

# 第 4 章 可変粘弾性関節マニピュレータの制御モデル

## 4.1 本章の概要

第 2 章, 第 3 章では可変粘弾性関節の各要素について特性を明らかにした. そこで, これらの要素から関節を構成し, 基礎的な位置制御や剛性制御を行うための制御系を構築する. しかし, アクチュエータである人工筋肉の動特性についてはモデル化されていないため, 本関節がどのように駆動するのかを理論的に把握できていない. そこで, 本章では本関節を有するマニピュレータについてモデルを構築する.

本モデルは大別して 3 つのモデルから成り, マニピュレータの制御部, 人工筋肉の動特性モデル, マニピュレータの動力学モデルに分けられる. ここで, マニピュレータの制御部には 2 章で導出した人工筋肉の力学的平衡モデルを導入する. これにより人工筋肉に由来する関節の非線形特性を打ち消す. そして, 人工筋肉の動特性モデルでは空気圧応答に関する部分を再現することで, 本人工筋肉の応答遅れを考慮可能にする. これにより人工筋肉の制御を困難にしている要素を理論的に把握し, 制御系の検討に利用できると考える.

そして, 本モデルと実機の応答を比較することで本モデルが実機の特性を再現できていることを明らかにする. また, 制御系によって本マニピュレータが位置制御をおこなっていることを明らかにする. 最後に, MR ブレーキを可変粘性ダンパとして扱うための制御を提案し, 効果を明らかにする.

## 4.2 マニピュレータの制御モデルの構築

### 4.2.1 制御モデルの概要

はじめに, 制御モデルとしてモデル化する対象について述べる. ここで, Fig.4.1 に対象とするマニピュレータのシステムを示す. 次に, 本モデルの概略図を Fig.4.2 に示す. 本モデルは大別して 3 つのモデルから成る. 1 つ目は人工筋肉によって駆動する関節の静特性を扱う力学的平衡モデルである. 本力学的平衡モデルはマニピュレータの制御部であり, 目標関節角度と関節剛性から人工筋肉に入力する圧力を決定する. そのため本モデルは, 人工筋肉の非線形な圧力-負荷-収縮量の関係を線形化する, 人工筋肉の力学的平衡モデルを基にしている. 2 つ目は本人工筋肉の動特性にかかわる要素を含んだモデルである. ここでの要素は, 電磁弁の応答や空気管路内の空気の移動, 人工筋肉内の圧力変化などである. 3 つ目は本マニピュレータの負荷系モデルであり, 人工筋肉からの収縮力をアームの運動に変換する. 本章では, マニピュレータとして 1

自由度マニピュレータを採用する。そしてこれらを組み合わせ、マニピュレータモデルとした。

なお、本章以降人工筋肉の繊維素材にはカーボン繊維を導入した。カーボン繊維はこれまで使用したグラスロービング繊維に比べ強度と弾性率が向上している。しかしながら、本繊維の導入によって人工筋肉の基本構造や原理、力学的平衡モデルに変更はないため、これまで通りに扱うことができる。

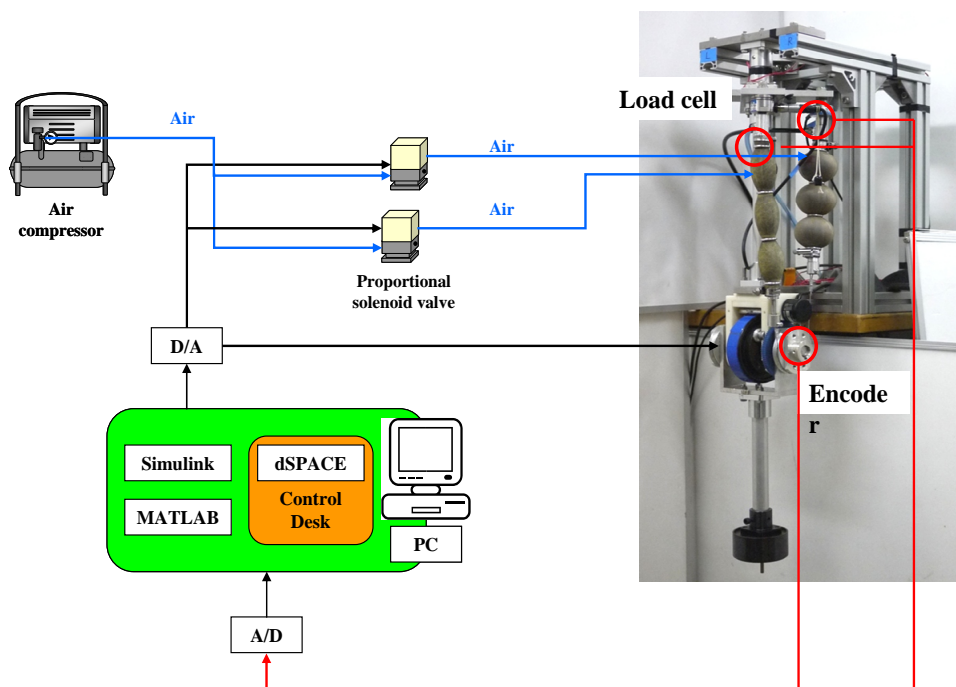


Fig. 4.1 Control system of 1-DOF manipulator

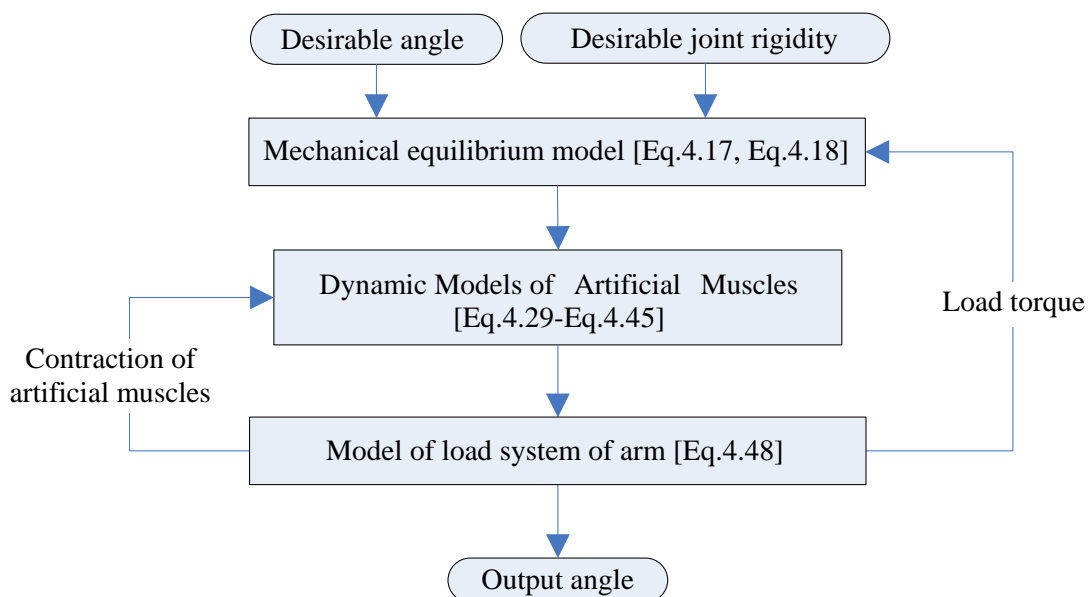


Fig. 4.2 Schematic diagram of the manipulator model

## 4.2.2 関節部の力学的平衡モデル

本項ではマニピュレータの制御部として、関節周りに関する力学的平衡モデルを導出する。ここで、人工筋肉をバネと見なした時の、関節のバネモデル概略図を Fig.4.3 に示す。本人工筋肉は空気圧の印加によって収縮と剛性変化が同時に生じるため、単体では関節角度と関節剛性を任意に制御することができない。そのため、Fig.4.3 に示すようにプーリを介して 2 本の人工筋肉を拮抗配置させている。そこで、本マニピュレータの制御部は目標関節角度と関節剛性を入力とし、各人工筋肉への印加圧力を出力とする。

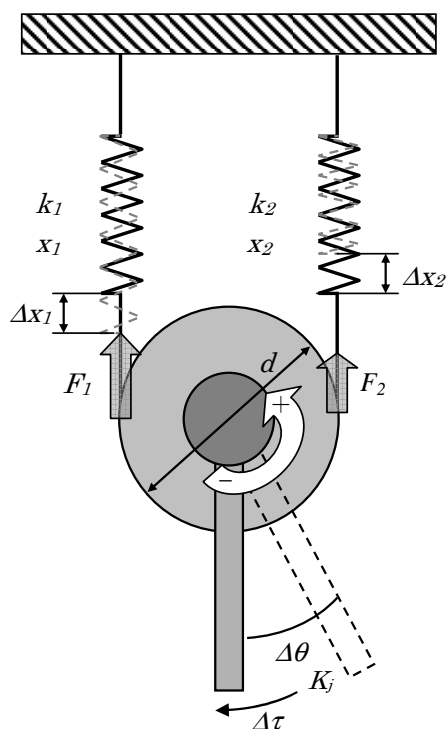


Fig. 4.3 Schematic diagram of joint of manipulator

### 4.2.2.1. 関節剛性条件式

本関節は、可変剛性特性を有する人工筋肉の拮抗駆動によって運動する。そのため、本関節の剛性は各人工筋肉の剛性を変えることで制御可能である。そこで、4.2.2.1 では本関節が目標の関節剛性を達成するための関節剛性条件式を求めていく。

まず、Fig.4.3 のように人工筋肉をバネとみなし、その剛性を  $k_i$  [N/m] と表す。そして、関節に負荷トルクがかからない場合の拮抗力を  $F$  [N] とし、そのときのバネの伸びは  $x_i$  [m] となる。また  $d$  はプーリ直径[m]、 $\Delta\tau$  は負荷トルク[Nm]、 $\Delta x_i$  は負荷トルクによるバネの変位量[m]、 $F_i$  は人工筋肉の発生力[N]、 $\Delta\theta$  は負荷による変位角[rad]、 $K_j$  は関節剛性[Nm/rad]を表す。また、添え字  $i$  は人工筋肉の区別に用い、1 もしくは 2 である。

ここで、力学的平衡関係から式 4.1~式 4.5 の関係が成り立つ。

$$\frac{d}{2} \Delta\theta = \Delta x_1 = \Delta x_2 \quad (4.1)$$

$$F = k_1 x_1 = k_2 x_2 \quad (4.2)$$

$$F_1 = k_1 (x_1 + \Delta x_1) \quad (4.3)$$

$$F_2 = k_2 (x_2 - \Delta x_2) \quad (4.4)$$

$$\Delta\tau = (F_1 - F_2) \left( \frac{d}{2} \right) \quad (4.5)$$

次に、式 4.5 に式 4.1~4.4 を代入すると式 4.6 が導かれる。

$$\left( \frac{2}{d} \right)^2 \Delta\tau = k_1 \Delta\theta + k_2 \Delta\theta \quad (4.6)$$

ここで、人工筋肉の剛性  $k_i$  を圧力で表すことを考える。2 章では人工筋肉の剛性を位置ベース型コンプライアンス制御によって制御していたが、本人工筋肉は自身の剛性を印加圧力によって変化させる。そこで、Fig.4.4 に本人工筋肉の印加圧力と剛性の関係を示す。Fig.4.4 において、本人工筋肉の剛性は、圧力値に対して 0.12~0.24 MPa の範囲で一定勾配に変化することがわかる。印加圧力 0.09 MPa において剛性値が大きく異なるのは、人工筋肉がほとんど収縮しておらず、バネとしての特性よりも自然長以上伸びないという性質が上回ったと考える。そこで、0.12~0.24 MPa の範囲において圧力と剛性の特性を最小二乗法により直線近似し、人工筋肉の剛性特性を求めた。ここで、式 4.7 に人工筋肉の剛性特性を示す。 $P$  は人工筋肉への印加圧力[Pa]、 $k$  は人工筋肉の剛性を表し、 $k_a$  は人工筋肉の剛性特性係数 [N/m.Pa] を表す。なお、 $k_a$  は各人工筋肉によって異なる値を示すことに注意されたい。

$$k = 30.875 \times 10^{-3} P = k_a P \quad (0.12 \times 10^6 \leq P \leq 0.24 \times 10^6 \text{ [Pa]}) \quad (4.7)$$

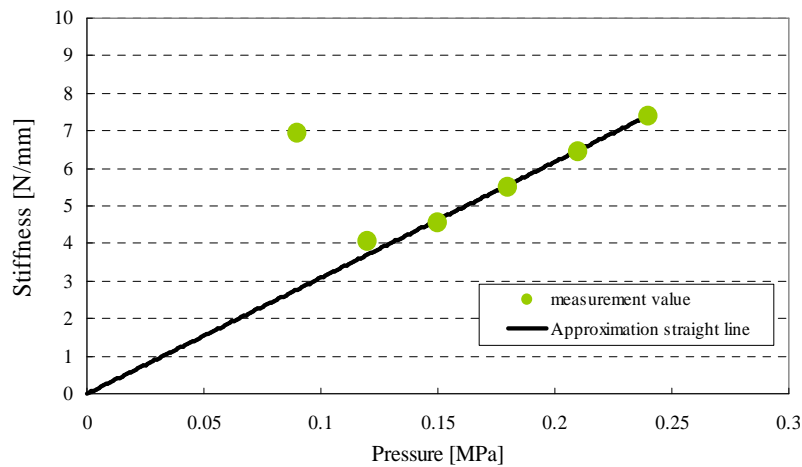


Fig. 4.4 Relationship between pressure and stiffness of artificial muscle

これにより、式 4.7 を式 4.6 に代入することで式 4.8 が導かれる。

$$K_j = \frac{\Delta\tau}{\Delta\theta} = (k_{a1}P_1 + k_{a2}P_2) \left(\frac{d}{2}\right)^2 \quad (4.8)$$

式 4.8 により、圧力と関節剛性の関係が求まる。以後、本式を関節剛性条件式とよぶことにする。ここで、 $k_{ai}$  は各人工筋肉固有の剛性特性定数であり、 $P_i$  は各人工筋肉への印加圧力を表す。また、人工筋肉は押し込み力を発揮しないため、関節剛性の条件式の適応範囲は式 4.9 のように表わされる。

$$F_1 > 0 \text{ かつ } F_2 > 0 \quad (4.9)$$

#### 4.2.2.2. 関節部への力学的平衡モデルの導入

第 2 章において、人工筋肉単体に対する力学的平衡モデルが検討された。しかし、マニピレータの関節において人工筋肉は拮抗駆動するように使用されるため、力学的平衡モデルを関節部まで拡張する必要がある。そこで、人工筋肉の力学的平衡モデルをマニピレータの関節角度に対して導入を行った。

まずマニピレータの関節概略図を Fig.4.5 に示す、関節は 2 つの人工筋肉により構成され、筋肉が伸びきった状態のときワイヤには一定のたるみがあるとする。

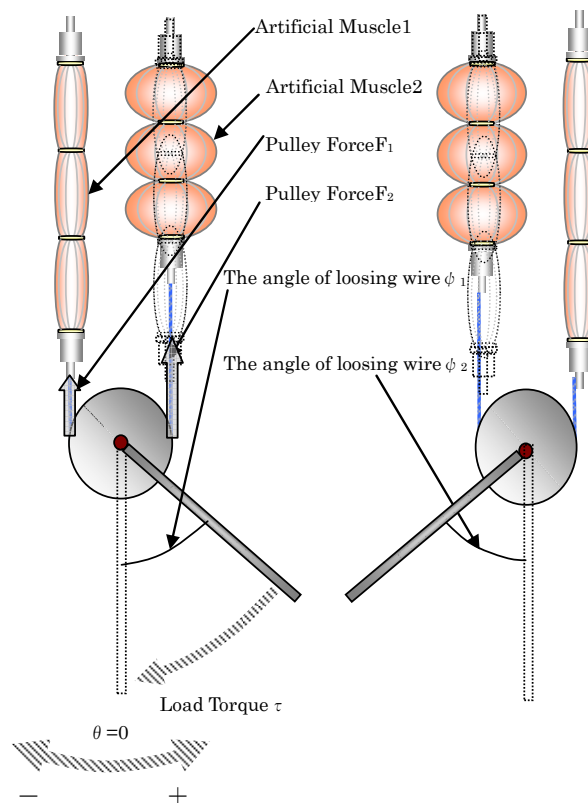


Fig. 4.5 Schematic diagram of joint of manipulator

ここで、ワイヤのたるみの長さを  $c_1, c_2$  [m], 目標角度を  $\theta_d$  [rad] とすると, 各人工筋肉の目標収縮量  $x_{d1}, x_{d2}$  は式 4.10, 4.11 のように表すことができる.

$$x_{d1} = c_1 - \left(\frac{d}{2}\right)\theta_d \quad (4.10)$$

$$x_{d2} = c_2 + \left(\frac{d}{2}\right)\theta_d \quad (4.11)$$

しかし, ワイヤのたるみ  $c$  を測定することは困難なため, ワイヤのたるみを角度  $\psi$  [rad] に置き換える. すると  $c$  と  $\psi$  の関係は式 4.12 のようになる.

$$c_i = \psi \left(\frac{d}{2}\right) \quad (4.12)$$

また, 本研究で使用する人工筋肉は, 実際には力学的平衡モデルで使用した形状を 3 つ連ならせた形状となっている. そのため, モデルにおける目標収縮量を  $x_{d1}', x_{d2}'$  とし, 人工筋肉 1 本分の目標収縮量  $x_{d1}, x_{d2}$  とは以下のような関係がある.

$$\begin{aligned} x_{d1} &= 3 x_{d1}' \\ x_{d2} &= 3 x_{d2}' \end{aligned} \quad (4.13)$$

以上より, 目標角度が決定すれば, 各人工筋肉の目標収縮量が求まる.

次に, 2 章の力学的平衡モデルの式 2.29 より, 圧力  $P$  を求めるためには収縮量  $x$  と収縮力  $F$  を決定する必要がある. 目標収縮量については式 4.10~4.13 までで求める事ができるため, 目標収縮力について考える. ここで, 外力によって生じる負荷トルクを  $\tau$  とすると式 4.14 により表わされる.

$$\tau = (F_1 - F_2) \left(\frac{d}{2}\right) \quad (4.14)$$

しかしながら, 式 4.14 だけでは  $F_1, F_2$  が一定に定まらないため, 前述までの条件式だけでは圧力  $P_1, P_2$  を算出することができない, そこで, 式 4.8 の関節剛性条件式を用いて圧力を一意に定める. この条件式を計算の都合上, 式 4.15 のように表わす.

$$K_j = K_{a1}P_1 + K_{a2}P_2 \quad (4.15)$$

$$K_{a1} = k_{a1} \left(\frac{d}{2}\right)^2$$

$$K_{a2} = k_{a2} \left(\frac{d}{2}\right)^2$$

すると式 4.15 より, 圧力  $P_1, P_2$  の関係は以下のようなになる.

$$P_2 = \frac{K_j - K_{a1}P_1}{K_{a2}} \quad (4.16)$$

ここで、2章より力学的平衡モデルの式である式 2.29 を式 4.14 へ代入する。これにより、負荷トルク  $\tau$  を圧力  $P_1, P_2$  , 目標収縮量  $x_{d1}, x_{d2}$  により表すことができる。さらに式 4.16 を代入すると圧力  $P_1$  は負荷トルク  $\tau$  と目標収縮量  $x_{d1}, x_{d2}$  により求めることができる。また、目標角度  $\theta_d$  と目標収縮量  $x_{d1}, x_{d2}$  の関係は式 4.10~4.13 により求めることができる。以上より、圧力、負荷トルク、関節剛性、目標角度の関係をまとめると式 4.17~4.27 が成り立つ。また、関節の力学的平衡モデルにおいて必要なパラメータを Table 4.1 に示す。

$$P_1(\theta_d, \tau, K_j) = [G_{11}(\phi_{01})G_{22}(\phi_{02}) - G_{12}(\phi_{02})G_{21}(\phi_{01}) + \frac{K_j}{K_{a2}}G_{21}(\phi_{01})G_{32}(\phi_{02}) + \frac{2\tau}{d}G_{21}(\phi_{01})G_{22}(\phi_{02})] \left[ G_{22}(\phi_{02})G_{31}(\phi_{01}) + \frac{K_{a1}}{K_{a2}}G_{21}(\phi_{01})G_{32}(\phi_{02}) \right] \quad (4.17)$$

$$P_2(\theta_d, \tau) = \frac{K_j}{K_{a2}} - \frac{K_{a1}}{K_{a2}}P_1 \quad (4.18)$$

$$\phi_{01}(x_{d1}') = \frac{2\alpha_1 l_{01}^{1.5} x_{d1}'^{0.5}}{(l_{01} - x_{d1}')^2 + \alpha^2 x_{d1}' l_{01}} \quad (4.19)$$

$$G_{11}(\phi_{01}) = \frac{2K_1 t_1}{d_{01}} \left[ \frac{l_{01}}{d_{01}} \right]^2 \left[ \frac{\sin \phi_{01} - \phi_{01} \cos \phi_{01}}{\phi_{01}^2} \right] \quad (4.20)$$

$$G_{21}(\phi_{01}) = \frac{M \tan \phi_{01}}{d_{01} n b_1} \quad (4.21)$$

$$G_{31}(\phi_{01}) = \left[ \frac{l_{01}}{d_{01}} \right] \left[ \frac{\phi_{01} - \sin \phi_{01} \cos \phi_{01}}{\phi_{01}^2} \right] + 2 \frac{l_{01}}{d_{01}} \frac{\sin \phi_{01}}{\phi_{01}} - \frac{M \pi d_{01}}{4 n b_1} \tan \phi_{01} \quad (4.22)$$

$$\phi_{02}(x_{d2}') = \frac{2\alpha_2 l_{02}^{1.5} x_{d2}'^{0.5}}{(l_{02} - x_{d2}')^2 + \alpha^2 x_{d2}' l_{02}} \quad (4.23)$$

$$G_{12}(\phi_{02}) = \frac{2K_2 t_2}{d_{02}} \left[ \frac{l_{02}}{d_{02}} \right]^2 \left[ \frac{\sin \phi_{02} - \phi_{02} \cos \phi_{02}}{\phi_{02}^2} \right] \quad (4.24)$$

$$G_{22}(\phi_{02}) = \frac{M \tan \phi_{02}}{d_{02} n b_2} \quad (4.25)$$

$$G_{32}(\phi_{02}) = \left[ \frac{l_{02}}{d_{02}} \right]^2 \left[ \frac{\phi_{02} - \sin \phi_{02} \cos \phi_{02}}{\phi_{02}} \right] \quad (4.26)$$

$$+ 2 \frac{l_{02}}{d_{02}} \frac{\sin \phi_{02}}{\phi_{02}} - \frac{\pi d_{02} M}{4nb_2} \tan \phi_{02}$$

$$x_{d1}' = \frac{\psi_1 - \theta_d}{3} \left( \frac{d}{2} \right) \quad (4.27)$$

$$x_{d2}' = \frac{\psi_2 + \theta_d}{3} \left( \frac{d}{2} \right) \quad (4.28)$$

Table 4.1 Parameters of the artificial muscle

$\theta_d$	[rad]	Desirable angle	$n$		Number of the carbon fiber
$\tau$	[Nm]	Load torque	$K_j$	[Nm/rad]	Joint stiffness
$P_1$	[Pa]	Pressure	$K_1$	[Pa]	Modulus of longitudinal elasticity of rubber
$P_2$			$K_2$		
$F_1$	[N]	Contraction force	$l_{01}$	[m]	Length of artificial muscle
$F_2$			$l_{02}$		
$x_{d1}$	[m]	Desirable Contraction	$d_{01}$	[m]	Diameter of artificial muscle
$x_{d2}$			$d_{02}$		
$\psi_1$	[rad]	Angle of slack wire	$t_{01}$	[m]	Thickness of artificial muscle
$\psi_2$			$t_{02}$		
$b_1$	[m]	Width of carbon fiber	$M$		Fiber constant number
$b_2$					
$\alpha_1$		Approximation constant number			
$\alpha_2$					

### 4.2.3 人工筋肉の動特性モデル

前節では拮抗配置した人工筋肉それぞれへの目標圧力値を決定するための制御部を導出した。本節では、Fig.4.6 に示した部分を対象としており、算出した目標圧力値を比例電磁弁に入力し、人工筋肉が収縮力を発生するまでをモデル化する。本モデルは人工筋肉単体の動特性モデルであり、実際にはここで導出したモデルを用いて、拮抗配置した人工筋肉の数だけ計算する。

本人工筋肉の空気圧供給システムでは、まずコンプレッサにより一定の圧力を供給する。その後、入力信号に従い、一定圧力を電磁弁により制御する。最後に、制御された圧力が空気管路を通り人工筋肉に空気が供給される。

そこで、過去に行われた McKibben 型人工筋肉におけるモデル構築<sup>(1)</sup>を参考に、本人工筋肉におけるモデルを構築した。ここで、著者らの構築した本人工筋肉の非線形動特性モデルの概要を Fig.4.7 に示す。本モデルは、電磁弁の応答速度、空気管路での空気の圧縮性、人工筋肉の圧力・収縮量と力の関係、体積変化の影響を要素毎に考慮している。次に、空気の供給メカニズムにしたがってモデル式を説明する。



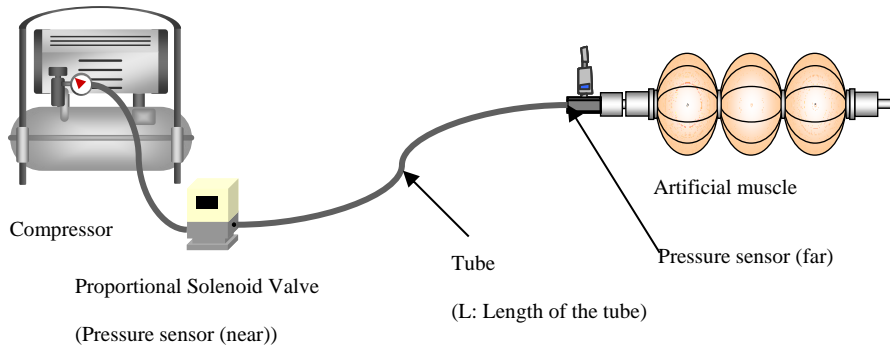


Fig. 4.6 Air supply system of pneumatic artificial muscle

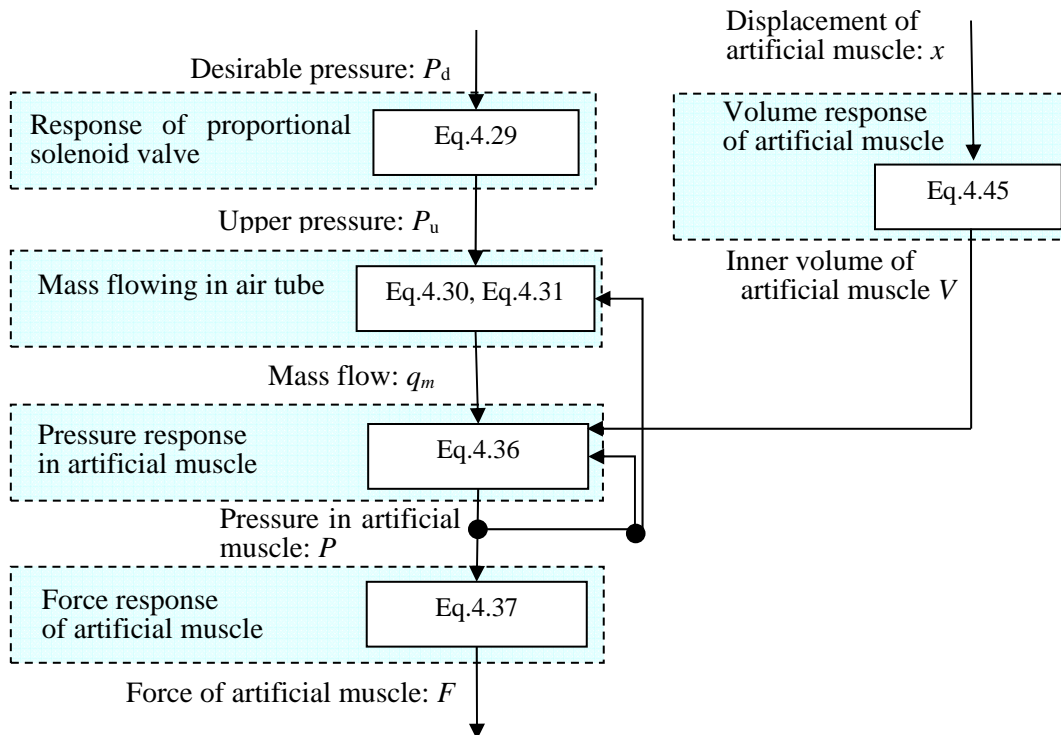


Fig. 4.7 Nonlinear model of the straight-fiber-type artificial muscle

#### 4.2.3.1 電磁弁速度応答

まず、一定の圧力を最初に供給するコンプレッサ (JUN AIR 製 OF302-15B) の特性を考える。本コンプレッサの最大吐出量は 108 l/min であり、最大吐出圧 0.8 MPa 時でも 38 l/min の吐出量が確保できている。これは本人工筋肉の体積に比べて十分であるため、本コンプレッサは常に一定の圧力を供給できるものとする。

そこで、次にコンプレッサからの一定の圧力を制御するものとして、電磁弁(SMC 製 ITV2000)の特性を考える。本電磁弁は、コンプレッサと同様に十分に大きい最大流量を確保している。そのため常に安定して空気を供給できるとする。そこで、本電磁弁の応答について考える。しかしながら、電磁弁の制御システムがブラックボックスであるため、応答が理論的に求められない。そこで、今回は電磁弁の応答を実験により求め、得た応答からむだ時間を含む二次遅れ系とみなし近似を行った。本実験では電磁弁の出力側に長さ 0.5 m、内径 4 mm の空気チューブを取り付け、その先に圧力センサを配置した。ここで、実験によって得た本電磁弁の特性を式 4.29 に示す。また、本式ではむだ時間をパデ近似している。さらに、Fig.4.8 に近似値と実験値との比較を示す。図中において、縦軸は実際の圧力と目標圧力の比である。本式により、目標圧力  $P_d$  を与えた際の、実際の圧力応答  $P_u$  が表される。また、式 4.28 中の  $T_1, T_2, L_d$  はそれぞれ  $T_1=0.025$  [s],  $T_2=0.025$  [s],  $L_d=0.040$  [s] と定めた。

$$G(s) = \frac{1}{T_1s+1} \frac{1}{T_2s+1} e^{-sL}$$

$$\approx \frac{1}{T_1s+1} \frac{1}{T_2s+1} \frac{s^2 - 150s + 7500}{s^2 + 150s + 7500} \quad (4.29)$$

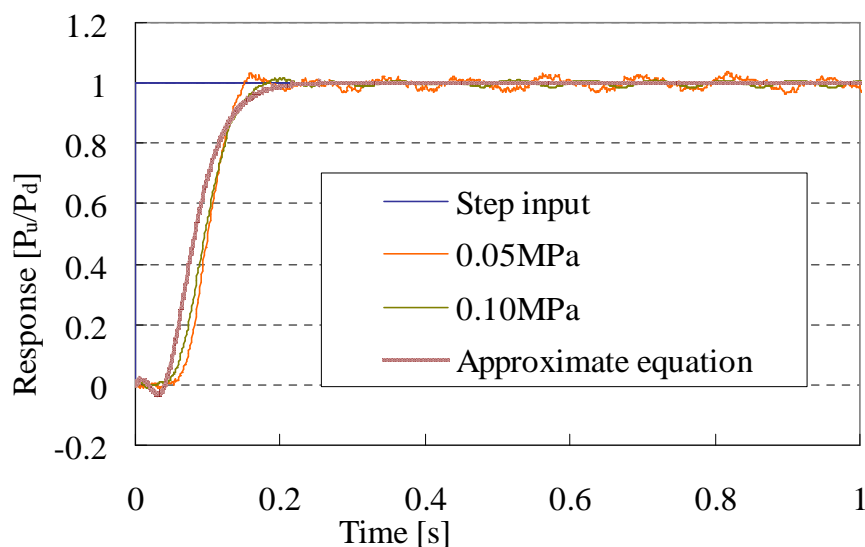


Fig. 4.8 Comparison of solenoid valve step response of experimental result and approximate equation result

### 4.2.3.2 空気管路での圧力伝播

次に、電磁弁からの圧力を人工筋肉に伝える空気管路の特性を検討する。今回、電磁弁内部から人工筋肉までの空気の流れにくさを JIS B 8390<sup>(2)</sup>に従い、空気管路と電磁弁内部を含む全体系を音速コンダクタンス  $C$  として表現する。これにより、人工筋肉内部圧力と電磁弁内部圧力が決まっている際、人工筋肉内部に流れ込む空気の質量流量  $q_m$  は式 4.30, 4.31 により示される。この際、音速コンダクタンスは実験により求めた。ただし、 $T_0$  は標準状態温度 [K],  $\rho_0$  は標準状態密度 [K],  $C$  は音速コンダクタンス,  $T_u$  は空気温度 [K],  $P_u$  は上流側圧力 (電磁弁内) [MPa],  $P$  は下流側圧力 (人工筋内) [MPa],  $\gamma$  は臨界圧力比 (=0.528) を表す。

$$q_m(P_u, P) = CP_u \rho_0 \sqrt{\frac{T_0}{T_u}} \sqrt{1 - \left( \frac{P/P_u - \gamma}{1 - \gamma} \right)} \quad 0.528 < P/P_u \leq 1 \quad (4.30)$$

$$q_m(P_u) = CP_u \rho_0 \sqrt{\frac{T_0}{T_u}} \quad 0 < P/P_u \leq 0.528 \quad (4.31)$$

### 4.2.3.3 人工筋肉内の圧力変化

次に空気圧システム特有の特性である流体の圧縮性を考える。まず、本人工筋肉内部では断熱変化が起きているとする。すると、エネルギー保存則により式 4.32 が導かれる。

$$\frac{d}{dt}(c_v \rho V T_u) = c_p q_m T_u - P \frac{dV}{dt} \quad (4.32)$$

ここで、 $c_p$  は定圧比熱,  $c_v$  は定積比熱,  $\rho$  は気体密度 [kg/m<sup>3</sup>],  $V$  は人工筋肉内部体積[m<sup>3</sup>],  $P$  は人工筋肉内部圧力[Pa],  $q_m$  は人工筋肉に流れ込む空気の質量流量 [kg/s],  $R$  は気体定数 [Pa.m<sup>3</sup>.Kg<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup>]である。また、気体の状態方程式より式 4.33 が成り立つ。

$$\rho = \frac{P}{RT_u} \quad (4.33)$$

そして、式 4.32 に式 4.33 を代入することで、以下の式を得る。

$$\frac{c_v V}{R} \frac{dP}{dt} = c_p q_m T_u - P \left( 1 + \frac{c_v}{R} \right) \quad (4.34)$$

また、比熱比の定義より、比熱比  $\kappa$  は次式で表される。

$$c_p - c_v = \kappa \quad (4.35)$$

これを式 4.34 に代入することで人工筋肉内部の圧力変化  $dP/dt$  が表される。

$$\frac{dP}{dt} = RT_u \left( \frac{V}{\kappa} \right)^{-1} q_m - P \left( \frac{V}{\kappa} \right)^{-1} \frac{dV}{dt} \quad (4.36)$$

#### 4.2.3.4 人工筋肉の収縮力発生

ここでは式 4.36 で得た圧力変化に対し、人工筋肉が発生する収縮力  $F$  を求める。そこで第 2 章に示した力学的平衡モデルを用いて、人工筋肉内の圧力から収縮力を求める。次式に人工筋肉の収縮力  $F$  についての関係式を改めて示す。ここで、 $x$  は人工筋肉収縮量 [m]、 $P$  は人工筋肉内圧力 [Pa]、 $K$  はゴムの剛性係数 [N/m]、 $t$  は人工筋肉厚さ [m]、 $d_0$  は人工筋肉直径 [m]、 $l_0$  は人工筋肉長さ [m]、 $M$  は繊維密度係数、 $n$  は繊維本数係数を表す。

$$F(x, P) = \frac{PG_3(\phi_0) - G_1(\phi_0)}{G_2(\phi_0)} \quad (4.37)$$

$$G_1(\phi_0) = \frac{2Kt}{d_0} \left[ \frac{l_0}{d_0} \right]^2 \left[ \frac{\sin \phi_0 - \phi_0 \cos \phi_0}{\phi_0^2} \right] \quad (4.38)$$

$$G_2(\phi_0) = \frac{M \tan \phi_0}{d_0 n b} \quad (4.39)$$

$$G_3(\phi_0) = \left[ \frac{l_0}{d_0} \right]^2 \left[ \frac{\phi_0 - \sin \phi_0 \cos \phi_0}{\phi_0^2} \right] + 2 \frac{l_0}{d_0} \frac{\sin \phi_0}{\phi_0} - \frac{\pi d_0 M}{4 n b} \tan \phi_0 \quad (4.40)$$

$$\phi_0(x) = \frac{2\alpha l_0^{1.5} x^{0.5}}{(l_0 - x)^2 + \alpha^2 l_0 x} \quad (\alpha=1.1) \quad (4.41)$$

#### 4.2.3.5 人工筋肉の体積変化

最後に、人工筋肉の収縮動作による内部体積の変化を考える。はじめに第 2 章の Fig.2.17 を Fig.4.9 として再掲する。ここでは、Fig.4.9 のように人工筋肉の変位  $x$  にともなう形状変化を、円弧形状に変形するものとみなす。そして、この形状モデルを基に、人工筋肉体積容量の理論式を求めていく。

まず、 $X$  軸に直行する面で人工筋肉を切った場合の断面積を  $S$  とする。すると次式が成り立つ。

$$S = \pi d^2 / 4 \quad (4.42)$$

$$d = \frac{d_0}{2} + r(\cos \phi - \cos \phi_0) \quad (4.43)$$

ここで、 $\phi$  は積分変数である。また幾何学的関係より

$$r = \frac{l_0}{2\phi_0} \quad (4.44)$$

すると、人工筋肉内部体積  $V$  は式 4.45 のように求めることができる。また、理論値と実験値との比較を Fig.4.10 に示す。実験では非圧縮性流体として水を用いて測定をおこない、平均値を求めた。この理論式は実験値と同様の傾向を持っており、本論文での動特性モデル構築に十分使用できる。

$$\begin{aligned}
 V &= 2 \int_0^{r \sin \phi_0} S dx \\
 &= 2 \int_0^{\phi_0} S r \cos \phi d\phi \\
 &= \frac{l_0 \pi}{4 \phi_0^3} \left[ d_0 \phi_0^2 l_0 + \left( d_0^2 \phi_0^2 + \frac{3}{4} l_0^2 \right) \sin \phi_0 - \phi_0 l_0 \cos \phi_0 (l_0 + d_0 \sin \phi_0) + \frac{l_0^2}{12} \sin 3\phi_0 \right]
 \end{aligned} \tag{4.45}$$

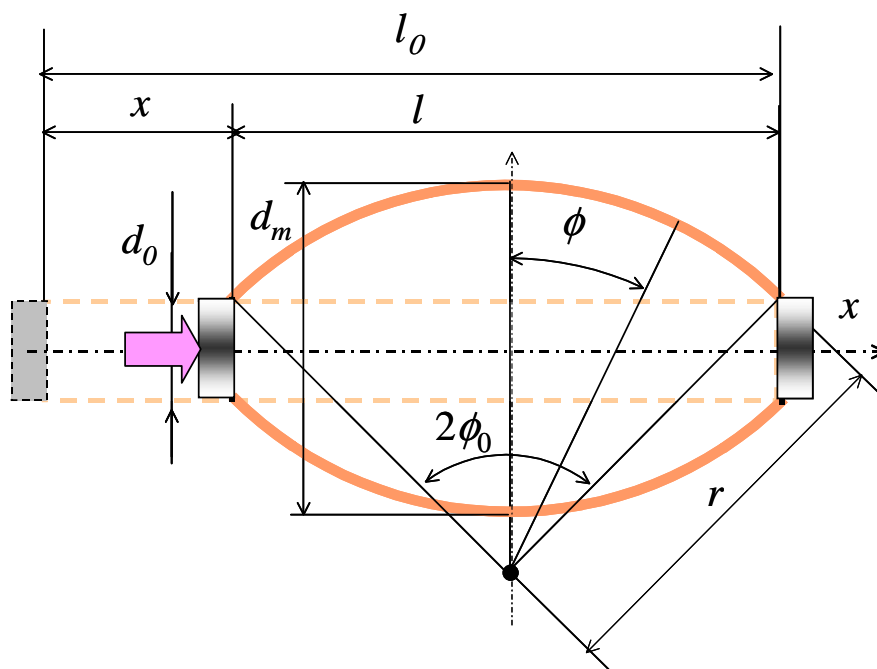


Fig. 4.9 Shape model of the artificial muscle from view of the Z-axis

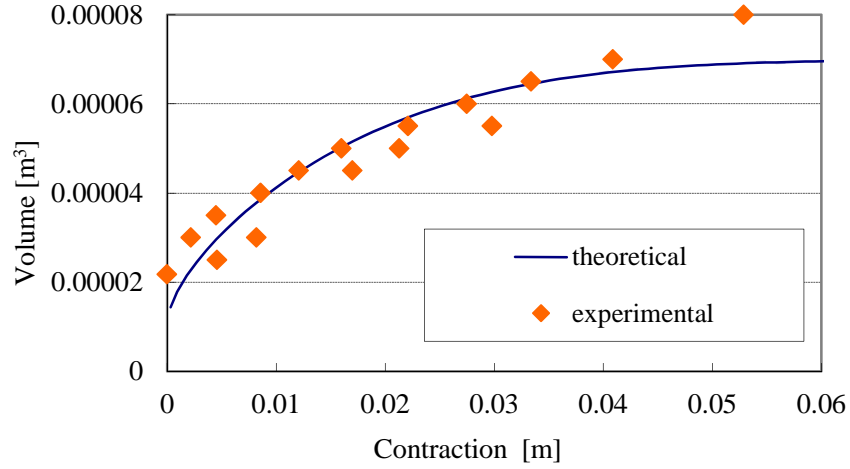


Fig. 4.10 Comparison of theoretical curve and experimental result of artificial muscle inner volume

#### 4.2.4 マニピュレータの負荷系モデル

本節ではマニピュレータのアームに関するモデルを構築する。まず，Fig.4.8 に負荷系モデルのフローチャートを示す。また，本モデルにはFig.4.9 のマニピュレータの簡略図を用いる。

はじめに，本研究で使用する1自由度マニピュレータの運動方程式は以下のように表される。

$$M\ddot{\theta} + g(\theta) + \tau_m(\dot{\theta}) = \tau_d \quad (4.46)$$

ここで， $\theta$ はアームの回転角度 [rad]， $M$ は慣性項， $g$ は重力項である。そして， $\tau_m$ はMRブレーキによる制動力に関する項であり，アームの回転に対し常に反対方向のトルクを出力する。また， $\tau_d$ は拮抗する人工筋肉からの駆動トルクであり，式4.47のように表す。

$$\tau_d = (F_2 - F_1) \left( \frac{d}{2} \right) \quad (4.47)$$

次に，慣性項  $M$  について考える。本マニピュレータではアームとアーム先端負荷について，それぞれの慣性モーメント  $I_1$ ， $I_2$ を式4.48，4.49で求める。本式においては，アームを中空円筒，アーム先端負荷を円柱とみなす。ここで， $M_1$ はアームの質量， $R_1$ はアーム外径， $r_1$ はアームの内径， $h_1$ はアーム長さ， $M_2$ は負荷の質量， $R_2$ は負荷の外径， $h_2$ は負荷の高さである。これにより，慣性項は式5.50となる。

$$I_1 = \frac{M_1}{4} (R_1^2 + r_1^2 + \frac{1}{3} h_1^2) + (\frac{h_1}{2})^2 M_1 \quad (4.48)$$

$$I_2 = \frac{M_2}{12} (3R_2^2 + h_2^2) + (\frac{h_2}{2} + h_1)^2 M_2 \quad (4.49)$$

$$M\ddot{\theta} = (I_1 + I_2)\ddot{\theta} \quad (4.50)$$

そして、重力項では負荷とアームによる負荷トルクを求める。負荷トルク  $\tau_l$  はアームの回転角  $\theta$  に依存するため、重力項は以下の式で求められる。ここで  $g$  は重力加速度[m/s<sup>2</sup>]である。

$$g(\theta) = \tau_l = \left( \frac{M_1 h_1}{2} + \frac{M_2 (h_2 + 2h_1)}{2} \right) g \sin \theta \quad (4.51)$$

さらに、MR ブレーキによるアームへのブレーキトルクを考える。ブレーキトルクは常にアームの回転に抵抗するように働くため、アームの回転角速度の符号によってブレーキトルクの向きを逆転させる。本章ではMRブレーキにLORD社製MRブレーキを使用し、ドライバとしてLORD社純正の Wonder Box Device Controller を用いており、入力はドライバへの電圧信号となっている。そして、第3章と同様に出力を測定し、結果を近似することで式 4.52, 4.53 を得た。  $E$  はドライバに与える電圧である。

$$\tau_m = \tau_e(E) \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) \quad (4.52)$$

$$\tau_e(E) = 3.09E - 2.44 + 9.41 \times 10^{-3} |\dot{\theta}| \quad (\tau_e(E) > 0) \quad (4.53)$$

そして、式 4.47, 4.50, 4.51, 4.52 を式 4.46 に代入しアームの角加速度  $\ddot{\theta}$  を求める。さらに式 4.54 から制御部の力学的平衡モデルへフィードバックする負荷トルクの値を計算する。

$$\tau = (I_1 + I_2) \ddot{\theta} + \tau_l - \tau_m \quad (4.54)$$

最後に、式 4.48 で求めた角加速度  $\ddot{\theta}$  を積分し、角速度  $\dot{\theta}$  と角度  $\theta$  を得る。さらに角度  $\theta$  と式 4.55 によって人工筋肉の現在の収縮量  $x$  を求める。この値は、人工筋肉動特性モデルでの体積変化の式と力学的平衡モデルに用いられる。

$$x = \theta \left( \frac{d}{2} \right) \quad (4.55)$$

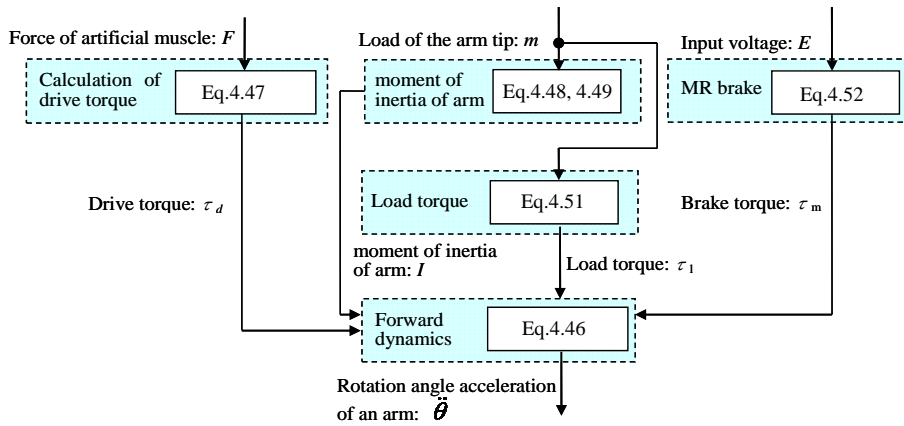


Fig. 4.11 Load system model of a manipulator arm

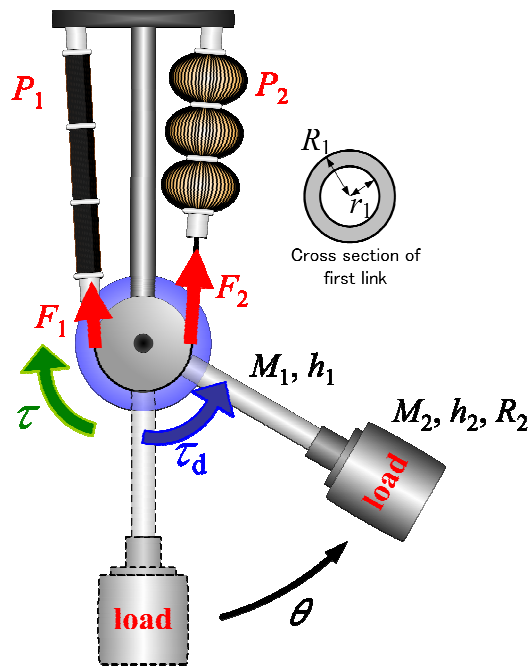


Fig. 4.12 Schematic diagram of joint of manipulator

### 4.3 モデルの妥当性検討実験

本節では、構築したマニピュレータモデルが実機の特性を掴んでいるか検討する。そこでモデルと実機を同条件下で駆動させ、アームの角度応答を比較する。実験条件のうち、動特性に関わる変更可能なものとして目標値、負荷、関節剛性を変えて実験をおこなった。また、本実験においては負荷を増やしたり関節剛性を増大させるため、安定した運動を得るために人工筋肉を2本増やし、それぞれの側に並列に取り付けた。追加する人工筋肉は特性試験を行い、既に使用している人工筋肉に特性に近いものを選定している。管路は各側の人工筋肉の直前まで一本を使用し、直前で二つに分けることで影響を小さくした。これらの変更に対し、モデルではそれぞれの側の人工筋肉は同一の特性であるとみなし、モデル内の収縮力、体積を2倍にすることで考慮した。さらに、ロードセルは各側に一つずつ配置し、これを2倍にして計算する。

#### 4.3.1 目標値変更実験

本実験ではマニピュレータの初期角度と目標角度をそれぞれ変更し実験をおこなう。本マニピュレータは、負荷の位置に応じた負荷トルクや人工筋肉の圧力-収縮力特性などの非線形性を含んでいる。そのためマニピュレータが作動する際の過渡特性に非線形性がどう影響するのかを調べる必要がある。ここで、本実験で使用したアーム角度の条件を Table 4.2 に示す。また、実験の際のアーム先端の負荷は 0 N、関節剛性は 0.3 Nm/deg で統一している。

そして、本実験の結果を Fig.4.13 から Fig.4.18 に示す。また、各実験結果の整定時間を Table 4.3 に示す。



Table 4.2 Conditions of the initial angle and a desirable angle of the arm

Experimental No.	Initial angle [deg]	Desirable angle [deg]
1	0	45
2	0	90
3	45	0
4	45	90
5	90	0
6	90	45

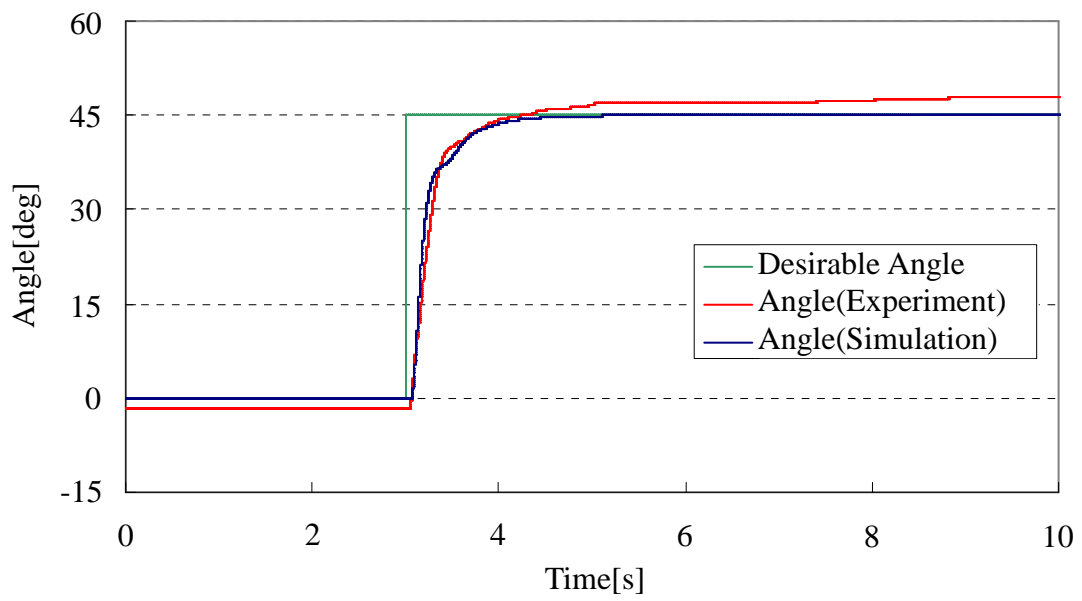


Fig. 4.13 Experimental results and simulation results (Initial angle: 0 deg, Desirable angle: 45 deg)

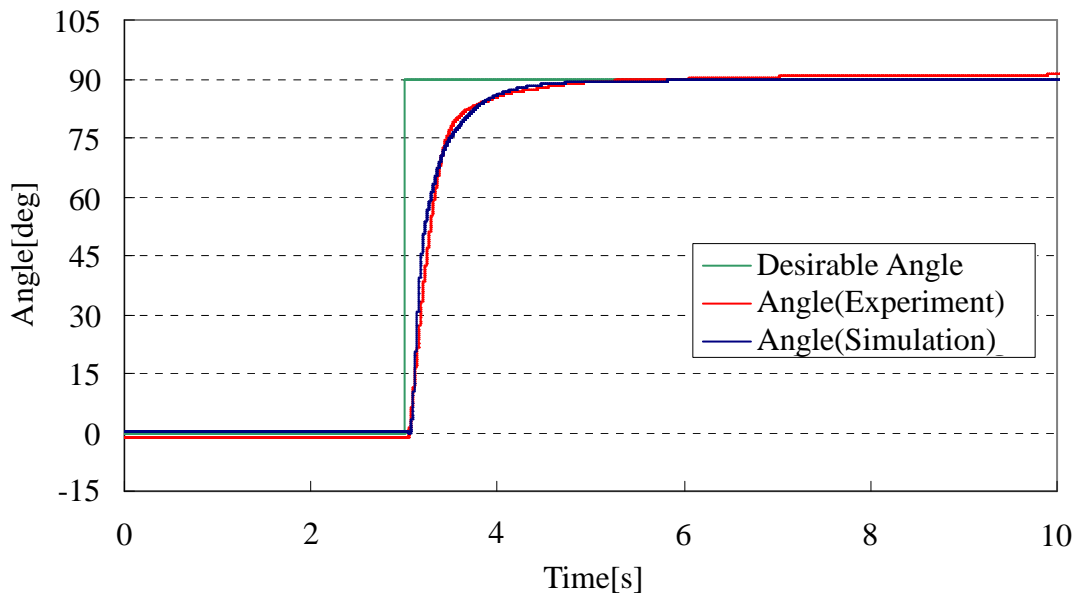


Fig. 4.14 Experimental results and simulation results (Initial angle: 0 deg, Desirable angle: 90 deg)

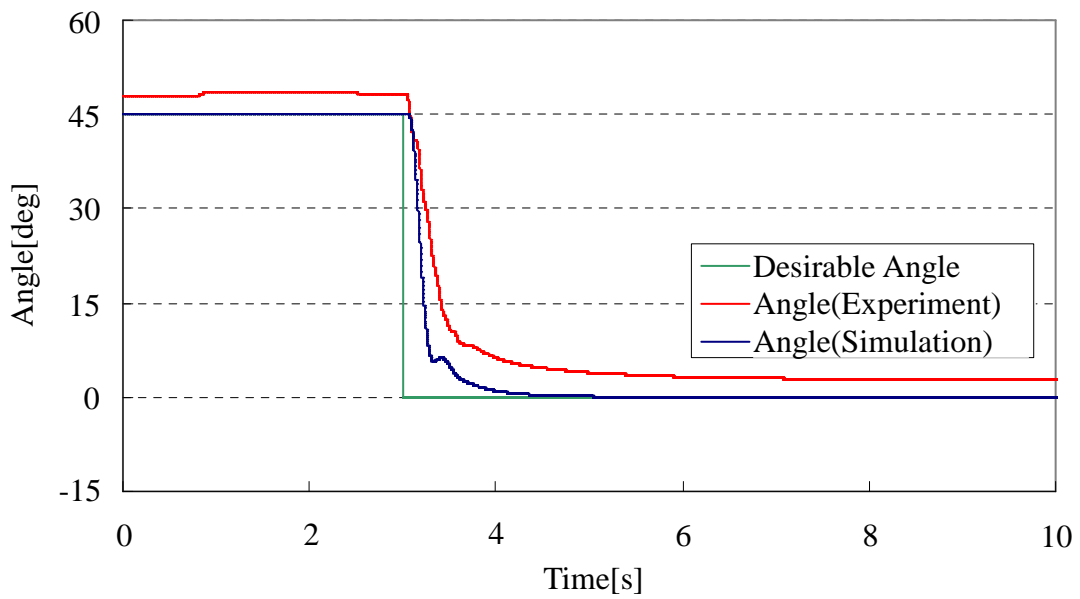


Fig. 4.15 Experimental results and simulation results (Initial angle: 45 deg, Desirable angle: 0 deg)

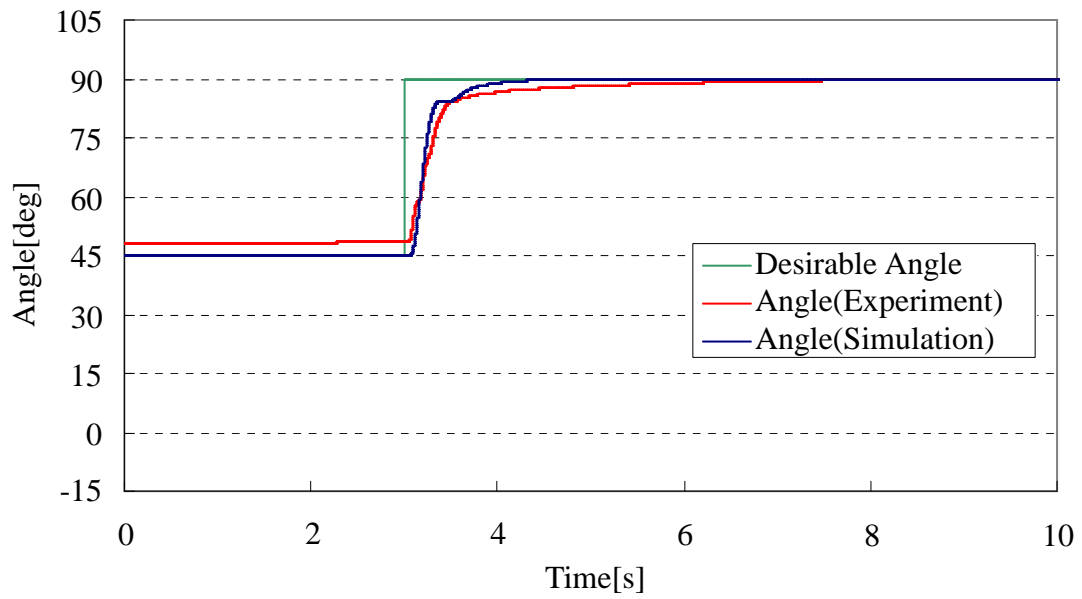


Fig. 4.16 Experimental results and simulation results (Initial angle: 45 deg, Desirable angle: 90 deg)

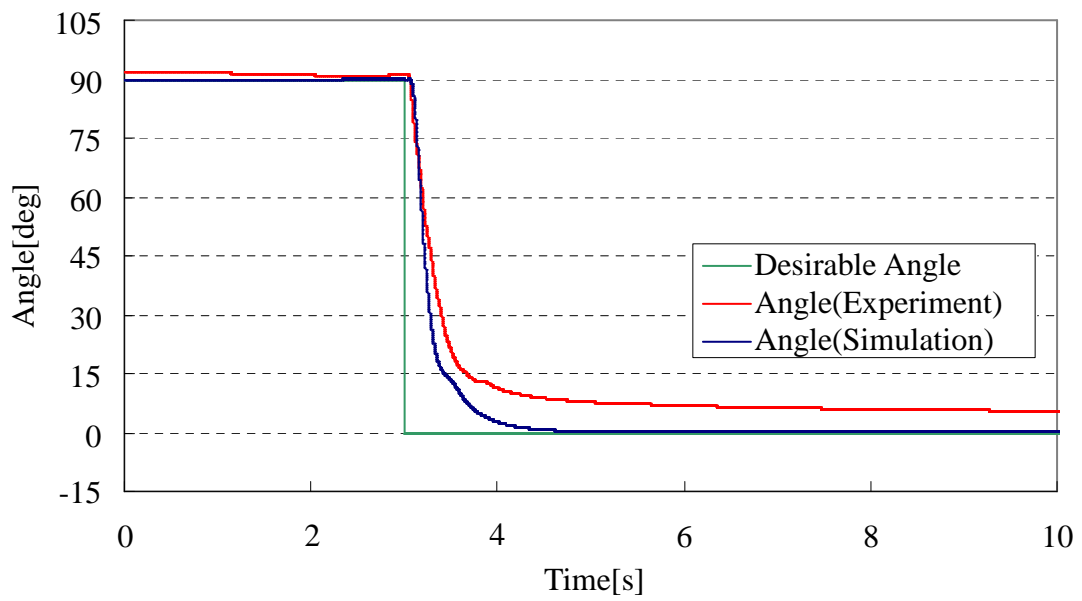


Fig. 4.17 Experimental results and simulation results (Initial angle: 45 deg, Desirable angle: 90 deg)

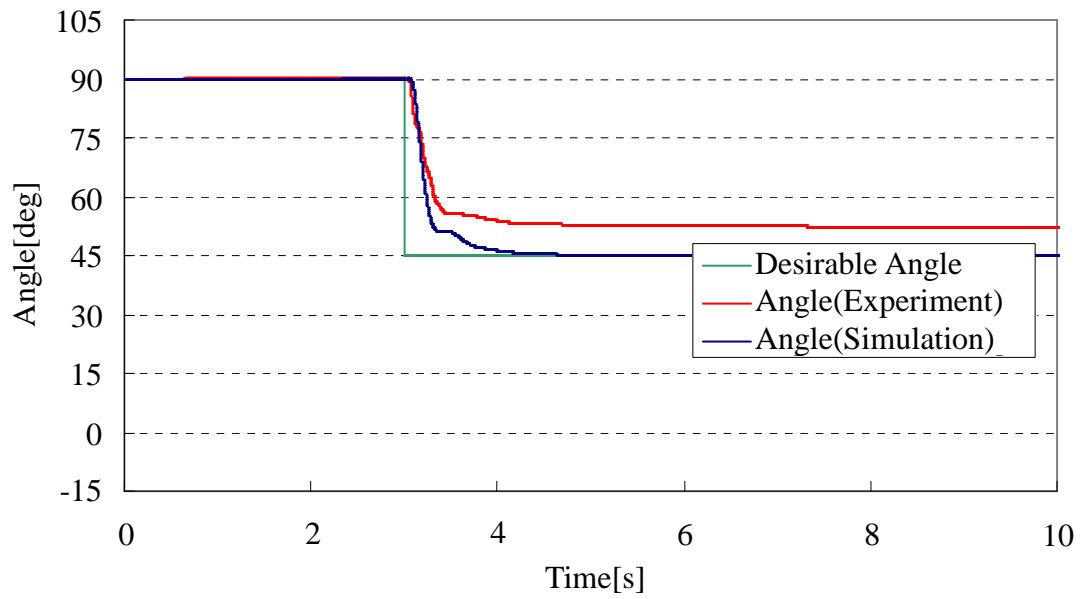


Fig. 4.18 Experimental results and simulation results (Initial angle: 45 deg, Desirable angle: 90 deg)

Table 4.3 Settling time of angle responses of the manipulator (Desirable angle and initial angle were changed)

Experimental No.	Initial angle [deg]	Desirable angle [deg]	Settling time [s]	
			Simulation	Experiment
1	0	45	0.815	1.125
2	0	90	0.958	1.073
3	45	0	0.708	1.287
4	45	90	0.743	1.614
5	90	0	0.828	1.225
6	90	45	0.764	0.92

Fig.4.13 から Fig.4.18 より、力学的平衡モデルを利用した制御系は初期値、目標値の変更に応じて制御できていることがわかる。そして、シミュレーション結果は実機の実験結果に近い曲線を示した。しかしながら、モデルは定常偏差を生じていないのに対し、実機では定常偏差を生じている場合がある。また、Table 4.3 からモデルと実機では整定時間に違いがあり、すべての結果において実機がシミュレーションよりも遅くなっている。これらの原因として、本マニピュレータの構造と制御方法によるものが2点挙げられる。1点目は使用している4本の人工筋肉の圧力-収縮特性の差異である。そして2点目は本マニピュレータのトルクフィードバックの方法によるものである。

まず1点目の原因について説明する。本マニピュレータでは、構造の簡便化のために前面側と背面側の各2本の人工筋肉をそれぞれ1つの電磁弁によって制御している。そのため、同じ電磁弁につながっている人工筋肉には同じ圧力が印加される。本マニピュレータには特性の近い4本の人工筋肉を選定し用いているが、本人工筋肉はすべて自作であり、圧力-収縮特性を完全に一致させることは困難である。並列に配置した人工筋肉の収縮量に違いが出てしまい、支える負荷に偏りが生じてしまったと考える。

2点目の原因はトルクフィードバックによるものである。本マニピュレータはアームにかかる負荷トルクを人工筋肉上部のロードセルで検出し、空気圧による補償をおこなっている。また、本マニピュレータではセンサ数を減らすために、拮抗配置の各側に1つずつ用意し、各側の並列配置した人工筋肉の片側にのみ取り付けられた。そして、検出した負荷トルクの2倍を関節の負荷トルクとしてフィードバックしている。そのため、1点目の原因によって人工筋肉にかかる負荷が偏ってしまうと、実際の負荷トルクと検出した値の間に誤差を生じてしまう。本実験結果でアームが目標角度以上に持ち上がったのは、ロードセルを取り付けた側に負荷が偏り、トルクフィードバックを通じて過剰な空気圧が印加されたためと考える。したがって、人工筋肉を並列に配置し出力を増加させる場合、各人工筋肉にロードセルと電磁弁を取り付ける必要がある。

以上の課題はあるものの、シミュレーションは実機と同様の傾向を示しており、マニピュレータの角度に関する非線形性は十分にモデル化できていると考える。

### 4.3.2 負荷変更実験

次に、負荷を変更してアームの持ち上げ実験をおこなう。本実験によって本マニピュレータの過渡特性と負荷の関係を把握する。今回はアーム先端の負荷として0 N, 8.33 N, 16.66 Nの3種類を用いる。また、初期角度は0 deg, 目標角度は90 deg, 関節剛性は0.3 Nm/degで統一する。

ここで、本実験の結果を Fig.4.19 から Fig.4.21 に示す。また、各実験結果の整定時間を Table 4.4 に示す。Fig.4.19 から Fig.4.21 より、実機実験において負荷が大きいときほど定常偏差が大きく出ていることが確認できる。このことから、4.3.1 項で述べたフィードバックによる定常偏差の発生が影響していると考えられる。しかしながら、実機実験の過渡状態での振動の様相をモデルでもシミュレーションできることが認められた。また、シミュレーションでは負荷の変更に対してもアームの位置制御がおこなえていることがわかる。これにより本制御系のトルクフィードバック

が有効であると言える。次に、Table 4.4 から、実機において負荷が大きくなるほど整定時間が伸びていることがわかる。そしてモデルにおいても同じことが確認できる。これは、負荷の増加によって応答が振動的になったためであると考えられる。このように、アームにかけた負荷はアームの持ち上げにおいて整定時間に影響することがモデル、実機共に再現されており、本モデルは本マニピュレータの負荷特性を考慮できていると考える。

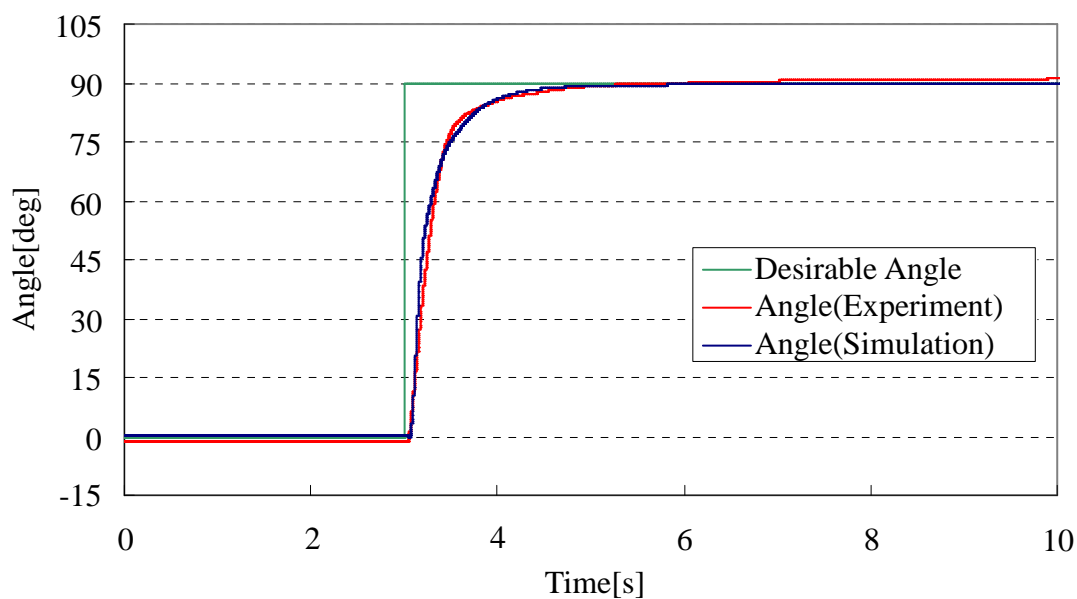


Fig. 4.19 Experimental results and simulation results (Load: 0 N)

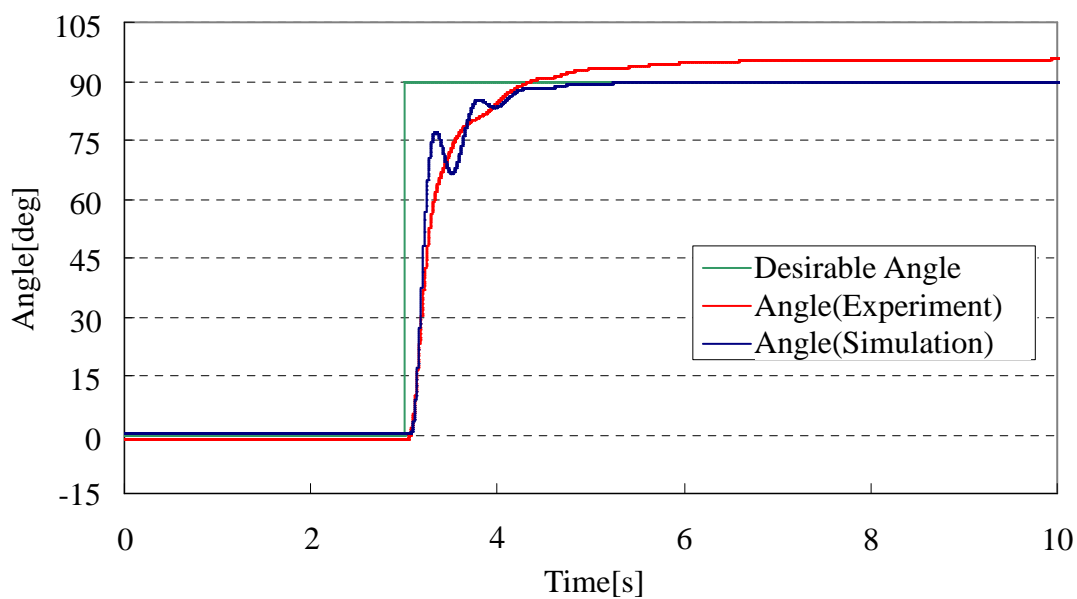


Fig. 4.20 Experimental results and simulation results (Load: 8.33 N)

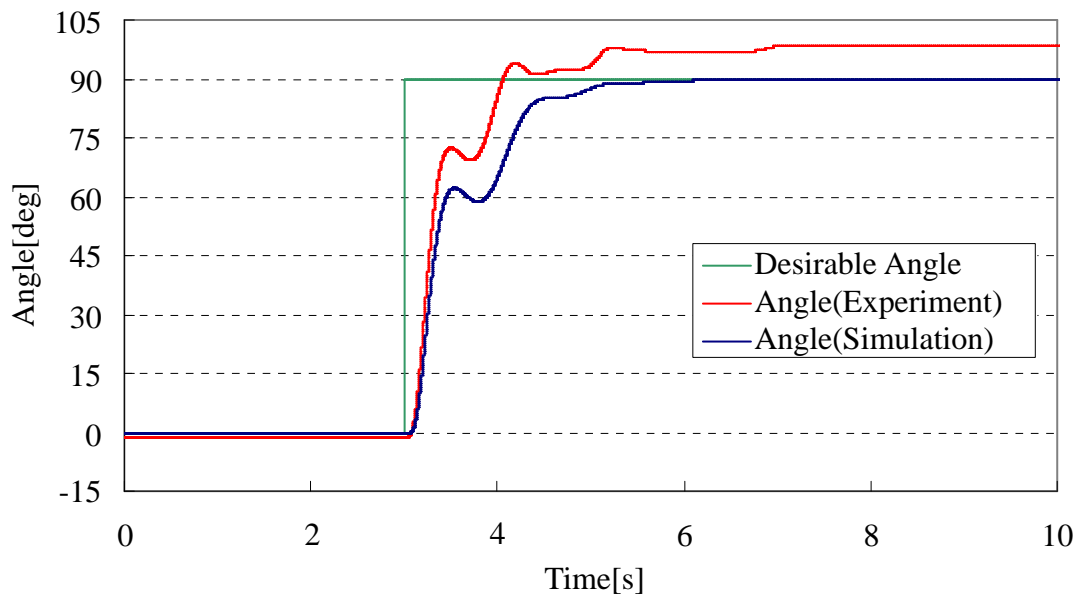


Fig. 4.21 Experimental results and simulation results (Load: 16.66 N)

Table 4.4 Settling time of angle responses of the manipulator (Load was changed)

Experimental No.	Load[N]	Settling time [s]	
		Simulation	Experiment
1	0	0.958	1.073
2	8.33	1.102	1.45
3	16.66	1.567	2.009

### 4.3.3 関節剛性変更実験

本実験では、マニピュレータの関節剛性を変更し、アームの持ち上げ実験をおこなう。実験の際にアーム先端の負荷を 16.66 N、初期角度を 0 deg、目標角度を 45 deg で統一し、関節剛性がアームの挙動に与える影響を観察する。今回の実験では関節剛性を 0.2 Nm/deg, 0.5 Nm/deg とし、実験をおこなった。

本実験の結果を Fig.4.22 と Fig.4.23 に示す。また、各実験結果の整定時間を Table 4.5 に示す。Fig.4.22 と Fig.4.23 から、本制御系は関節剛性の変化に対しても位置制御がおこなえていることがわかる。そして、本モデルは実機に生じる振動を再現できている。さらに Table 4.5 から、関節剛性が高いと整定時間が短くなることが確認できる。これは実機、モデル共に確認できており、本モデルは本マニピュレータの関節剛性の影響を考慮できていると考える。

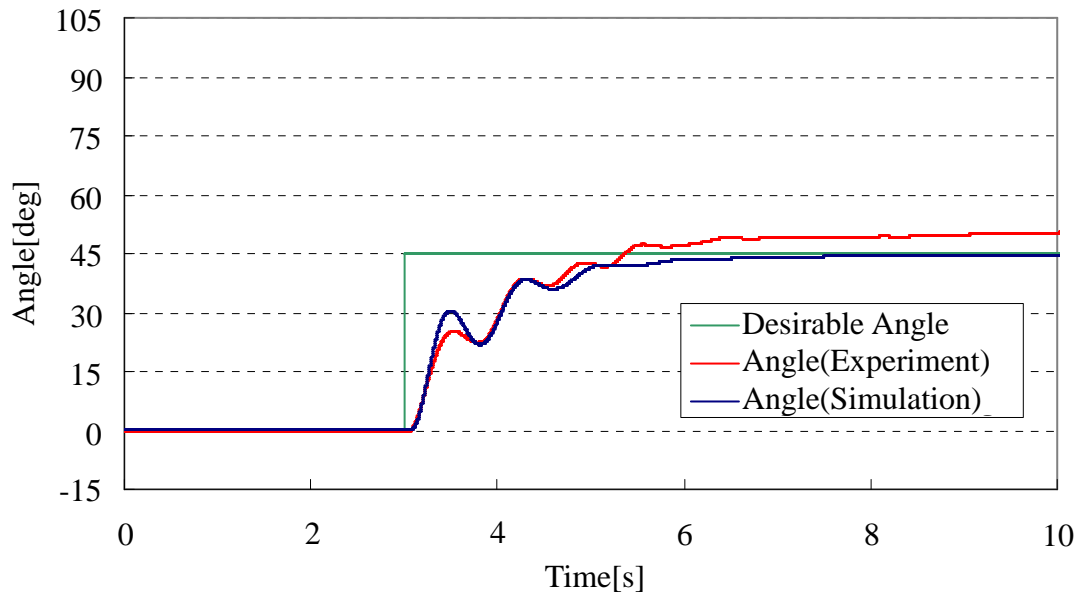


Fig. 4.22 Experimental results and simulation results (Joint stiffness: 0.2 Nm/deg)

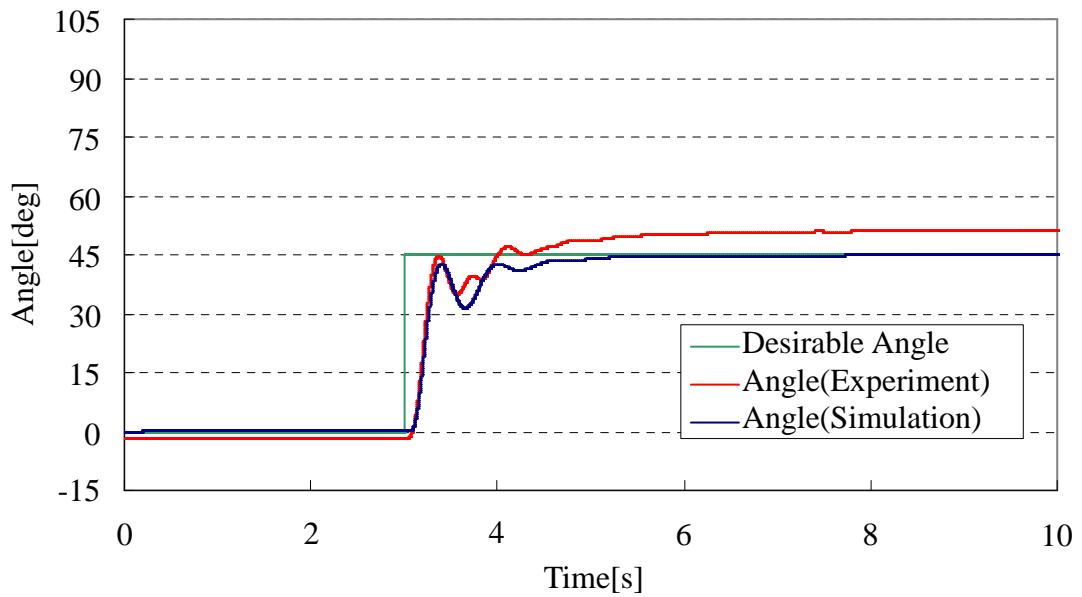


Fig. 4.23 Experimental results and simulation results (Joint stiffness: 0.5 Nm/deg)

Table 4.5 Settling time of angle responses of the manipulator (Joint stiffness was changed)

Experimental No.	Joint stiffness [Nm/deg]	Settling time [s]	
		Simulation	Experiment
1	0.2	2.59	3.19
2	0.5	1.439	1.78



## 4.4 シミュレーションによる MR ブレーキの効果検討

本節では、構築したマニピュレータの動特性モデルの使用例として、MR ブレーキの効果を検討する。はじめに MR ブレーキの簡易な制御系を設計し、これを制御系に適用する。そしてシミュレーションと実験によって、アームの振動や位置制御に対する効果を検討する。

### 4.4.1 MR ブレーキ制御

第 3 章に示すように、MR ブレーキの出力トルクは回転速度に対して低い依存を示しており、MR ブレーキは摩擦ブレーキのような特性を有している。そのため、コンプライアンス性の高い人工筋肉と併用した場合、人工筋肉の位置制御を阻害する可能性がある。そこで、本項ではアームに対し過剰に干渉しない MR ブレーキの制御手法を提案する。ここで、Fig.4.24 に提案する MR ブレーキの制御部を示す。本制御では関節の回転速度を MR ブレーキの制御部へフィードバックし、アームの速度に依存した制動トルクを出力する。これにより、本 MR ブレーキに可変粘性ダンパのような出力特性を与える。ここで、本制御で可能となった MR ブレーキの出力特性を Fig.4.25 に示す。本節では、関節の回転速度に対し一次直線的に制動トルクが変化する制御系と、二次曲線的に変化する制御系を作製した。いずれも低速回転時には出力が低くなるため、目標角度付近でのアームの位置制御が容易になると考える。また、出力が二次曲線的に変化する制御は、一次直線的な制御に比べて低速時の出力がより低くなっている。これにより、人工筋肉に対する MR ブレーキからの干渉がさらに抑えられると期待する。

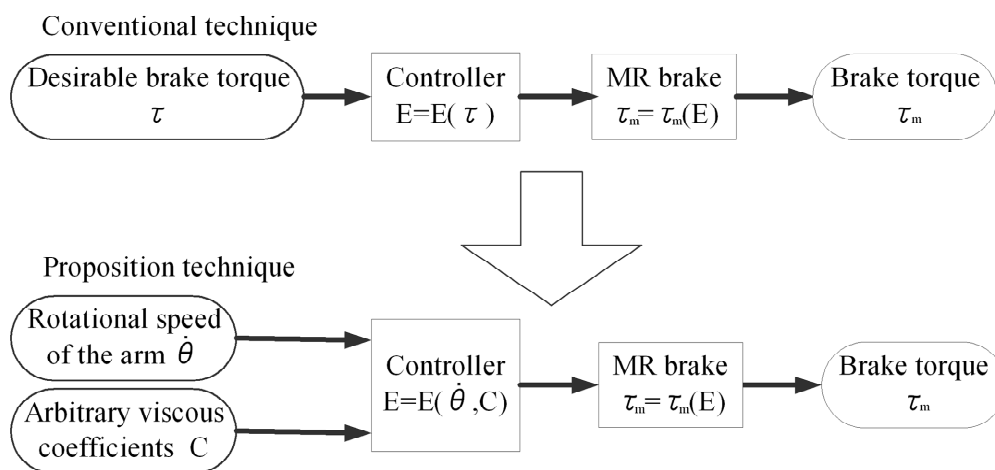


Fig. 4.24 Controller of the MR brake

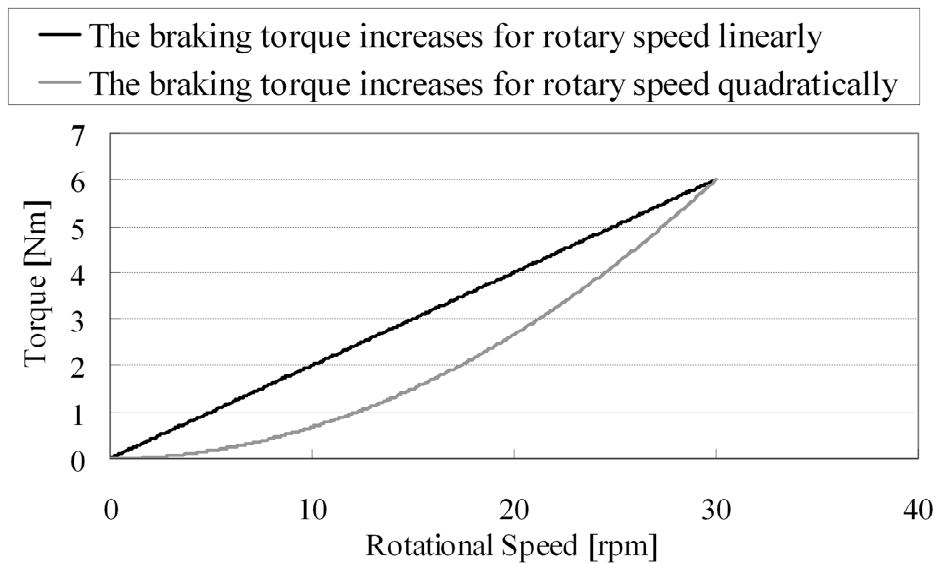


Fig. 4.25 Output characteristics of the MR brake controlled by proposition technique

#### 4.4.2 MR ブレーキの効果検討シミュレーション

本項では、構築した動特性モデルによってシミュレーションと実機実験をおこない、MR ブレーキによるアームへの効果を検討する。本シミュレーションでは 8.33N の負荷を目標角度 30deg まで持ち上げる。また、実験条件として MR ブレーキを制御しない場合の応答と、提案した 2 通りの制御を用いた場合で実験とシミュレーションを行う。

ここで、Fig. 4.26 から Fig. 4.28 に各条件でのシミュレーションと実験の結果を示す。本結果より、提案手法ではどちらも MR ブレーキを使用しない場合に比べて振動抑制効果が表れていると考える。さらに目標角度との定常偏差は小さく、人工筋肉による位置制御が十分に行えている。また、提案手法においては回転速度に対する出力の違いが結果に出ている。出力が回転速度に対して二次曲線的に変化する制御では、一次直線的に変化する制御に比べてやや振動的であるものの、目標角度へ早く近づいていることが分かる。以上のことから、本マニピュレータにおける振動抑制に MR ブレーキを用いる場合、粘性ダンパのような利用が有効であることがわかった。また、今回は簡易な MR ブレーキの制御を作成したが、可変粘性ダンパとして粘性を応答に合わせて変化させることで、振動を抑えながらマニピュレータの応答性を高められるのではないかと考える。

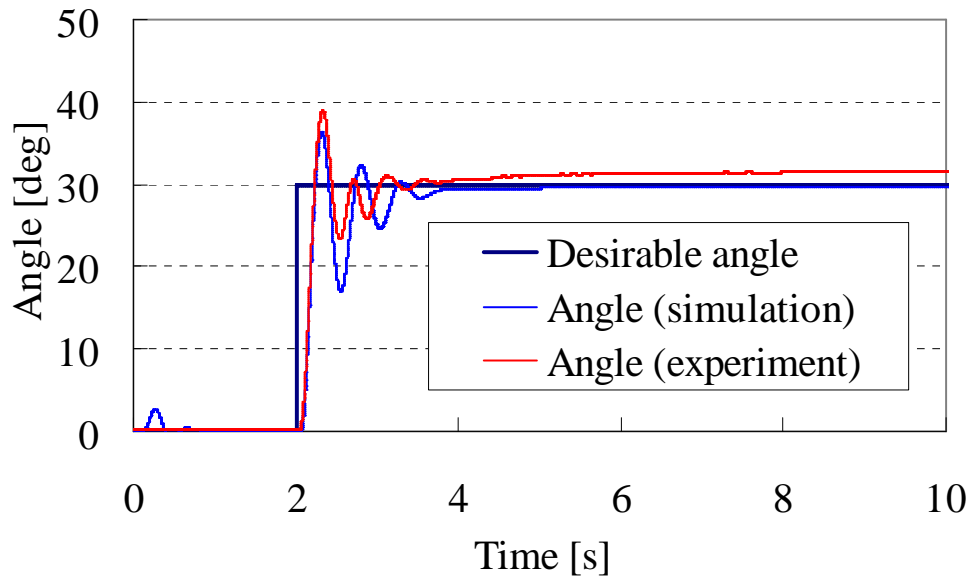


Fig. 4.26 Simulation and experimental result (Without MR brake control)

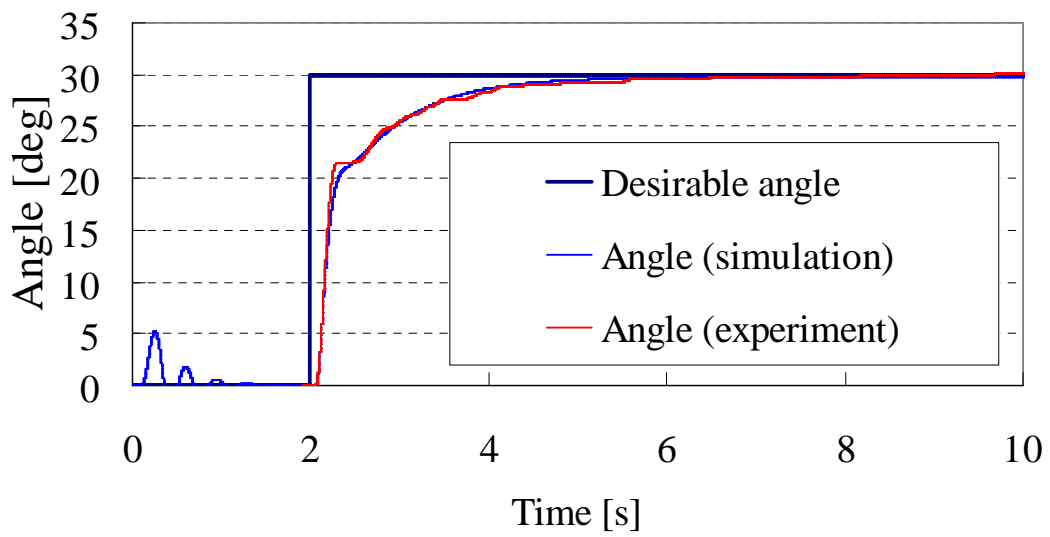


Fig. 4.27 Simulation and experimental result (Brake torque with straight-line dependence on rotary speed)

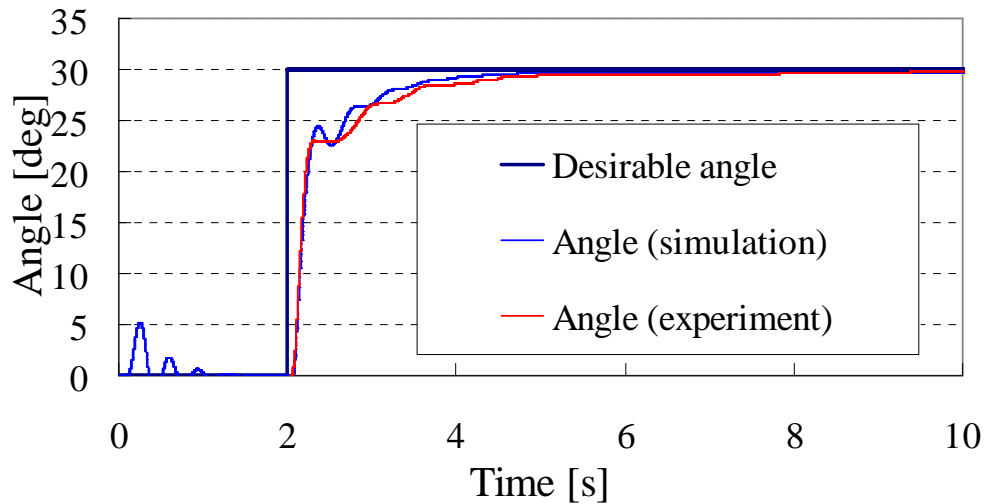


Fig. 4.28 Simulation and experimental result (Brake torque with quadratic curve dependence on rotary speed)

#### 4.5 本章のまとめ

本章では、軸方向繊維強化型人工筋肉の非線形性を考慮に入れた制御系を構築し、マニピュレータの入出力の線形化を行った。さらに、本人工筋肉の動特性を考慮に入れた、1自由度マニピュレータの非線形動特性モデルを導出した。モデルには空気圧供給システムの応答遅れを考慮するために、システムを要素ごとにモデル化した。そして、実機とモデルの応答を比較し、実験条件が変化しても本制御系が位置制御可能であることを明らかにした。また、本動特性モデルは実機の応答を再現できていると判断した。これにより、構築したマニピュレータモデルに対して別の制御手法を適用した場合でも実機と同様の応答が得られ、制御系の設計が可能であると考えられる。さらに、関節の回転速度をフィードバックすることでMRブレーキを粘性ダンパのように制御する手法を提案し、モデルと実機に適用した。その結果、モデルと実機の両者において提案手法はアームに生じた振動を抑制し、なおかつ人工筋肉の位置制御に過剰な干渉をしていないことがわかった。結果より、摩擦ダンパに近い特性の本ブレーキを制御によって可変粘性ダンパのように扱えることを明らかにした。

#### 参考文献

- (1) M. Mori, K. Suzumori, S. Wakimoto, T. Kanda, M. Takahashi, T. Hosoya and E. Takematu, Development of power robot hand with shape adaptability using hydraulic McKibben muscles, The International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 1162-1168, 2010.
- (2) JISB8390, Air pressure-Apparatus for compressive fluid-the test method of a flow characteristic, Japanese Standards Association, 2002.

# 第5章 1 自由度可変粘弾性関節マニピュレータによる位置・振動制御

## 5.1. 本章の概要

第4章ではマニピュレータの基礎的な制御系を構築し、シミュレーションと実験から本制御系で位置制御と剛性制御が可能であると明らかにした。そこで、本章では本マニピュレータの位置制御にMRブレーキを追加し、応答性の向上を目指す。ただし、MRブレーキは関節に対し制動力を与えるため、適切に制御しなければ人工筋肉からの駆動力と競合し応答性が悪化してしまう。そこで両者の役割を分担し、本マニピュレータでは人工筋肉をアーム駆動の主役とし、MRブレーキを位置制御や振動抑制のために補助的に使用する。そのため本人工筋肉によるアームの位置制御が十分におこなわれる必要がある。さらに、MRブレーキはマニピュレータの応答性を損なうことのないように制御することが求められる。

このために、はじめにPIコントローラによる人工筋肉の制御をおこない、人工筋肉の位置制御性が十分に良好であることを示す。そして、MRブレーキによる振動抑制を付加し、MRブレーキの制御についての課題を調査する。次に、人工筋肉とMRブレーキが競合することなく働くための制御をめざし、内部モデル制御を設計する。

## 5.2. マニピュレータの構成

本研究で使用する1自由度可変粘弾性関節マニピュレータをFig.5.1に示し、本マニピュレータの仕様をTable 5.1に示す。本マニピュレータの関節はプーリを介して軸方向繊維強化型人工筋肉が拮抗しており、収縮力を駆動トルクに変換する。そして、関節に取り付けられたMRブレーキは関節にブレーキトルクを与える。さらに、アームの回転角度を計測するエンコーダが関節に取り付けられており、また、アームにかかる負荷を計測するひずみゲージがアームに取り付けられている。以上のように、本マニピュレータの基本構造はこれまでと同様であり、制御部に関節の力学的平衡モデルが適用できる。本章では、MRブレーキのドライバとして第4章と同様にWonder Box Device Controllerを用いており、入力も同様である。

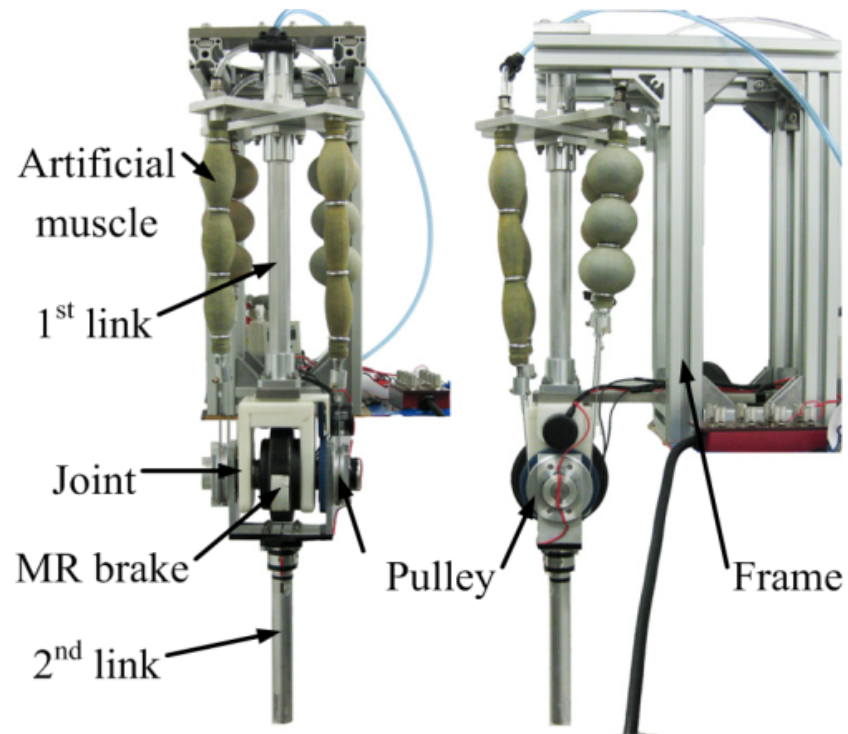


Fig. 5.1 Schematic diagram of the manipulator

Table 5.1 Specification of the manipulator

Mass of 2 <sup>nd</sup> link [kg]	0.168
Length of 2 <sup>nd</sup> link [mm]	250
Center of gravity 2 <sup>nd</sup> link [mm]	240
Movable range [rad]	$-\pi/2 \leq \theta \leq \pi/6$
Inertia of 2 <sup>nd</sup> link [ $\text{kgm}^2$ ]	$4.80 \times 10^{-6}$
Parallel number of artificial muscle	2

### 5.3. PI制御による位置・振動制御

本節では、マニピュレータに基本的な制御を適用し、その制御性を確認する。そこで、マニピュレータを用いた実験としてアームによる負荷の持ち上げ動作と、定位置での負荷の保持動作を行う。本マニピュレータの制御には、第4章で構築した関節の力学的平衡モデルによるフィードフォワード制御と、アーム角度のフィードバックを用いたPI制御を適用する。また、MRブレーキの制御はそれぞれの動作に応じた制御を与える。

#### 5.3.1. 制御部の設計

##### 5.3.1.1.PI制御による人工筋肉の制御

Fig.5.2 に人工筋肉を制御するためのブロック線図を示す。本制御では4章で述べた力学的平衡モデルによるフィードフォワード制御<sup>(1)</sup>とPI制御による角度フィードバックを適用する。

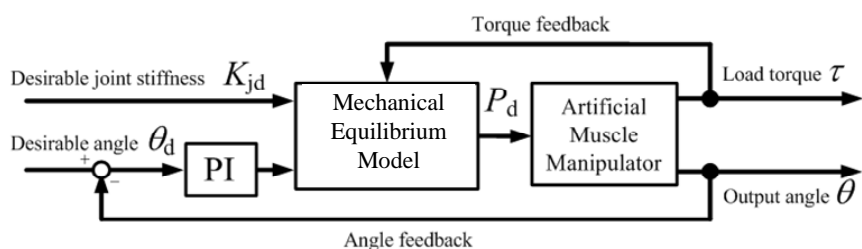


Fig. 5.2 Block diagram of feed-forward control

##### 5.3.1.1.1. フィードフォワード制御

本マニピュレータのアクチュエータである軸方向繊維強化型人工筋肉は、空気圧の印加により駆動する。しかし、本人工筋肉は印加圧力、収縮量、収縮力間に非線形性を有しており、さらに不感帯やヒステリシスも存在するため位置制御が不安定化しやすい。そこで、本制御では第4章で導出した関節の力学的平衡モデルを適用することで、入出力を線形化する。本モデルでは人工筋肉の非線形特性の内、印加圧力、収縮量、収縮力間の非線形性に着目しモデル化を行っている。これにより、アームの位置フィードバックなしにアームを目標角度へ追従させることができる。また本モデルは、ひずみゲージから得た関節の負荷トルクを補償するためのマイナーループを有している。

##### 5.3.1.1.2. フィードバック制御

5.3.1.1.2 で述べたように、関節の力学的平衡モデルによって定常状態における入出力は線形化される。しかしながら、モデルの誤差、ヒステリシスや不感帯の影響によって定常偏差が生じてしまう。そこで、エンコーダによって検出されたアーム角度をメジャーリングでフィードバックし、PI制御を適用することで角度の誤差を補償する。

### 5.3.1.2. MR ブレーキの制御

本研究ではマニピュレータによる負荷の持ち上げ動作と負荷の保持をおこない、MR ブレーキによって振動の抑制を目指す。そこで、それぞれの動作における振動抑制のために簡単な MR ブレーキ制御を試す。ここで、アームによる負荷の持ち上げと負荷の保持について、それぞれにおける MR ブレーキの制御の概要を Fig.5.3 に示す。

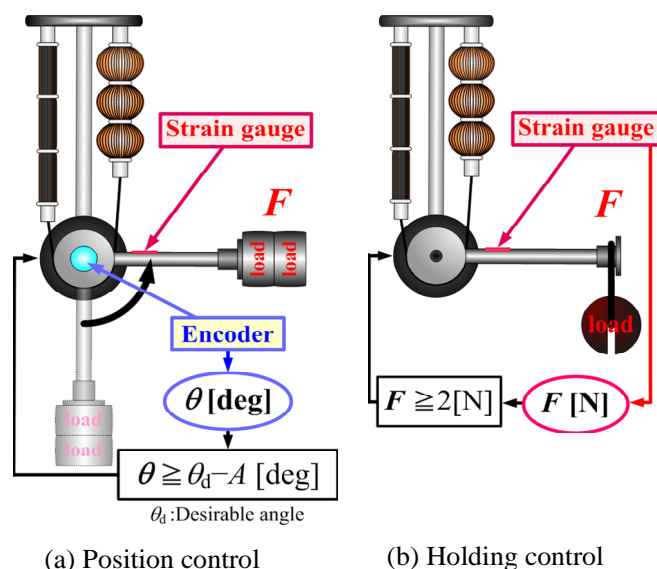


Fig. 5.3 Control method for experimental systems

#### 5.3.1.2.1. MR ブレーキによる位置制御

本項では、負荷の持ち上げ動作時 (Fig.5.3 a) における MR ブレーキの制御手法を提案する。持ち上げ動作時は重りがアームに固定されており、初期角度から目標角度までアームが回転する。ここで、MR ブレーキは3章の出力特性から可変トルクブレーキとして使用し、アームの目標角度から  $A$  deg 手前でブレーキトルクをかけるものとする。このとき、ひずみゲージから計測した負荷とアームの長さから負荷トルクを計算し、ブレーキトルクを決定する。

#### 5.3.1.2.2. MR ブレーキによる位置保持制御

本項では、負荷の保持動作時 (Fig.5.3 b) における MR ブレーキの制御手法を提案する。保持動作時は無負荷のままアームが目標角度に移動し静止する。そして、その状態のアーム先端に重りを吊るす。本制御では、アームに負荷がかかった場合にひずみゲージが負荷を検出し、アームが下がらないようにブレーキトルクをかける。このとき、アーム自身の重さに MR ブレーキが反応しないように、アームの重量を上回る負荷に対して制御が働くようにしている。ここで、本制御においても MR ブレーキは可変トルクブレーキとして利用し、ブレーキトルクの算出方法は負荷の持ち上げ動作時と同様である。



## 5.3.2. 位置・振動制御実験

### 5.3.2.1. 位置制御実験

本実験では 1.7kg の重りをアーム先端に取り付け、持ち上げ動作をおこなう。ここで、アームの目標角度は 90deg とし、関節剛性は 0.1 Nm/deg とする。また、本実験は力学的平衡モデルによるフィードフォワード制御に加え、以下の条件でおこなう。

- A) 位置フィードバックによる PI 制御
- B) 位置フィードバックによる PI 制御をおこない、力学的平衡モデルへトルクフィードバックを適用する
- C) 位置フィードバックによる PI 制御をおこない、力学的平衡モデルへトルクフィードバックを適用する。また、提案した MR ブレーキ制御をおこなう ( $A = 40 \text{ deg}$ )。

ここで、各実験での PI ゲインは、応答の立ち上がり時間が 0.4 s となるように調整した。そして、各結果での振動の様子を比較する。

### 5.3.2.2. 負荷保持実験

本実験では、アームを 90 deg まで持ち上げ、関節剛性を 0.1 Nm/deg とした状態から負荷をかけ保持する。そのため、アームが運動する持ち上げ動作に比べ、本実験でかかる負荷トルクの最大値は低い値となる。そこで、応答を比較しやすいように、より大きな負荷として 2.55 kg の重りを用いた実験で効果を検討する。また、MR ブレーキ制御はアーム先端に負荷がかけられたときに行われるものとする。ここで、以下に本実験の条件を示す。

- A) 位置フィードバックによる PI 制御
- B) 位置フィードバックによる PI 制御をおこない、力学的平衡モデルへトルクフィードバックを適用する
- C) 位置フィードバックによる PI 制御をおこない、力学的平衡モデルへトルクフィードバックを適用する。また、提案した MR ブレーキ制御をおこなう。

### 5.3.3. 実験結果

#### 5.3.3.1. 位置制御実験結果

Fig.5.4 に位置制御実験結果を示す。図中において、第 2 縦軸の Brake torque は実験条件 C での MR ブレーキへの入力トルクである。実験条件 A ではフィードフォワード制御によって目標角度付近へ到達しているものの、人工筋肉の弾性特性と負荷による外乱トルクからアームが振動している。次に、実験条件 B ではトルクフィードバックによってアームは定常位置へ収束しているが、空気圧応答の遅れのために振動が抑制しきれていない。一方、実験条件 C では大きなアームの振動を抑制できていることがわかる。また、Fig.5.4 より、MR ブレーキの制御はアーム角度 50deg から始まり、ブレーキトルクはアームの運動に従って変化していることがわかる。

しかしながら、MR ブレーキの急激な制動トルクによって、アームに大きな加速度変化が生じている。これにより持ち上げる対象物が投げ出されてしまう可能性がある。これは角度条件の前後で状態が大きく変わるためであり、これに対しては、ブレーキトルクを滑らかに変化させ、応答を滑らかにするという方法が考えられる。また、目標角度付近で生じた偏差がすぐに修正されていないことが分かる。これは、目標角度付近での人工筋肉の弾性力が小さく、MR ブレーキの制動トルクと釣り合ったためと考える。

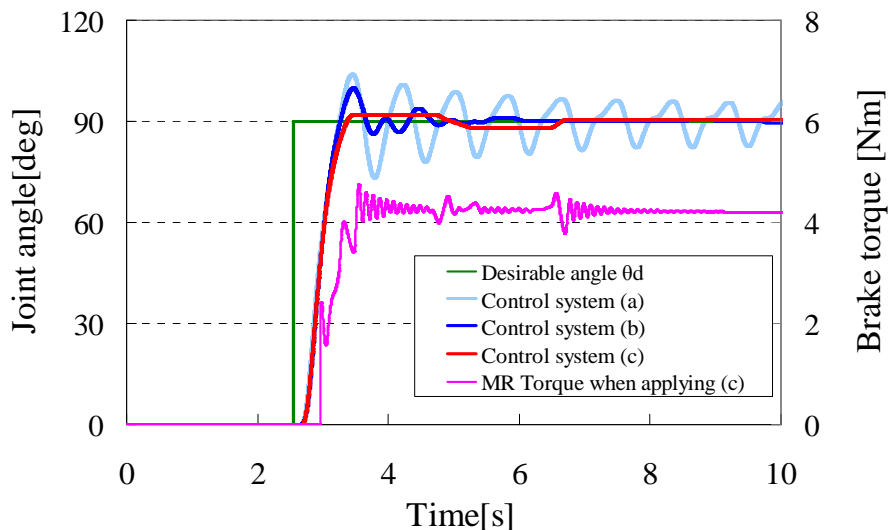


Fig. 5.4 Experimental results of the step response for position control

#### 5.3.3.2. 負荷保持実験結果

次に負荷保持実験結果を Fig.5.5 に示す。本実験では重りがアームに吊り下げられた正確な時刻が計測できないため、MR ブレーキが反応した瞬間を 3 秒時点に揃えている。本結果より、実験条件 A においては負荷によってアームが下がり、振動が続いている。また、実験条件 B ではトルクフィードバックによってアームは定常位置に再び収束しているが、空気圧応答の遅れのた

めに振動が抑制しきれていない。一方で、実験条件 C ではアームの急な落下を抑え、振動も抑制している。さらに、MR ブレーキの出力は負荷トルクに従って変化していることがわかる。しかしながら、実験条件 C において定常偏差が残っている。実験条件 C では PI 制御によってアームの位置制御が行われているが、持ち上げ実験時と同様に MR ブレーキによる制動トルクと人工筋肉のコンプライアンスの高さから定常偏差が残ったと考える。これは人工筋肉の制御と MR ブレーキの制御が独立し、互いを考慮せずに制御を行っているからであり、今後は人工筋肉の特性を考慮に入れ、MR ブレーキの制御系を設計する必要があると考える。

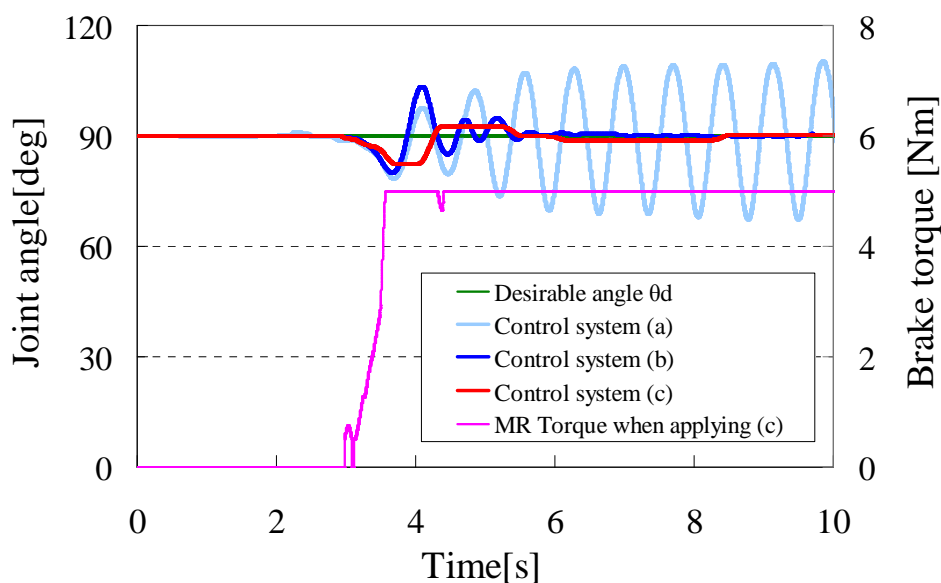


Fig. 5.5 Experimental results of the step response for Holding control

## 5.4. 内部モデル制御 (IMC) による位置制御

これまでの制御では、MR ブレーキ制御と人工筋肉の制御が独立し、人工筋肉の動特性を考慮せずに MR ブレーキの制御を行っていた。そのため互いの動作が干渉しあい、人工筋肉と MR ブレーキ双方でエネルギーの損失が起きていた。そこで、本節では人工筋肉の動特性を考慮し、MR ブレーキと人工筋肉の制御系を統合する手法<sup>(2)</sup>を提案する。

### 5.4.1. IMC を利用した位置制御の設計

まず、内部モデル制御 (IMC) を利用した人工筋肉の制御を Fig.5.6 に示す。本制御は、外乱オブザーバを基にした内部モデル制御であり、ノミナルモデルからの出力角度と実際の角度との差を使用することで、外乱を推定する。ここで、制御対象のモデル  $G(s)$  はマニピュレータの角度応答を基に設計する。本モデルは応答の立ち上がりを表現するために二次遅れ系とし、さらに空気圧応答に由来するむだ時間を加える。そして、本モデルのパラメータとしてむだ時間と時定

数は実験的に求めている.

$$\tilde{G}(s) = \frac{32.1}{s^2 + 8.87s + 32.1} \quad (5.1)$$

$$e^{-\tilde{L}s} \approx \frac{s^2 - 176.4s + 10380}{s^2 + 176.4s + 10380} \quad (5.2)$$

さらに, フィードフォワードコントローラ  $C_r$  と, フィードバックコントローラ  $C_b$  はそれぞれ以下となる. また,  $\lambda_r$ ,  $\lambda_b$  は各コントローラ内の時定数であり, それぞれ 0.3 と 0.1 である. ここで, フィードフォワードコントローラはマニピュレータの動特性を制御し, フィードバックコントローラは式 5.1, 5.2 に示したノミナルモデルを利用してフィードバックをおこなう外乱オブザーバである.

$$C_r = \tilde{G}^{-1}F_r(s) \quad (5.3)$$

$$C_b = \tilde{G}^{-1}F_d(s) \quad (5.4)$$

$$F_r(s) = \frac{1}{(\lambda_r s + 1)^2} \quad (5.5)$$

$$F_d(s) = \frac{1}{(\lambda_b s + 1)^2} \quad (5.6)$$

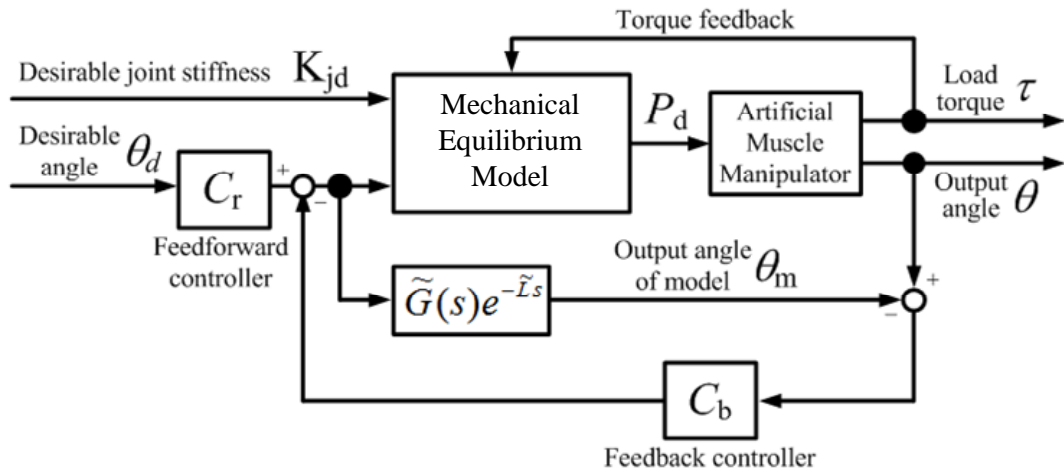


Fig. 5.6 Block diagram of inner model control

#### 5.4.2. IMC を利用した MR ブレーキの制御

次に, Fig.5.7 に MR ブレーキの制御系を含んだ内部モデル制御のブロック線図を示す. 本制御では, マニピュレータの内部モデルから参照トルク  $\tau_d$  を計算し, 実際の関節の負荷トルク  $\tau$  との差からブレーキトルク  $\tau_{MR}$  を決定する. これにより, モデルと実際のトルク差を外乱とみな

し、MR ブレーキによって抑制する。さらに、モデルと実機の応答が近くなるとブレーキトルクが減少するため、定常状態付近での人工筋肉の位置制御に対する干渉が低減すると考える。

さらに、人工筋肉のコントローラに適用したローパスフィルターによって、振動の低周波領域は人工筋肉によって抑制される。また、MR ブレーキのコントローラに適用したハイパスフィルターによって、振動の高周波領域は応答の早いMR ブレーキによって抑制される。このように、外乱に対する人工筋肉とMR ブレーキの役割が特性に応じて分担され、人工筋肉とMR ブレーキの統合された制御系を構築している。

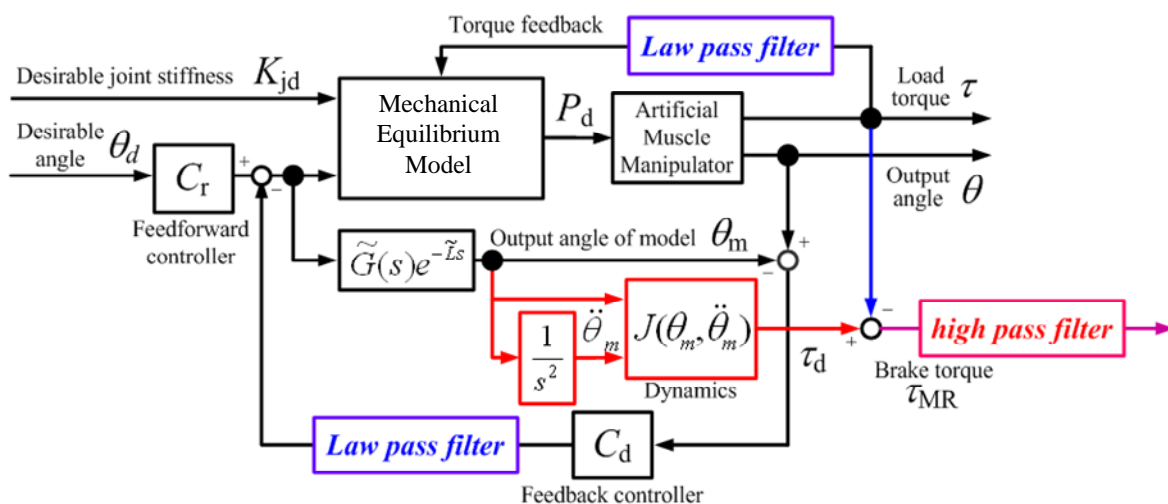


Fig. 5.7 Block diagram of inner model control and MR brake control

### 5.4.3. IMC による位置制御実験

本実験ではアーム先端に 1.7kg の重りを取り付け、関節剛性を 0.1 Nm/deg とし、目標角度 90deg までアームを持ち上げる。この時、入力は目標角度のステップ入力であり、制御には提案した IMC を適用した。

ここで、Fig.5.8 に MR ブレーキを使用しない場合の実験結果を示す。Fig.5.8 から、人工筋肉の動特性により大きな振動が生じている。次に、MR ブレーキを適用した場合の実験結果を Fig.5.9 に示す。Fig.5.9 は Fig.5.8 に比べ、MR ブレーキによる振動抑制の効果が表れている。また、定常状態ではブレーキトルクが減少し、人工筋肉による位置制御に干渉していない。したがって、人工筋肉と MR ブレーキの統合された制御が行えていると考える。しかしながら、Fig.5.9 においてアームの立ち上がり時に振動が残っていることがわかる。これは MR ブレーキの出力不足によると考える。

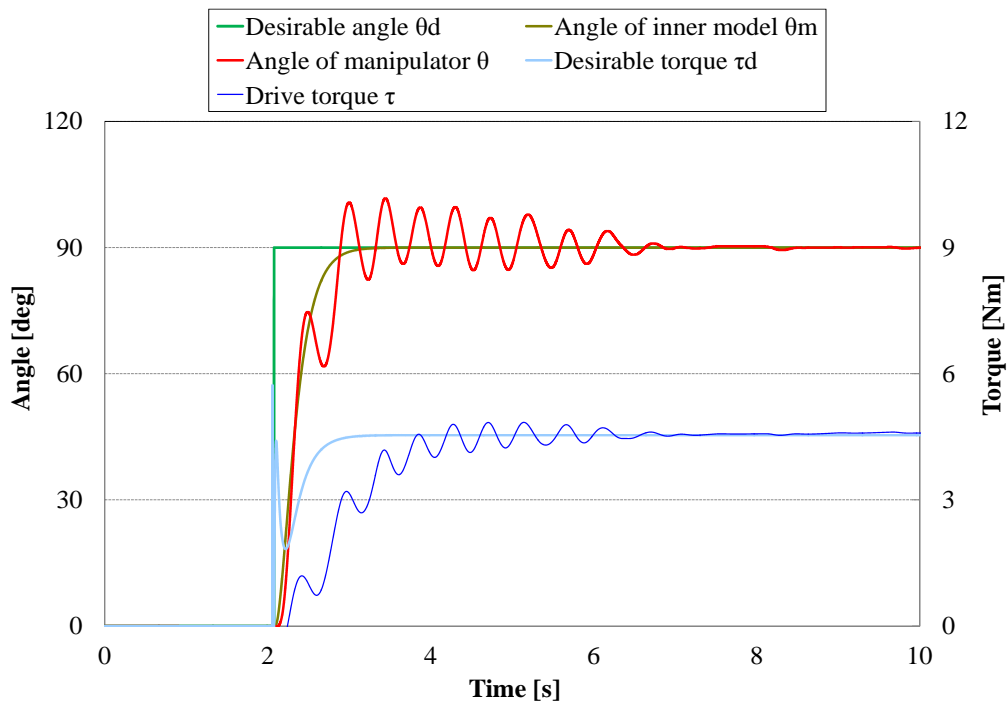


Fig. 5.8 Experimental results of the step response for position control

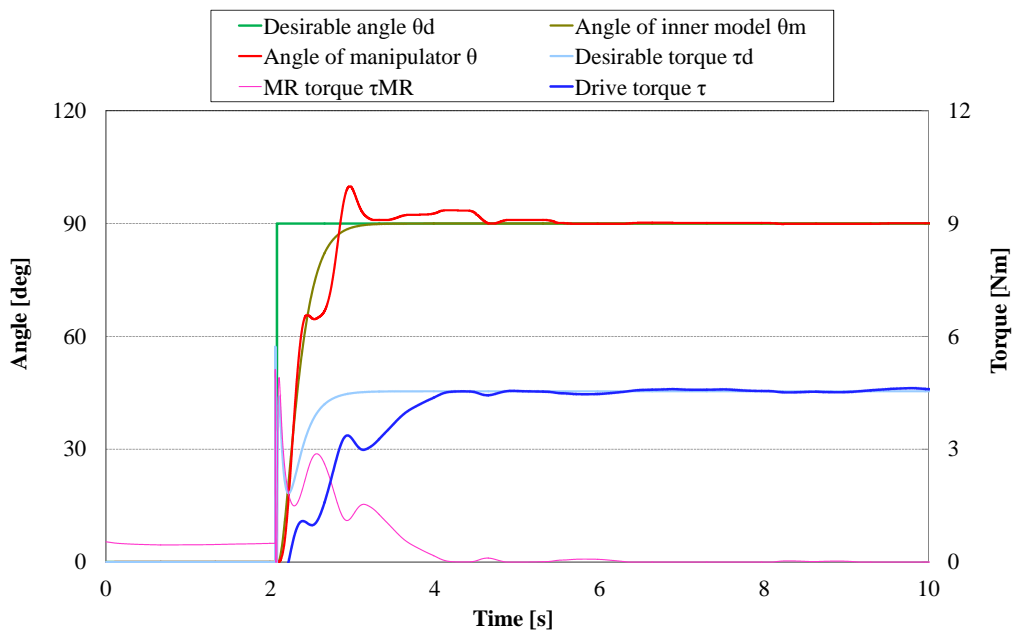


Fig. 5.9 Experimental results of the step response for position control with MR brake

## 5.5. 本章のまとめ

本章では、1自由度可変粘弾性関節マニピュレータを開発し、本マニピュレータによるアームの位置制御と振動抑制をおこなった。実験において人工筋肉の制御に力学的平衡モデルによるフィードフォワード制御、PI 制御、トルクフィードバック制御を用い、位置制御がおこなえることを明らかにした。次に、同様の実験に MR ブレーキによる振動抑制を追加した結果、振動の低減が見られたもの、人工筋肉の高コンプライアンス性と MR ブレーキの制動トルクによって定常偏差が生じてしまった。このように、人工筋肉と MR ブレーキを独立に制御すると競合するため、人工筋肉を位置制御に用い、MR ブレーキを振動抑制に用いるためには互いの状態を見ながら制御する必要がある。そのため、次に内部モデル制御によって、人工筋肉と MR ブレーキの双方が互いに干渉しないための制御系を設計した。そして、実験によってアームの振動抑制効果を確認した。さらに本制御によって、MR ブレーキは定常状態において人工筋肉に干渉しておらず、両デバイスの統合された制御ができていると考える。これにより、可変粘弾性関節の弾性と粘性で役割を分担し、競合せずに関節を駆動する手法の有効性を示した。また、あえて人工筋肉の駆動に MR ブレーキを強く干渉させることで、人工筋肉の駆動を拘束することも可能である。これは摩擦ブレーキに近い特性の MR ブレーキを利用しているために可能であり、本関節の有意な特性であると考えられる。

## 参考文献

- (1) 緑川 雄一郎, 戸森 央貴, 中村 太郎, MR ブレーキを用いた可変粘弾性を有する関節の検討, 第 10 回システムインテグレーション部門講演会(SI2009), pp. 1786-1789, 2009.
- (2) T. Nakamura, Y. Midorikawa and H. Tomori, Position and Vibration Control of Variable rheological joints using artificial muscles and magneto-rheological brake, *International Journal of Humanoid Robotics*, pp. 205-222, 2011.