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

安 藤 洸 一* 齊 藤 俊* 青 木 悠 祐*
小 澤 賢 一* 梶 田 晃 司*

Development of Probe Scan Mechanism for Echography using Pneumatic Actuators and Its Estimation Control in Contact Force on Body Surface

Koichi Ando*, Shun Saito*, Yusuke Aoki*,
Ken'ichi Ozawa* and Kohji Masuda*

We have developed the probe scan mechanism for echography using pneumatic actuators. First we established a driving system of the actuator by driving an electro-pneumatic control valve to examine the relationship between force and pressure. Then we constructed the mechanism to be put on patient abdomen by arranging six actuators around the probe to realize five degrees of freedom including the press motion of the probe. Total weight of the mechanism could be set less than 700 [g]. Next we established feedback control method of both of position and pressure in the probe. Because the contact force on body surface cannot be measured directly, we have applied an estimation control in contact force from inner pressures of actuators to realize maximum error of 25% in the contact force.

Key Words: Ultrasound Probe, Echography, Pneumatic Actuator, Prediction Control

1. は じ め に

現在我が国が抱える医療の問題には、超高齢化社会の到来による医師の局在化、患者の大病院集中などが挙げられ、これらの解決法として、遠隔地の患者をネットワークにより接続して診断する遠隔診断システムが有効になる可能性があると考えられる。一方、様々な画像診断の中でも超音波検査法は、プローブと呼ばれる器具を医師が手に持ち、その先端を患者の体表面上に押し付けることによって生体内の情報を得る検査法で、特に心臓や腹部の動画像が取得できることが特徴である。利点として、装置が小型・安価であり、低侵襲的で安全性が高いため広く普及しているが、その反面、プローブの操作には専門的な知識や経験的な探査手技が要求される。そのため、医師のプローブ操作を患者側で忠実に再現するロボットとして、これまでにシリアルリンク [1] [2]、体表に覆いかぶさる湾曲ルール方式 [3]、体表面搭載型 [4] 等の超音波検査ロボットが開発されてきた。一方、我々は体表をまたぐパンタグラフ型 [5] やパラレルリンク型 [6] [7] のロボットを開発し、診断実験を行ってきた。しかし上

記のロボットに共通して使用されているアクチュエータは電動の回転モータであり、多自由度を実現するとロボットの自重が増加するという問題が生じる。さらに肌を露出した体表面を対象とするため、その付近でモータが動作することは、常に暴走、発熱等の危険が潜在していることになり、結局は超音波検査の利点を損なう恐れがある。そこで本研究では、安全性を確保しつつ、小型、軽量な機構により精密なプローブ走査を行う手段として空気圧アクチュエータに着目し、複数のアクチュエータの空間的配置や制御方法を工夫することによって、新しい超音波検査ロボットの可能性を探ることを目的とする。

空気圧アクチュエータとは、空気圧をエネルギー源とし、出力量として物理的な力や変位、速度などをもたらすものであり、軽量・高出力といった特徴がある。また万が一、過負荷や高圧力がかかった場合は、アクチュエータ自身が破断するだけですむため安全性が高い。空気の圧縮性による本質的な柔らかさを備えた「人に優しいアクチュエータ」[8] として、ロボットハンドやウェアラブルロボット [9] 等の医療・福祉分野にも応用されている。しかし空気圧アクチュエータの特性は、空気の圧縮性のために生じる非線形性によって精密で高速な制御が困難であり、アクチュエータ外部にエンコーダなどのセンサを取り付ける手法 [10] が一般的である。これに対し、センサを用いない手法として、オブザーバによって外力を推定する手法 [11]~[13]、インピーダンス制御を用いる手法 [14] [15]、非線形モデル [16]

原稿受付 2009 年 12 月 21 日

*東京農工大学大学院生物システム応用科学府

*Graduate School of Bio-Applications and Systems Engineering,
Tokyo University of Agriculture and Technology

■ 本論文は有用性で評価されました。

や線形モデル [17] を適用する方法がある。このうち、0.2 [MPa] 程度の低圧で駆動するアクチュエータに対し、線形モデルで精度、速度ともに良好な制御が可能であることが示された [18] ため、我々は同じアクチュエータを用いて、体表面上をプローブが走査できる機構を開発し、アクチュエータ自体に力センサを取り付けることなく、プローブ先端接触力の推定が可能な制御法を新たに構築したので報告する。

2. 空気圧アクチュエータと駆動システム

2.1 空気圧アクチュエータ

本研究で用いる空気圧アクチュエータ (SQUSE 社製 Sik-t, 以下アクチュエータ) はポリエステルとポリエチレンから構成され、人間の筋肉を模した McKibben 型と呼ばれるものである。Fig. 1 (a) に示すように圧縮された空気が供給路であるチューブを通り、バルーン状の内袋に送られ、内圧を調整することにより Fig. 1 (b) に示すように伸縮動作を行う。また、アクチュエータ全体が収縮するとき、先端に接続されたワイヤを引っ張ることにより力を発生させる。なお、本アクチュエータの特性は Table 1 に示すように、数 [g] の質量に対し、低圧で 100 [N] 以上の発生力を実現している。また耐久性については、定格圧力下で 40,000 回の繰り返し動作まで保証されている。

2.2 システム構成

Fig. 2 に単体のアクチュエータを伸縮させるためのシステムを示す。PC ((DELL 社製, CPU: Pentium 4 (3.4 [GHz])) に目標位置を入力すると、電圧値の指令がドライバを通して電空

(a) Construction of a pneumatic actuator

(b) Outlook of the Pneumatic actuator Sik-t

Fig. 1 Schematic of pneumatic actuator

Table 1 Average specifications of the pneumatic actuator

Mass	4.5[g]
Rating pressure	0.2[MPa]
Max. power of traction	130[N]

比例弁 (Electro-pneumatic proportional control valve, SMC 社製 VEF: 流量型) に印加され、弁の開放面積と時間を調節する。比例弁は Fig. 2 中に示すように A, P, R の三つのポートを持ち、入力電流の大きさに応じ $A \leftrightarrow P$ 接続と $A \leftrightarrow R$ 接続が切り替わることによりアクチュエータ内圧が圧縮されたり開放される。 $A \leftrightarrow P$ 接続では空気が吸気されアクチュエータは収縮し、無接続では、吸気・排気ができずにアクチュエータは一定の長さを保ち、 $A \leftrightarrow R$ 接続では空気が排気されアクチュエータは大気圧に開放される [19]。比例弁の特性は、最大有効断面積 2.5 [mm²]、ヒステリシス 3 [%F.S.]、さらに応答時間 0.03 [s] 以下であり、中立点は弁の構造上吸気と排気の両方の状態で存在する。一般に用いられる圧力型ではなく流量型を用いたのは、流量型のほうが応答性に優れており、遠隔診断システムへの適応時に遅延時間を低減するためである。以上の原理に基づき、コンプレッサ (KOGANEI 社製 DPP-AY) からの圧縮空気がアクチュエータ内に入りすることで伸縮を行う。

2.3 アクチュエータの伸縮特性

アクチュエータの変位は空気流量により変化し、空気流量は比例弁への印加電圧により変化する。そのため、アクチュエータを制御するためには、印加電圧と変位の関係を把握する必要がある。Fig. 3 (a) は自然長からの収縮特性、(b) はアクチュエータの個体差を考慮し、最収縮長に近い 90 [mm] を初期値とした拡張特性を示す。Fig. 3 (a), (b) では、それぞれ 3.12 [V] 以上、2.9 [V] 以下の電圧を印加しても、応答性に変化はなかった。また収縮時に比べて拡張時の変化は遅く、しかも大気圧への開放のみではアクチュエータはその自然長に戻らないことが分かる。よって位置制御を行うためには、複数のアクチュエータの収縮する方向を拮抗するように配置し、収縮するアクチュエータが拡張するアクチュエータを引っ張る動作が必要となる。さらにアクチュエータには個体差があることから、複数のアクチュエータを用いた位置制御には、それらの配置を工夫し、さらにそれらの状態に応じて制御パラメータを細かく変化させる必要がある。流量型の比例弁を用いた場合、Fig. 3 で示したように印加電圧によってアクチュエータ長が一意に決まらないため、目標値へ収束させる場合には、印加電圧に応じて収縮-拡張の間で切り替える動作が有効となる。

2.4 アクチュエータの発生力特性

本機構で用いる低圧駆動アクチュエータの発生力を、外部センサを用いずに推定するためには、アクチュエータ長および内圧と発生力との関係を明確にする必要がある。アクチュエータを垂直に吊して負荷をかけ、内圧を固定して、アクチュエータ長を測定し、収縮率を算出した。内圧およびアクチュエータへ

Fig. 2 Configuration of the control system of a pneumatic actuator

(a) Contraction from maximum length

(b) Expansion from length of 90[mm]

Fig. 3 Variation of actuator length versus applied voltage

Fig. 4 Relationship between contraction ratio and generated force of an actuator

の負荷の範囲はそれぞれ 20~200 [kPa], 0~4,000 [gf] とした。なおアクチュエータの内圧は、アクチュエータと比例弁の間に接続された圧力センサ (SMC 社製 PSE564) により計測した。

任意に抽出した 1 個のアクチュエータについて、内圧 Prs_n の変化に対する収縮率と発生力の関係の測定結果を Fig. 4 に示す。これより膨張時と収縮時において発生力の特性にヒステリシスが生じていることが分かる。しかし、収縮・拡張特性を別々の現象と見なし、それぞれの特性に線形モデルを適用すると、制御はそれ以外の方法と比べて容易となる。そこで、収縮・拡張特性をそれぞれ最小二乗法により直線近似し、近似直線の決定係数 [9] の平均を算出すると、結果はそれぞれ 0.99, 0.96 と非常に高い値を示した。そのため、本手法により導出した近似直線を制御に適用する。各印加圧力に対する近似直線の傾きと切片の関係を Fig. 5 に示す。このときの決定係数はすべて 0.98 以上となり、こちらも非常に高い値を示した。以上より、アク

Fig. 5 Relationship between inner pressure of an actuator and linear approximation coefficients

チュエータの発生力 f_n は、収縮率 ε_n と内圧 Prs_n をパラメータとして式 (1)~(3) の通り推定することとする。ただし、式 (1)~(3) は収縮時の発生力 f_{cn} を示し、拡張時の発生力 f_{en} についても同様である。ここで n は以下に述べるように 6 個用いるため、個体差を表す意味で $n = 1 \sim 6$ とする。なお、 $a_n \sim d_n$ はそれぞれのアクチュエータについて Fig. 5 と同様の近似直線から算出され、各アクチュエータの収縮時と膨張時により変化するパラメータである。

$$f_{cn} = \alpha_{cn}\varepsilon + \beta_{cn} \quad (1)$$

$$\alpha_{cn} = a_{cn}Prs_n^2 - b_{cn}Prs_n \quad (2)$$

$$\beta_{cn} = c_{cn}Prs_n^2 + d_{cn}Prs_n \quad (3)$$

3. プローブ体表面上走査機構の開発

上記のアクチュエータの伸縮特性、発生力特性を考慮し、プローブ体表面上走査機構（以下走査機構）の構成を検討した。まずはアクチュエータ自体の小型、軽量性を生かし、患者の胸部または腹部に直接搭載するタイプとした。設計に必要な情報として、プローブ先端の体表面上での動作範囲は、心臓を観察する場合に肋骨をまたいで移動することのできる直径 50 [mm] 程度の円内とし、体表面に対して鉛直方向の位置から任意の方向に 30 [deg] 程度傾けられ、数 [mm] 押し込めることを条件とした。また実際に超音波診断の操作者が体表面にプローブを押し込む力を測定したところ、最大 600 [gf] 程度であった [20]。ため、複数のアクチュエータをバランスよく配置して安定な押し込みを実現する必要がある。さらに遠隔診断システムに応用するためには、これまでに経験した診断実験 [7] と通信時間を考慮し、遠隔地からの位置指令に対して 1 秒程度で目標位置へ収束する応答性が必要である。以上のことから、様々なアクチュエータの配置パターンを考慮してシミュレーションを行った結果、Fig. 6 (a) に示す構造に最適化した。まず基板は三角形のアルミ板をくり抜き、三つの各頂点でそれぞれ 2 個のアクチュエータを鉛直方向に格納できるように構成した。これは基板底面を体表面に密着させるため、アクチュエータの配置を体表面およびプローブの動作範囲に干渉させないためである [21]。アクチュエータの上端は基板部分に固定され、下端を延長した 6 本のワイヤは、基板に取り付けられたプーリを介してプローブ軸回転機構の上部 3 箇所、下部 3 箇所の合計 6 箇所にそれぞれ

接続した。2.3 節で示したとおり、アクチュエータは内圧の増加によって収縮する方向へ力を発生することはできるが、拡張時は自身の復元力によるため、制御対象物体に一次元の動作をさせるためには、最低 2 個のアクチュエータを拮抗配置する必要がある。ワイヤ駆動理論 [22] [23] によると、アクチュエータ数が $n + 1$ の場合、制御対象物体は n 自由度の動作が可能となるため、Fig. 6 (a) の機構によって五次元の動作 (x, y, z 各軸方向への並進運動と、 x, y 軸回転) を、アクチュエータの協調動作で実現することができる。

なお、プーリの直径比は上記動作範囲を満たすよう決定し、アクチュエータ先端接続側と延長ワイヤ接続側の直径比は R_1, R_2, R_3 は 1 対 2 とし、 R_4, R_5, R_6 は 1 対 5 とした。

ところで Fig. 6 (a) の構造ではプローブ自体の軸回転ができないため、この一次元動作のみを Fig. 6 (b) に示すプローブ回転機構により実現した。この機構は二重の円筒構造になっており、プローブを軸受の内輪部に固定し、外輪部に取り付けた小型モータ（マクソンプージャパン社製 RE10 program, 減速比 1 対 256）によりギヤ（ギヤ比 3 対 20）を介して内輪部のプローブを回転させる。当初はプローブの軸回転も空気圧アクチュエータにより実現することを考案したが、プローブを体表面に押し

付けた状態でも軸回転力はほとんど必要なく、またそのセンシングの必要もないことから、体表面から最も離れた位置に唯一の電動モータを配置した。このため、プローブ軸回転はワイヤ駆動を阻害することなく独立しており、エンコーダ（256 [pulse/周]）により 360° の回転動作が可能である。実際に製作した機構は一辺 200 [mm] 以下の三角形、プローブ回転機構を含めた質量は 700 [g] 程度となり、モータを使用した体表面搭載型 [4] の 2 [kg] 程度と比較して大幅な軽量化を実現した。

4. 制御系の構成

4.1 位置および力のハイブリッド制御システムの導入

本機構を用いて人体表面をプローブ先端が接触しつつ移動するなぞり動作を行うためには、体表に押し込んだプローブが検知する接触力（以下反力）を一定にしながら体表面を移動させる必要があり、診断部位に応じてプローブの位置・姿勢を制御する位置制御と、プローブと体表との間に発生する反力を制御する力制御を同時に実現しなければならない [6]。そこで、本研究ではプローブの位置と反力の両方に関するフィードバックを有するハイブリッド制御系を構築し、プローブのなぞり動作を実現した。Fig. 7 のブロック線図において、(a) のループでは PID 制御による位置精度・応答性の改善を、(b) のループでは目標反力を維持するための力制御を行うよう設計した。以下、両機能の詳細について述べる。

4.2 ゲイン切替型 PID 制御による位置制御

ワイヤ長の計測は、エンコーダ等をワイヤに介して直接計測する方法と、非接触式に得られたプローブの位置、姿勢から求める方法があるが、ここでは後者について述べる。走査機構の各部の座標を Fig. 6 (a) のように定義し、プローブと基盤の両方に直接、非接触式位置センサが取り付けられているとする。走査機構の基盤下端を $z = 0$ とし、 $z = 0$ の x, y 平面上の基盤中央の座標を原点とする。各ワイヤとプローブの接続点の座標 q_n の初期座標を Q_n 、プーリ固定点の座標を R_n 、プーリとプローブ間のワイヤ長を L_n とする。本機構ではプローブ先端の座標を $P(x, y, z)$ とし、 P と任意のプローブの姿勢 (ϕ_x, ϕ_y, ϕ_z) が与えられたときの q_n の座標を求める。ただし、プローブの姿勢はそれぞれ、 x 軸回転角 ϕ_x [deg]、 y 軸回転角 ϕ_y [deg]、 z 軸回転角 ϕ_z [deg] と定義する。 q_n の座標は回転行列 (x 軸: R_α 、 y 軸: R_β 、 z 軸: R_γ) を用いて定式化すると式 (4) のようになる。このとき、各ワイヤ長は式 (5) で表される。

(a) Construction of the probe translation and tilt part

(b) Construction of the probe rotation unit

Fig. 6 Design of the probe scan mechanism

Fig. 7 Block diagram of the hybrid control system

Fig. 8 Configuration of the coordinate system

$$q_n = R_\gamma R_\beta R_\alpha + P \quad (4)$$

$$L_n = |\overrightarrow{R_n q_n}| \quad (5)$$

本機構は体表面に直接搭載するタイプであるため、体外から非接触式位置センサでプローブの位置を検出している場合、被験者の呼吸や体動によって基板の位置が変動し、プローブの位置に影響を及ぼす。そのため、プローブと基板の両方に位置センサを設置し、常に両センサからの位置・姿勢を検出することによって、体外モニタの位置に関係なく、基板に対する相対的なプローブの位置・姿勢を検知することができる。体外モニタと両センサの配置を Fig. 8 のように設定すると、ワールド座標系における両センサの位置・姿勢と、基盤に対する原点の位置・姿勢は式 (6) に示す回転行列 R と並進行列 t からなる同次変換行列 T として得られる。また、走査機構の基盤と、プローブに取り付けたセンサの同次変換行列を T_{wf} 、 T_{wp} とし、原点の同次変換行列を T_{fo} とすると、原点とプローブセンサ座標系の関係は式 (7) で表せる。式 (7) より、ワールド座標に関係なく、原点に対するプローブ先端の三次元座標と姿勢を実測値として算出できる [24]。ここで P_p はプローブに取り付けられたセンサからプローブ先端までの相対的位置である。

$$T_{4 \times 4} = \begin{pmatrix} R_{3 \times 3} & t_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$\begin{pmatrix} P \\ 1 \end{pmatrix} = (T_{wf} T_{fo})^{-1} T_{wp} \begin{pmatrix} P_p \\ 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

プローブの位置・姿勢制御では、アクチュエータの全収縮量の半分だけ収縮させ、プローブ先端が原点に位置する状態を初期状態とする。Fig. 7 中のループ (a) では、まずプローブ位置・姿勢の指令値 P_d ($x_d, y_d, z_d, \phi_{xd}, \phi_{yd}$) が入力されると、式 (4)、(5) により、 P_d から各ワイヤの目標長 L_{dn} への変換、現在位置 P (x, y, z, ϕ_x, ϕ_y) からワイヤ現在長 L_n への変換を行う。次に、ワイヤ長の偏差 $e_n(t) = L_{dn} - L_n$ を用いて、以下に示す式 (8) の PID 制御により電空比例弁へ制御入力を行い、アクチュエータが伸縮することでプローブは目標位置へ収束する [21]。なお、 K_p 、 K_i 、 K_d はそれぞれ比例ゲイン、積分ゲイン、微分ゲインである。また V_i は流量型比例弁への印加電圧の定常値であり、例えば Fig. 3 のアクチュエータの場合、収縮応答が最も速い場合の最低電圧である 3.12 [V] と、拡張応答が最も速い場合の最高電圧である 2.9 [V] の平均値を取って、 $V_i = 3.01$ [V] とした。プローブ先端座標の実測値は磁気式位置センサ (Ascension Tech.

Table 2 Parameters setting for contraction

Status	e_n [mm]	K_p	K_i	K_d
I	$e_n \leq -5$	0.07	0.06	0.025
II	$-5 < e_n \leq -1$	0.055	0.015	0.016
III	$-1 < e_n \leq -0.2$	0.045	0.015	0.016
IV	$-0.2 < e_n \leq 0$	0.035	0.015	0.016

Table 3 Parameters setting for expansion

Status	e_n [mm]	K_p	K_i	K_d
I	$10 < e_n$			
II	$1 < e_n \leq 10$	0.03	0.01	0.003
III	$0.2 < e_n \leq 1$	0.045	0.002	0.003
IV	$0 < e_n \leq 0.2$	0.002	0	0.001

社製 micro BIRD) を用いて、式 (7) によって取得した。

$$V_n(t) = - \left(K_P e_n(t) + K_I \int_0^t e_n(\tau) d\tau + K_D \frac{de_n(t)}{dt} \right) + V_i \quad (8)$$

ここでアクチュエータの状態は、収縮・拡張時それぞれの偏差に応じて、以下の 4 種類に分けることとする。

- I. 高速駆動 ($e_n \leq -5$ [mm] または $e_n > 10$ [mm])
- II. 中速駆動 ($-5 < e_n \leq -1$ [mm]
または $1 < e_n \leq 10$ [mm])
- III. 低速駆動 ($-1 < e_n \leq -0.2$ [mm]
または $0.2 < e_n \leq 1$ [mm])
- IV. 微速駆動 ($-0.2 < e_n \leq 0$ [mm]
または $0 < e_n \leq 0.2$ [mm])

以上 4 種類の状態に応じて、PID ゲイン K_p 、 K_i 、 K_d をそれぞれ切り替えることとした [21]。各パラメータの詳細を Table 2、3 に示す。

結局、目標位置へ収束する間に、比例弁への印加電圧は定常値 V_i を挟んで収縮・拡張の間で交互に変化し、最終的に偏差 e_n が 0 になった時点で印加電圧が V_i となり、すべてのアクチュエータが停止することとなる。

4.3 反力の推定による力制御

2.4 節で示したアクチュエータによる発生力の推定値 f_n と各アクチュエータのワイヤ長から、プローブの反力を推定する。Fig. 9 における各アクチュエータの発生力ベクトル f_n とプローブの姿勢の関係は式 (9) で、またワイヤベクトル W_n は式 (10) で表される [22] [23]。ここで、プローブ先端の反力 F (F_x, F_y, F_z) は発生力ベクトル f_n (f_{nx}, f_{ny}, f_{nz}) の合力の反力として式 (11) で表される。ただし、 m はプローブ質量、 a (a_x, a_y, a_z) はプローブの加速度であり、 a_z は重力加速度とする。 k_e (k_{ex}, k_{ey}, k_{ez}) は摩擦やモデリング誤差であり、外乱の影響を考慮するための力フィードバックゲインとして与える。

$$f_n = f_n W_n \quad (9)$$

$$W_n = \overrightarrow{P_n R_n} \quad (10)$$

$$F = -k_e \left(\sum_{n=1}^6 f_n - ma \right) \quad (11)$$

Fig. 9 Relationship between the contact force and generated forces of actuators

以上の計算により, Fig. 7 中のループ (b) の Calculation with Predicted Force では $\mathbf{P}$ から求められるアクチュエータの収縮率と内圧 Prs_n からプローブ反力 $\mathbf{F}$ が推定される [25].

以上の反力推定に基づき, 力制御に位置指令型インピーダンス制御を導入した. 走査機構に取り付けられたプローブ先端に望ましいインピーダンス特性として次式を考える [26]. ただし, $\dot{\mathbf{P}}$, $\ddot{\mathbf{P}}$ は, それぞれプローブ先端加速度, 速度, $\mathbf{M}_p$ は実慣性項である. また $\dot{\mathbf{P}}_d$, $\mathbf{F}_d$ はそれぞれ目標速度, 目標反力であり, $\mathbf{B}_d$, $\mathbf{K}_f$ は粘性, 力フィードバックゲインである.

$$\mathbf{M}_p \ddot{\mathbf{P}} + \mathbf{B}_d (\dot{\mathbf{P}} - \dot{\mathbf{P}}_d) = \mathbf{K}_f (\mathbf{F} - \mathbf{F}_d) \quad (12)$$

ここで, プローブ速度, 加速度は体表面に押し付ける方向 (z 軸負方向) に関して力制御の対象とし, それ以外の軸については位置制御系とする. また, z 軸方向に関して加速度は制御の対象としないものとし, 実慣性項を無視する. よって, 力制御は次式 (13) で表される. すなわち Fig. 7 中のループ (b) の Position-Based Impedance Control では現在反力 F_z と目標反力 F_{dz} の偏差によって z_d を補正し, 目標反力を保つ制御が働く. なお, 以降特に断りがなければ $K_{fz} = 1.0$ とする.

$$B_{dz}(\dot{z} - \dot{z}_d) = K_{fz}(F_z - F_{dz}) \quad (13)$$

式 (13) よりプローブが体表面上でなぞる動作を実現するために, 押し付け方向に関して適切な制御を行うには, 目標反力 F_{dz} , 目標粘性 B_{dz} が重要な要素となる. 本論文では, これらの二つの制御パラメータのうち, 目標反力については医師/検査技師による走査実験 [27] を参考に値を決定することとし, 目標粘性については適切ななぞり走査を行えるように決定した. また, 安全性を考慮し, F_{dz} に対して $\mathbf{F}$ が過度な反力となった場合, z_d を上方へ自動補正することとした.

5. 実 験

5.1 機械的特性の確認実験

製作した走査機構と構築した位置制御システムの有効性を確認するため, まずは位置制御のみの基本動作特性と可動範囲の確認実験を行った. まず, 実際のプローブの形や大きさをそのまま複製したポリアセタール製の模擬プローブを製作し, 本機構に把持させた. そして Fig. 10 に示すようにプローブ先端が $z = 0$ の滑らかな xy 平面上に機構を固定した. 次に初期状態からプローブ先端座標の位置指令値に対する実測値, ステップ状

Fig. 10 System configuration for evaluation

Fig. 11 Comparison between the operation and actual measurement of the probe (x-axis position)

Fig. 12 Mechanical response of the translation by a step input (x-axis position)

の入力波形に対する応答性, 可動範囲を測定した. x 軸平行移動における位置精度および応答性の測定結果を Fig. 11, Fig. 12 に, 可動範囲の測定結果を Fig. 13 に示す. なお, Fig. 12 では PID ゲインを一定とした際の結果, Fig. 13 では各ワイヤの可動量から計算された可動範囲の理論値もプロットした.

位置精度に関しては Fig. 11 より, 可動範囲の限界点に近くと牽引力不足のためヒステリシスや指令値と実際の挙動の誤

Fig. 13 Movable range of the lower tip of the probe

Fig. 14 The mock probe with a force sensor

差が出始めるが、それ以外の点までは、 $1\text{ [mm]} \cdot 1\text{ [deg]}$ 以下の非常に高い精度で制御できていることを確認した。応答性に関しては Fig. 12 より、目標値の 90% に達するには、PID ゲインを一定とした際は $1,700\text{ [ms]}$ 程度であるのに対して、PID ゲインを変化させた際は 400 [ms] 程度であった。可動範囲に関しては Fig. 13 より、理論値より縮小した結果となった。原因としてはプーリの摩擦と工作精度であると考えられる。しかし x, y 軸並進運動の要求仕様を満たすことを確認した。また、プローブを基盤中央に配置した際の回転動作の可動範囲は、 x 軸回転に関しては $-50 \sim 38\text{ [deg]}$ 、 y 軸回転に関しては $-35 \sim 35\text{ [deg]}$ 程度の可動範囲があり、こちらも要求仕様を満たすことを確認した。以上より、超音波検査における要求仕様を満たすため、位置制御については満足な結果を得た。

5.2 反力推定実験

次に反力推定方法の有効性を検証するため、Fig. 14 に示すように 3 軸力センサ (PD3-32, ニッタ株式会社) を取り付けた模擬プローブを機構に把持させ、Fig. 10 に示した平面の代わりに人体の腹部の粘性・弾性と内部構造を模した胴体ファントム (CIRS057: 以下ファントム) 上に固定し、力センサの出力と反力推定値とを比較した。検証実験は力制御をオフとして、以下の三種類の一連の動作を実施し、実験中の模擬プローブ先端の位置 ($x, y, z\text{ [mm]}$)、および反力 ($F_x, F_y, F_z, F\text{ [gf]}$) の値を計測し評価を行った。プローブの動作は PC から位置指令を与え、以下のような手順で行った。このとき、プローブの軸は z 軸に対して平行を保つようにした。

- (i) x 軸方向に $-15 \sim 15\text{ [mm]}$ の往復動作 (30 秒間)

Fig. 15 Variation of estimated force with measured force through the experiment

- (ii) y 軸方向に $-15 \sim 15\text{ [mm]}$ の往復動作 (25 秒間)

- (iii) z 軸方向に $-15 \sim 0\text{ [mm]}$ の往復動作 (20 秒間)

実験結果を Fig. 15 に示す。グラフは上から x と F_x 、 y と F_y 、 z と F_z 、 F のそれぞれについて、プローブ先端の反力の推定値、実測値 (左軸) および位置の実測値 (右軸) の時間変化を表す。まず (i) ~ (iii) を通して、プローブの位置変化とその方向の反力は同期して発生しており、ファントム上をプローブがなぞれていることが分かる。一方、(i) ~ (ii) へ移行する際に、 y の位置よりも反力 F_y が先行する箇所が見られるが、これはファントムとプローブの間に摩擦が発生したためであると考えられる。 F_x 、 F_z においてはプローブ反力の推定値と実測値はほぼ一致した。また F_y 、 F においては、力センサの出力値と反力の推定値の差は平均で 100 [gf] 程度となり、この場合の最大反力約 800 [gf] に対して最大 25% 程度の誤差が生じた。この誤差は、Fig. 4 のように発生力特性を直線近似したことを考えるとかなり小さいことになるが、この実験では個々のアクチュエータの発生力が最大でも 300 [gf] 程度であり、超音波プローブの押し込みのような動作では、患者側における安全面でも操作側における検出の面でも問題とならない。反力の推定精

Fig. 16 Variation of position, angle and forces of the probe during the experiment on the phantom

度をさらに向上させるには、機構の摩擦力やアクチュエータの発生力のモデル化誤差をさらに小さくする必要がある。しかし、全体的に力センサの出力値と反力の推定値はよく一致しており、超音波検査では問題のない範囲であることが明らかとなった。

5.3 なぞり走査実験

構築したハイブリッド制御の有効性を確認するため、前節と同様にファントムを対象とし、プローブ先端のなぞり走査実験を行った。実際の超音波診断で使用するプローブの押し付け力を測定したところ、胸部では最大 600 [gf] 程度であった [20] ため、ここでは $F_z = 500$ [gf] を一定に保つ条件下で、 x 軸方向に $-15 \sim 15$ [mm] の直線上を往復駆動させた場合の測定結果を Fig. 16 に示す。四つのグラフすべてにおいて、横軸を x 軸方向移動量 x [mm] とし、縦軸はそれぞれ z 軸方向移動量 z [mm] および、 y 軸周り回転角 ϕ_y [deg]、 x 軸方向反力 F_x 、 z 軸方向反力 F_z を表す。また、パラメータ B_d は逐次代入により変化させ、最も良好な結果が得られた値 ($B_d = 15$) とした。 x 軸方向の移動に対し、 z 軸座標が変化しているが、これは胴体ファントムの形状に追従してプローブ先端がなぞったことを示している。また、プローブの回転角 ϕ_y が最大 2 [deg] 程度とはほぼ傾くことなく駆動しており、さらに F_z と F_d の差が最大 100 [gf] 以内で

Fig. 17 A scene of image acquisition experiment

なぞり走査を行っている。この誤差はファントム表面とプローブとの間に生じた摩擦が原因と考えられるが、今後はプローブがなぞる範囲に塗布するエコーゼリーの状態を統一して、摩擦を軽減する工夫が必要となる。超音波検査においてはプローブ角度が数度変わるだけでも断層像が大きく変化するため、今回構築したハイブリッド制御によってプローブの傾きを制御することは大きな効果であり、反力の誤差は実際の超音波検査を行う医師や検査技師の個人差の範囲にあるものと考えられる。

5.4 超音波断層像取得実験

以上の評価実験により、超音波検査に必要とされるなぞり走査が可能であることを実証した。そこで Fig. 17 に示すように、本機構をボランティアの被験者 (22 歳男性) の胸部に搭載し、模擬プローブではなく実際の検査で用いるプローブを把持させて、心臓の超音波断層像を取得する実験を行った。実験では操作者が被験者と本機構を間近で観察しながら、PC 上の指令座標を変化させてプローブの位置と姿勢を調整した。また超音波検査の経験のある技術者が、超音波断層像を確認しながら操作者に指示を行った。この結果、実験開始 5 分程度で、Fig. 17 中に示したように通常の診断に用いられる心臓の断層像の取得に成功した。これにより本研究で提案する空気圧アクチュエータを用いた体表面上走査機構による超音波検査の有効性が示されたといえる。今後の課題として、機構の摩擦力やアクチュエータのモデル化誤差の低減による、応答性および反力の推定精度の向上が挙げられる。また、患者役の被験者数を増やし、年齢、性別を変化させたときの断層像取得に関する検証を行う予定である。

6. おわりに

本研究では電動モータを駆動力として使用しない超音波検査のためのプローブ制御機構として、空気圧アクチュエータを用いた機構の開発と、位置と力に関するハイブリッド制御法について述べた。まず、プローブ制御機構の開発では本アクチュエータの軽量、高出力、安全性が高いという特徴を生かして患者に直接搭載可能な機構を設計した。実際に製作した機構は総重量 700 [gf] となり、同様の形状のロボットと比較し、大幅な軽量化に成功した。また、本アクチュエータを用いた位置制御ではゲインを切り替える PID 制御が有効であることを実証した。力制御では力センサを用いることなく、アクチュエータ内圧と変

位からプローブ反力の推定が可能であることを示した。力センサの出力値と推定値との差は平均 100 [gf] 程度であるが、この値は通常の診断における医師の個人差の範囲内である。そして、反力の推定値をもとにハイブリッド制御システムを構築し、なぞり走査を可能にし、患者役ボランティアの心臓の断層像の取得に成功した。

謝 辞 本研究を遂行するに当たり多大な御協力をいただいたスキューズ株式会社の市川裕則様、平野正徳様、安川寿様に深く感謝致します。また、機構の製作に御協力をいただいた本学ものづくり工学センターの箱崎春夫様、小沢高一様、齊藤正二様に深く感謝致します。

参 考 文 献

- [1] N. Koizumi, S. Warisawa, H. Hashizume and M. Mitsuishi: "Continuous path controller for the remote ultrasound diagnostic system," IEEE/ASME Trans. on Mechatronics, vol.13, no.2, pp.206-218, 2008.
- [2] 宇田寿人, 有野千昭, 貞光雄志, 原田烈光, 菅原基見, 仁木清美, 高西淳夫: "頸部血流計測ロボットシステム WTA-1 の開発—プローブマニピュレータ固定アームとプローブコントローラ—", 第 24 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 2006.
- [3] 望月一哉, 小山浩幸, 米田隆志, 山本紳一郎: "遠隔超音波画像診断のためのロボットシステムの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, CD-ROM, 2009.
- [4] 岩田浩康, 伊藤慶一郎, 遠藤嘉将, 菅野重樹: "遠隔救急超音波診断ロボット: FASTele-1 の評価—通信遅れが及ぼす診断性能への影響—", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, CD-ROM, 2009.
- [5] 榎田晃司, 加藤央明, 野本悠香梨, 渡辺弘樹, 原田博司, 竹内良平: "パンタグラフ型超音波診断ロボットの軽量化と走行する救急車—病院間での遠隔診断実験—", 第 23 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 2005.
- [6] 青木悠祐, 金子健太, 小山田雅美, 高地悠貴, 榎田晃司: "パラレルリンク型超音波検査ロボットによるプローブ走査支援システムの開発", 電気学会論文誌 C, vol.130, no.3, pp.433-441, 2010.
- [7] 堀口智洋, 大籠研介, 渡辺弘樹, 榎田晃司: "患者体表面へのプローブ接触力を考慮した遠隔超音波診断システムのためのインターフェースの開発", 計測自動制御学会論文集, vol.44, no.11, pp.878-885, 2008.
- [8] 則次俊郎: "空気圧アクチュエータ", 日本ロボット学会誌, vol.15, no.3, pp.355-359, 1997.
- [9] 則次俊郎: "空気圧ソフトアクチュエータと人間親和メカニズム", 日本ロボット学会誌, vol.21, no.7, pp.722-726, 2003.
- [10] 脇元修一, 鈴森康一, 神田岳文: "インテリジェント McKibben 型アクチュエータの開発 (第 1 報, 柔軟変位センサの内蔵による位置サーボ系の実現)", 日本機械学会論文集 C 編, vol.71, no.709, pp.2754-2760, 2005.
- [11] S.R. Pandian, F. Takemura, Y. Hayakawa and S. Kawamura: "Pressure observer-controller design for pneumatic cylinder actuators," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol.7, Issue 4, pp.490-499, 2002.
- [12] N. Gulati and E.J. Barth: "A Globally Stable, Load-Independent Pressure Observer for the Servo Control of Pneumatic Actuators," IEEE Transactions on Mechatronics, vol.14, no.3, pp.295-306, 2007.
- [13] 只野耕太郎, 住野亘, 川崎健嗣: "空気圧駆動を用いた力覚提示機能を有する多自由度鉗子の開発", 日本ロボット学会誌, vol.27, no.5, pp.538-545, 2009.
- [14] Y. Zhu and E.J. Barth: "Impedance Control of a Pneumatic Actuator for Contact Tasks," Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.987-992, 2005.
- [15] R. Richardson, M. Brown, B. Bhakta and M.C. Levesley: "Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement, joint space controllers," Control Engineering Practice, vol.13, pp.291-303, 2005.
- [16] 香川利春, 藤田寿憲, 山中孝司: "人工筋アクチュエータの非線形モデル", 計測自動制御学会論文集, vol.29, no.10, pp.1241-1243, 1993.
- [17] C. Chou and B. Hannaford: "Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles," IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol.12, no.1, pp.90-102, 1996.
- [18] 辻内伸好, 小泉孝之, 西野慎哉, 白井茂樹, 久田原辰夫, 清水三希夫: "低圧駆動型空気圧アクチュエータの開発と制御性能", 日本機械学会論文集 C 編, vol.73, no.732, pp.2320-2326, 2007.
- [19] <http://www.smcworld.com/>
- [20] 青木悠祐, 榎田晃司: "走査手技解析に基づいた超音波診断のための医療ロボットの開発", 電気設備学会誌, vol.28, no.12, pp.935-938, 2008.
- [21] 安藤洸一, 青木悠祐, 榎田晃司, 市川裕則, 平野正徳: "複数の空気圧アクチュエータの伸縮制御による棒状物体の 3 次元位置・角度調節", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, CD-ROM, 2009.
- [22] 野本悠香梨, 榎田晃司: "3 次元ワイヤ駆動による遠隔超音波診断のための力覚付き操作ハンドルの開発", 生体医工学, vol.44, no.1, pp.213-220, 2006.
- [23] 小澤賢一, 榎田晃司: "ワイヤ駆動とパラレルリンクを組み合わせた操作角微調整のためのピボット点可変機能付きコントローラの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, CD-ROM, 2008.
- [24] 吉永崇, 堀口智洋, 宮崎航, 榎田晃司: "在宅における遠隔超音波診断のための 3 次元空間共有 AR インターフェースの開発", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.14, no.3, pp.413-420, 2009.
- [25] 安藤洸一, 齊藤俊, 青木悠祐, 榎田晃司: "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予測制御", 第 27 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, 2009.
- [26] 桂川敬史, 五百井清, 久保田伸幸, 野呂治: "産業用ロボットにおけるハイブリッド・コンプライアンス/力制御の適用", 日本ロボット学会誌, vol.12, no.6, pp.893-898, 1994.
- [27] 青木悠祐, 金子健太, 高地悠貴, 榎田晃司: "超音波検査ロボットによる力サーボ/ビジュアルサーボ切り替え制御に基づいたプローブ走査支援システムの構築", 第 27 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 DVD-ROM, 2009.

安藤 洸一 (Koichi Ando)

2008 年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。2010 年同大学大学院生物システム応用科学府博士前期課程修了，修士（工学）。在学中は，空気圧アクチュエータを用いた超音波検査ロボットの開発に関する研究に従事。（日本ロボット学会学生会員）

齊藤 俊 (Shun Saito)

2010 年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。同年同大学大学院生物システム応用科学府入学，現在に至る。空気圧アクチュエータを用いた超音波検査ロボットの高性能化に関する研究に従事。

青木悠祐 (Yusuke Aoki)

2006 年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。2007 年同大学大学院生物システム応用科学府博士前期課程修了，修士（工学）。同年同大学大学院生物システム応用科学府博士後期課程入学。現在に至る。超音波検査ロボットの制御に関する研究に従事。電気学会，日本機械学会会員。

（日本ロボット学会学生会員）

小澤賢一 (Ken'ichi Ozawa)

2006 年東京農工大学工学部電気電子工学科卒業。2008 年同大学大学院生物システム応用科学府博士前期課程修了，修士（工学）。同年（株）リコー入社。在学中は超音波検査のためのワイヤ駆動システムに関する研究に従事。

榎田晃司 (Kohji Masuda)

1989 年国立明石工業高等専門学校卒業，1991 年大阪大学工学部卒業，1996 年大阪大学大学院工学研究科博士課程修了，博士（工学）。1996 年日本学術振興会特別研究員（国立大阪病院），同年名古屋大学工学部助手，1999 年愛媛大学医学部助手。2002 年より 1 年間，ゲルノーブル第一大学医学部研究員。2003 年東京農工大学大学院生物システム応用科学府助教授，2007 年より准教授，現在に至る。この間，超音波医用画像処理，医療ロボティクス，生体内薬物伝送に関する研究に従事。1999 年日本エム・イー学会（現日本生体医工学会）論文賞・阪本賞受賞。2002 年日本超音波医学会より超音波工学フェロー授与。所属学会は本学会のほかに IEEE EMBS，日本超音波医学会，電子情報通信学会。

（日本ロボット学会正会員）