

McKibben 型空気圧ゴム人工筋モデルの妥当性

浦 邊 研太郎*・内 藤 諒*・小木曾 公 尚**

Experimental Validation on McKibben Pneumatic Artificial Muscles Models

Kentaro URABE*, Ryo NAITO* and Kiminao KOGISO**

This paper validates a mathematical model of McKibben pneumatic artificial muscle (PAM) systems which has been presented. Using PAMs manufactured by ActiveLink, FESTO and Kanda Tsushin Kogyo, it illustrates the validation results of whether to simulate their behaviors.

Key Words: McKibben pneumatic artificial muscle, model validation, parameter estimation

1. はじめに

McKibben 型空気圧ゴム人工筋は、非伸縮性のメッシュで覆われたゴムチューブ内部に圧縮空気を注入することで収縮力を発生するアクチュエータである。人工筋は大部分がゴムチューブとメッシュで構成されているため、軽量かつ柔軟であり、単位重量あたりの出力が大きいという特徴をもつ。そのため、リハビリテーション機器¹⁾やパワーアシスト機器²⁾、医用機器³⁾のアクチュエータとして利用されている。

空気圧人工筋の制御系設計に関する従来研究には、多項式近似モデルに対するヒステリシス補償器の設計⁴⁾や、動作点まわりで線形化した伝達関数モデルに対する位置決め制御⁵⁾などがある。これらの研究では、人工筋内の圧力帯域が主に中圧域から高圧域に制限されたモデルを用いているため、所望の制御仕様を低圧域から高圧域で一様に満たすことは難しい。

上記の圧力制限の課題に対して、Andrikopoulosらは区分線形化した空気圧人工筋モデルに対する制御系設計⁶⁾を提案している。一方、著者らは制御弁への指令値を入力、人工筋の収縮率および内圧を出力とする空気圧人工筋システムの非線形モデル⁷⁾を提案している。このモデルの特徴は、摩擦によるヒステリシスや構造上の非線形性を陽に含むことである。そして、提案モデルを用いて、アクティブリンク社製空気圧人工筋（型番：TAA10, Fig. 1(a)）の同定を行ってきた。

しかし、アクティブリンク社製以外の人工筋の同定は行なっておらず、モデルの表現能力や妥当性の検証は不十分であった。また、空気圧人工筋のモデリングは文献⁸⁾などで行なわれているが、1種類の人工筋に対して1つのモデルを構築しており、複数の人工筋に対する1つのモデルの表現能力に関する議論は行なわれていない。

そこで本稿では、アクティブリンク社製空気圧人工筋（型番：TAA10, Fig. 1(a)）と FESTO 社製空気圧人工筋（型番：DMSP-10-250N, Fig. 1(b)）（型番：DMSP-20-200N, Fig. 1(c)）、神田通信工業社製空気圧人工筋（商品名：エアマッ



(a) ActiveLink TAA10 ($\phi 10$ mm, 0.25 m)



(b) FESTO DMSP-10-250N ($\phi 10$ mm, 0.25 m)



(c) FESTO DMSP-20-200N ($\phi 20$ mm, 0.20 m)



(d) Kanda Tsushin Kogyo: Air Muscle ($\phi 1.25$ inch, 0.20 m)

Fig. 1 Pneumatic artificial muscles

* 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科
生駒市高山町 8916-5

** 電気通信大学大学院情報理工学研究科 調布市調布ヶ丘 1-5-1

* Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, 8916-5 Takayama-cho, Ikoma

** Graduate School of Informatics and Engineering, The University of Electro-Communications, 1-5-1 Chofugaoka, Chofu

(Received May 13, 2014)

(Revised November 30, 2014)

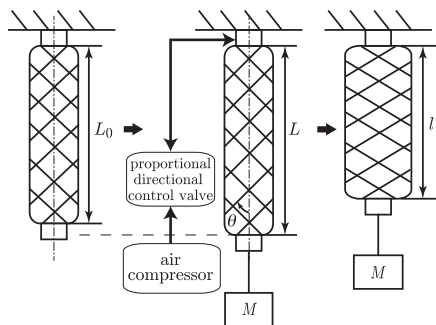


Fig. 2 Illustration of considered PAM system

スル, Fig. 1(d)) の同定を行ない, 提案してきたモデルで4種類の人工筋を表現することで, 提案モデルの妥当性を検証する. モデルは文献 7), 9) のものを用い, パラメータ推定は文献 9), 10) の方法に従って行なう. 最後に, 推定したパラメータを用いたモデルによる数値計算結果と実機による実験結果を比較し, モデルの妥当性について考察する.

2. 人工筋システムの数理モデル

本稿では, ある質量のおもりが人工筋に垂直に吊り下げられた状況 (Fig. 2) を想定し, 比例流量制御弁の開度を調整する指令電圧値を入力, 伸縮する人工筋の長さおよび内圧の計測値を出力とする人工筋システムを考える. なお, 本章の内容は文献 7), 9) の人工筋システムを再掲載したものであり, システムの詳細については文献 7), 9) を参照のこと.

人工筋システムの数理モデルは, Table 1 に示す変数およびパラメータを用いて, 状態変数 $x := [\epsilon \dot{\epsilon} P]^T \in \mathbb{R}^3$ で定義される 12 個の非線形なサブシステムを有する切替え系で表わすことができる.

$$\dot{x}(t) = f_{\sigma}(x(t), u(t)) \quad \text{if } x(t) \in \mathcal{X}_{\sigma} \quad (1a)$$

$$y(t) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} x(t) \quad (1b)$$

ここで, 入力変数 $u \in \mathcal{U} \subset \mathbb{R}$, 出力変数 $y := [\epsilon P]^T \in \mathbb{R}^2$, サブシステムの指標 $\sigma \in \Sigma := \{1, 2, \dots, 12\}$ とし, 集合 $\mathcal{X}_{\sigma} \subset \mathbb{R}^3$ は, 切替え条件を規定する状態の部分集合である. この系は, 任意定数の $\bar{u} \in \mathcal{U}$ に対してある σ が一意に存在し, $f_{\sigma}([\bar{\epsilon} \ 0 \ \bar{P}]^T, \bar{u}) = 0$ を満たす. 推定の必要なパラメータは, 弾性係数 K [N/m³], 人工筋のメッシュ角度 θ [rad], 収縮率の補正係数 C_{q1} [-], C_{q2} [1/Pa], 修正クーロン摩擦係数 c_c [N], 流量制御弁断面積 A_0 [m²], ポリトロプ指数 k_1, k_2 [-], 粘性摩擦係数 c_v [Ns/m] である. $K, \theta, C_{q1}, C_{q2}, c_c$ は, 定常特性に影響を与え, A_0, k_1, k_2, c_v は, 過渡特性に影響を与える. このため, 定常特性と過渡特性に関して, 別々にパラメータを推定できる⁹⁾. 2.1 節から 2.6 節の物理式によって, (1) 式の非線形切替えモデルが構成される.

2.1 人工筋の収縮力

人工筋の収縮力は, 仮想仕事の原理を用いて, 人工筋の収縮率 ϵ と内圧 P の関数として表現できることが知られてい

Table 1 Variables and Parameters of PAM systems

l	: length of PAM [m]	variables
$\epsilon = \frac{L-l}{L_0}$: contraction ratio [-]	
$\dot{\epsilon} = \frac{d\epsilon}{dt}$: speed of contraction ratio [-]	
P	: absolute internal gas pressure [Pa]	
V	: volume of PAM [m ³]	parameters determined by environment
m	: mass flow rate in the valve [kg/s]	
D_0	: natural diameter of PAM [m]	
L_0	: natural length of PAM [m]	
L	: initial length of PAM after a weight loaded [m]	
D_1, D_2, D_3	: coefficients of polynomial [m ³]	
M	: mass of the weight [kg]	
g	: gravitational acceleration [m/s ²]	
P_{tank}	: source absolute pressure [Pa]	
P_{out}	: atmospheric pressure [Pa]	
k	: specific heat ratio for air [-]	
R	: ideal gas constant [J/kg·K]	
T	: absolute temperature [K]	
K	: coefficient of elasticity [N/m ³]	parameters to be identified
θ	: angle of mesh [rad]	
C_{q1}	: correction coefficients [-]	
C_{q2}	: correction coefficients [1/Pa]	
c_c	: modified Coulomb friction [N]	
A_0	: orifice area of control valve [m ²]	
k_1, k_2	: polytropic indexes [-]	
c_v	: viscous friction coefficient [Ns/m]	

る^{11), 12)}. 本稿で用いる人工筋のモデルでは, 人工筋のメッシュは伸縮しないものとし, その幾何学的構造を考慮し, 人工筋端部の形状に関する補正係数 C_{q1}, C_{q2} の経験的な修正を加え, 人工筋の収縮力 F を次式で表わす.

$$F(P, \epsilon, t) = AP_g \left[\frac{3}{\tan^2 \theta} \times \left\{ 1 - C_{q1} (1 + e^{C_{q2} P_g}) \epsilon(t) \right\}^2 - \frac{1}{\sin^2 \theta} \right]$$

ただし, $A = \frac{\pi D_0^2}{4}$, $P_g = P(t) - P_{out}$ とする.

2.2 外部負荷の運動方程式

提案モデルでは, Fig. 2 に示す人工筋に吊るした負荷の運動方程式をつぎのように定める.

$$ML\ddot{\epsilon}(t) = F(P, \epsilon, t) - Mg + F_{ten}(\epsilon) - F_f(t)$$

ここで, F_{ten}, F_f は, それぞれ, 弾性力, 摩擦力を表わす. まず, 弾性力 F_{ten} は, 人工筋の内圧が大気圧と同程度の場合に生じる力であり, 人工筋自然長 L_0 と負荷を吊るとき

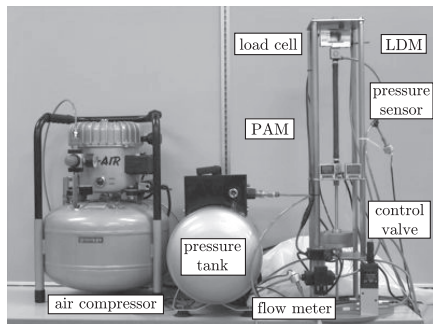


Fig. 3 Experimental equipment

の長さ L の差により生じるものと捉える.

$$F_{ten}(\epsilon) = \begin{cases} -K\{L_0 - L(1 - \epsilon(t))\}^3 & \text{if } \epsilon(t) \leq \frac{L-L_0}{L} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

ここで, K は長さの差の 3 乗に比例する弾性係数で, 経験則から定めた. つぎに, 摩擦力 F_f は, 離散時間摩擦モデル¹³⁾を採用し, つぎのように表わす.

$$F_f = \begin{cases} (c_c \text{sgn}(\epsilon_i^v) + c_v \epsilon_i^v) / (1 + Z c_v) & \text{if } \epsilon_i^v < Z c_c' \\ \epsilon_i^v / Z & \text{if } \epsilon_i^v \geq Z c_c' \end{cases}$$

ただし, サンプリグ時間 T_{stp} とし, $Z = T_{stp} / (M L_0)$ とする. また, オイラー法を用いて $\dot{\epsilon}$ を離散化した収縮率速度 ϵ_i^v は, $\epsilon_i^v = \epsilon_{i-1}^v + Z F_0$ で求まる. このとき, $i = 1, 2, \dots$ とする.

2.3 圧力に依存するクーロン摩擦

クーロン摩擦力 c_c' は, 修正クーロン摩擦力 c_c を用いて, 人工筋内部の圧力 P に依存するつぎの式で表わされる⁷⁾.

$$c_c' = h \frac{c_c}{P(t)}$$

これは, 高圧域での定常応答を補正するため経験的に導入した式である. ここで, $h = 1.3 \times 10^5$ であり, 補正係数である.

2.4 人工筋の体積

人工筋内部の体積 V を解析的に導出することは, 人工筋の端部の影響により困難である. そこで, 体積 V を収縮率 ϵ の 2 次多項式で近似する方法¹⁴⁾を用いる.

$$V(t) = D_1 \epsilon(t)^2 + D_2 \epsilon(t) + D_3 \quad (2)$$

ここで, 係数 D_1, D_2, D_3 は, 実験的に定める.

2.5 人工筋の圧力変化

人工筋の圧力変化 \dot{P} は, 人工筋内部理想気体の熱エネルギー保存則より導くことができる¹⁵⁾.

$$\dot{P}(t) = k_1 \frac{RT}{V(t)} m(t) - k_2 \frac{\dot{V}(t)}{V(t)} P(t)$$

ここで, $k_1, k_2 \in [1, 1.4]$ はポリトープ指数, m は流量制御弁から人工筋へ流れる圧縮空気の質量流量である.

2.6 流量制御弁を通過する質量流量

流量制御弁は, 圧力タンクからの流入と大気中への流出が



Fig. 4 Measuring the volume of PAM with a Messzyliner

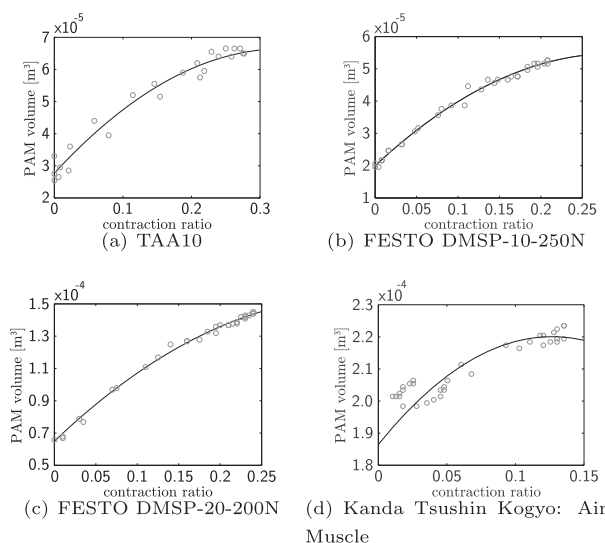


Fig. 5 Relationships between contraction ratio and PAM volume

同時に起こり, その差異で人工筋内圧を減圧および加圧する仕組みである. そこで, 提案モデルでは, 弁内部に仮定のオリフィスが存在するとし, 圧縮空気の正味の流入量をモデル化する. 圧力タンクからの流入量 m_i , 大気中への流出量 m_o を用いて, オリフィスを通過する正味の質量流量 m をつぎのように定める.

$$m(t) = \alpha(t) m_i(t) - (1 - \alpha(t)) m_o(t)$$

ここで, $\alpha \in [0, 1]$ は, 制御弁の開度に相当し, 制御弁への指令電圧 u に依存するので, $\alpha = \kappa(u)$ と表わせる. このとき, κ は単調増加関数であり, $u \in \mathcal{U} := [\kappa^{-1}(0), \kappa^{-1}(1)]$ である. 流体の質量流量 m_i と m_o は,

$$m_{i,o}(t) = \begin{cases} A_0 \frac{P_1}{\sqrt{T}} \sqrt{\frac{k}{R} \left(\frac{2}{k+1}\right)^{\frac{k+1}{k-1}}} & \text{if } P_2 \leq P_1 \left(\frac{2}{k+1}\right)^{\frac{k}{k-1}} \\ A_0 \frac{P_1}{\sqrt{T}} \sqrt{\frac{2k}{R(k-1)}} \left(\frac{P_2}{P_1}\right)^{\frac{1}{k}} \sqrt{1 - \left(\frac{P_2}{P_1}\right)^{\frac{k-1}{k}}} & \text{if } P_2 > P_1 \left(\frac{2}{k+1}\right)^{\frac{k}{k-1}} \end{cases}$$

Table 2 Estimation results of each parameter ($M = 1$ kg)

	TAA10	DMSP-10-250N	DMSP-20-200N	Air Muscle	
D_0 [m]	0.010	0.010	0.020	0.03175	directly measurable parameters
L_0 [m]	0.250	0.250	0.200	0.200	
D_1 [m ³]	-3.48×10^{-4}	-4.13×10^{-4}	-6.70×10^{-4}	-2.09×10^{-3}	
D_2 [m ³]	2.32×10^{-4}	2.40×10^{-4}	4.89×10^{-4}	5.31×10^{-4}	
D_3 [m ³]	2.77×10^{-5}	2.00×10^{-5}	6.50×10^{-5}	1.86×10^{-4}	
P_{tank} [Pa]	0.701×10^6	0.701×10^6	0.701×10^6	0.701×10^6	
P_{out} [Pa]	0.101×10^6	0.101×10^6	0.101×10^6	0.101×10^6	
k [-]	1.4	1.4	1.4	1.4	
R [J/kg·K]	287	287	287	287	
T [K]	293	293	293	293	
K [N/m ³]	5.31×10^6	2.83×10^6	6.49×10^6	8.60×10^6	for steady state
θ [rad]	7.10×10^{-1}	8.14×10^{-1}	8.70×10^{-1}	7.30×10^{-1}	
C_{q1} [-]	7.49×10^{-1}	3.95×10^{-1}	3.43×10^{-1}	1.23	
C_{q2} [1/Pa]	-1.74×10^{-5}	-1.95×10^{-6}	-6.02×10^{-6}	-1.00×10^{-5}	
c_c [N]	1.90	3.51	4.00	5.40	for transient
A_0 [m ²]	3.31×10^{-8}	2.34×10^{-8}	4.50×10^{-8}	4.80×10^{-8}	
k_1 [-]	7.88×10^{-1}	9.24×10^{-1}	8.24×10^{-1}	8.24×10^{-1}	
k_2 [-]	1.70	1.01	4.90×10^{-1}	0.31	
c_v [Ns/m]	2.51×10^1	2.46×10^{-2}	9.73×10^{-1}	6.52×10^{-1}	

Table 3 Performance indices

	TAA10	DMSP-10-250N	DMSP-20-200N	Air Muscle
steady state	1.75×10^3	3.98×10^3	3.55×10^3	3.65×10^3
transient	1.42×10^5	2.56×10^5	2.46×10^5	1.84×10^5

で示されるとおり、上流側圧力 P_1 と下流側圧力 P_2 の比によって変化する。ここで、 m_i では、 $P_1 = P_{tank}$ 、 $P_2 = P(t)$ に、また、 m_o では、 $P_1 = P(t)$ 、 $P_2 = P_{out}$ にそれぞれ対応する。

3. パラメータ推定の結果とモデルの妥当性

本章では、**Fig. 3** に示す人工筋装置を用いて実験を行ない、4種類の人工筋に対してパラメータを推定して同定し、提案モデルの妥当性を検証する。パラメータの推定対象は、**Fig. 1** に示す4種類の人工筋である。**Fig. 1(a)** はアクティブリンク社の人工筋であり、黒色の非伸縮性メッシュが内部のゴムチューブを覆う構造のMcKibben型空気圧人工筋である。**Fig. 1(b)**、**(c)** はFESTO社の人工筋であり、人工筋の表面がラバーで覆われており、耐久性や防塵性に優れる特徴を有する。また、**Fig. 1(d)** は神田通信工業社の人工筋であり、内部のチューブがTAA10より細くメッシュとの空洞が広いこと、人工筋の収縮時にチューブとメッシュ間の摩擦が発生するまでの時間が長い特徴を有する。

前述のとおり、人工筋の体積と収縮率の関係式を実験的に

定めた。まず、人工筋の初期体積を、内径と長さより計算し求める。つぎに、**Fig. 4** に示すように、メスシリンダーに水を入れ、その中に人工筋を入れる。そして、人工筋に圧縮空気を注入し収縮したときの水面の上昇量から、人工筋の体積の増分を求める。このとき、メスシリンダーの指示値を目視で読むため、測定値には測定誤差が含まれらつきが発生する。初期体積と求めた人工筋の体積の増分を足し、収縮率と人工筋の体積を(2)式で最小二乗法で近似する。この方法によって得た各人工筋の収縮率と体積の関係を**Fig. 5** に示す。

パラメータの推定方法は、文献10)で提案されているゲーム理論的学習アルゴリズムを用いた方法、または文献9)で提案されている主観的判断および試行錯誤に基づく方法を用いた。

実験では、負荷 $M = 1$ kg のときの定常応答・過渡応答のデータを取得した。定常応答は、収縮率については、おもりを吊るしたところから、最大収縮となるまでの収縮率を、また、内圧については、大気圧 (100 kPa) から最大収縮となるまでの圧力 (700 kPa) を、人工筋の収縮過程と膨張過程でそれぞれ31回のステップ応答をとり、定常状態での内圧値と収

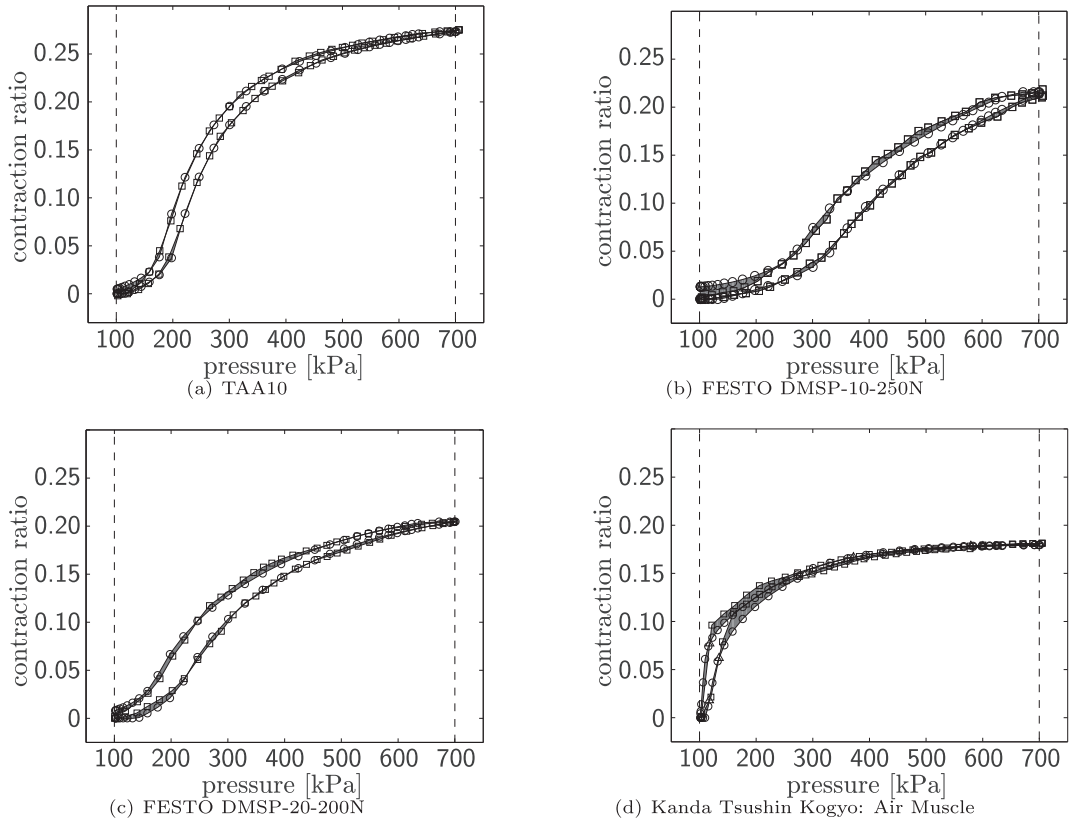


Fig. 6 Comparison of steady state responses of experimental data as '□' and simulation data as '○'

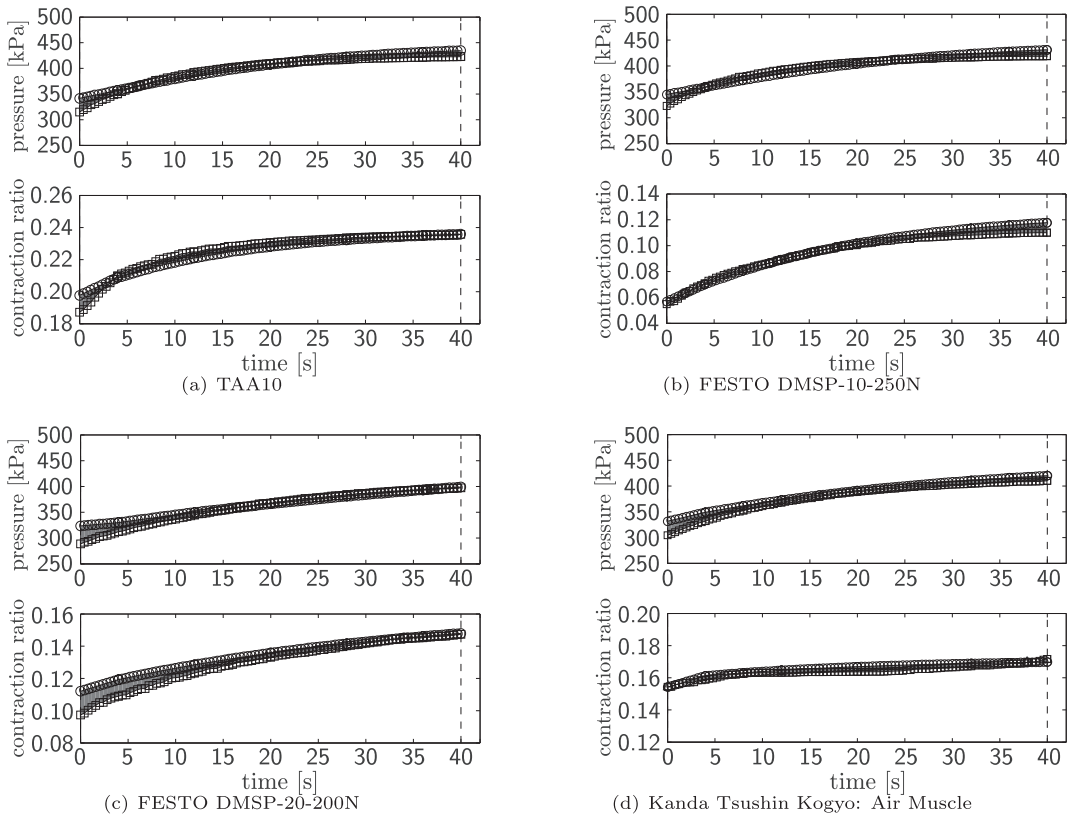


Fig. 7 Comparison of transient responses of experimental data as '□' and simulation data as '○'

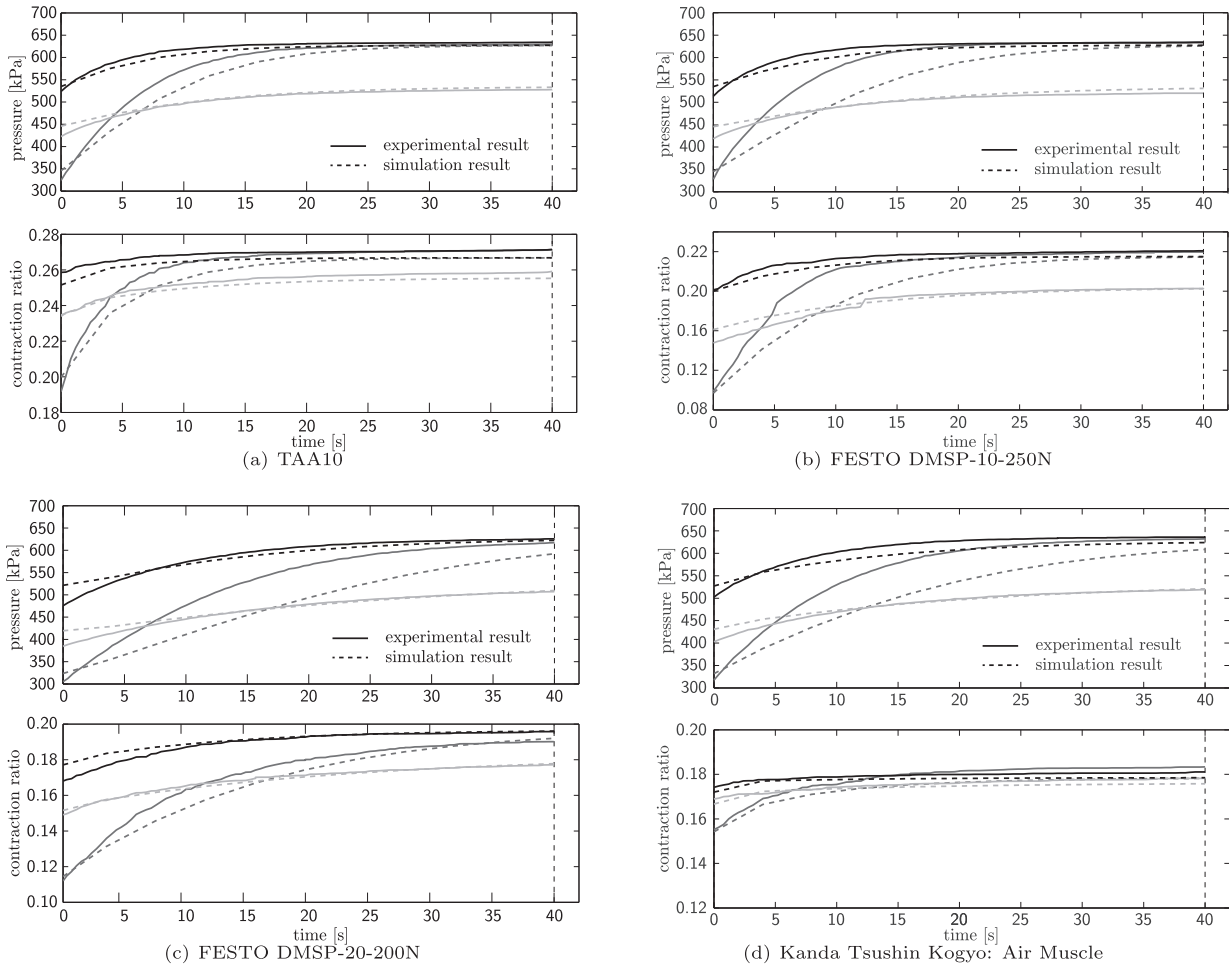


Fig. 8 Validation results of the proposed PAM system model using several PAMs via comparison of transient responses with practical ones

縮率を計測した。一方、過渡応答は、人工筋の内圧が 300 kPa から 600 kPa となるステップ信号を比例流量制御弁に与え、そのときの時間応答を計測した。これらの実験を 4 種類の人工筋に対して同様に行なった。なお、圧力タンクの容積は人工筋の体積に比べて十分大きく、圧力と温度は均一と仮定している。

まず、各人工筋のパラメータの推定結果をそれぞれ **Table 2** に示す。また、**Table 2** のパラメータを用いた提案モデルの数値計算結果、および実験によって得られた定常応答・過渡応答の比較を、それぞれ **Fig. 6**, **Fig. 7** に示す。同図において、**Fig. 6** は各人工筋の定常応答を、**Fig. 7** は過渡応答を示している。‘□’は実験結果、‘○’は数値計算結果を表わす。灰色で示された部分は、実験結果と数値計算結果の差を視覚的に面積で表わす。さらに、実験結果と数値計算結果の差を定量的に比較するための評価値を、**Table 3** に示す。この評価値とは、実験結果と数値計算結果の面積誤差、すなわち灰色で示された部分の面積を算出したものである。評価値が小さいほど実験結果と数値計算結果の差が小さく、より実物の特性に近いモデルのパラメータを推定できているといえる。**Fig. 6**, **Fig. 7** および **Table 3** より、TAA10 は定常応答・過渡

応答ともによく一致していることがわかる。DMSP-10-250N と DMSP-20-200N は過渡応答で数値計算と実験結果で差があるが、定常応答はおおむね一致している。エアマッスルは定常応答の 200 kPa 付近で数値計算結果と実験結果の差が見られるが、過渡応答はよく一致している。

つぎに、提案モデルの妥当性を検証するために、パラメータ推定に用いていない圧力帯域で、2 種類の人工筋の過渡応答 (入力が 400 kPa から 500 kPa, 500 kPa から 600 kPa, 300 kPa から 600 kPa) をテストデータとして計測した。このテストデータによる過渡応答の数値計算結果、および実験結果の比較を **Fig. 8** に示す。実線は実験結果、破線は数値計算結果を表わし、薄灰色は 400 kPa から 500 kPa, 黒色は 500 kPa から 600 kPa, 濃灰色は 300 kPa から 600 kPa での応答を表わす。**Fig. 8** より、4 種類の人工筋において、濃灰色で示された 300 kPa から 600 kPa の応答の 10 秒付近で、数値計算結果および実験結果の差が生じているが、薄灰色で示された 400 kPa から 500 kPa, 黒色で示された 500 kPa から 600 kPa ではよく一致している。これらの結果から、提案モデルは複数種類の人工筋を表現する能力を有し、4 種類の人工筋に対して提案モデルは妥当であるといえる。

4. おわりに

本稿では, 形状が異なる 4 種類(アクティブリンク社:TAA10, FESTO 社: DMSP-10-250N, DMSP-20-200N, 神田通信工業社: エアマッスル)の空気圧人工筋に対してパラメータ推定を行ない, 提案してきた人工筋モデルの妥当性を検証した. モデルを用いた数値計算結果と実機を用いた実験結果の比較により, 提案モデルは 4 種類の人工筋を表現する能力を有し, それぞれのモデルが妥当であることを確認した.

今後の課題として, 圧力幅が大きい入力の過渡応答におけるモデルの精度向上, 1 kg 以外の負荷をかけた場合の人工筋モデルのパラメータ変動を調べることが挙げられる. また, これらのモデルを用いた位置や速度の最適制御などの制御系設計を行なうことが挙げられる.

謝辞 本研究は, 日本学術振興会科学研究費補助金 25709014 の助成を受けたものである. また本研究は, 平成 25 年度奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科プロジェクト実習「空気圧人工筋システムの計測制御装置制作とパラメータ同定」にて実施された. 実習受講生の金川雅和氏, 石原弘二氏, 亀本大貴氏, 佐藤拓磨氏, 長谷川高大氏, 藤田貴大氏に感謝の意を表す.

参 考 文 献

- 1) S. Hussain, S.Q. Xie and P.K. Jamwal: A bio-inspired robotic orthosis for gait rehabilitation, *IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 1470/1475 (2012)
- 2) Z. Yang, C.M. Teng and Y.Z. Chong: Power assisted pneumatic-based knee-ankle-foot-orthosis for rehabilitation, *IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 300/304 (2012)
- 3) H. Li, K. Kawashima, K. Tadano, S. Ganguly and S. Nakano: Achieving haptic perception in forceps manipulator using pneumatic artificial muscle, *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, **18**-1, 74/85 (2013)
- 4) T.V. Minh, T. Tjahjowidodo, H. Ramon and H.V. Brussel: Cascade position control of a single pneumatic artificial muscle-mass system with hysteresis compensation, *Mechatronics*, **20**-3, 402/414 (2010)
- 5) A. P-Arrese, A. Mendizabal, J. Arenas, R. Prestamero and J. Landaluze: Modeling in modelica and position control of a 1-DoF set-up powered by pneumatic muscles, *Mechatronics*, **20**-5, 535/552 (2010)
- 6) G. Andrikopoulos, G. Nikolakopoulos, I. Arvanitakis and S. Manesis: Piecewise Affine Modeling and Constrained Optimal Control for a Pneumatic Artificial Muscle, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, **61**-2, 904/916 (2014)
- 7) 内藤, 小木曾, 杉本: 圧力依存のクーロン摩擦を用いた空気圧ゴム人工筋モデル, 第 1 回 計測自動制御学会制御部門マルチシンポジウム, 5G2-5 (2014)
- 8) B.S. Kang, C.S. Kothera, B.K.S. Woods and N.M. Wereley: Dynamic modeling of McKibben pneumatic artificial muscles for antagonistic actuation, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 182/187 (2009)
- 9) 小木曾, 内藤: 負荷に依存するパラメータを用いた McKibben 型空気圧ゴム人工筋の数値モデル, システム制御情報学会論文

誌, **26**-7, 269/276 (2013)

- 10) 内藤, 小木曾: ゲーム理論的学習による McKibben 型空気圧ゴム人工筋のパラメータ推定, 計測自動制御学会論文集, **50**-5, 411/417 (2014)
- 11) C.P. Chou and B. Hannaford: Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **12**-1, 90/102 (1996)
- 12) B. Tondu and P. Lopez: Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators, *IEEE Control Systems Magazine*, **20**-2, 15/38 (2000)
- 13) R. Kikuuwe, N. Takesue, A. Sano, H. Mochiyama and H. Fujimoto: Admittance and Impedance Representations of Friction Based on Implicit Euler Integration, *IEEE Transactions on Robotics*, **22**-6, 1176/1188 (2006)
- 14) 香川, 藤田, 山中: 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, **29**-10, 1241/1243 (1993)
- 15) E. Richer and Y. Hurmuzlu: A high performance pneumatic force actuator system, Part I—nonlinear mathematical model, *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, **122**-3, 416/425 (2000)

[著 者 紹 介]

浦 邊 研 太 郎 (学生会員)



2013 年徳島大学工学部電気電子工学科卒業. 同年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科入学, 現在に至る. 空気圧ゴム人工筋の制御などの研究に従事.

内 藤 諒



2012 年関西大学システム理工学部機械工学科卒業. 同年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科入学, 2014 年修了. 同年(株)デンソー入社, 現在に至る. 空気圧ゴム人工筋のモデル化研究に従事. 2013 年度奈良先端科学技術大学院大学最優秀学生賞受賞.

小 木 曾 公 尚 (正会員)



2004 年大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士後期課程修了. 同年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科 21 世紀 COE 研究員. 2005 年同大学院助手, 助教, 2014 年電気通信大学院情報理工学研究科知能機械工学専攻准教授, 現在に至る. 2010~2011 年ジョージア工科大学客員研究員. 拘束システムやハイブリッドシステムの解析と制御, ゲーム理論とその工学応用に関する研究に従事. 博士(工学). システム制御情報学会, 日本機械学会, IEEE の会員.