

空気圧アクチュエータを用いた超音波プローブ走査機構の並進と回転を含む撮像断面の位置制御

○吉田寿夫, 小野木真哉, 菅野悠樹, 齊藤俊, ボサールアントワヌ, 梶田晃司

(東京農工大学 大学院生物システム応用科学府)

1. 緒言

近年、腹腔鏡下手術などの低侵襲手術において医師の手技をサポートするために医用画像やその画像から臓器などを再構築した3Dボリュームを用いた術中ナビゲーションシステムが数多く研究されている。医用画像を取得する方法として、CTやMRIが挙げられるが、CTは放射線被曝、MRIは高磁場による影響で治療を受けられる患者が限定されてしまうといった問題点がある。一方、超音波診断装置は、超音波を発する超音波プローブ（以下、プローブ）を体表などに当て、音波を送信し、臓器などで反射した音波を受信することで画像化するものであるため、低侵襲かつリアルタイム性が高いという利点を持つ。また他の画像診断装置と比べ安価で省スペースであるという利点も持つ。このため、術中ナビゲーションシステムにおいて有効性が高いと考えられる。例えば、治療器具先端付近を撮像し続けることで、医師に治療器具と臓器などの位置関係をリアルタイムに提示することは超音波診断装置でなければ実現できないシステムである。このようなシステムを実現するには、治療器具先端及び超音波断層像（以下、断層像）の位置を常に把握する必要があるため、人によるプローブの位置制御では困難であると考えられる。そこでロボットによるプローブの位置制御が有効である。例えば、中楯らは頸動脈の計測を支援するための6自由度を有したロボットシステム[1]を提案し、Janvierらはシリアルロボットアームを用いた3D超音波イメージングシステム[2]を開発してきた。しかしながら、これらのロボットシステムは数kgと重いため人体付近での動作は危険性が高い。一方、小型で人体の上に取り付けることが可能なロボットも報告されている。伊藤らは小型で携帯性があり、人体への取り付けが可能な遠隔超音波診断ロボットシステム[3]を提案している。しかしながら、この研究においてプローブと断層像との位置関係は考慮されていない。プローブには個体差があり、プローブと断層像との位置関係が明確でなく、所望の撮像対象の画像を取得することは困難であるという問題点がある。そこで、我々はこれまで開発してきた空気圧アクチュエータを用いた超音波プローブ走査機構[4][5]（以下、本走査機構）において、プローブと断層像との位置関係を考慮した撮像断面の位置制御法[6]~[8]を実装することにより、この問題を解決した。今回は、さらに本手法が術中ナビゲーションに有効であることを示すため、並進と回転を含む撮像断面の位置制御の位

置精度評価のための実験を行ったので報告する。

2. 超音波プローブ走査機構の構成

2.1 フレーム機構

本走査機構は6本の空気圧アクチュエータをもつフレーム機構とプローブ把持機構から構成される。本研究で用いている McKibben 型空気圧アクチュエータ（SQUSE 社製 Sik-t, 以下アクチュエータ）は空気が入ると膨らむ内袋、それを包み込む外袋（網状のスリーブ）、圧縮空気が内袋に出入りするのためのエアチューブと先端に取り付けられたステンレス製のワイヤから構成される[9]。フレーム機構の外観を図1に、空気圧アクチュエータの配置を図2に示す。フレーム機構は、上下の円形のリング間を6本の支柱により接続したものを基礎として製作しており、そこに、アクチュエータ、プーリ及びロータリーエンコーダを含むユニットを6ユニット接続した構造になっている。図1に示すように、ユニットを上下の円形リング間の正三角形の頂点に位置するように配置している。アクチュエータの一端はユニット内で固定され、もう一端はワイヤが接続されており、ワイヤを2.3節で述べるプローブ把持機構の上部3箇所と下部3箇所の合計6箇所に、それぞれプーリを介して接続している。フレーム機構は6本のアクチュエータの協調動作により、プローブ把持機構の $Frame_x$, $Frame_y$, $Frame_z$ 各軸方向への並進と $Frame_x$, $Frame_y$ 軸周りの回転を可能にしている。また、上側の円形リングに光学式三次元位置計測装置（Polaris Spectra, Northern Digital Inc.）の計測用赤外線反射球を取り付けている。反射球群をトラッカーと定義し、以下フレームトラッカーとする。フレーム機構の総重量は700g、最大径は250mm、高さは195mmである。

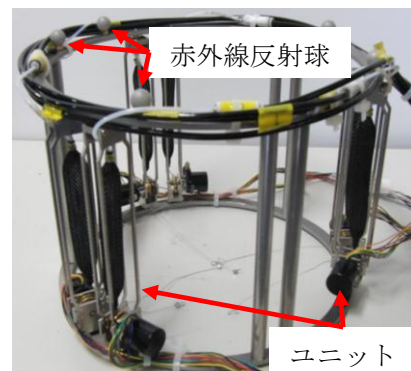


図1 フレーム機構

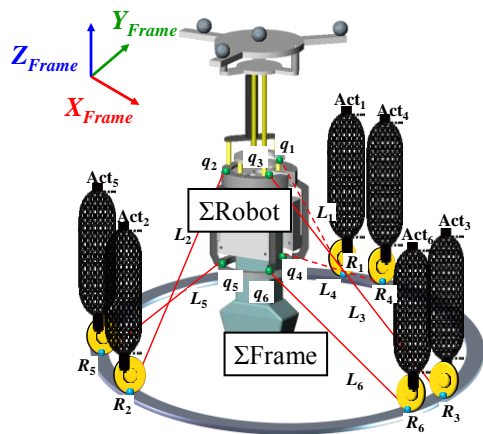


図2 空気圧アクチュエータの配置

2.2 プローブ把持機構

図3にプローブ把持機構の外観を示す。プローブ把持機構はプローブのFrame_z軸周りの回転のために小型のDCモータ (MAXON Japan Corp.製, コアレスDCモータ, RE10EB, 以下, モータ) を取り付けている。モータに, プローブの回転動作に必要なトルクを確保するためにギアヘッドを取り付けており, また, モータの後部にはロータリーエンコーダが組み込まれている。モータドライバを用いることで, ロータリーエンコーダからの入力の読み取りとPCからモータへの信号の出力を行うことができ, モータの位置制御を行うことが可能である。そして, モータがギアヘッドを回し, ギアヘッドが平歯車を回転させることで, プローブの回転動作を実現している。プローブ把持機構はプローブを把持する役割を担っている。プローブには撮像対象によって適切な数種のプローブがあり, それらの大きさや形状は違う。そのため, プローブ把持機構のワイヤ接続点がプローブに干渉しないようにするための接続ジョイントを設けている。プローブ把持機構もフレーム機構と同様に計測用赤外線反射球を取り付けており, 反射球群をトラッカーと定義し, 以下ロボットトラッカーとする。



図3 プローブ把持機構

2.3 超音波プローブ走査機構の逆運動学

下側円形リング下端を $z=0$ とし, $z=0$ の xy 平面状のリング中央の座標を原点とし, 本走査機構の基準となるフレーム座標系(Σ Frame)とする。各ワイヤとプローブ把持機構の接続点の座標 q_n の初期座標を

Q_n , プーリ固定点の座標を R_n , プーリとプローブ把持機構間のワイヤ長を L_n とする。ここで n は各アクチュエータに対応し, $n=1\sim 6$ である。本走査機構の手先は物理的な位置関係とキャリブレーションより求めたプローブ把持機構の中心と定義し, ロボット座標系(Σ Robot)とする。フレーム座標系から見たロボット座標系の位置・姿勢は同次変換行列 (以下, 変換行列) ${}^F T_R$ で表される。ここで, フレーム座標系から見た本走査機構の手先の座標は ${}^F T_R$ の並進成分 t で表され, 姿勢はXYZオイラー角 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ で表される。 ${}^F q_n$ の座標は式(1)から求められる。なお, ${}^F q_n$ はフレーム座標系における各ワイヤとプローブ把持機構の接続点の座標であり, ${}^R Q_n$ はロボット座標系における各ワイヤとプローブ把持機構の接続点の座標 q_n の初期座標である。また, このときの各ワイヤ長 L_n は式(2)より求められる。なお, 本走査機構はフレーム機構が t と (θ_x, θ_y) を制御し, プローブ把持機構が θ_z を制御しているため, 式(1)では ${}^F T_R$ より θ_z 成分をゼロに補正し, プローブ把持機構のモータに入力している。

$${}^F q_n = {}^F T_R {}^R Q_n \quad (1)$$

$$L_n = \left| \mathbf{R}_n {}^F q_n \right| \quad (2)$$

3. 撮像断面の位置制御アルゴリズム

本アルゴリズムにおける位置・姿勢を図4に示す。まず, フレーム座標系は前述した通り, 本走査機構の基準となる座標系で, ロボット座標系は本走査機構の手先の座標系である。同様に, ロボットトラッカー座標系(Σ Robottracker)はロボットトラッカーの座標系, イメージ座標系(Σ Image)は断層像の座標系である。なお, イメージ座標系の位置を断層像の中心へ変換行列を用いて移動させている。 ${}^F T_{Im}$ はフレーム座標系から見た断層像の位置・姿勢を表す変換行列, ${}^{Rtr} T_{Im}$ はロボットトラッカー座標系から見た断層像の位置・姿勢を表す変換行列で, ${}^{Rtr} T_R$ はロボットトラッカー座標系から見た本走査機構の手先の位置・姿勢を表す変換行列である。撮像断面の位置制御では, 断層像の初期の位置・姿勢 ${}^F T_{Im}$ が ${}^{Rtr} T_{Im}$, ${}^{Rtr} T_R$ 及び本走査機構の初期状態時の ${}^F T_R$ を用いて, 式(3)で表される。なお, ${}^{Rtr} T_{Im}$ はキャリブレーションより求められ, 一定である。次に, 任意の断層像の位置・姿勢を指令値 ${}^F T_{Im}$ として与えると式(3)は式(4)となる。ここで, ${}^{Rtr} T_{Im}$ と ${}^{Rtr} T_R$ は一定であるので, このときの ${}^F T_R$ が式(5)より求まる。

$${}^F T_{Im} = {}^F T_R ({}^{Rtr} T_R)^{-1} {}^{Rtr} T_{Im} \quad (3)$$

$${}^F T_{Im} = {}^F T_R ({}^{Rtr} T_R)^{-1} {}^{Rtr} T_{Im} \quad (4)$$

$${}^F T_R = {}^F T_{Im} \cdot ({}^{Rtr} T_{Im})^{-1} \cdot {}^{Rtr} T_R \quad (5)$$

以上より、任意の断層像の位置・姿勢を与えた時の走査機構の手先の位置・姿勢が求まり、撮像断面の位置制御が可能となる。

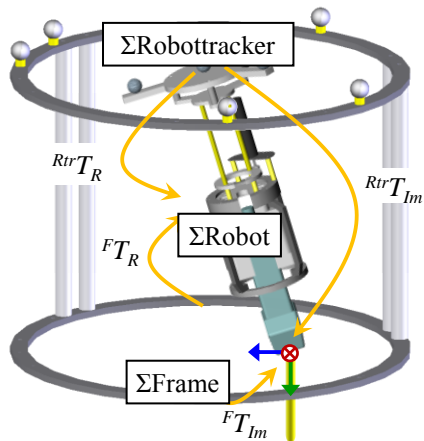


図4 本アルゴリズムにおける位置・姿勢

なお、 L は撮像断面を並進させる指令距離[mm]、 d は目標点の z 成分、 θ は傾けるべき角度[deg]である。また、 ${}^{Rtr} T_{Im}$ は超音波キャリブレーション[10]により求めた。評価には目標点から撮像断面に下ろした垂線の距離を誤差として用いた。

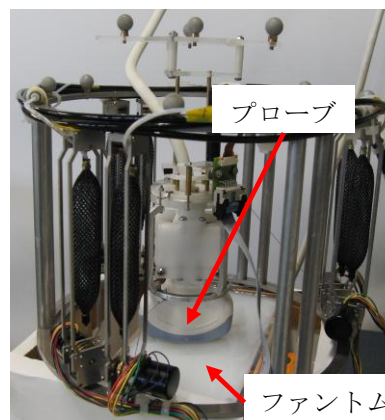


図5 並進と回転を含む撮像断面の位置制御の実験系

4. 並進と回転を含む撮像断面の位置制御実験

4.1 実験系及び実験手順

本実験では、複数の動作を含む撮像断面の位置制御の位置精度を評価するために、目標点を常に撮像するように撮像断面の位置を制御することを目的とする。図5に実験系を示す。実験には外形寸法 $200 \times 100 \times 50\text{mm}$ のアクリルケースに、Poly(ethylene glycol)とゼラチンを層状にしたものをファントムとした。ファントムを固定のための台の中央に固定し、その上に本走査機構を設置した。プローブ把持機構には超音波診断において腹部を撮像するのに用いるコンベックスプローブを把持させた。目標点の位置は ${}^{\text{Frame}}(x, y, z) = (0, 0, -70)$ と仮定した。続いて、6本のアクチュエータを圧力制御し、アクチュエータが全収縮率の半分程度になるようにし、以下に示す実験手順を行った。なお、図6に示すようにプローブの動作を定義する。

- I. 本走査機構の手先がフレーム座標系原点に直立するように、位置制御を行い、初期位置を補正する。
- II. 本走査機構により撮像断面を直立させる。
- III. 目標点が撮像断面上に位置するように撮像断面を平行移動させる。
- IV. 指令値として、並進させる距離を与え、その時の撮像断面の傾ける角度を式(6)より求める。
- V. 傾斜走査を含む場合(図7(a))と屈曲走査を含む場合(図7(b))で実験を行う。

$$L = d \tan \theta \quad (6)$$

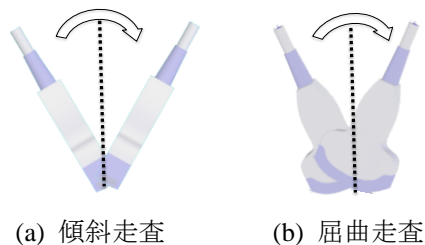


図6 プローブの動作の定義

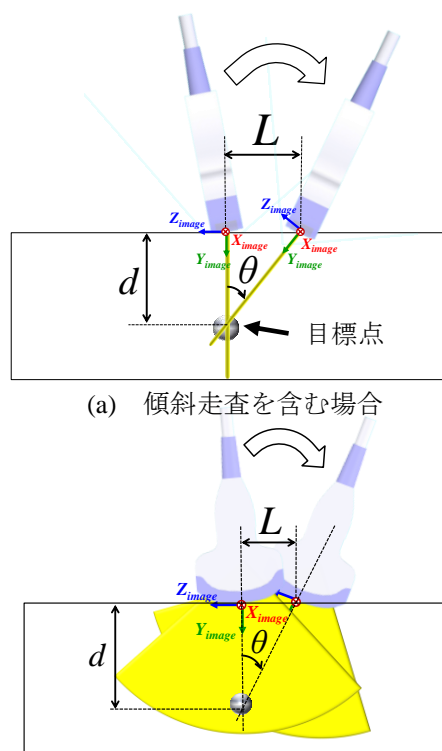
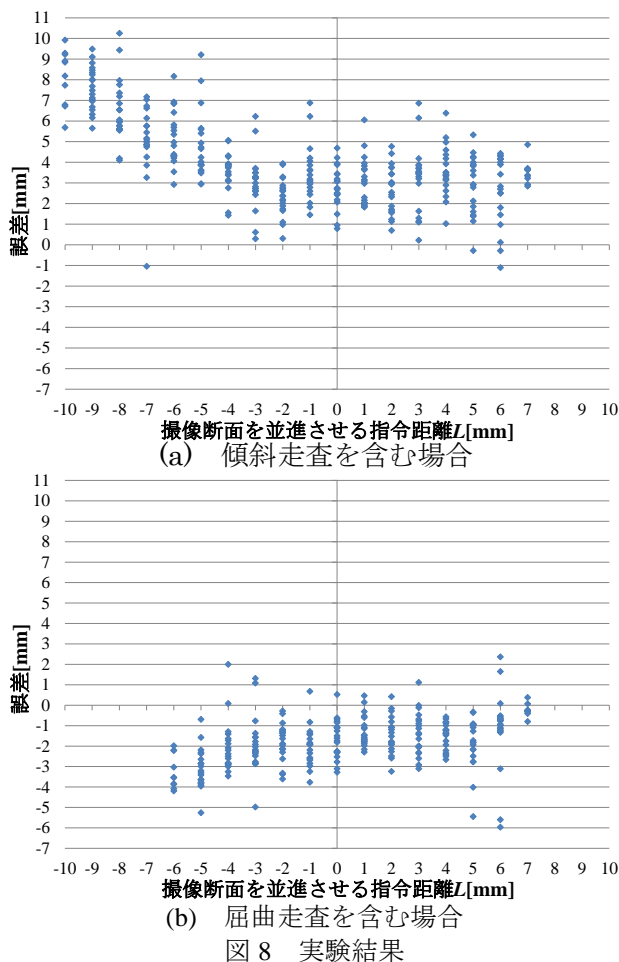


図7 撮像断面の位置制御方法

4.2 実験結果

図 8 に傾斜走査を含む場合及び屈曲走査を含む場合における誤差を示す。傾斜走査を含む場合における Root Mean Square Error(RMSE)は 4.50mm であり、屈曲走査を含む場合の RMSE は 2.16mm であった。図 8 を見ると、傾斜走査を含む場合も屈曲走査を含む場合とともに、オフセットが乗っていることが見て取れた。また、傾斜走査を含む場合と屈曲走査を含む場合を比較すると、傾斜走査を含む場合の方が屈曲走査を含む場合より誤差が大きくなっていた。



4.3 考察

傾斜走査を含む場合及び屈曲走査を含む場合の両制御法ともに初期位置を補正しているにもかかわらず、誤差にオフセットが乗っていた原因としては、実験手順Ⅱの撮像断面を直立させた際に発生したものだと考えられる。また、両パターン RMSE が 2.0mm 以上となった原因の一つは、式(6)の目標点の位置の z 成分 d を今回の実験では一定としており、プローブ把持機構の自重の影響による d の変位のためだと考えられる。両制御法を比較した結果、傾斜走査を含む場合の RMSE が屈曲走査を含む場合の RMSE より大きくなった。その原因の一つは、プローブの形状にあると考えられる。今回の実験に用いたコンベックスプローブの音波振動面の形状により、

屈曲走査時には滑らかにファントムに接するのに対し、傾斜走査時には振動面の端において動作が不連続になった。そのため、傾斜走査を含む場合が屈曲走査を含む場合より安定性が低いと考えられる。

5. 結言

本研究では、空気圧アクチュエータを用いた超音波プローブ走査機構へ撮像断面の位置制御を実装し、複数の動作を含む撮像断面の位置制御実験をし、位置精度を評価した。実験結果より、傾斜走査を含む場合の位置制御での RMSE は 4.50mm、屈曲走査を含む場合の位置制御では 2.16mm となった。

以上の結果より、撮像対象の直径が 5mm 以上であれば、ナビゲーションとして十分に撮像対象を撮像し続けられることが示唆された。今後は、さらに位置精度を高め、ナビゲーションとして有効な方法となるよう取り組む予定である。

参考文献

- [1] Nakadate, R, et. al: "Development of Assisted-Robotic System Designed to Measure the Wave Intensity with an Ultrasonic Diagnostic Device", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2009
- [2] Janvier, M, et. al: "Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system", Medical Image Analysis, 2008
- [3] Ito, K, et al: "Portable and Attachable Tele-Echography Robot system", International Conference of the IEEE EMBS, 2010
- [4] 齊藤俊ほか: "空気圧アクチュエータによる超音波プローブの多方向走査気候の開発と三次元画像取得", 日本ロボット学会学術講演会, 2011.
- [5] 安藤洗一ほか: "空気圧アクチュエータを用いた超音波プローブ体表面上走査機構の開発と接触力推定制御", 日本ロボット学会誌, 2010
- [6] 吉田寿夫ほか: "Position control of Echogram by Probe Scan Mechanism using Pneumatic Actuators", 日本生体医工学会, 2012
- [7] 吉田寿夫ほか: "McKibben 型空気圧アクチュエータを用いた超音波プローブ走査機構の撮像断面の位置制御への応用", ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2012
- [8] T. Yoshida, et. al: "Position control of Echogram Plane by Probe Scan Mechanism using Pneumatic Actuators", Computer Assisted Radiology and Surgery, 2012
- [9] 則次俊郎: "空気圧アクチュエータ", 日本ロボット学会誌, 1997
- [10] 菅野悠樹ほか: "ロボットによる超音波撮像断面位置制御のための超音波プローブのキャリブレーション", ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2012