人工筋肉を目指した形状記憶合金アクチュエータ*
(運動単位の特徴)石川 敏也^{*1}, 中田 毅^{*1}Shape Memory Alloy Actuator for Artificial Muscle
(Characteristics of Motor Unit)Toshiya ISHIKAWA and Takeshi NAKADA^{*2}^{*2} School of Information Environment, Tokyo Denki University,
2-1200 Muzai Gakuendai, Inzai-shi, Chiba, 270-1382 Japan

In this study we aim to realize an actuator that is comparable with a natural muscle from a viewpoint of flexibility, the output force and the responses. In the 1st report we constructed the Shape Memory Alloy (SMA) actuator protected by "a rolled film tube" with the high heat resistance and the high flexibility, and it is named "the unit cell". In this report we constructed an actuator named "a motor unit" with the larger output force by bunching up 7 unit cells, and the characteristics of the motor unit are investigated by the experiments in which the motor unit is driven in Pulse Frequency Modulation (PFM). The result of the experiments shows that the static characteristics of the output force and the displacement to the input pulse frequency in the motor unit near proportion relations in comparison with the unit cell still more and the output force increases almost 7 times as large as the unit cell. It is found out that the time constant of the motor unit becomes larger compared to that of the unit cell, and the power conversion efficiency falls when pulse width is extended to improve the time constant.

Key Words: Shape Memory Alloy, Actuator, Artificial Muscle, Robot, Bio-Motion, Rolled Film Tube, Unit Cell, Motor Unit, Pulse Frequency Modulation

1. 緒 言

近年, 必要性が高まりつつある人間親和性の高いロボットには, 人間に近い形態と柔軟性が要求されると考えられる. そのようなロボットに使用する人工筋肉としてのアクチュエータに, 形状記憶合金(Shape Memory Alloy, 以降 SMA と呼ぶ)が, 大きな発生力と発生変位をもつうえに柔軟性にも優れることから多くの研究機関で研究されている.

応答性を高め大きな発生力を得るために, 熱容量の小さな細い SMA ワイヤを高密度に複数並列配置して用いる場合, 電氣的短絡や絡み合い等が生じない程度の狭い間隔に配置すると, 柔軟に折り曲げることができなくなるうえ各ワイヤの周囲空間に熱が溜まるので強制的に冷却する必要性が生じる.

そこで, SMA ワイヤを柔軟性の高いチューブに挿入して束ね合わせ, チューブに冷却流体を流して冷却する方式が考えられる. しかし, このチューブには高い柔軟性と SMA の発する高熱に対する耐熱性が必要

であり, この2条件を同時に満たせるチューブは, 従来存在していなかった.

以上の問題点を解決する手段として耐熱性と柔軟性の両方に優れた SMA 専用機械要素「巻フィルムチューブ(Rolled film tube)」を提案し, これに細い SMA ワイヤを素線とするコイルばねを挿入して人工筋肉の最小単位「単セル(Unit cell)」を製作し, 生体の神経インパルスで義手を駆動する場合を想定して生体神経インパルスと同じ幅と同じ周波数帯域の電圧パルス列によるパルス周波数変調(Pulse Frequency Modulation, 以降, PFM)にて駆動実験を行った. その結果, パルス周波数にほぼ比例する発生力と発生変位を得た⁽¹⁾.

本報では, 高出力化を図るため単セルを複数束ね合わせ, 生体紡錘筋状の「運動単位(Motor unit)」を組立て, PFM 駆動実験を行った. その結果単セル同様, パルス周波数にほぼ比例する発生力と発生変位が得られることを検証した. しかし同時に応答時間(時定数)が単セルより 1.0 s 以上も長くなる問題が明らかになった⁽²⁾. そこで, この時定数の延長化問題に対処するため, PFM のパルス幅を 1.0 ms 以上にすると, 時定数を単セルレベルまで短縮できることがわかった.

さらにこの結果を基に, PFM のパルス幅を制御す

* 原稿受付 2007年4月16日.

^{*1} 正員, 東京電機大学情報環境学部(〒270-1382 印西市武志学園台 2-1200).

E-mail: nakada@sie.dendai.ac.jp

ることでパルス周波数の時定数への影響を抑制し、また運動単位への投入電力とパワー変換効率を求め、パワー変換効率は現状数%であることがわかった⁽³⁾。

2. 運動単位の構成

解剖学では1本の運動神経に支配される筋細胞の束を運動単位(Motor unit)と呼び⁽⁴⁾⁽⁵⁾、「単セル(Unit cell)」は、この筋細胞に該当する。そこで本研究では、この単セルの束を「運動単位(Motor unit)」と呼ぶ。

単セルは耐熱性と柔軟性の両方に優れる「巻フィルムチューブ(Rolled film tube)」の中に、細いSMAワイヤを素線とするコイルばねを図1(a)のように挿入し両端にアラミド糸と電線を取付けた構成をしてお

(a) Inside of unit cell

(b) View of motor unit

(c) Photograph of motor unit

Fig. 1 Motor unit

Fig. 2 View of artificial muscle arm

り、中に冷却液を通すことで図1(b)のように束ね合わせた場合でもおのおのSMAコイルばねを均一に冷却できる。図1(c)に運動単位の写真を示す。実用上は、この運動単位を複数用いることで図2のような人工の腕などへの応用が考えられる⁽¹⁾。

3. 実験装置と方法⁽³⁾

図3に本研究の実験装置の(a)正面図と(b)側面図を示す。表1に本研究で使用した運動単位を構成する単セルの仕様を示し、その運動単位の構成を図4に示す。体積を小さくするため断面積が最小となる円に近づくように、単セルを7本束ね合わせた。その総重量は1.05 gである。冷却液は、電気絶縁性の高い不活性液体で、供給側と回収側のチューブポンプで運動単位の下から上に向けて流されており、その液温はヒータと熱電対とかくはん機で構成された温調システムで36°Cに保たれている。表2に本研究の冷却用不活性液体の仕様を示す。運動単位上端部の糸はプーリ1に向かって時計回りに1回まわして掛けてあり、発生変位

Table 1 Specifications of unit cell

Rolled film tube	Outer diameter (mm)	φ 1.5
	Length (mm)	100
SMA coil spring	Coil outer diameter (mm)	φ 0.6
	SMA wire diameter (mm)	φ 0.2
	Length (mm)	80
	Phase transformation temperature (°C)	60
Weight (g)		0.15

Fig. 3 Experimental apparatus

Table 2 Specifications of inert liquid

Hydrofluoropolyether (HFPE)	
Boiling point (°C)	178
Density (kg/m ³)	1720
Specific heat (J/(kg·K))	1092
Thermal conductivity (W/m·K)	0.087

Fig. 4 Cross section of motor unit

は、その糸の先端に 7 N の分銅(700 g)を掛けて、ポテンショメータの回転角にて検出する。プリー 1 の同軸上には同径(ϕ 20 mm)のプリー 2 が設けられており、二つのプリーはヒステリシスクラッチにて分離・接続される。プリー 2 にも糸が向かって時計回りに 1 回まわしてあり、その上端部はデジタルフォースゲージに掛けられ、下端部には 40 N の分銅(4 kg)がつるされ 40 N·cm のプレーキトルクが掛かっている。発生力の検出は、まずプリー 1 とプリー 2 を分離し、運動単位に糸に 7 N の分銅(700 g)を掛けて引き伸ばし予ひずみを与える。次に、プリー 1 とプリー 2 を接続して SMA を通電加熱すると、運動単位は収縮しようとするがプリー 2 にプレーキが掛かっているため静止状態を保ち、ヒステリシスクラッチを介してプリー 2 に掛かった 40 N·cm のトルクに反トルクが掛かりデジタルフォースゲージの表示が 40 N 以下になる。この軽くなった分が運動単位の発生力である。

4. 実験結果と考察

4・1 発生力・発生変位の静特性 運動単位は単セルと同様、一定冷却液流量のもとで一定周波数のパルス電圧を入力すると、それに応じた一定の力と変位を静的に発生することが、予備実験で確認されている⁽²⁾。そこで、5 種類の冷却液流量において、運動単位に生体神経インパルスと同じ幅(0.5 ms)で同じ周波数帯域(10~70 Hz)である一定周波数の電圧パルス列を入力し、そのとき発生する力と変位をパルス周波数ごとに測定した。電圧パルスの高さは使用スイッチ素子の定格電圧 100 V に固定した。冷却液流量の大きさはポンプの最低流量である 28 ml/min から、冷却液の流動力によって運動単位の変位が影響を受けない流量である 105 ml/min までの範囲内の 5 種類で設定

(a) Output force

(b) Output displacement

Fig. 5 Pulse frequency characteristics of motor unit and unit cell

した。冷却液流量をパラメータにしてパルス周波数に対する発生力と発生変位の関係を求め、その結果を図 5(a), (b)に示す。比較のため、単セル 1 本の場合(冷却液流量: 14 ml/min, パルス周波数: 70 Hz)での結果(最高発生力: 2.8 N, 最高発生変位: 48 mm: 元の長さの 48%)を図 5(a), (b)中に挿入した。

図 5 によれば単セル 1 本に対し、7 本束ね合わせた運動単位では、冷却液流量: 28 ml/min, パルス周波数: 70 Hz で、最高発生力: 22.5 N, 最高発生変位: 40.6 mm(元の長さの 40.6%)となった。この結果、単セルを 7 本束ね合わせて運動単位にした場合、発生力は単セルの本数とほぼ同数倍になっており、束ね合わせる単セルの本数に応じて運動単位の発生力が大きくなることが明らかになった。一方、発生変位は単セルの約 85%であり、発生変位が若干小さいのは、単セルの束ね合わせによる摩擦の影響と考えられる。

4・2 パルス周波数とステップ応答 運動単位の冷却液流量は、単セルの約 7 倍の 105 ml/min に固定してステップ応答の実験を行った。その結果を図 6(a), (b)に示す。比較のため、単セル 1 本の場合(冷却液流量: 14 ml/min, パルス幅: 0.5 ms, パルス周波数: 70 Hz)での発生力と発生変位のステップ応答

を図6(a), (b)中に示す。図6(a), (b)は, 0s時に幅0.5ms, 高さ100Vの各種周波数の電圧パルス列を加えたときの運動単位と単セルの発生力と発生変位の時間的变化を表している。

この結果から, 運動単位の場合でも単セル同様, いずれのパルス周波数においても発生力と発生変位のステップ応答は, 近似的に一次遅れの特性を示すことがわかった。

この図6から時定数 T について, 単セル単独の発生力では0.6s, 発生変位では0.4sなのに対し, 時定数が最も小さくなる70Hzの場合でも単セルを7本束ね合わせた運動単位の発生力では1.5s, 発生変位では1.8sであり, 単セルと比べて発生力の時定数は2.5倍に, 発生変位の時定数は4.5倍になることがわかった。

4・3 パルス幅とステップ応答特性 4・2節で述べた時定数の延長化の原因は, 図4のように単セルを束ね合わせると, 単セル間のすきまの体積が運動単位の体積に加わり熱容量が増え, その加温に熱が消費されてSMAの温度上昇時間が延長化したものと考えられる。

そこで不足分の熱量を運動単位に投入する電力で補

うことを目的として, 入力パルスの幅を図7のように段階的に変えて適正な投入電力を実験的に検討した。

図8(a), (b)にパルス幅をパラメータにしたパルス周波数70Hzにおける発生力と発生変位のステップ応答を示す。パルス幅は, 運動単位では0.5, 1.0, 2.0msで, 単セルでは0.5msである。なお, 運動単位の場合の冷却液流量は図6の場合と同様に105ml/min, 単セルのそれは14ml/minである。

この図8において, 運動単位の発生力のステップ応答の時定数 T はパルス幅0.5msのとき1.5sであり, 単セルの場合の0.6sより0.9sも長い, パルス幅

Fig. 7 Pulse width pattern

(a) Output force

(b) Output displacement

Fig. 6 Pulse frequency dependency on step response of motor unit and unit cell

(a) Output force

(b) Output displacement

Fig. 8 Pulse width dependency on step response of motor unit and unit cell

を2.0 msに拡大すると0.8 sとなる。同様に発生変位のステップ応答の時定数もパルス幅0.5 msのとき1.8 sで、単セルの場合の0.4 sより1.4 sも長い。パルス幅を2.0 msに拡大すると0.5 sとなる。このようにパルス幅を拡大すれば、単セルのレベルにまで時定数を短縮できることがわかった。

4.4 パルス周波数と時定数 図9(a), (b)にパルス幅をパラメータにして、発生力と発生変位におけるパルス周波数に対する時定数の関係を示す。図9から、パルス幅1.0 ms以上、周波数40 Hz以上では、時定数が周波数の影響をあまり受けずにほぼ一定値に収束し、パルス幅を制御することで、周波数の時定数に及ぼす影響を小さくできることがわかった。周知のように、時定数が入力レベルに影響を受ける制御系は、一般に設計しづらい。本研究において用いられているPFM制御では、周波数が入力レベルに該当する。したがって、これは本研究における人工筋肉の制御系を設計するうえで大変重要な結果と考えられる。

4.5 パルス周波数とパワー変換効率 図10にパルス幅をパラメータにして、パルス周波数に対する当該アクチュエータのパワー変換効率を示す。パワー変換効率 η [%]は、次式で求められる。

$$\eta = \frac{mg \cdot (0.63L/T)}{P} \times 100$$

ここで、

η : パワー変換効率 %

m : 分銅の質量 kg

g : 重力加速度 (9.8 m/s²)

L : 発生変位の定常値 m

T : 時定数 s

P : 投入電力 W

この式で、 $0.63L/T$ は単セルまたは運動単位の平均速度[m/s]であり、これに分銅荷重 mg [N]を掛けて仕事率[W]を求め、投入電力 P [W]で割った値をパーセント表示してパワー変換効率 η [%]とした。

図10について、単セルのパワー変換効率はパルス周波数30 Hz以上において約9%で、従来、形状記憶合金のパワー変換効率は10%程度とされており⁽⁷⁾、ほぼこの値が達成されている。これに対し、運動単位のパワー変換効率は周波数20 Hz以上において数%程度であった。パルス幅を拡大するとさらに低下することから、パルス幅を単純に拡大しただけでは省エネルギーの面から問題が発生する可能性がある。

以上の結果から、運動単位はパルス幅を拡大すると時定数が周波数の影響を受けにくくなる高周波域で、パワー変換効率が低下する傾向が認められた。

4.6 生体筋と運動単位の比較 表3に生体筋と運動単位のデータを比較したものを示す。表3を作成するに当たり、今回製作の運動単位と比較するためのモデル生体筋のデータは、寸法が運動単位と同じ外径 ϕ 4.5 mm、長さ100 mmで体積1590 mm³の生体筋を想定し、文献(4)～(6)を参考に換算して求めた。

以下、表3の内容について述べる。まず、重量について、運動単位は1.05 gでモデル生体筋1.63 gの約64%である。密度について、運動単位は660 kg/m³でモデル生体筋1020 kg/m³の約65%である。入力電

(a) Output force

(b) Output displacement

Fig. 9 Pulse frequency dependency on time constant of motor unit and unit cell

Fig. 10 Pulse frequency dependency on power efficiency of motor unit and unit cell

Table 3 Compared natural muscle with motor unit

Item	Natural muscle	Motor unit
Diameter (mm)	$\phi 4.5$	
Length (mm)	100	
Volume (mm ³)	1590	
Blood temperature (°C)	36	
Impulse width (ms)	0.5	2.0
Weight (g)	1.63	1.05
Density (kg/m ³)	1020	660
Maximum output force (N)	7.95	21.9
Maximum output displacement (%)	50.0	40.5
Minimum time constant of output force (ms)	40	800
Maximum output pressure (MPa)	0.50	1.38
Maximum output force / weight	497	2127
Maximum output pressure / density (kPa·m ³ /kg)	0.49	2.09

圧のパルス幅が2.0 ms の場合、最大発生力について、運動単位は21.9 N でモデル生体筋7.95 N と比べて約3倍である。最大発生変位について、運動単位が元の長さの40.5%でモデル生体筋50.0%の約8割である。発生力の最小時定数について、運動単位は800 ms [図9(a)参照] でモデル生体筋40 ms の約20倍である。最大発生圧力について、運動単位は1.38 MPa でモデル生体筋0.5 MPa と比べて約3倍である。最大発生力/自重比は、運動単位の場合2127でモデル生体筋の497と比べて約4.3倍である。最大発生圧力/密度比について、運動単位は2.09 kPa·m³/kg でモデル生体筋0.49 kPa·m³/kg と比べて約4.3倍である。ちなみに、電磁気アクチュエータは0.1 kPa·m³/kg 以下である⁽⁸⁾。

以上より、本研究の運動単位の特性は生体筋と比べて、重量、密度が約65%、最大発生力、圧力が約3倍、最大発生変位が約8割、最大発生力/自重比、発生圧力/密度比が約4.3倍、と生体筋に比べて非常に良好であると考えられる。一方、応答性で見ると運動単位は生体筋の約20倍の時定数を有しているが、今回の実験結果からパルス幅を制御することで時定数がある程度改善できることがわかった。

5. 結 言

高い電気絶縁性と耐熱性と柔軟性をもつ巻フィルムチューブを提案し、それにSMAコイルばねを挿入し、そこに不活性液体を通して冷却するアクチュエータを組立て基本単位の単セルとし、生体神経インパルスと同じ幅のパルスによるPFM駆動実験を行い、人体同

様の制御ができる可能性を見出した⁽¹⁾。

本報では、この単セルを束ね合わせて運動単位を組立て、単セルの場合と同様に、生体神経インパルスと同じ幅のパルスによるPFM駆動実験を行い、さらにパルス幅の変化による応答性能を評価した。その結果は以下のとおりである。

(1) 生体と同じ帯域におけるパルス周波数に対する発生力と発生変位の静特性は単セル1本の場合に比べて、よりいっそう比例関係に近づく。

(2) 同一周波数条件において、パルス幅の変化でも入熱量を制御できる。

(3) パルス幅を拡大すると時定数が周波数の影響を受けにくくなる高周波域ではパワー変換効率が低下する傾向が認められた。

この結果、単セルを束ね合わせて運動単位にすると、生体神経インパルスによる直接駆動の可能性が、より高くなるが、同時に時定数が延長化する問題が生じ、この改善のためパルス幅を拡大すると、制御しやすい高周波域でパワー変換効率が低下する傾向が認められた。今後は、パワー変換効率を落とさずに時定数を改善する制御システムを検討していく予定である。

文 献

- (1) Ishikawa, T. and Nakada, T., Shape Memory Alloy Actuator for Artificial Muscle (Proposition of Rolled Film Tube Method), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 71, No. 703 (2005), pp. 944-950.
- (2) Ishikawa, T. and Nakada, T., Study on Artificial Muscle Actuator using Shape Memory Alloy (2nd Report, Characteristics of Motor Unit), *Proceedings of the 41st JSME Tohoku Branch Autumn Conference*, (2005-9), pp. 71-72.
- (3) Ishikawa, T. and Nakada, T., Study on Artificial Muscle Actuator using Shape Memory Alloy (3rd Report, Improvement of Motor Unit's response time), *Proceedings of Fluid Power System Conference 2006 Autumn*, (2006-11), pp. 58-60.
- (4) Wirhed, R., *Athletic Ability & the Anatomy of Motion*, (1996), p. 13, Taishukan Publishing Company.
- (5) Yamamoto, K. and Maruyama, K., *Muscle* (in Japanese), (1986), p. 14, Kagaku-Dojin Publishing Company. INC.
- (6) Miyamura, S. and Yabe, K., *Physical Workouts* (in Japanese), (1986), p. 19, Shinko Trading Co. Ltd. Publication Department.
- (7) Hunter, I. et al., Fast Reversible NiTi Fibers for Use in MicroRobotics, *Proceedings of the 1991 IEEE Micro Electro Mechanical Systems—MEMS'91 Nara Japan*, (1991), pp. 166-170.
- (8) Ashley, S., Artificial Muscles, *SCIENTIFIC AMERICAN*, (2003-10), pp. 34-41.