

## フィードフォワード制御とフィードバック制御を併用した 空気圧人工筋マニピュレータの開発\*

宮田 俊介\*<sup>1</sup>, 辻 俊明\*<sup>2</sup>  
橋本 卓弥\*<sup>3</sup>, 小林 宏\*<sup>3</sup>

### Development of Pneumatic Artificial Muscle Manipulator with Feedforward and Feedback Control

Syunsuke MIYATA, Toshiaki TSUJI\*<sup>4</sup>,  
Takuya HASHIMOTO and Hiroshi KOBAYASHI

\*<sup>4</sup> Department of Electrical and Electronic Systems, Faculty of Engineering, Saitama University,  
255 Shimo-ohkubo, Sakura-ku, Saitama-shi, Saitama, 338-8570 Japan

A McKibben artificial muscle is a good candidate as an actuator of man-machine systems although it has quite slow response. This study proposes a control method, which integrates feedforward control and feedback control, to achieve rapid response. The feedforward input is given from a database acquired by global identification since a robot arm with McKibben artificial muscles has a complicated model. An identification error is mainly caused by mechanical hysteresis on the McKibben artificial muscle. Therefore, a technical solution to reduce the effect of mechanical hysteresis is introduced. Experimental results show that the convergence performance is much improved by the proposed method. Input shaping by a sin curve reduces oscillation and further improves the convergence performance. The main issue of the method is that it takes much effort for the global identification on many sample points. Hence, experimental results with reduced number of identification points are shown and their control performances are compared.

**Key Words**: Motion Control, Artificial Muscle, McKibben Artificial Muscle, Pneumatic Actuator, Feedforward Control

#### 1. はじめに

メカトロニクス技術の発展とともに、モーション制御の応用範囲が飛躍的に拡大している。特に、人間と同じ環境でサポートを行う人間支援型モーション制御機器の需要は今後も医療福祉をはじめとする様々な分野において高まるであろう。人間への親和性は人間支援機器にとって必須の条件であるため、モーション制御系に人間親和性を獲得させるための研究が広く行われている。McKibben型人工筋肉は(1)軽量性、(2)柔軟性、(3)高出力性、(4)安全性等の特性を持つことから、機構的に人間親和性の高さを実現できるアクチュエータとして知られている。例えば小林<sup>(1)</sup>は、自力動作の困難な人が本人の意思により動作することを目的にマッスルスーツと呼ばれる上肢装着型支援機器を開発している。Sasaki<sup>(2)</sup>は、介護支援や生活支援ロボットへの応用を目的としたロボットハンドを開発している。

McKibben型をはじめとする空気圧人工筋は高い人

間親和性を実現する反面、応答が遅いという問題点を有するため、ロボットのアクチュエータにあまり広く応用されていない。応答の遅さに起因してフィードバック制御の高ゲイン化が困難となり、制御性能を高めるのには限界がある。そこでNoritsuguら<sup>(3)</sup>は、時定数の短いERダンパを空気圧人工筋と併用することによって速応性を獲得している。その他にも、空気圧人工筋のみで速応性を獲得するための制御理論が複数提案されている。松下ら<sup>(4)</sup>は、離散スライディングモードを適用することにより力制御の性能を向上している。また、筆者ら<sup>(5)</sup>は、拮抗的に配置された空気圧人工筋の剛性を操作することによって制御帯域を高める手法を提案している。フィードバック制御のみでは性能に限界があるため、制御対象の逆モデルを学習してフィードフォワードする手法も提案されている。片山と川人はフィードバック誤差学習スキームを用いた手法により高度な制御を実現している<sup>(6)</sup>が、本手法では一動作に対して2000回の学習を要するため、多様な動作が想定される制御系では実用性に課題が残る。

本研究ではフィードフォワード制御とフィードバック制御を組み合わせることにより、空気圧人工筋肉の

\* 原稿受付 2008年4月24日。

\*<sup>1</sup> (株)神戸製鋼所(☎251-8551 藤沢市宮前100-1)。

\*<sup>2</sup> 正員, 埼玉大学工学部(☎338-8570 さいたま市桜区下大久保255)。

\*<sup>3</sup> 正員, 東京理科大学工学部(☎162-8601 東京都新宿区神楽坂1-3)。

E mail: tsuji@ees.saitama-u.ac.jp

制御系の速応性が向上することを示す。特定の位置・姿勢へと収束する人工筋の入力気圧を予め同定し、その値をフィードフォワード入力として与える。McKibben型人工筋肉が持つヒステリシス特性の影響により、制御系の収束位置は変動してしまうため、ヒステリシスの影響を考慮した同定法を提案する。また、フィードフォワード入力値の同定時間を削減するために、同定試験のサンプル数を削減した場合の影響を調べる。

本論文の構成を以下に述べる。まず、第2節に実験機の構成を示す。次に、第3節でフィードフォワード制御とフィードバック制御を併用した制御系の構成を述べる。第4節ではフィードフォワード入力の同定法を説明する。ヒステリシス特性への対処法を第5節で述べる。第6節で実機による性能評価の結果を示し、最後に第7節で結論を述べる。

## 2. 実験機の構成

本研究において使用する実験用マニピュレータの外観を図1に、マニピュレータの各部機構パラメータを表1に示す。本マニピュレータはベース部、リンク1、リンク2から構成される2自由度マニピュレータであり、水平面上のみを移動する。1軸につき2本の拮抗配置されたMcKibben型人工筋肉により関節軸を駆動し、計4本のMcKibben型人工筋肉を有する。McKibben型人工筋肉は図2に示すように、空気供給用のエアチューブ、および、ゴムチューブ、ナイロンスリーブチューブにより構成されており、内側のゴムチューブを外側のナイロンスリーブチューブで覆う構造となっている。エアチューブを介してゴムチューブ内に空気を供給することで、ゴムチューブが膨張し、内側から押されたナイロンスリーブチューブが広がる。ナイロンスリーブチューブはメッシュ構造であるため、長軸方向に収縮する。図3にマニピュレータの駆動モデルを示す。McKibben型人工筋肉の一端はワイヤを介してマニピュレータのフレームに固定されており、もう一端は関節軸に固定されたプーリに接続されている。プーリは拮抗配置された両方の筋肉に引っ張られている。ここでどちらかの筋肉への入力気圧を変化させることで軸が駆動される。関節軸にはロータリエンコーダを配置し、回転角度情報を検出する。

表2にそれぞれの機器のパラメータを示す。また、システム構成を図4に示す。エアコンプレッサで発生させた圧縮空気は電空レギュレータ (Electro-pneumatic regulator) に送られる。PCからの電圧指令に基づき電空レギュレータは人工筋肉内の気圧を制御する。各軸のロータリエンコーダが発生するパルス信号はPC上

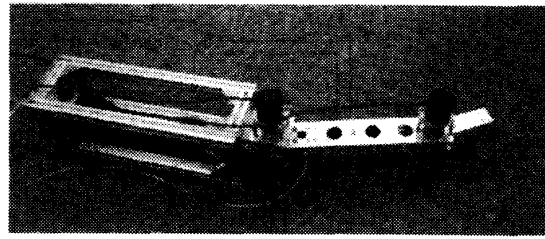


Fig. 1 Experimental setup

Table 1 Mechanical parameters

$l_1$	Length of link 1	25.0 [cm]
$l_2$	Length of link 2	10.0 [cm]
$r_1$	Radius of joint 1	2.0 [cm]
$r_2$	Radius of joint 2	1.0 [cm]
$m_1$	Mass of link 1	0.53 [kg]
$m_2$	Mass of link 2	0.09 [kg]
$\phi_1$	Diameter of muscle 1	2.8 [cm]
$\phi_2$	Diameter of muscle 2	1.0 [cm]

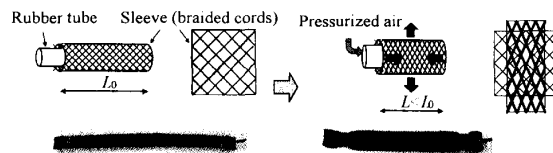


Fig. 2 McKibben artificial muscle

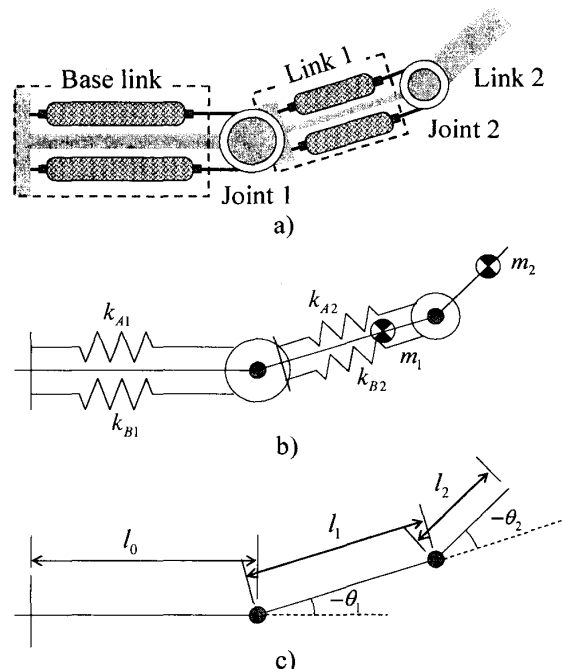


Fig. 3 Composition of manipulator

のカウンタボードで検知する。

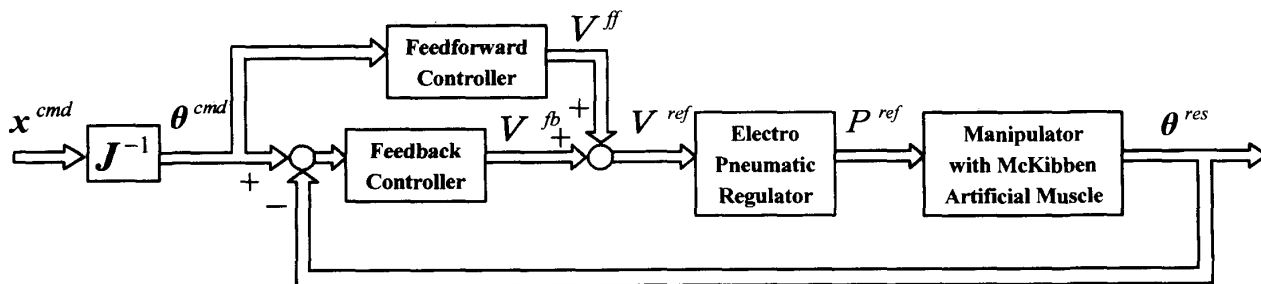


Fig. 5 Brief block diagram of control system

Table 2 Specification of devices

Optical encoder	Maker Model No. Resolution	OMRON E6B2-CWZ6C 2000 [P/R]
Electro-pneumatic regulator	Maker Model No. Control delay	CKD EW-SEV1500-106 0.1 [sec]
Counter board	Maker Model No.	Interface PCI-6204
DA conversion board	Maker Model No. Voltage range Data width	MICRO SCIENCE HDA-770PCI-8 0-10 [V] 12[bit]
PC	Maker Model No. OS CPU clock	Dell DIMENSION8400 RT-Linux3.2pre3 2.4 [GHz]

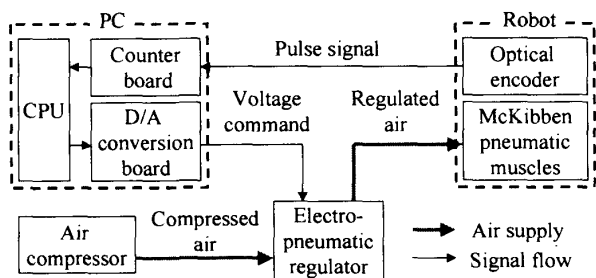


Fig. 4 System composition

### 3. 制御系の構成

本研究で用いた制御系のブロック線図を図5に示す。本制御系では関節角度応答値  $\theta^{res}$  を計測し、フィードバックしている。作業空間上の位置指令  $x^{cmd}$  から逆運動学に基づき関節空間の指令値  $\theta^{cmd}$  を導出し、応答値との偏差に応じてフィードバック制御器 (Feedback controller) が関節空間上のフィードバック指令  $V^{joint}$

を導出する。その導出式は以下の通りである。

$$V^{joint} = [V_1^{joint}, V_2^{joint}] = K_i \int (\theta^{cmd} - \theta^{res}) + K_p (\theta^{cmd} - \theta^{res}) \quad (1)$$

ここで  $K_i$  は積分制御のゲイン、 $K_p$  は比例制御のゲインを表す。拮抗駆動のマニピュレータは関節数の2倍のアクチュエータを持つため、式(2)に基づきフィードバック入力を分配する。

$$V^{fb} = [V_1^{fb}, V_2^{fb}, V_3^{fb}, V_4^{fb}] = [V^{joint1}, -V^{joint1}, V^{joint2}, -V^{joint2}] \quad (2)$$

ただし  $V_1^{fb}, V_2^{fb}$  は関節1を、 $V_3^{fb}, V_4^{fb}$  は関節2を駆動する人工筋肉への入力電圧である。本研究では空気圧の制御を電空レギュレータで行っている。式(3)に示すように、入力電圧と気圧値は係数  $K_e$  に比例する。

$$P^{ref} = K_e V^{ref} \quad (3)$$

電空レギュレータの気圧制御の時定数は0.1secと大きいので、位置制御を高ゲイン化するのは困難である。電空レギュレータを用いた場合に限らず、フィードバック制御によって空気圧人工筋制御の速応性を高めるのは難しい。そこで本研究では、所望の位置・姿勢を実現する電圧指令値を電空レギュレータに与えるため、フィードフォワード制御をフィードバック制御と組み合わせた制御系を構築する。

フィードフォワード制御では、外乱補償の入力が予め与えられるが、外乱として考えられるのは、McKibben型人工筋肉の持つ非線形性や重力など、ロボットの姿勢に依存するものとする。そのためフィードフォワード入力  $V^{ff}$  は以下のように表される。

$$V^{ff} = f(\theta^{cmd}) \quad (4)$$

一般のフィードフォワード制御では制御対象の正確なモデルに基づいて制御入力が求められるが、McKibben型人工筋肉を用いたロボットはモデル化が困難である。

また, McKibben 型人工筋肉はアクチュエータとしての特性に個体差を有する. そのため, 学習や同定を行わない他の手法ではモデル化誤差が生じ, 性能劣化の原因となる. そこで各姿勢にマニピュレータが収束した時の気圧値を予め記録し, その値をフィードフォワード入力として加えることとする. このようにして与えたフィードフォワード入力は, 各姿勢における外乱を補償する効果を持ち, マニピュレータの速応性を向上する. さらに, 人工筋の個体差に起因する誤差を低減する効果も持つ. 本研究のフィードフォワード制御は, 姿勢に依存する外乱のみを考慮するため, 外力に対する抑圧効果を持たない. しかし, McKibben 型人工筋肉は受動的柔軟性を利点としていることから, 外力を補償せずに制御系の速応性のみを高める意義は大きいと言える.

#### 4. フィードフォワードデータの取得

本研究では, あらゆる目標指令位置に対して, フィードフォワード入力を求められるようにするため, マニピュレータの移動領域内における様々な指令位置に対応したフィードフォワード値をデータベースとして格納しておく. そのためのデータ取得方法を以下に示す.

ある位置  $(x, y)$  におけるフィードフォワード制御用の入力値を,  $V^{ff} = [V_1^{ff}, V_2^{ff}, V_3^{ff}, V_4^{ff}]$  とする. 式 (3) の比例関係より,  $P^{ff} = K_e V^{ff}$  である.

ここで, マニピュレータ先端の可動範囲を以下のように決定する. まず, 軸 1, 軸 2 における拮抗配置された両 McKibben 型人工筋肉への気圧値合計値を, 式 (5) のように, それぞれ  $P_{+1}$ ,  $P_{+2}$  の値となるようにする.

$$\begin{aligned} P_1^{ff} + P_2^{ff} &= P_{+1} \\ P_3^{ff} + P_4^{ff} &= P_{+2} \end{aligned} \quad (5)$$

本研究では,  $P_{+1} = P_{+2} = 0.6\text{MPa}$  とし, 片側の McKibben 型人工筋肉への入力気圧値の最大値を  $0.55\text{MPa}$ , 最小値を  $0.05\text{MPa}$  とする. ただし, これらの値は海面気圧に対する相対気圧値である. マニピュレータの各回転軸の移動範囲を, 図 6 に示すように, Link1 においては,  $-90\text{deg} \sim 90\text{deg}$ , Link2 においては,  $0\text{deg} \sim 90\text{deg}$  とする. これは, フィードフォワードおよびフィードバック制御時に, マニピュレータ先端の各目標位置に対応したマニピュレータの姿勢を一意に限定するためである. このようにして決定されるマニピュレータの可動範囲を図 7 に示す. この図において, 紙面左右方向を  $x$  軸, 上下方向を  $y$  軸で表す.  $x, y$  方向にそれぞれ  $1\text{cm}$  間隔に並んだ格子点を設定し, それぞれの格子点の位置を  $x^{ff}(i, j)$  と定める.  $i, j$  はそれぞれ, 並んだ格子点の  $x, y$  軸方向の順番を表す. 図

7 の斜線部分はマニピュレータ先端の可動範囲を表し, その範囲内において 499 個の格子点が得られる. この 499 点に収束する入力  $V^{id}(i, j)$  を実験的に同定する手順を以下に示す.

1. 格子点  $x^{ff}(i, j)$  を指令位置に設定する.
2. フィードバック制御によってアーム先端を  $x^{ff}(i, j)$  に収束させる.
3. 制御開始から 20 秒後時点において指令位置からの偏差が  $0.5\text{cm}$  以内であれば, そのときの入力  $V^{id}(i, j)$  を同定値として記録する.
4. 偏差が  $0.5\text{cm}$  以上の場合はその点に収束不可能であると判断し, 点  $x^{ff}(i, j)$  を可動範囲から除外する.

以上を可動範囲内の 499 点において行う.

系に作用する外乱のうち, 再現性の高いものが支配的であれば,  $V^{id}(i, j)$  を再度与えることによって, マニピュレータは  $x^{ff}(i, j)$  の近傍に収束する. つまり上記の方式で得られた  $V^{id}(i, j)$  は  $x^{ff}(i, j)$  近傍の外乱を補償するフィードフォワード効果を持つ.

位置指令は各格子点上ではなく, その間に与えられることが多い. その際にはフィードフォワードデータを補間する必要がある. そこで, 図 8 のように目標位置の周囲 4 点の同定値を用いて, 目標位置  $x^{cmd} = [x^{cmd}, y^{cmd}]$  における補間されたフィードフォワード制御用気圧値  $V^{ff}(x^{cmd})$  を導出する.

$$\begin{aligned} V^{ff}(x^{cmd}) &= (1-s)(1-t)V^{id}(i, j) + s(1-t)V^{id}(i+1, j) \\ &\quad + (1-s)tV^{id}(i, j+1) + stV^{id}(i+1, j+1) \end{aligned} \quad (6)$$

ここで,

$$s = \frac{x^{cmd} - x_i}{x_{i+1} - x_i}, \quad t = \frac{y^{cmd} - y_j}{y_{j+1} - y_j}$$

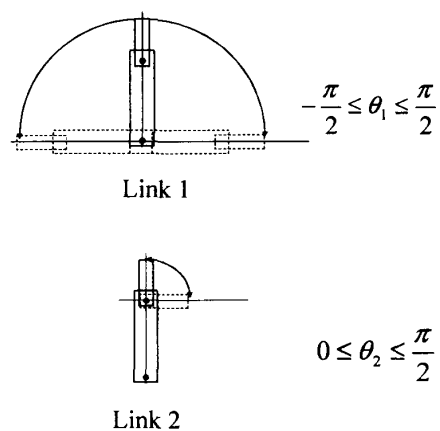


Fig. 6 Movable range of link 1 and link 2

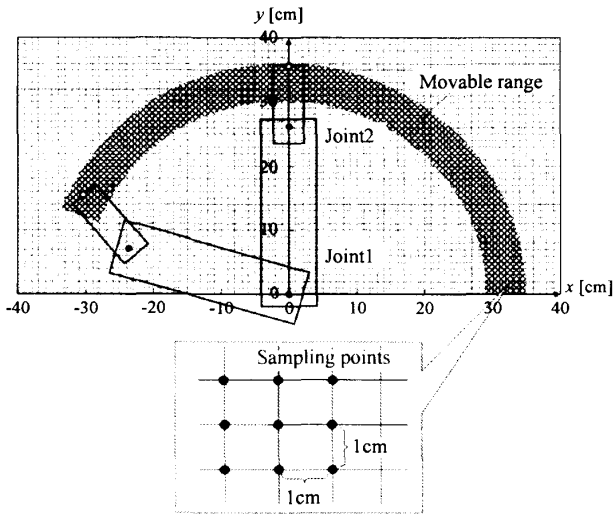


Fig. 7 Data acquisition for feedforward control

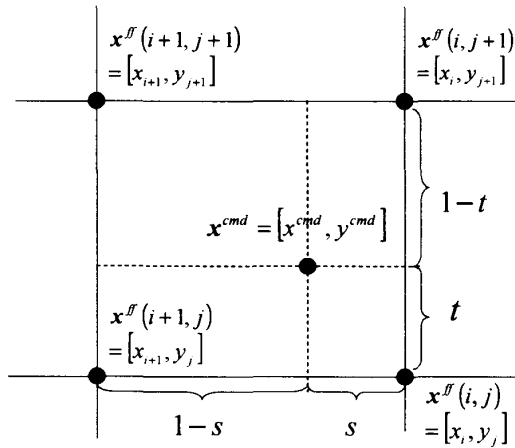


Fig. 8 Interpolation algorithm for feedforward input

5. ヒステリシス特性への対処

McKibben 型人工筋肉を制御する上での課題としてヒステリシスの影響が挙げられる。人工筋肉のヒステリシス特性とは、同じ気圧値を与えた場合でも入力値の履歴によって筋肉の収縮量に差が現れる現象のことを指す。特に 4 章において取得したフィードフォワードデータは系に作用する外乱の再現性が高いことを前提としているため、ヒステリシスの影響を強く受ける。全ての直線動作パターン、即ち 499 個の始点から 498 個の目標へ収束するまでの 499 × 498 種類の動作に対するフィードフォワードデータを獲得すれば、ヒステリシスの影響を無効化できる。しかしそれにはデータ取得のための膨大な時間と労力が必要であり、実用的でない。効率的にヒステリシスの影響を無効化する方法を探るため、ヒステリシス効果の現れる条件を実験的に検証した。

まず、マニピュレータの可動範囲内に、図 9 に示すように、4 つの点 A,B,C,D を設定し、それぞれの点から別の点へフィードフォワード制御のみで収束させる実験を行った。その結果を図 10 に示す。点 B, C を

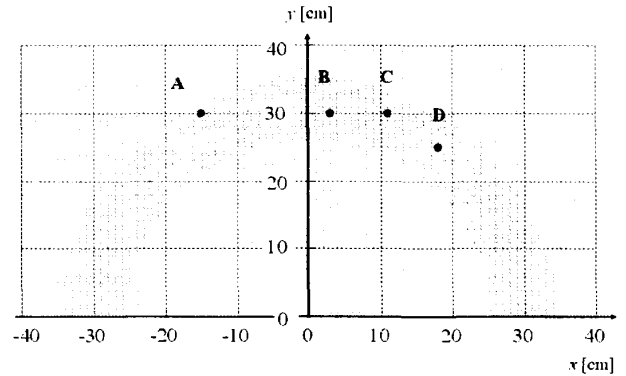


Fig. 9 Target position for hysteresis verification experiment

指令位置とした 3 通りの結果では、同じフィードフォワード入力を与えているにも関わらず、収束値にばらつきが見られた。これらのばらつきは McKibben 型人工筋肉のヒステリシスによるものである。一方、点 A と D を指令位置とした結果では、収束値のばらつきは極めて小さかった。点 A と D は可動領域の端の方に位置しているために、他の 3 点から移動するときの関節の回転方向が一致していたことがばらつきの小さい理由だと考えられる。また、移動距離の差異は収束位置にほとんど影響していないことがわかる。これらの実験結果より、ヒステリシスの影響は関節の反転時に主に現れ、それ以外の場合には微小であると推察される。

この特性に着目し、フィードフォワードデータを取得するパターンの数を削減する。一関節マニピュレータであれば、関節の正転時、逆転時 2 種類のフィードフォワードデータを各格子点で獲得しておき、指令動作の回転方向に対応するフィードフォワード入力を与えればヒステリシスによる誤差がほとんど生じなくなると予想される。これを n 自由度マニピュレータに拡張すると、各関節の正逆転を考慮した 2^n 個のパターンについてフィードフォワードデータを獲得すればよいことになる。例えば本研究で用いる 2 自由度マニピュレータでは、第一関節と第二関節がそれぞれ正転、逆転するため、2^2 = 4 通りのデータを各格子点で獲得する。その 4 通りのデータを得るための初期姿勢を図 11 に示す。第一関節と第二関節の角度がそれぞれ上限値、もしくは下限値を示す 4 パターンの姿勢から、ある格子点へ収束する実験を行うことでそれぞれの関節が正

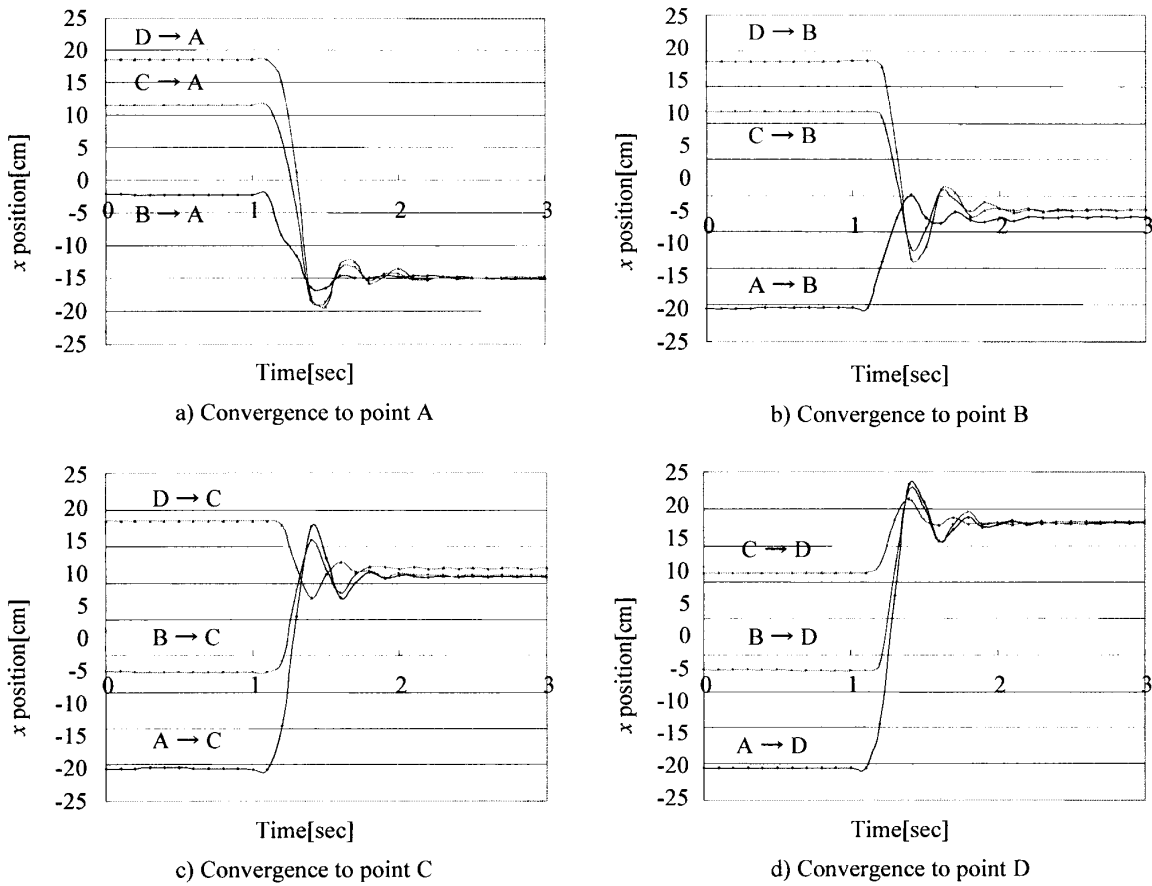


Fig. 10 Effect of hysteresis on feedforward control

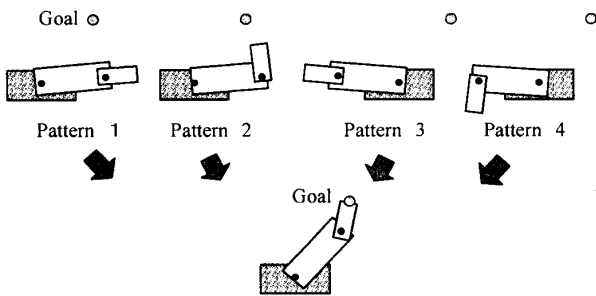


Fig. 11 4 patterns of initial attitude

転, 逆転する全てのパターンを網羅した同定試験を行うことが可能となる. 格子点の数は499個であるため, 本マニピュレータでは1996回の同定試験を行うことになる.

6. 実験による性能評価

6.1 フィードフォワード・フィードバック併用制御  
4章により得られたフィードフォワード制御用の気圧値データを用いて, フィードフォワード・フィードバック併用制御の有効性を検証するため, マニピュレータ先端の

位置収束実験を行った. このとき,  $K_i = 20.0, K_p = 20.0$ であった. まず, 制御開始とともにフィードフォワード制御用の気圧値データをステップ状に入力したところ, オーバーシュートおよび振動が発生し, 期待されたよりも収束に時間がかかった. その様子を図12に示す.

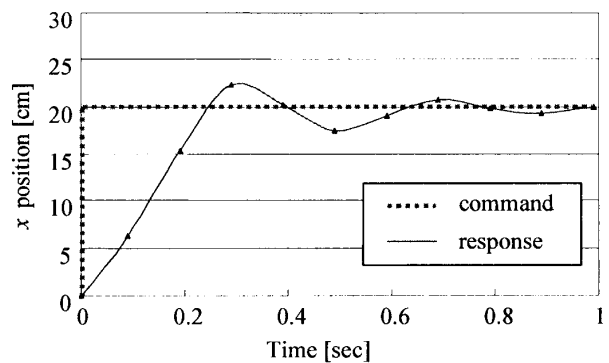


Fig. 12 Experimental result with step command

そこで, フィードフォワード制御用の気圧値を sin 関数を用いて整形することにより, オーバーシュート

および振動を抑える。

$$\begin{cases} v_{ff,shaping} = V_{ff} \sin\left(\frac{\pi t}{4 t_s}\right) & (0 \leq t \leq t_s) \\ v_{ff,shaping} = V_{ff} & (t_s < t) \end{cases} \quad (7)$$

ただし、 $v_{ff,shaping}$  はフィードフォワード制御用気圧値の整形入力を表す。 $t$  [sec] は制御開始からの時間、 $t_s$  [sec] はサインカーブが極大値に達する時間、即ち、整形入力値が元のフィードフォワード制御用気圧値と等しくなるまでの時間である。 $t_s$  を振動系の時定数より低く設定することにより、固有振動の励起が抑えられる。今回は  $t_s = 0.5$  と設定した。

以上の条件より、フィードフォワード・フィードバック併用制御を行った結果を図 13 に示す。入力整形により、目標位置におけるオーバーシュートおよび振動が抑えられ、目標位置との誤差 0.1cm 以内に、収束時間 0.7sec での迅速かつ精密な位置制御を行うことが可能となった。

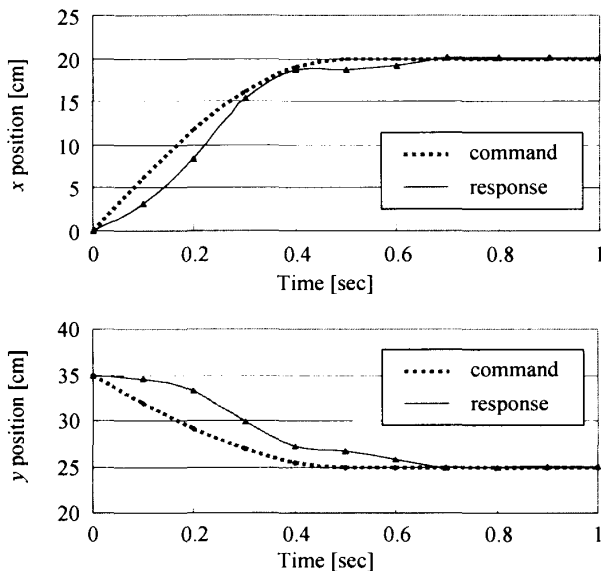


Fig. 13 Experimental result with sin command

**6.2 ヒステリシスの影響の評価** 本論文で提案するフィードフォワード入力の同定法が、ヒステリシス効果を無効化できるかを確認する実験を行った。マニピュレータ先端の可動範囲内から 10 点を選択し、その中の 2 点をそれぞれ始点・終点とする、組み合わせ 90 パターンの動作について収束実験を行った。そしてフィードバック入力を加えず、フィードフォワード制御のみの性能を比較した。その結果を表 3 に示す。

関節の回転方向を考慮しないフィードフォワードデータ (計 499 個) を基に制御した結果、90 回の実験の平均誤差は 1.852cm となった。一方、関節の正転・逆転を考慮した 4 通りのフィードフォワードデータを

各格子点で取得 (計 1996 個) した場合には、平均誤差が 0.950cm となった。以上より、ヒステリシスを考慮した場合には、考慮しない場合よりも最終的な位置の誤差が小さく抑えられていることが確認された。しかし、ヒステリシスを考慮しても 1cm 弱の誤差が残る結果となった。McKibben 型人工筋肉が収縮する際に、ナイロンスリーブとゴムチューブの間に静止摩擦が作用し、収束位置が確率的に変動することが誤差の原因と考えられる。フィードフォワード制御のみでは速応性が高まるものの、収束精度に限界があることを本結果は示している。そのためフィードバック制御と組み合わせる必要性が高いと言える。

Table 3 Effect of hysteresis

	Convergence range
Without consideration of hysteresis	1.852 [cm]
Proposed method	0.950 [cm]

**6.3 フィードフォワードデータの削減** 4 章の方法で得たフィードフォワード制御用の気圧値データは、条件の変化にとまらぬ、誤差を生じる。特に、メンテナンス作業等で機械的パラメータが変化した場合には誤差が大きくなるため、フィードフォワード用入力値の同定を再び行う必要がある。そのため、制御性能を損ねることなく、効率よくフィードフォワード制御用気圧値データを取得することが求められる。そこで、これまでの 1cm 間隔のデータを 2cm, 3cm, 5cm, 10cm とし、間隔を広げる。その様子の一部を図 14 に示す。フィードフォワード制御用の目標点である格子点の数が減ることにより、フィードフォワード用入力値の補間精度が低下し、制御性能が損なわれる可能性がある。データ数を削減した場合の、制御性能の劣化を評価した。マニピュレータ先端の可動範囲内の中から 14 点を選択し、同一の始点  $[x_{start}, y_{start}] = [0.0, 0.35]$  からのフィードフォワード・フィードバック併用制御の結果を比較した。14 点の収束時間の平均を示したものを表 4 に示す。データ間隔 1cm, 2cm, 3cm, 5cm のフィードフォワードデータを用いた場合は、間隔が広がるにつれ、収束時間が若干大きくなるが、それ程差は見られない。データ間隔 10cm の場合は、収束時間に遅れが見られた。式 (6) により補間したフィードフォワード気圧値と実際の指令位置を与えるフィードフォワード気圧値に大きなずれが生じるためであると考えられる。

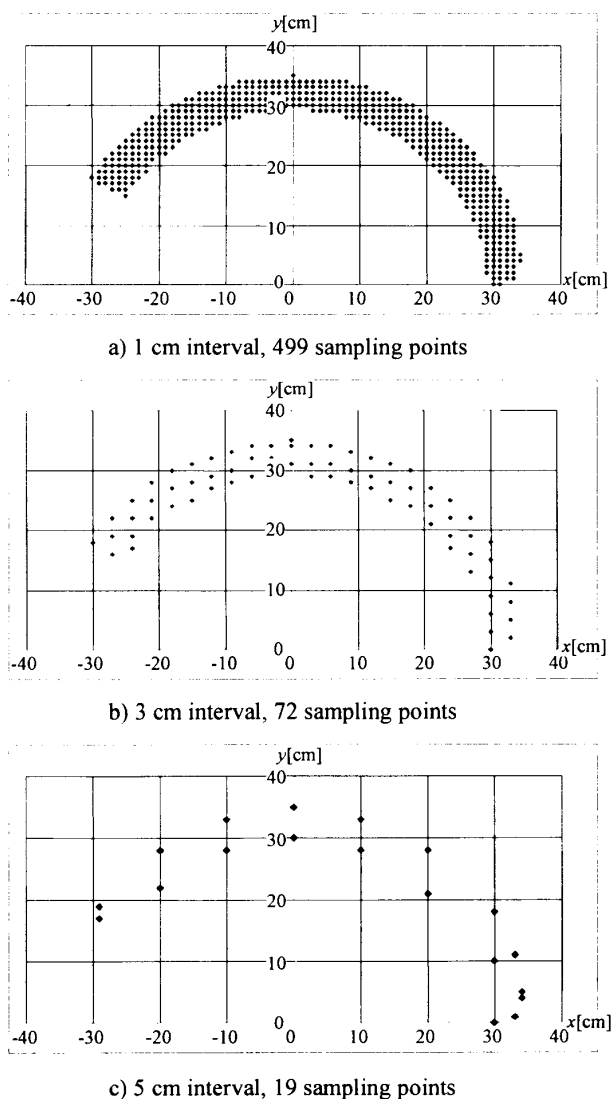


Fig. 14 Sample points for identification

Table 4 Convergence time when identification points are reduced

Interval of sampling points	Number of sampling points	Convergence time	
		Range 0.5cm	Range 0.3cm
1[cm]	499	0.828[sec]	1.041[sec]
2[cm]	125	0.839[sec]	1.084[sec]
3[cm]	72	0.841[sec]	1.090[sec]
5[cm]	35	0.874[sec]	1.091[sec]
10[cm]	19	1.030[sec]	1.237[sec]

## 7. 結 論

本研究は McKibben 型人工筋肉の制御性能向上を目的とし、フィードフォワード制御とフィードバック制御を組み合わせた制御系を提案した。フィードフォー

ド入力は網羅的な同定により獲得されたデータベースに基づいて導出される。そのため、同定実験に多大な時間を必要とすることが本手法の課題である。そこで、ヒステリシス効果を効率的に無効化する同定法を考案した。さらにフィードフォワード入力を補間するアルゴリズムを導出し、少ないデータ数で速応性を保てることを示した。本手法による制御性能の向上が実験結果より確認された。

## 文 献

- (1) Kobayashi, K., Application of Wearable Robot to Welfare Apparatus, *Journal of Robotics Society of Japan*, Vol. 20, No. 8 (2002), pp. 805–808. (in Japanese)
- (2) Sasaki, D., Noritsugu, T. and Takaiwa, M., Development of pneumatic soft robot hand for a human friendly robot, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 15, No. 3 (2003), pp. 164–171.
- (3) Noritsugu, T., Tsuji, Y. and Ito, K., Improvement of control performance of pneumatic rubber artificial muscle manipulator by using electroreological fluid damper, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 2, No. 4 (1997), pp. 259–267.
- (4) Matsushita, T., Sagara, S., Yamashita, T. and Taniguchi, T., Force control of one-link robot hand with rubberuator — application of digital sliding mode control —, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol. 11, No. 3 (1997), pp. 461–467. (in Japanese)
- (5) Tsuji, T., Miyata, S., Hashimoto, T. and Kobayashi, H., Controller Design for Robot with Pneumatic Artificial Muscles, *Proceedings of SICE-ICASE International Joint Conference 2006*, (2006-11), pp. 5419–5422.
- (6) Katayama, M. and Kawato, M., Parallel-hierarchical neural network model for motor control of musculo-skeletal system, *Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers*, Vol. J73-D-II, No. 8 (1990), pp. 1328–1335. (in Japanese)
- (7) Tsuji, T., Ohnishi, K. and Šabanović, A., A controller design method based on functionality, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 54, No. 6 (2007), pp. 3335–3343.
- (8) Mariko, M., Tsuji, T. and Ohnishi, K., Multirate Sampling Method for Acceleration Control System, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 54, No. 3 (2007), pp. 1462–1471.