

第3章 巻フィルムチューブ式

SMA 人工筋肉アクチュエータ

3.1 本章の概要

本章では、SMA アクチュエータの応答性問題解決策として SMA コイルばね挿入方式を提案し、その具体的手法として巻フィルムチューブ式 SMA 人工筋肉アクチュエータを提案し、その構造と特性について数学的モデルをたて実験を行いその結果と比較する。

次に、巻フィルムチューブ式 SMA 人工筋肉アクチュエータの駆動システムについて基本構成とモバイル性について比較検討し、応用技術の一例として柔軟性の高いロボットハンドと人工筋肉義手の構想を紹介する。

3.2 SMA コイルばねチューブ挿入方式の提案

SMA アクチュエータの応答性の問題を解決するため、SMA ワイヤを細くすると発生力が小さくなる。その発生力を増強するため、SMA ワイヤを Fig.3.1 のように高密度に束ねると圧損で冷却液が内部に届きにくくなる。するとワイヤの周囲に熱が溜まって応答性がさらに悪化する問題があった。

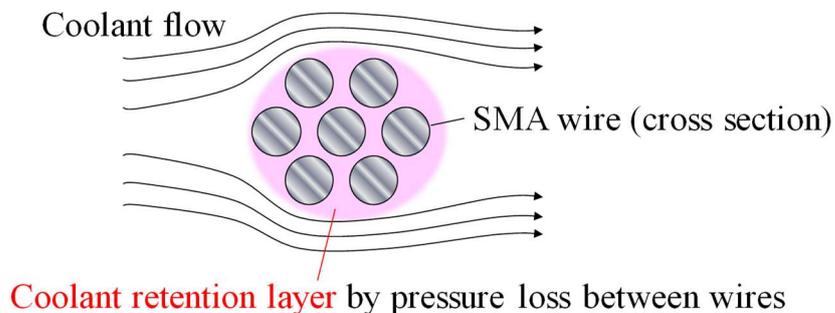


Fig.3.1 Cooling power decreased by bundled wires

そこでこの問題を解決するため冷却系について新しいアプローチを試みた。まず、Fig.3.2 のように熱容量が小さく細い SMA ワイヤを耐熱性と柔軟性が高い樹脂チューブに挿入し複数本束ね合わせる。これで発生力を高め、SMA ワイヤ同士の短絡や絡まりを防ぐと同時に、各樹脂チューブ内に冷却液を流して均一に冷却する方式を考案した。しかし、SMA ワイヤに生じる 300°C に及ぶ高熱に対する耐熱性と伸縮を妨害しない柔軟性を併せ持つ樹脂チューブは存在していなかった⁽¹⁾。

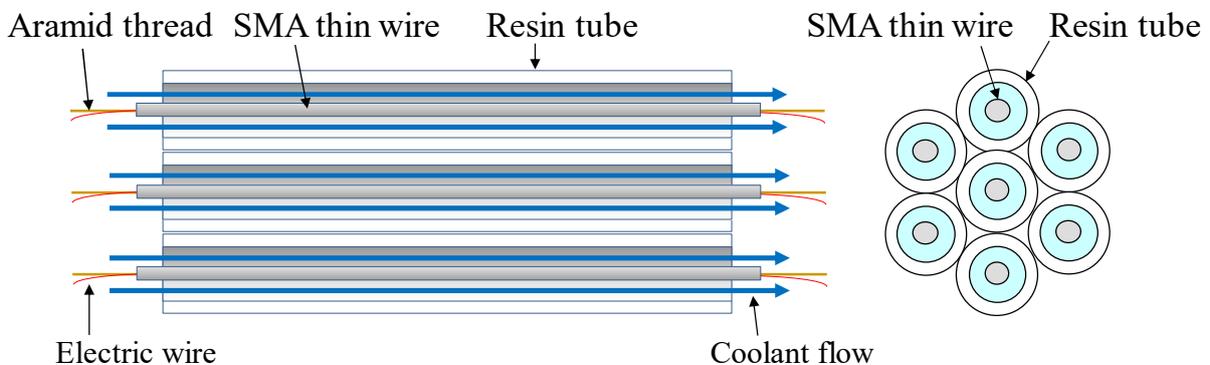


Fig.3.2 Tube inserting method

3.3 本体構造

耐熱性と柔軟性を併せ持つ樹脂チューブの候補として、シリコーンゴムチューブが挙げられる。しかし実際に SMA コイルばねを挿入して冷却液を流しながら通電加熱実験を行ったところ、チューブとコイルばねの接触点に亀裂が生じ、すぐに破断してしまった。これは、高熱によりシリコーンゴムチューブ内面の一部分が硬化したためと考える。

3.3.1 巻フィルムチューブ

そこで 500°C の高熱に耐えるポリイミドフィルムを Fig.3.3 のような形状にカットし、Fig.3.4 の様に巻いて熱処理を施して成形した機械要素を考案した⁽²⁾。

これをカットパターンの形状から「 ξ 型巻フィルムチューブ」と呼ぶ. Fig.3.5
にその直径 $\phi 1.5\text{mm}$ 長さ 100mm の実物写真を示す.

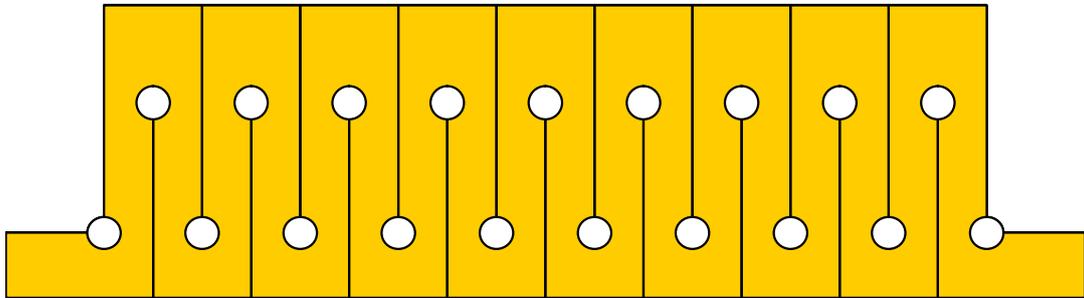


Fig.3.3 ξ type cut pattern

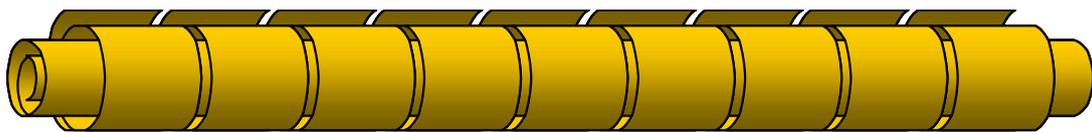


Fig.3.4 ξ type rolled film tube

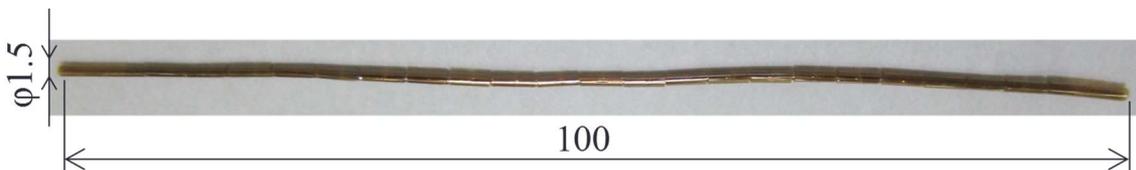


Fig.3.5 Photograph of ξ type rolled film tube

巻フィルムチューブは、約 30 年前の開発初期の第 1 世代型から第 2・第 3 世代型と寸法・形状を変遷し現在に至る. 素材のポリイミドフィルムは年々薄化し、本研究における加工技術も徐々に向上したため、より細い巻フィルムチューブの製作が可能となった. Fig.3.6 に第 1 世代, Fig.3.7 に第 2 世代, Fig.3.8 に第 3 世代の巻フィルムチューブの曲がった状態と直線状態の写真とカットパターンを示す. 左写真の曲がった巻フィルムチューブは、これ以上曲げると折れて元に戻らなくなる最大曲げ状態にしたものである. 写真中の各巻フィルムチューブは両端の円形ストッパーで最大曲げ状態に保持されている.

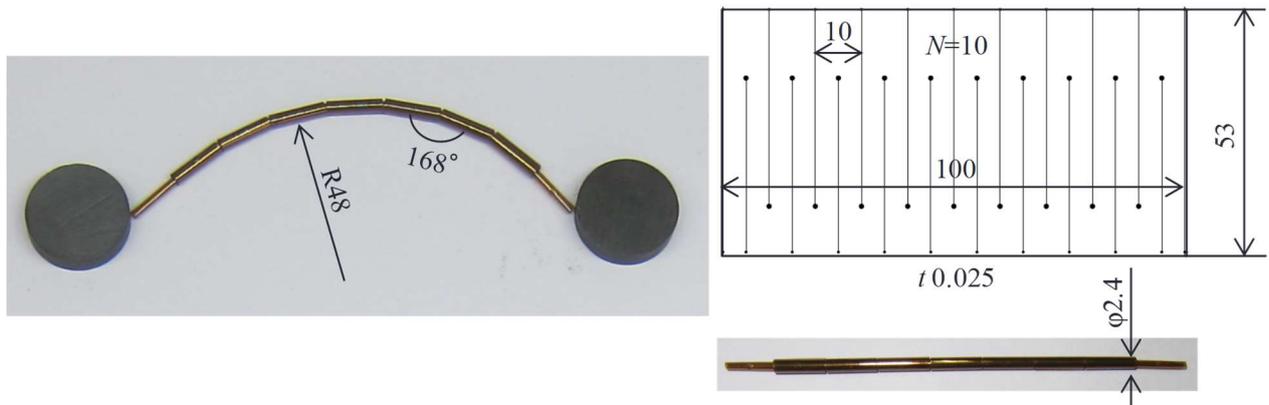


Fig.3.6 Rolled film tube the 1st generation (1991~1995)

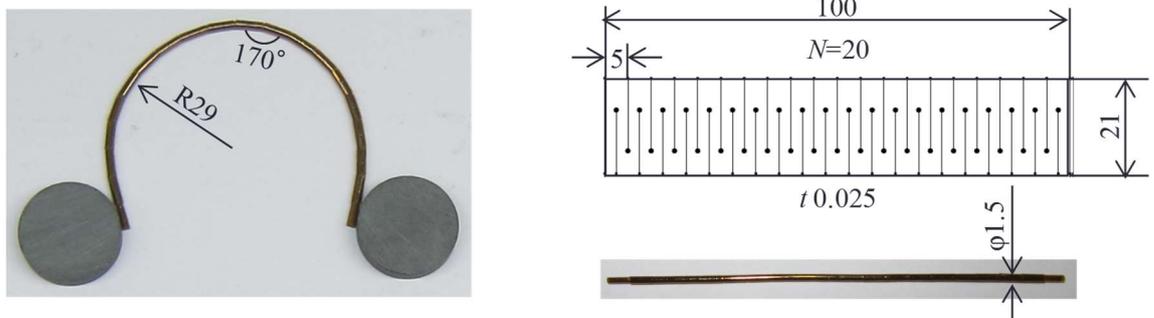


Fig.3.7 Rolled film tube the 2nd generation (1995~2012)

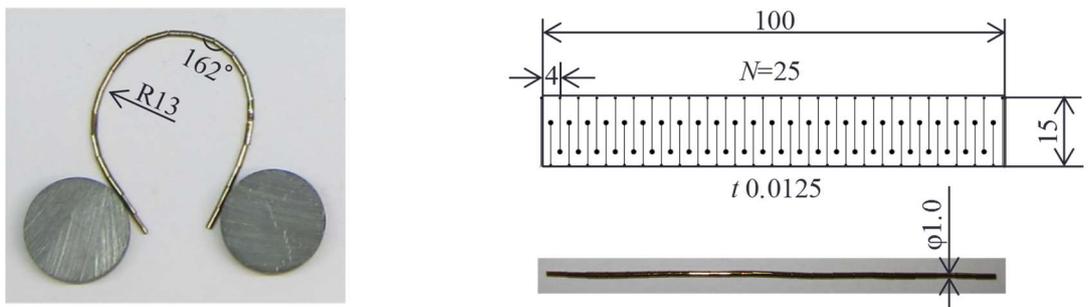


Fig.3.8 Rolled film tube the 3rd generation (2012~)

3.3.1.1 軸方向コンプライアンス

Fig.3.9 に第 1 世代型巻フィルムチューブのコンプライアンス特性を示す。測定は巻フィルムチューブに負荷を 10mN ずつ 50mN まで増加して各時点の変位量を測定し 50mN 到達後、逆に 10mN ずつ負荷を削減して変位量を測定した。

比較のために巻フィルムチューブと同寸法のシリコーンゴムチューブの特性を同図内に挿入した. 同図から巻フィルムチューブはヒステリシスがあるが, 極めて大きなコンプライアンスを持つことが分かる.

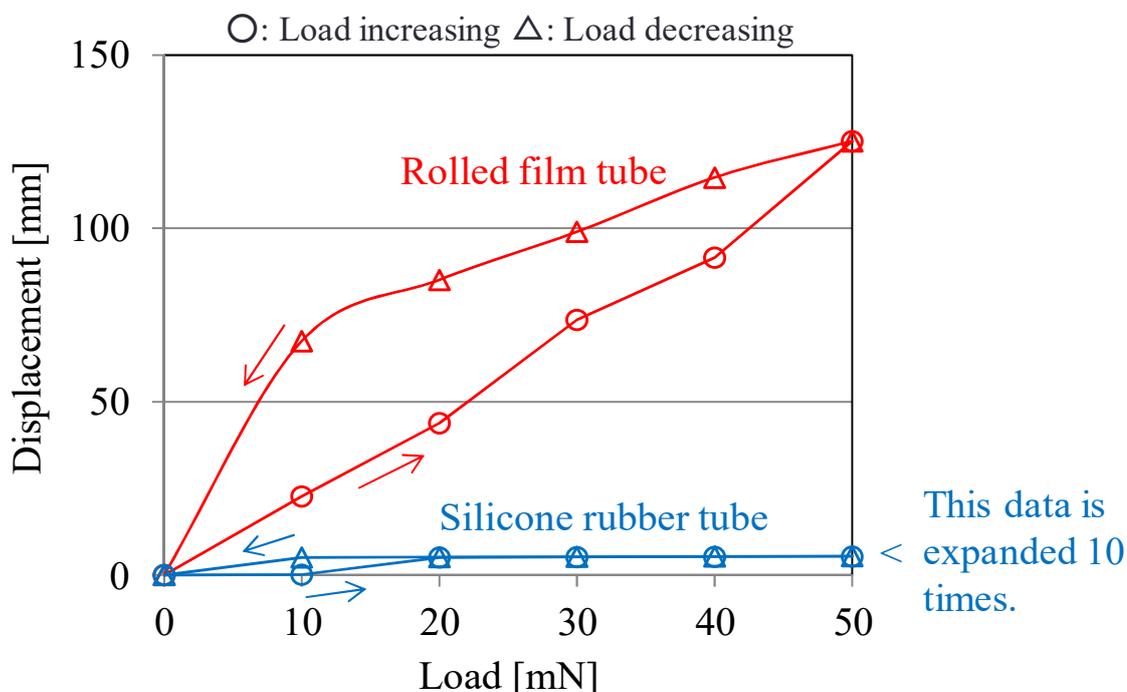


Fig.3.9 Compliance characteristics of rolled film tube the 1st generation

短縮形状を記憶した SMA アクチュエータは生体筋と同様, 自発的に伸長させることができない. このため, 伸縮運動をさせるには外力によって引き伸ばす必要がある. 本研究では, 生体と同様に 2 本のアクチュエータを拮抗配置にして伸縮運動をさせるが, この場合片方の SMA ワイヤの発生力の一部を使ってもう片方の SMA ワイヤと冷却液を流すチューブを引伸ばす必要がある.

この点, Fig.3.10 のように巻フィルムチューブはコンプライアンスが極めて大きく柔軟性が高いので SMA ワイヤの発生力の損失を抑えることができる. 実際にシリコーンゴムチューブに SMA ワイヤを挿入し実験を行ったところ, 軸方向のコンプライアンスが低く, 引伸ばすのに大きな力が必要となるため SMA ワイヤの発生力の損失が大きく, ほとんど変位が発生しないことを確認している.

また Fig.3.11 のように、巻フィルムチューブは軸方向に変位を収納するため他の人工筋肉のように半径方向に膨出せず、Fig.3.12 のように束ね合わせるとさらにこの差が際立つ。このように、巻フィルムチューブは束ねても太くならないので大量に束ねることができ、限られたスペースを有効活用できる特長を持つ。

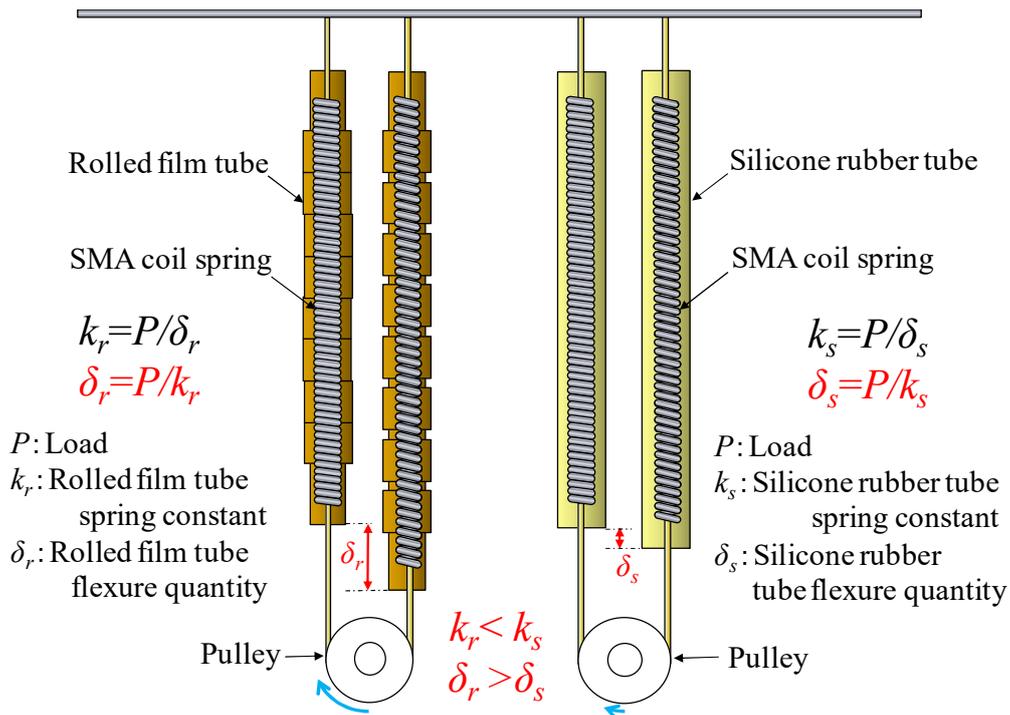


Fig.3.10 Compliance characteristics of rolled film tube

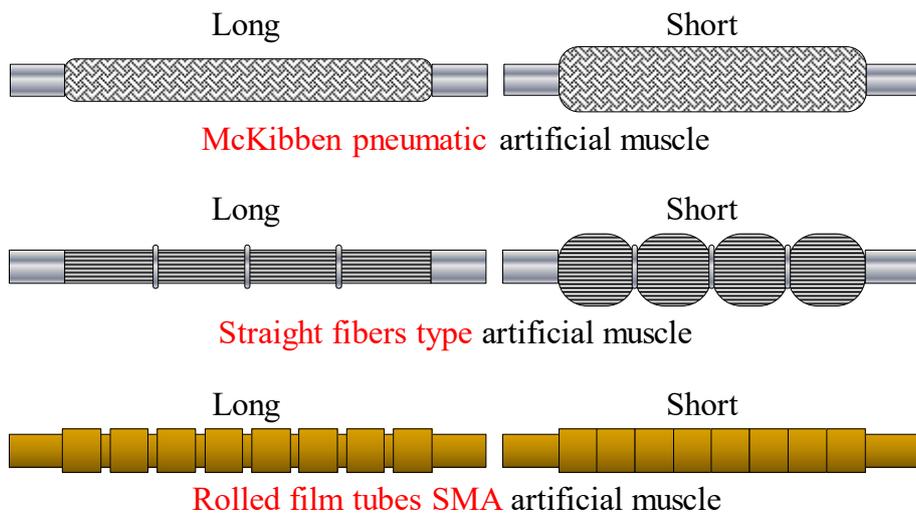


Fig.3.11 Comparison of the diameter expanding (case of single)

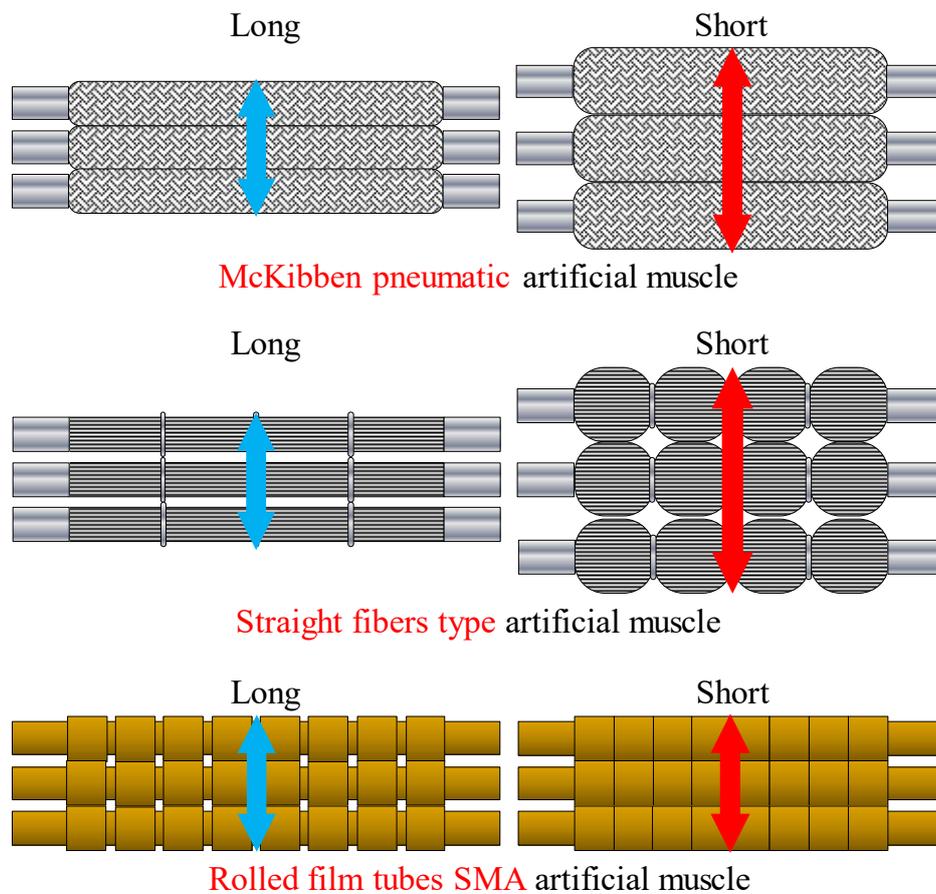


Fig.3.12 Comparison of the diameter expanding (case of bunch)

3.3.1.1.1 巻フィルムチューブのばね特性の計算式

巻フィルムチューブのばね特性の線形部分について検討する．以下に使用するパラメータを示す．

P : 荷重 [N]

δ : 全たわみ [m]

k_{RFT} : 巻フィルムチューブのばね定数 [N/m] (RFT : Rolled Film Tube)

R_1 : 有効コイルの最小平均半径 [m]

R_2 : 有効コイルの最大平均半径 [m]

n : 有効巻数

N : 巻フィルムチューブ節数

b : 切込み間隔 [m]

t : フィルム厚さ [m]

G : 横弾性係数 [Pa]

$\delta_0 = \delta / N$: 巻フィルムチューブ節たわみ [m]

$l = n\pi(R_1 + R_2)$: カットパターン縦長さ [m]

$L = 2Nb$: 巻フィルムチューブ長さ [m]

$\xi = (1 - 0.63 t/b)/3$: 修正係数

ここで、巻フィルムチューブのばね定数 k_{RFT} は次式で表すことができる。

$$k_{RFT} = \frac{P}{\delta_0} = \frac{2\xi G b t^3}{n\pi(R_1 + R_2)(R_1^2 + R_2^2)} \quad (3.1)$$

また、応力 τ は板のねじりによるせん断応力であり次式で表される。

$$\tau = \left(1 + \frac{t}{2R_2}\right) \frac{R_2}{\xi b t^2} P \quad (3.2)$$

Fig.3.13 に、以上の式をもとにした理論値と Fig.3.6 の第1世代型巻フィルムチューブに加える負荷を増加した場合と削減した場合の変位の測定値を示す⁽³⁾。

横弾性係数 G について、今回の実験で使用したポリイミド素材の縦弾性係数 E は、メーカーカタログ値より 9.1GPa であることがわかっている⁽⁴⁾。合成樹脂のポアソン比 ν は 0.3 なので $G = E / (2(1+\nu)) = 9.1 / (2(1+0.3)) = 3.5\text{GPa}$ となる。

次に(3.1)式を変形して得た(3.3)式を用いて第1世代型巻フィルムチューブの測定データから求めた横弾性係数は 12.6GPa であり、カタログ値から計算して得た 3.5GPa の 3.5 倍だった。これは、巻フィルムチューブ製作時の熱処理の影響でポリイミド分子間の架橋が進み硬くなったためと考える。なお、Fig.3.13 の理論値計算には、横弾性係数として 12.6GPa を用いた。

$$G = \frac{n\pi(R_1 + R_2)(R_1^2 + R_2^2)N}{2\xi b t^3} \frac{P}{\delta} \quad (3.3)$$

Fig.3.13 の負荷削減側の測定値のヒステリシスについて、巻フィルムチューブは引き伸ばされると、巻かれたフィルム同士で接触し合い、そこに摩擦が生じる。その摩擦力が巻フィルムチューブの収縮力に勝り、負荷を徐々に取り外してもすぐに元に戻らないため、このようなヒステリシスが生じるものとする。

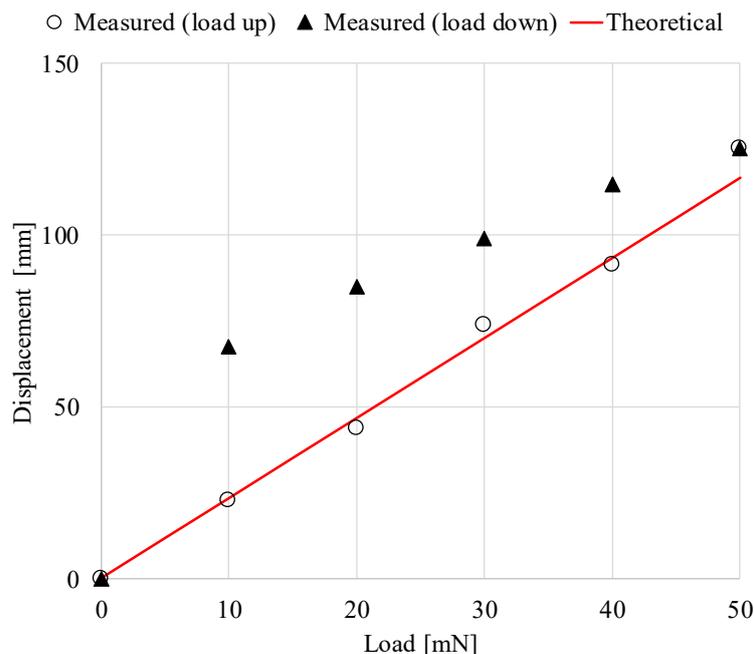


Fig.3.13 Compliance characteristics of measured vs theoretical (1st generation)⁽³⁾

3.3.1.2 曲げ方向コンプライアンス

巻フィルムチューブは、渦巻きばねを軸方向に積み重ねたような構造であり、3.3.1.1 で示したように変位収納方向である軸方向に極めて大きなコンプライアンスをもつ。これに対し曲げ方向のコンプライアンスは、隣接する節と節の間の角度の積み重ねによる曲げ半径から得ている。以下にその数式を示す。

巻フィルムチューブは、薄いフィルムを巻いて作った肉薄チューブである。この外径を d_1 、内径を d_2 とすると断面係数 Z は以下の式で表せられる。

$$Z = \frac{\pi}{32} \frac{d_1^4 - d_2^4}{d_1} \quad (3.4)$$

肉厚一定とすれば、 d_1 が大きくなると d_2 も大きくなり Z は小さくなる。最大曲げ応力は以下の式で表せられる。

$$\sigma_{max} = \frac{M}{Z} \quad (3.5)$$

ここで、同じ曲げモーメント M がかかる場合 Z が小さいと大きな曲げ応力がかかり曲がりやすく折れやすくなる。したがって巻フィルムチューブは、細いほうが曲げ強度が高い⁽⁵⁾。

3.3.1.2.1 巻フィルムチューブの最大曲げ半径の計算式

Fig.3.14 のように様に巻フィルムチューブのカットパターンは、1枚の長方形ポリイミドフィルムにジグザグ状の切り込みを入れるものである。切込み間隔が b なら節長さは $2b$ となり、この切込み数が多いほど軸方向コンプライアンスが大きくなり、曲がり部分の数が増えて最大曲げ半径が小さくなり、より滑らかに曲がるようになる。巻フィルムチューブの最大曲げ半径と節長さの関係について、Fig.3.15 に巻フィルムチューブの曲げ半径に関する概念図を示す。

節長さが $2b$ 、節と節のなす角 $\angle ABC$ を θ rad とすると $\angle ABO = \theta/2$ なので最大曲げ半径 R は次の式で表わされる。

$$R = b \tan \frac{\theta}{2} \quad (3.6)$$

θ が一定なら b が小さくなるほど R が小さくなる。また、巻フィルムチューブ長さ L が一定の場合、節長さ $2b$ が小さくなるほど節数 N が多くなるため滑らかにしなやかに曲がり柔軟性が増す。

したがって、より切込み間隔の短いカットパターンの巻フィルムチューブほど節数が多くなり小さな半径で滑らかに曲がるので人工筋肉の必須要件である柔軟性の獲得に有利になる。

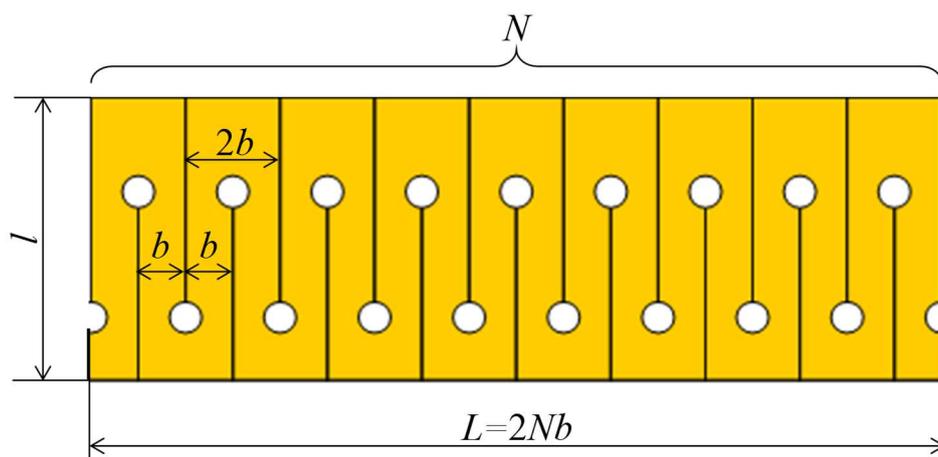


Fig.3.14 Size of ξ type cut pattern

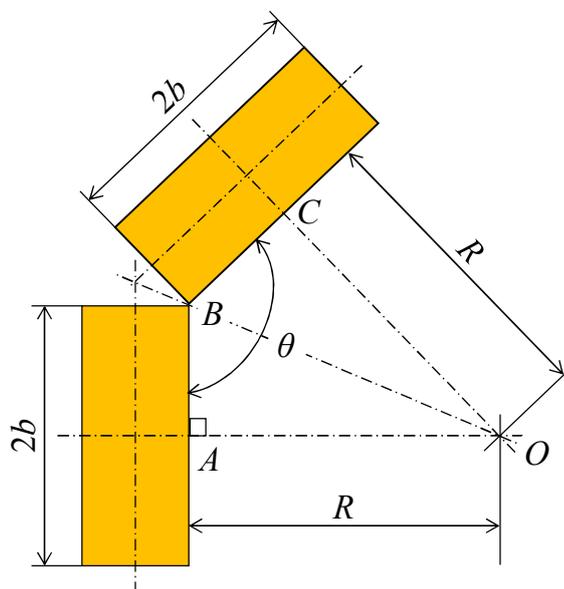


Fig.3.15 Bending characteristics on the rolled film tube

3.3.2. 単セルの構成

Fig.3.16 の様に巻フィルムチューブに細い SMA ワイヤを円筒状に巻いたコイルばねを挿入しコイルの両端に電線とアラミド糸を取付けたものを、本研究における人工筋肉の最小単位「単セル」と呼ぶ。Fig.3.17 に単セルの概要を示す。巻フィルムチューブとアラミド糸は両端部で接続されている。SMA ワイヤは発生変位が約 5% と小さいのでコイル化で約 50% に拡大して用いる。SMA コイルばねは単セル内に冷却液を流して冷却する。

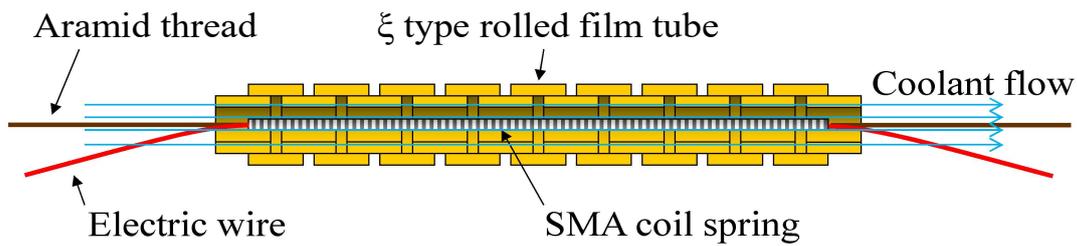


Fig.3.16 Unit cell

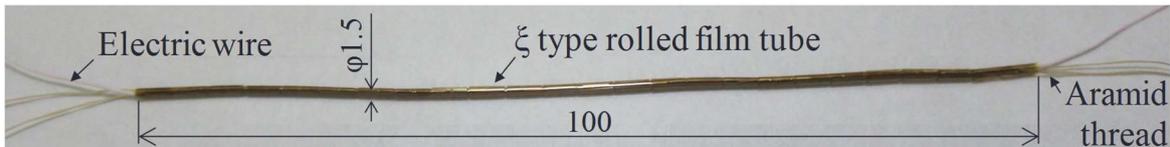


Fig.3.17 Photograph of unit cell

3.3.3. モータユニットの構成

Fig.3.18 のように単セルとアラミド糸と電線を各々束ね合わせ SMA を電氣的に並列に結線し、液外で使用できるよう弾性変形限界が 1000%にも及ぶ大きな柔軟性と十分なシーリング力を持つ天然ゴムチューブに単セルを 7 本束ね合わせたものを挿入し、両端に配管用チューブ継手を取り付けてコンポーネント化（ユニット化）を図った^{(6),(7)}。天然ゴムチューブ内に冷却液を流すことで、各単セル内の SMA コイルばねを均一に冷却することができる。Fig.3.19 に、その概要を示す。解剖学的には、一本の運動神経に支配される筋肉細胞の束を運動単位（Motor unit）と呼ぶ。この類比から本ユニットを「モータユニット」と呼ぶ⁽⁸⁾。

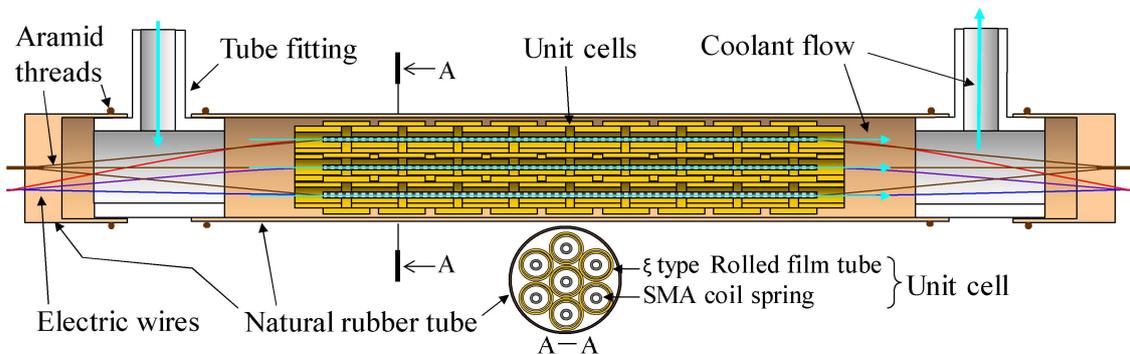


Fig.3.18 Motor unit

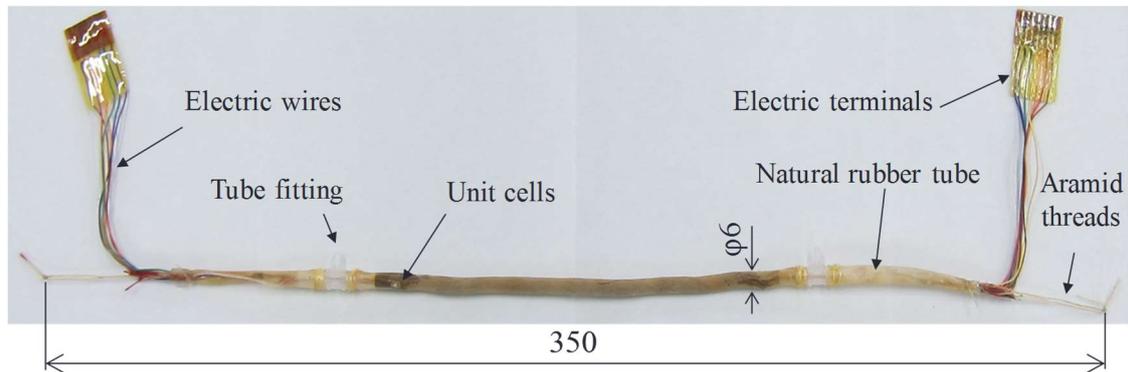


Fig.3.19 Photograph of motor unit

3.4 駆動システム

本項では、このモータユニットをアクチュエータとして駆動するために必要なシステムについて述べる。

3.4.1 基本構成

SMA アクチュエータであるモータユニットは、前章でも述べた通り低温時のマルテンサイト相において加えられた歪が高温時のオーステナイト相において開放されることを利用して大きな力を得る動力装置である。このため、連続的に駆動を繰り返すためには、伸長時には外力で受動的に引き伸ばされる必要がある。生体筋も同様に収縮時にのみ力を発揮し、収縮時以外は自発的に伸長せず力を全く出さない弛緩状態になる。弛緩状態の筋肉は、そのままでは元の位置に戻ることができないので収縮側の発生力で引き延ばされることで初めて連続的に往復運動できるようになる。このため生体筋は必ず拮抗構成をとる。拮抗筋は、腕や膝の関節を支点としたものが良く知られているが眼に入る光量を調整する虹彩も円環状筋肉と放射状筋肉の組合せによる拮抗筋である⁽⁸⁾。

そこで、コンポーネント化により筋膜を獲得し複数本隣接配置可能となったモータユニットを 2 本使ってアクチュエータとして最も基本的な構成となる拮抗型実験装置を提案した。その概観図を Fig.3.20 に示す。

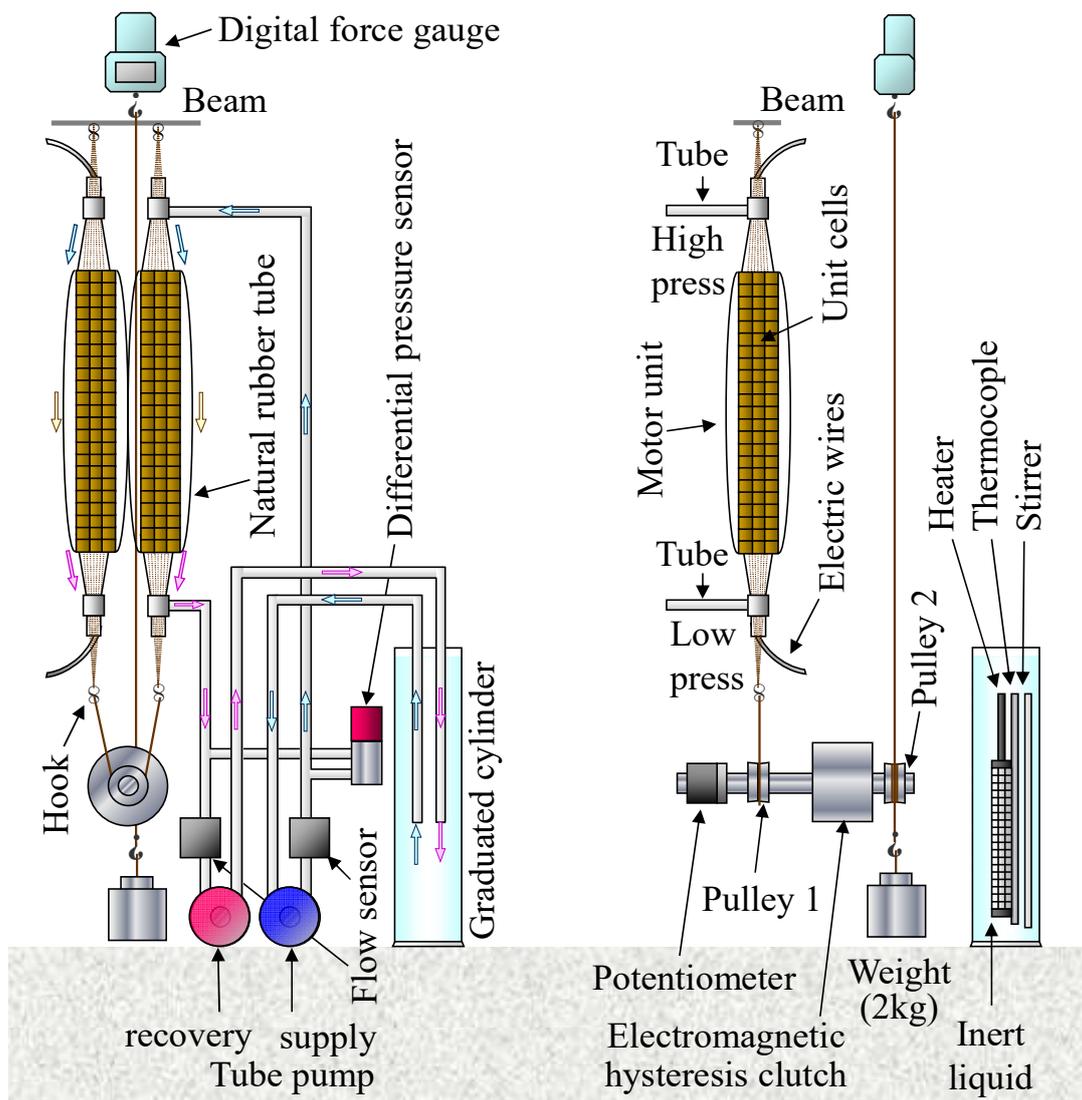


Fig.3.20 Experimental apparatus for antagonistic distribution of motor units

3.4.2 モバイル性の比較

モータユニットは、単セルを束ね合わせ天然ゴムチューブに挿入しコンポーネント化したアクチュエータで、電池で直接通電駆動できるためモバイル性が高い。そこで本項では、従来の空気圧人工筋肉と比較し考察する。

Fig.3.21 にモバイル化を考慮した場合の必要最小限度のモータユニット駆動システムを、Fig.3.22 には比較対象のマッキベン空気圧アクチュエータ駆動システムを示す。

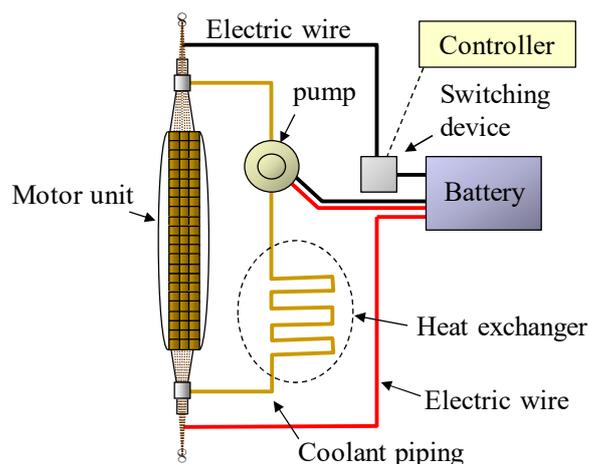


Fig.3.21 Drive system of motor unit of SMA

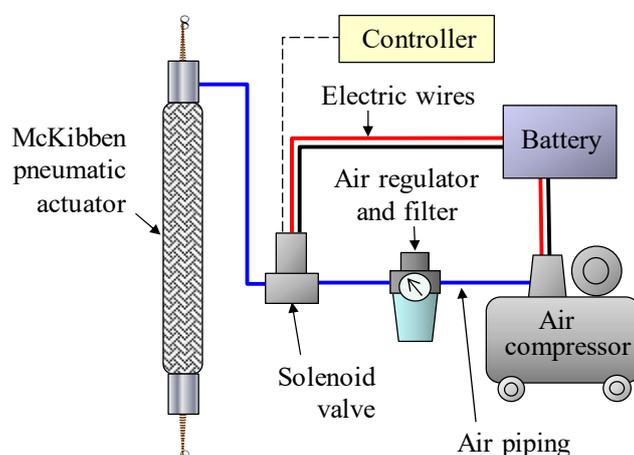


Fig.3.22 Drive system of McKibben pneumatic actuator

モータユニットの冷却液循環には、Fig.3.21 のように小型軽量のポンプ 1 個で十分であり熱交換器は数百度になる自動車エンジンを冷却するラジエターと違い 36°Cの液温を一定に保つだけで良く、蛇行させた樹脂のチューブを 1 本設置すれば十分である。これに対し、マッキベン空気圧アクチュエータには Fig.3.22 のように重量の大きいエアコンプレッサ・電磁弁・エアレギュレータ・フィルタなどが必要でありモバイル化は困難と考えられる。

従って、安全性とモバイル性が要求される義肢等の人間親和型ロボットへの適用に対して、本研究のモータユニットは、十分答えられるものとする。

3.4.3 モータユニットの応用例

本研究のモータユニットは生体筋に近い形状と柔軟性を有し、生体を模倣したロボットへの応用が可能である。この観点から以下に応用例を示す。

3.4.3.1 人工筋肉義手

Fig.3.23 にモータユニットを使った義手の内部構造を示す。モータユニットは実用上人工の骨格に配置し冷却液配管は生体の血管のように配管して用いる。図中の人体の動脈に該当する冷却液供給管は温度の低い冷却液を流す意味から青く着色されている。静脈に該当する冷却液回収管は温度の高くなった冷却液を流す意味から赤く着色されている。潤滑油中の天然ゴムチューブは、単セルを束ね合せ、その中に冷却液を安定に流すための案内であり、同時に隣接するモータユニットや皮膚に該当するカバーとの摩擦を低減する役目も兼ねる。Fig.3.24 は、モータユニットを使った筋電義手を人体に装着した概念図である。この様に人体に密着して装着し制御には神経インパルスをピックアップして用いることを考えている。

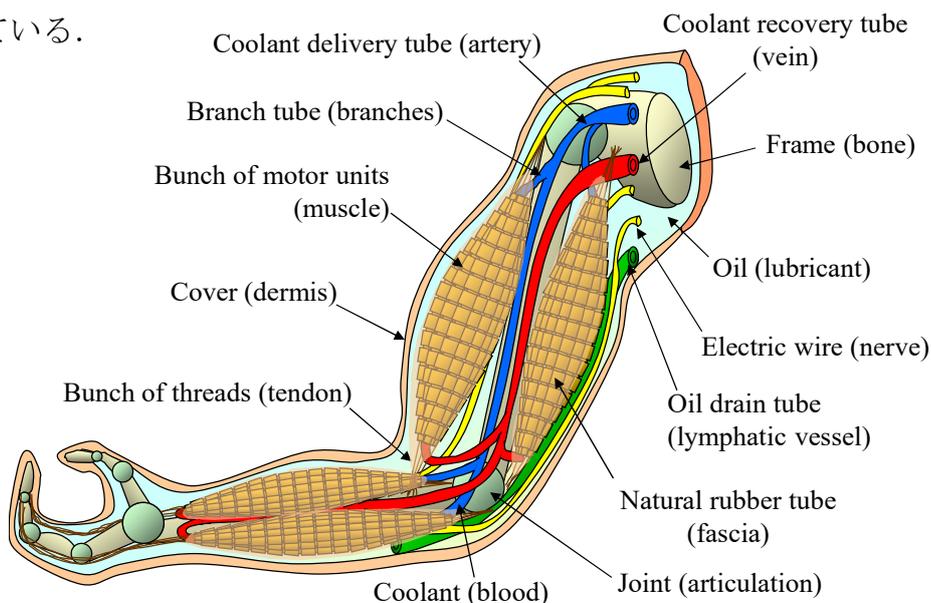


Fig.3.23 Artificial arm using SMA artificial muscle actuator on present study

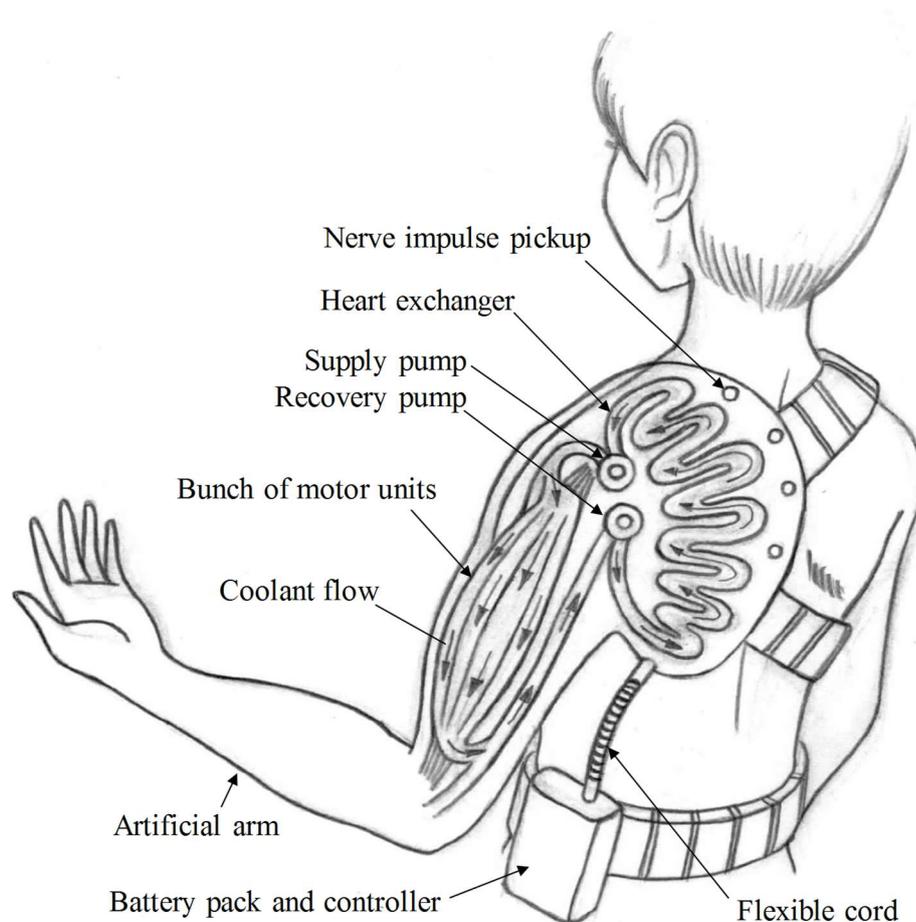


Fig.3.24 View of artificial arm using present actuator attached with human

3.4.3.2 単セルを細くする理由

生体筋の基本形は紡錘筋だが，その断面形状に円形は少なく配置場所により大きく異なる⁽⁹⁾．装飾性が高く複雑な動きができる義手を作る場合，この生体の構造に似せて少ないスペースに数多くのモータユニットを効率よく配置しなければならない．そこで生体筋と同様の複雑な断面形状がモータユニットにも求められる．この複雑な断面形状を構築するには，できるだけ細い単セルを大量に束ね合わせる方式が有利である．単セルが太いとモータユニットの断面形状が，ごつごつしたものになり，生体のように無駄なく少ないスペースに配置することができなくなる．このため，本研究のモータユニットを構成する単セルは，束ね合わせた時の断面形状を自在に形作れるよう細さを目指した．

3.5 本章のまとめ

本章では，SMA アクチュエータの応答性問題解決策として SMA コイルばね挿入方式を提案し，その実現技術として巻フィルムチューブ方式 SMA 人工筋肉アクチュエータを提案し，その構造と特性について数学的モデルをたて実験を行いその結果と比較した．次に，巻フィルムチューブ式 SMA 人工筋肉アクチュエータの駆動システムについて基本構成とモバイル性について比較検討し，応用技術の一例として柔軟性の高いロボットハンドと人工筋肉義手を紹介した．

また，コンポーネント化により獲得したモバイル性について，空気圧人工筋肉と比較検討したところ，安全性とモバイル性が要求される義肢等の人間親和型ロボットに適していることがわかった．

今後は，モータユニットの量産化を図り，応用技術を探索し，ハイブリッド制御やインピーダンス制御等の制御手法を検討し，省エネ駆動システム等を開発し，実用化を目指す予定である．

参考文献

- (1) プラスチックフィルム研究会：プラスチックフィルム 加工と応用，技報堂出版株式会社，pp. 300-305, 1986.
- (2) 石川敏也，中田毅：人工筋肉を目指した形状記憶合金アクチュエータ（巻フィルムチューブ方式の提案），日本機械学会論文集（C編），71巻703号，pp. 944-950, 2005.
- (3) 日本ばね学会編：ばね 第4版，丸善（株），pp. 242-244, 2008.
- (4) 宇部興産（株）：ユーピレックス-S，<http://www.upilex.jp/>
- (5) 渥美光，鈴木幸三，三ヶ田賢次：材料力学1，森北出版（株），pp. 60-67, 1981.

- (6) 石川敏也, 中田毅: 人工筋肉を目指した形状記憶合金アクチュエータ (運動単位の特性), 日本機械学会論文集 (C 編), 74 巻 738 号, pp. 359-364, 2008.
- (7) 石川敏也, 中村太郎: 巻フィルムチューブ式 SMA 人工筋肉アクチュエータのモバイル化と拮抗配置による剛性制御手法の検討, 計測自動制御学会論文集, Vol. 52, No. 3, pp. 103-112, 2016.
- (8) 山本啓一, 丸山工作: 筋肉, (株) 化学同人, pp. 11-20, 1986.
- (9) 河合良訓, 原島広至: 肉単 語源から覚える解剖学英単語集 筋肉編, (株) エヌ・ティー・エス, pp. 62-67, 2004.