し，検出されたピクセルを金属球の輪郭点と見なし，円近似処理²⁰⁾ することで $Echo_p$ を算出する．

3) 誤った結果の検出

Fig.7 の 3) の手順では，2) で算出した $Echo_p$ のうち，誤って計測された結果を検出する処理を行なう．Fig.10 に $Echo_p$ が正確に算出されなかった例を示す．

この原因は 1) で中心位置を撮像した画像が正確に検出されなかったためであり，取得した画像中の吸音板と多重反射の位置関係により多重反射を正確に測定することができず，ROI 内の平均輝度値が大きくなったと考えられる．そこで 2) の処理で算出した $Echo_p$ が

不正確であった場合は 1) の処理に戻り，画像を選出し直す処理を行なう．実空間において，金属球は吸音板上に空けた穴に固定されており，吸音板を表わす直線から金属球の直径以内の距離に存在しているはずである．この条件に合致しない場合は不正確な $Echo_p$ であると考えられる．その判定は 2) で設定する正方形の ROI 内に仮想の中心位置座標が存在するかどうかで行ない，誤った結果であると検出された場合は，Fig.7 のフローチャートに示したように，2 番目に ROI 内の平均輝度値の大きな画像を選出し，判定により正確な $Echo_p$ が取得できるまで同様の処理を行なう．

2.4 ポイントレジストレーションによる同次変換行列 ($ProbeT_{Echo}$) の算出

③では異なる座標系で計測した金属球の中心位置座標を対応させ，ポイントレジストレーション²¹⁾ によって座標系間の同次変換行列を算出する．まず，①

Fig.9 Calculation of the center point of the metal ball.

Fig.10 False detection of the center of the metal ball.

で算出した ^{Ref}p と、②で取得した画像を撮像した際の $^{Probe}T_{Ref}(i)$ から式 (2) を用いてプローブトラッカー座標系における金属球の中心位置座標 $^{Probe}p(i)$ 算出する ($i \leq N$, N : 計測した ^{Echo}p の数). **Fig.11** に算出した $^{Probe}p(i)$ と②で取得した $^{Echo}p(i)$ をそれぞれの座標系にプロットした位置座標の一例を示す.

$$^{Probe}p(i) = ^{Probe}T_{Ref}(i) ^{Ref}p \quad (2)$$

それぞれの座標系における金属球の中心位置座標 p の添え字は、同じ方向から撮像したときの位置座標と対応する. これらの分布からポイントレジストレーションを用いてプローブトラッカー座標系から画像座標系への同次変換行列 $^{Probe}T_{Echo}$ を算出する. ポイントレジストレーションでは並進行列と回転行列をそれぞれ算出する. 並進行列はそれぞれの座標系における重心座標から差分を算出することで求め、回転行列は異なる座標系で対応するすべての座標点の内積をそれぞれ計算し、相関値が最大となるときに回転成分を算出する.

3. 多重反射による中心位置撮像画像選出可能性の検証

金属球の撮像位置と多重反射の輝度値の関係を確認するために、プローブを治具によって平行移動させ、取得した画像に対して 2.2 節で述べた 1) の処理で多重反射の輝度値を計測した. **Fig.12** に実験環境を示す.

ファントムを脱気水で満たし、吸音板上の穴に金属球を固定する. 水中における超音波の伝搬速度と診断装置の設定音速 (1540m/s) を同値²²⁾ するために、脱

Fig.11 Calculation of homogeneous transformation matrix.

Fig.12 Experiment environment.

気水の温度を 50°C に設定した. またプローブを図中に示すような治具に固定し、500 μ m 単位で Z 方向に平行移動させた. **Fig.13** は撮像時の状況であり、断層像中に金属球が現われてから消えるまでの一連の画像を記録した. 次に取得したすべての画像に対して 1) の処理で ROI 内の平均輝度値を測定した. なおコンベックスプローブおよびリニアプローブでそれぞれ実験を行ない、コンベックスプローブでは金属球の半径は 5.5mm, 穴の半径は 5.0mm, リニアプローブでは金属球の半径は 2.75mm, 穴の半径は 2.5mm とした.

Fig.14(a) にコンベックスプローブ, **(b)** にリニアプローブで取得した各画像において計測した ROI 内の平均輝度値を示す. なお計測した平均輝度値はそれぞれの最大値で正規化している.

また両プローブで取得した画像のフレーム数が異なる理由は、使用した金属球の直径が異なるからであり、実際にプローブを移動させた距離と金属球の直径の長

Fig.13 Positional relationship between a probe and the phantom.

Fig.14 Variation of brightness average of ROI in the obtained echograms.

さが一致しない理由は断層像の厚みが存在するためである。両結果ともにピークを有する分布となるため、平均輝度値が最大となる画像は中心位置で撮像した画像であると考えられる。

4. フリーハンドキャリブレーション

4.1 画像処理

2章で述べた画像処理について検証実験を行なった。温度 50℃の脱気水をキャリブレーションファントム内に注ぎ、フリーハンドで金属球を撮像する。プローブを走査する際は、画像の深さ方向において金属球の撮像位置が一定になるように配慮して金属球の中心位置に撮像断面を通過させ、5秒間で100フレーム取得した。取得した100フレームの画像を1データセットとし、様々な位置・角度から金属球を撮像した画像のデータセットを150セット取得した。そして取得した各データセットに対して2.2節で述べた1)の画像処理を行ない、中心位置を撮像した画像150フレームを選出した。最後に選出した画像に対して2.2節で述べた2), 3)の画像処理を適用した。なお、コンベックスプローブとリニアプローブで取得した画像に対して評価し、画像処理のパラメータをTable 1に示す。 $r : d/2 : R$ の比率を0.9 : 1.0 : 1.1になるように設定した。

また金属球は3章と同じものをそれぞれ使用した。

評価項目は円近似処理して求めた際の、円の半径および抽出した輪郭点と円近似した輪郭点との残差を評価した。Table 2に150フレームで求めた半径の平均値および抽出した輪郭点の残差を示す。使用した金属球の半径はそれぞれのプローブで5.5mm, 2.75mmであり、計測した半径の平均値は5.58mm, 2.76mmであった。また抽出した輪郭点と円近似して求めた円の輪郭点との残差はそれぞれのプローブで0.09mm, 0.07mmであった。なおリニアプローブでは1つのデータセットに対してのみ誤った結果が検出された。一方、コンベックスプローブでは誤りはなかった。

4.2 キャリブレーション精度検証

2章で述べた手順でキャリブレーションを実施し、精度検証実験を行なった。まず、2.2節で述べたようにファントムトラッカーとペン型トラッカーをそれぞれ500回計測し、ピボットキャリブレーションにより Ref_p を算出した。続いて吸音板上の穴に金属球を固定し、4.1節の実験と同様の実験方法で金属球を撮像し、データセットを150セット取得した。なお画像を取得すると同時に、プローブトラッカーおよびファントムトラッカーをリアルタイムに計測し、 $ProbeT_{Ref}$ を取得した。そしてデータセットに対して2.3節で述べた処理を行ない、検出した画像を撮像したときの $ProbeT_{Ref}$ を $ProbeT_{Ref}(i)$ 、計測した金属球の中心位置座標を $Echo_p(i)$ と定義した($N=150, 1 \leq i \leq N$)。取得した150個の $ProbeT_{Ref}(i)$ および $Echo_p(i)$ の中で、100個をキャリブレーション用、50個を評価用として用いた。最後にキャリブレーション用の同次変換行列および座標

Table 1 Parameters of image processing 2).

Parameter	$d/2$ [mm]	t [pixel]	r [mm]	R [mm]
Convex	5.5	10	5.0	6.0
Linear	2.75	5	2.5	3.0

Table 2 Radius and Residual error of contour points(N = 150).

	Radius [mm]	Residual error of contour points [mm]
Convex	5.58±0.44	0.09±0.04
Linear	2.76±0.13	0.07±0.03

Fig.15 RMSE obtained from different datasets number(Convex probe).

Table 3 Average error and standard deviation (Convex probe).

Number of datasets	X_E [mm]	Y_E [mm]	Z_E [mm]	RMSE [mm]
10	1.56 ± 2.30	0.01 ± 0.65	-0.68 ± 1.78	3.43
30	1.74 ± 2.41	0.06 ± 0.65	-0.62 ± 1.71	3.54
60	0.21 ± 1.68	0.11 ± 0.64	0.10 ± 1.59	2.41

点を使用し、2.4節で述べた処理によって $Probe T_{Echo}$ を算出した。

続いてキャリブレーション精度評価は以下のように行なった。キャリブレーション用の座標点を10～100点まで10点刻みでそれぞれキャリブレーションを行ない、求めた $Probe T_{Echo}$ と評価用の $Probe T_{Ref}(i)$ を用いて式(3)から画像座標系における位置座標 $p(i)$ を算出した。 $p(i)$ と評価用の位置座標 $Echo p(i)$ の画像座標系における各軸方向の誤差を式(4)により求め、平均誤差および標準偏差を算出した。

$$p(i) = (Probe T_{Echo})^{-1} Probe T_{Ref}(i) Ref p \quad (3)$$

$$Error = p(i) - Echo p(i) \quad (4)$$

Fig.15 および Table 3 にコンベックスプローブ、Fig.16 および Table 4 にリニアプローブの RMSE と各軸方向の誤差平均および標準偏差をそれぞれ示す。画像座標系における Z_E 軸方向は画像の厚み方向を表わす。結果から、コンベックスプローブではキャリブレーションに使用した座標点数が50回以上で RMSE は 3.0mm 以下となり、リニアプローブでは30回以上で 2.0mm 以下となった。また、10回あたりの画像取得時間および画像処理時間はともに1分程度であり、50点のキャリブレーションの場合、10分程度で可能であった。

Fig.16 RMSE obtained from different datasets number(Linear probe).

Table 4 Average error and standard deviation (Linear probe).

Number of datasets	X_E [mm]	Y_E [mm]	Z_E [mm]	RMSE [mm]
10	-0.60 ± 1.07	0.25 ± 0.66	1.20 ± 2.04	2.76
30	-0.19 ± 0.71	0.28 ± 0.73	-0.45 ± 1.56	1.95
50	-0.39 ± 0.78	0.25 ± 0.68	-0.15 ± 1.49	1.88

5. 考察

5.1 提案手法の有用性について

まず 4.2 節で検証した提案手法のキャリブレーション誤差について考察する。誤差の大きな要因として以下に示す4つが考えられる。

- A) 光学式三次元計測装置が持つ計測誤差
- B) 超音波画像の分解能
- C) 中心位置の撮像画像を選出する際の誤差 (I)
- D) 中心位置座標 $Echo p$ を算出する際の誤差 (II)

A は計測装置のスペックシートに記載された誤差であり、使用する計測装置に依存する。赤外線反射球の三次元位置計測の最大誤差は 0.25mm で、複数の赤外線反射球を組み合わせたときの三次元回転角計測の最大誤差は 0.95deg である。

B は使用する超音波診断装置およびプローブに依存する誤差である。超音波画像には方位分解能、距離分解能、スライス方向の分解能が存在し、Table 3, 4 における各軸方向 X_E , Y_E , Z_E の誤差に含まれる。今回使用したコンベックスプローブおよびリニアプローブで、 X_E 方向における誤差が大きく異なった。これは2種類の画像で方位分解能が大きく異なるためである。方位分解能 Δx は一般的に式(5)で表わされ、超音波ビームの太さ d [mm] に依存する¹⁹⁾。

$$\Delta x = d/2 \sim 1.22 \times \lambda/D \times X \quad (5)$$

さらにビームの太さは式 (5) から音波の波長 λ [mm] と振動子の直径 D [mm], 振動子からの距離 X [mm] で表わされ, 今回撮像した画像の深さをコンベックス, リニアではそれぞれ 6.0mm, 4.0mm に設定したため, 焦点付近で約 2.0mm, 1.0mm の分解能が存在し, Table 3, 4 の X_E 方向の誤差に含まれると考えられる.

C は 2.2 節で述べた 1) の処理の際に生じる誤差である. ここで 3 章の結果について考察する. Fig.14 から, 取得した画像が金属球の中心位置付近では, ROI 内の平均輝度値が大きくなることを確認し, 中心位置を撮像した画像の選出が可能となることを確認した. しかし, 検証実験ではプローブを治具によって吸音板に対して垂直に位置するように固定し, プローブを平行移動させた際は, 画像中の深さ方向における金属球の位置を一定にするように画像を取得した. このため, 取得したすべての画像で同様の範囲, 広さの ROI を検出することができ, 平均輝度値を比較した際に, 正確に中心位置を撮像した画像を選出できたと考えられる. このためフリーハンドで画像を取得する場合, 画像の深さ方向において金属球の撮像位置が一定になるように配慮する必要がある. また吸音板に対して垂直方向だけでなくさまざまな方向から撮像した画像に対しても同様に画像を選出する必要があると考えられる. そこで 4.2 節の Table 3, 4 はフリーハンドで取得した画像に対してキャリブレーションした結果であり, 1) の処理で生じる誤差は Z_E 方向における誤差に含まれる. ここで Z_E 方向における他の誤差要因として B で述べたスライス方向の分解能が存在する. これはプローブ先端に使用されている音響レンズの材質および曲率により一定であり, 画像断面の厚さとなる. 今回使用したプローブの画像断面の厚さはコンベックスプローブの焦点付近で約 3.0mm, リニアプローブの焦点付近で約 1.0mm であるため 1) の処理で生じる誤差は小さいと考えられる. また 2.2 節の 3) の処理で述べたように, 誤った結果を検出することで誤差の軽減が可能であると考えられる.

D は 2.2 節で述べた 2) の処理の際に生じる誤差である. ここで 4.1 節の結果について考察する. Table 2 から, 円近似処理で求めた半径の平均値は実際の金属球の半径とおおむね一致することを確認した. また抽出した輪郭点の位置座標と円近似した輪郭点の位置座標との RMSE から正確に金属球の輪郭点のみを抽出で

きたことを確認した. しかし, Table 3, 4 の結果から X_E 方向および Y_E 方向の誤差が存在する. これは B で述べた分解能による誤差の影響が大きいと考えられ, 2) の処理で生じる誤差は小さいと考えられる.

以上より A ~ D の誤差が存在するが, Table 3, 4 の結果から誤差平均に比べ標準偏差の値が大きく, コンベックスプローブでより大きな標準偏差であった. 標準偏差の値は評価点のばらつきの大きさを表わし, 超音波画像および位置計測装置の計測誤差が含まれると考えられる. またコンベックスプローブの方が大きな標準偏差となった理由は, 画像の分解能がリニアプローブと比較して低いためであると考えられる. 一方, 平均誤差が標準偏差に比べて小さいことから, 本手法によるキャリブレーション精度は使用する装置と同程度の精度を実現していると考えられ, 本手法が高精度なキャリブレーション手法であることが示された.

またキャリブレーションの所要時間について考察する. 4.2 節で述べたように金属球の中心位置を 50 回プローブ走査した場合, 画像取得および画像処理時間は合わせて 10 分程度であった. このことから臨床で使用するのに充分簡便なキャリブレーション手法であると考えられる. また Fig.16 では 30 回のプローブ走査で RMSE が 2.0mm 以下であったことから, 走査回数を減らすことで所要時間を短縮することができ, より簡便なプローブ走査でのキャリブレーションが可能となると考えられる.

最後に臨床応用への有用性について考察する. 生体内では異なる組織間で音速が異なるため, 画像の歪みが発生することが考えられる. その場合, 臓器境界の座標値を厳密に求めることが困難になると考えられるが, 現在でも広く行なわれている超音波ガイド下での HIFU 治療を想定すると, 例えば深さ 60mm の位置に存在する 2 ~ 3cm の肝癌の位置計測を行なう場合には 1mm オーダーの誤差に収まることから手術に問題ない誤差であると言え, 充分臨床への応用が可能であると考えられる. 以上のことから本手法が簡便かつ高精度なキャリブレーションに有用であると考えられる.

5.2 提案手法の課題について

4 章の精度結果をより向上させるため, 以下に挙げる 2 つの課題が考えられる.

1) $Echo_p$ の計測回数の軽減

2) 金属球の大きさの検討

まず 1) について、さらに簡便な手法を実現するために計測点数を軽減させる必要があると考えられる。Fig.15 および Fig.16 の結果からコンベックスプローブにおいて 50 点程度、リニアプローブにおいては 30 点程度で RMSE が収束したことから、それぞれ約 10 分、6 分でのキャリブレーションが可能であった。ここでポイントレジストレーションのアルゴリズムでは最低、 $Echo_p$ を 3 回計測することで $^{Probe}T_{Echo}$ を算出できることから高精度に $Echo_p$ の計測ができれば少ない計測回数で高精度なキャリブレーションが可能となる。しかし超音波画像は撮像箇所により、画像の分解能が異なるため歪みが生じており、分解能の悪い箇所で計測した $Echo_p$ は撮像断面内で大きくばらつく。そのため高精度にキャリブレーションを行なうためには、本手法のように撮像箇所を限定しない場合はまんべんなく断面内で計測する必要がある。このことから撮像範囲の広さと撮像回数はトレードオフの関係にあると言え、画像の分解能と歪みから最適な撮像範囲と撮像回数を特定することで、より簡便な操作方法でのキャリブレーションが可能であると考えられる。

次に 2) について考察する。提案手法では金属球の輪郭点が円形状に描画され、輪郭点のエッジが高輝度に描画される大きさの金属球を選択し、コンベックスプローブとリニアプローブでそれぞれ金属球の直径は 11.0mm, 5.5mm であった。本来、超音波画像の方位分解能と距離分解能の大きさが異なり、より小さな金属球では楕円形状で撮像されてしまうため、計測する $Echo_p$ に誤差が生じると予想される。このため方位分解能と距離分解能の関係から円形状で撮像される大きさの中で、最も小さな金属球を使用することが望ましいと考えられる。しかし、1) と同様に撮像位置により画像の分解能が異なるため金属球の大きさを一意に決定することが困難であると考えられる。このことから本手法では使用する金属球の大きさを小さくするより、輪郭点がクリアに抽出可能となる大きさの金属球を使用すべきであると考えられる。

5.3 3D プローブへの適用について

最後に 3D プローブへの本手法の適用可能性について考察する。3D プローブを使用する場合では、電子スキャンによって一度に広範囲の撮像が可能となるこ

とから、複数の金属球を配置したキャリブレーションファントムを作成することで $Echo_p$ を同時に複数回計測可能となると考えられる。このことから今回使用した 2D プローブの場合と同様の方法でキャリブレーション可能であると考えられ、より簡便な手法で実現できることが予想される。

6. むすび

われわれは金属球マーカーを用いたフリーハンド超音波キャリブレーション手法を提案し、自動で金属球の中心位置を算出する画像処理手法を開発した。精度検証実験では画像の深さ方向において金属球の撮像位置が一定になるように配慮して取得した画像に対してキャリブレーションを行ない、コンベックスプローブでは座標点の計測した回数が 50 回以上で RMSE は 3.0mm 以下となり、リニアプローブでは 30 回以上で 2.0mm 以下となった。また、10 回あたりの画像取得時間および画像処理時間はともに 1 分程度であり、50 点のキャリブレーションの場合、10 分程度で可能であった。以上のことから本手法の有用性が示された。

*

謝辞：本研究は最先端・次世代開発プログラム事業の助成を受けたものであることを明記し、深く感謝いたします。

文献

- 1) Shimizu T, Endo Y, Mekata E, Tatsuta T, Yamaguchi T, Kurumi Y, Morikawa S, Tani T. Real-time magnetic resonance-guided microwave coagulation therapy for pelvic recurrence of rectal cancer: initial clinical experience using a 0.5 T open magnetic resonance system. *Dis Colon Rectum* 2010;53(11): 1555-1562.
- 2) Maeda T, Hong J, Konishi K, Nakatsuji T, Yasunaka T, Yamashita Y, Taketomi A, Kotoh K, Enjoji M, Nakashima H, Tanoue K, Maehara Y, Hashizume M. Tumor ablation therapy of liver cancers with an open magnetic resonance imaging-based navigation system. *Surg Endosc* 2009; 23: 1048-53.
- 3) 廖洪恩, 猪股崇, 佐久間一郎, 土肥健純. Open MRI 誘導下脳神経外科手術のための Integral Videography によるイメージオーバーレイナビゲーション. *生体医工学* 2005; 43(4):568-77.
- 4) Meyer BC, Peter O, Nagel M, Hoheisel M, Frericks BB, Wolf KJ, Wacker FK. Electromagnetic field-based navigation for

- percutaneous punctures on C-arm CT: experimental evaluation and clinical application. *Eur Radiol* 2008; 18(12): 2855-64.
- 5) Fenster A, Downey DB, Cardinal NH. Three Dimensional Ultrasound Imaging. *Physics in medicine and biology* 2001; 46: 67-99.
 - 6) Prager RW, Rouhling RN, Gee AH, Berman L. Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology* 1998; 24(6): 855-69.
 - 7) Detmer PR, Bashein G, Hodges T, Beach KW, Filer EP, Burns DH, Strandness DE Jr. 3d ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: in vitro calibration and validation. *Ultrasound in Medicine and Biology* 1997; 20(9): 923-936.
 - 8) Melvær EL, Mørken K, Samset E. A motion constrained cross-wire phantom for tracked 2D ultrasound calibration. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2011; 7(4): 611-20.
 - 9) Luan K, Liao H, Ohya T, Kobayashi E, Sakuma I. Automatic and Robust Freehand Ultrasound Calibration Using a Tracked Pointer. *IJSCAS* 2011; 13(4): 437-43.
 - 10) Detmer PR, Bashein G, Hodges T, Beach KW, Filer EP, Burns DH, Strandness DE Jr. 3D ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: in vitro calibration and validation. *Ultrasound in Medicine and Biology* 1994; 20: 923-36.
 - 11) Pagoulatos N, Haynor DR, Kim Y. A Fast Calibration Method for 3-D Tracking of Ultrasound Images Using a Spatial Localizer. *Ultrasound in Medicine and Biology* 2001; 27: 1219-29.
 - 12) Bector E, Jain A, Choti M, Taylor RH, Fichtinger G. Rapid calibration method for registration and 3D tracking of ultrasound images using spatial localizer. In *Proc SPIE* 2003; 5035: 521-32.
 - 13) Bector E, Viswanathan A, Choti M, Taylor RH. A novel closed form solution for ultrasound calibration. in *Proc IEEE International Symposium on Biomedical Imaging* 2004; 1: 527-30.
 - 14) Zhang H, Banovac F, White A, Cleary K. Freehand 3D ultrasound calibration using an electromagnetically tracked needle. in *Proc SPIE* 2006; 6141: 61412M.
 - 15) Wiles AD, Thompson DG, Frantz DD. Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. in *Proc SPIE* 2004; 5367: 421-32.
 - 16) 加藤俊和, 田口侑人, 菅野悠樹, 齊藤俊, 吉永崇, 榊田晃司. 微小気泡の生体内制御支援のための血管分岐部の3次元分布計測システムの開発. *生体医工学* 2011; 49(6): 884-95.
 - 17) 田口侑人, 加藤俊和, 菅野悠樹, 江田廉, 吉永崇, 榊田晃司. 微小気泡の生体内能動制御のための音場分布可視化 AR/VR システムの開発. *電気情報通信学会* 2011; 111(88): 19-24.
 - 18) Cleary K, Zhang H, Glossop N, Levy E, Bonavac F. Electromagnetic Tracking for Image-Guided Abdominal Procedures: Overall System and Technical Issues. in *Proc IEEE EMBC* 2005; 6748-53.
 - 19) 甲子乃人, 和賀井敏夫: 超音波の基礎と装置. 東京: ベクトル・コア, 1999.
 - 20) Geometric Tools, LLC: <http://www.geometrictools.com/>
 - 21) Horn BKP. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *Journal of the Optical Society of America A* 1987; 4: 629-42.
 - 22) Del Grosso VA, Mader CW. Speed of sound in pure water. *J Acoust Soc Am* 1972; 52(5): 1442-46.