

# 博士論文

組紐製造技術による繊維強化型人工筋肉の  
製作手法の確立と変位センシングの実現

令和7年3月

TIAN WEIHANG

岡山大学大学院

自然科学研究科



## 論文要旨：

繊維強化型人工筋肉はソフトアクチュエータの一種であり、空気、水、油などの流体圧を印加することで動作する。繊維強化型人工筋肉は高い出力重量比を有し、また、構成素材の柔軟性より、安全性、形状適応性などに優れている。そのため、人間とのインタラクションが求められるリハビリテーション装置やウェアラブルデバイスなどの人間支援機器に利用されており、また不規則な形状を持つ物体の把持や低侵襲手術などにも活用されている。

しかしながら、繊維強化型人工筋肉の製作手法は確立されておらず、実用化への課題となっている。また、人工筋肉の変位を制御するためには、センサを設置する必要があるが、ポテンシオメータやエンコーダなどの一般的なセンサは、剛性の高い機構であるため人工筋肉の特性が損なわれる。よって、人工筋肉の生産性と機能性の向上を目指し、様々な基礎研究が盛んに実施されている。代表的なアクチュエータである電磁モータでは、エンコーダなどのセンサの装備、減速機や最適設計による出力の最適化が行われ、これらが市販のモータに実装されているのに対して、人工筋肉の製作とセンサの実装は手作業により個別に製作・調整する段階であり研究レベルから実用レベルへの展開に溝がある。

したがって、本研究では、人工筋肉の実用化を促進することを目指し、繊維強化型人工筋肉の製作とセンサの実装をシンプルかつ効率的に実現する手法を確立することを目的とする。本論文は全6章で構成されている。各章の内容は以下の通りである。

第1章では、本研究の研究背景を紹介し、従来の繊維強化型人工筋肉の製作手法およびセンシング方法をまとめ、本研究の目的と特徴を述べた。

第2章では、本研究の基盤となる要素技術について述べた。まず、日本の伝統的な組紐技術を基にした製紐機の構造や駆動メカニズムについて紹介し、人工筋肉製作に利用した際の繊維の編角と製作パラメータの関係を導出した。また、光ファイバセンシング技術に着目し、光ファイバ曲げセンサのセンシング原理、構造について紹介し、基礎実験を行い、光ファイバセンサのセンシング範囲を明らかにした。

第3章では、直動型人工筋肉の製作手法および収縮変位センシング方法を提案した。先行研究で示された初期編角と最大収縮率の関係に基づき、製紐機を用いて収縮型（初期編角が $54.7^\circ$ より小さい）、保持型（初期編角が $54.7^\circ$ ）、および伸長型（初期編角が $54.7^\circ$ より大きい）の3種類の人工筋肉を製作し、その特性を実験的に評価した。その結果、各人工筋肉の駆動の傾向は先行研究で示された理論モデルと一致することと、製紐機を用いることで任意の初期編角を持つ直動型人工筋肉を製作可能であることを確認した。また、収縮型人工筋肉

のスリーブ繊維の一部を光ファイバに置き換え、製紐機を用いてセンサを実装することで、人工筋肉の収縮変位センシングを実現した。さらに、光ファイバセンサを組み込んだ人工筋肉を用いたフィードバック制御実験を通じて、このセンサの有用性を実証した。

第4章では、ねじれ型人工筋肉の製作手法およびねじれ変位センシング方法を提案した。ねじれ型人工筋肉の構造と類似している繊維強化複合材料として単純化することで、ねじれ角のモデル式を導出した。人工筋肉に使用されるゴムチューブの特性、人工筋肉の長さ、および空気圧の印加条件が同じ場合、ねじれ角が初期編角に依存することを示した。製紐機に取り付けられる半分のボビンに使用される繊維を水溶性繊維とし、製作後に人工筋肉を温水に置くだけでねじれ型人工筋肉の製造を実現するシンプルな手法を提案した。それを用いて5つの異なる条件でねじれ型人工筋肉を製作し、ねじれ角のモデル式の妥当性と製作プロセスの有用性を示した。さらに、ねじれ型人工筋肉の構成要素であるスリーブ繊維の一部を光ファイバに置き換え、ねじれ変位センシングを実現した。

第5章では、湾曲型人工筋肉の製作手法および湾曲変位センシング方法を提案した。湾曲型人工筋肉を駆動する際の内径変化に着目し、人工筋肉の初期編角と湾曲量の関係を導出した。また、製紐機を用い、拘束用の縦糸を人工筋肉のスリーブの側面に組み込むことで湾曲動作を実現した。さらに、縦糸を光ファイバとエナメル被膜銅線にすることで、人工筋肉の湾曲変位センシングとコンパクトな設計を実現した。

第6章では、本研究で得られた成果をまとめ、今後の展望を述べた。

これらの製作手法とセンシング方法の確立により、繊維強化型人工筋肉の低コスト化、生産性の向上、さらには高い機能性の実現が可能となる。本研究の成果は、各種ロボット、医療機器、リハビリテーション機器、パワーアシストスーツなど多様なアプリケーションの実用化、普及に寄与し、人々の生活の質向上や産業技術の発展に大きく貢献することが期待される。

# 目次

第1章 緒言	1
1.1 研究背景	1
1.1.1 繊維強化型人工筋肉の特徴	1
1.1.2 繊維強化型人工筋肉の応用例	3
1.2 繊維強化型人工筋肉の製作手法	5
1.3 繊維強化型人工筋肉のセンサ統合手法	14
1.4 研究目的と特徴	31
1.5 本論文の構成	32
第2章 要素技術	34
2.1 組紐製造技術	34
2.1.1 本研究で用いた製紐機	35
2.1.2 人工筋肉の初期編角の理論値	37
2.2 光ファイバセンシング	39
2.2.1 従来の光ファイバセンサ	39
2.2.2 本研究で用いた光ファイバセンサ	40
2.3 まとめ	43
第3章 直動型人工筋肉の製作手法とセンシング	44
3.1 簡易モデル	45
3.2 製作手法	46
3.3 評価方法及び特性	47
3.4 変位センシングの実現	49
3.4.1 センシング原理	50
3.4.2 製作と評価	52
3.4.3 変位フィードバック制御	56
3.5 まとめ	60
第4章 ねじれ型人工筋肉の製作手法とセンシング	61
4.1 簡易モデル	62
4.2 製作手法	65

4.3	評価方法および特性.....	68
4.4	変位センシングの実現.....	71
4.4.1	理論モデル.....	71
4.4.2	製作手法.....	73
4.4.3	評価と特性.....	75
4.5	まとめ.....	77
第5章	湾曲型人工筋肉の製作手法とセンシング.....	79
5.1	簡易モデル.....	79
5.2	製作手法.....	84
5.3	評価方法及び特性.....	86
5.4	変位センシングの実現.....	88
5.4.1	製作.....	88
5.4.2	評価と特性.....	90
5.5	まとめ.....	91
第6章	結言.....	92
6.1	得られた成果.....	92
6.2	今後の展望.....	93
参考文献	.....	95
謝辞	.....	100

# 第1章 緒言

本章では、本論文において研究対象である繊維強化型人工筋肉の特徴や応用例についてまとめる。さらに、様々な繊維強化型人工筋肉の製作手法とセンサ統合方法についてまとめる。最後に、本研究の目的と特徴を明らかにし、本論文の構成を述べる。

## 1.1 研究背景

繊維強化型人工筋肉はソフトアクチュエータの一種であり、空気、水、油などの流体圧を印加することで動作する。ゴムなどの弾性体からなる流体を閉じ込めるチャンバとこれを強化する繊維から構成され、繊維の配置と角度を変えることで、伸長、収縮、膨張、ねじれ、湾曲、など幅広い動作挙動を実現することができる[1-1~8]。

また、繊維強化型人工筋肉は高い出力重量比を有し、構成素材の柔軟性より、人工筋肉は安全性、適応性などに優れている。そのため、人間とのインタラクションが求められるリハビリテーション装置やウェアラブルデバイスなどの人間支援機器に利用されており、また不規則な形状を持つ物体の把持や低侵襲手術などにも活用されている[1-9~12]。

しかしながら、繊維強化型人工筋肉の製作手法は確立されておらず、実用化への課題となっている。また、人工筋肉の変位を制御するためには、センサを設置する必要があるが、ポテンシオメータやエンコーダなどの一般的なセンサは、剛性の高い機構であるため人工筋肉の特性が損なわれる。よって、人工筋肉の生産性と機能性の向上を目指し、様々な基礎研究が盛んに実施されている[1-13~15]。代表的なアクチュエータである電磁モータでは、エンコーダなどのセンサの装備、減速機や最適設計による出力の最適化が行われ、これらが市販のモータに実装されているのに対して、繊維強化型人工筋肉の製作とセンサの実装は手作業により個別に製作・調整する段階であり研究レベルから実用レベルへの展開に溝がある。

### 1.1.1 繊維強化型人工筋肉の特徴

繊維強化型人工筋肉は、従来の高剛性材料を用いたアクチュエータと比較して、以下のような重要な特徴を有する。

#### 1. 高い出力重量比

繊維強化型人工筋肉は、非常に高い出力重量比を有する。Fig. 1-1 に示されるように、複数種類のアクチュエータを重量と出力の関係でプロットした結果、繊維強化型人工筋肉は他のアク

チュエータよりも右上の領域に位置することがわかる。これは、アクチュエータの質量が小さく、大きな出力が得られることを意味する。

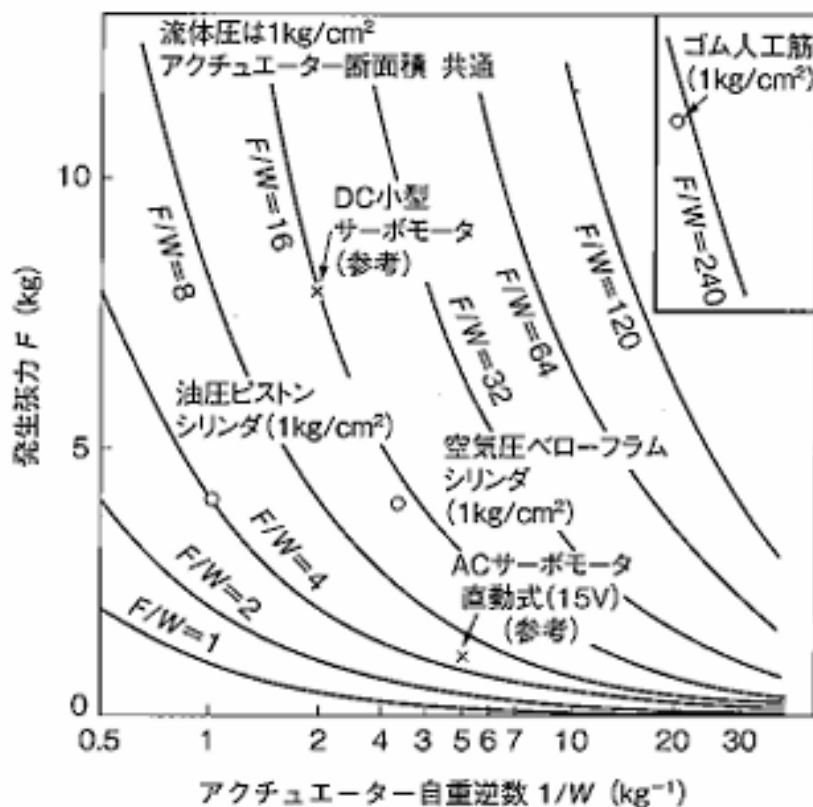


Fig. 1-1 Output and weight of various actuators [1-16]

## 2. 高い柔軟性

柔軟性は、繊維強化型人工筋肉の最も顕著な特徴である。例えば、Fig. 1-2 に示されるように、非駆動状態において、外力により極端に曲げても破損しない[1-17]。また、Fig. 1-3 に示されるように、曲がった状態のまま駆動することが可能である[1-18]。この特性は、人工筋肉の構成要素自体の柔軟性に加え、駆動流体である空気の圧縮性に由来する。

人工筋肉は人間のように柔軟な動きが可能となり、万が一人と接触した場合でも大きな事故を防ぐことができ、安全性と人間親和性を有する。また、柔軟性に起因する形状適応性によって、人工筋肉をロボットグリッパのアクチュエータとして利用する際に、異なる形状やサイズを持つ物体に適応し、それらを効率的かつ安定して把持することが可能である[1-17]。



Fig. 1-2 Artificial muscles wrapped extremely around a steel rod [1-17]

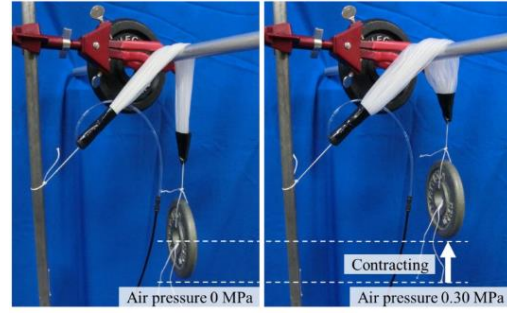


Fig. 1-3 Artificial muscles driven in a bent state [1-18]

### 3. 優れた耐環境性

繊維強化型人工筋肉は、その構成材料により優れた耐環境性を持つ。主にゴムなどの弾性体と拘束用の繊維材料で構成されているため、水に濡れても錆びることがなく、長期間安定した動作が可能である。さらに、水中での使用にも適応可能であり、水中作業用の装置に応用されている[1-3,11]。また、ゴムや繊維などの適切な素材を選定することで、人工筋肉を人体内での使用にも適応させることができる[1-19]。

#### 1.1.2 繊維強化型人工筋肉の応用例

繊維強化型人工筋肉はさまざまな分野で実際に応用されている。特にリハビリテーション機器、産業用の柔軟グリップ、そしてアシストスーツなどにおいて、人工筋肉は大きな役割を果たしている。

リハビリテーション分野では、人工筋肉を患者の運動機能回復を支援する装置への応用が進んでいる。例えば、足や手の動きが不自由な患者に対して、繊維強化型人工筋肉を用いたリハビリテーション機器が開発されている[1-20]。Fig. 1-4(a)はダイヤ工業株式会社が開発した「ダーウィン パワーアシストウォーク」の使用風景を示す。人工筋肉でつながったバンドを腰と膝に巻いて使用する。電源を入れると小型コンプレッサが駆動し、腰バンド部分のエアバッグに圧縮空気が充填される。リハビリを担当する理学療法士がコントローラのスイッチを入れるとエアバッグから空気が送り込まれ人工筋肉が収縮し、股関節を曲げる動きを促すとともに足が外側に向かないように矯正する。従来の剛性の高い機械と異なり、柔軟な人工筋肉は装着感が自然であり、人体にかかる負担が軽減されるため、長時間のリハビリにも適している。

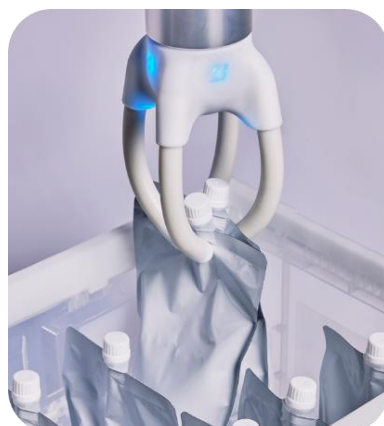
繊維強化型人工筋肉は産業分野における柔軟グリップにも応用されている。製造業・物流業

などの自動化システムでは、硬い物体だけでなく、果物や卵といった壊れやすい製品を扱う必要があり、その際に柔軟性を持つ繊維強化型人工筋肉が活躍する[1-17]。Fig. 1-4(b)にブリヂストン Softrobotics Ventures が開発したソフトロボットハンド「TETOTE」の稼働風景を示す。対象物を適切な力で包み込むように掴むことができるため、物体の形状や強度に合わせた柔軟な操作が可能である。

アシストスーツへの応用でも繊維強化型人工筋肉は注目されている。作業員が日常的に重い物を持ち上げる際や、長時間の作業を行う際など、筋肉への負担を軽減する目的でアシストスーツが開発されている。繊維補強により高い強度を保ちつつも柔軟性を兼ね備えた人工筋肉は、空気圧を利用して動作をサポートする[1-21]。Fig. 1-4(c)は株式会社イノフィスが開発したマッスルスーツ Exo-Power の稼働風景を示す。従来の電動アシスト装置と比べて軽量かつシンプルな構造であるため、装着は簡単であり、作業時の負担が少なく、長時間の使用にも適している。



(a) Walking rehabilitation equipment (Daiya Industry Co., Ltd) [1-20]



(b) Soft robotic hand (Bridgestone Co.,Ltd.) [1-17]



(c) Muscle suit (INNOPHYS Co.,Ltd.) [1-21]

Fig. 1-4 Applications of the fiber-reinforced soft actuators

このように、繊維強化型人工筋肉は医療、産業、そして人間支援といったさまざまな場面で実際に応用され、より安全で効率的な技術として期待されている。

## 1.2 繊維強化型人工筋肉の製作手法

繊維強化型人工筋肉の製作手法は Fig. 1-5 に示すように組立、型成形、3D プリンティング、回転機構を利用した製作の4つ方法に分類される。各製作手法の生産性、再現性、カスタマイズ性、サイズの制限、材料の選択性について比較した。結果は Table 1-1 に示す。

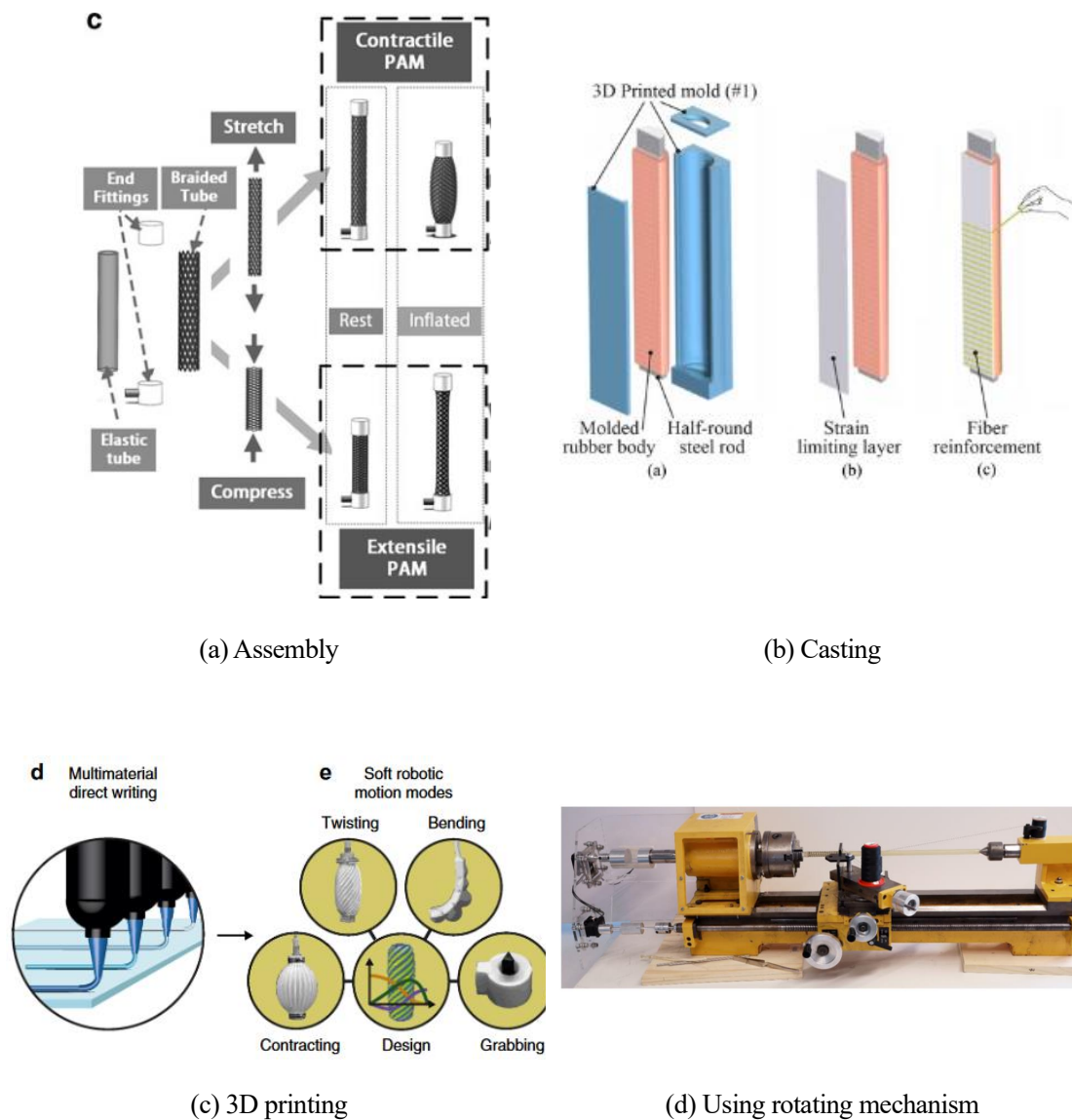


Fig. 1-5 Fabrication methods of the fiber-reinforced soft actuators

Table 1-1 Comparison of each fabrication method

Fabricate methods	Productivity	Reproducibility	Customizability	Size limitation	Material selectivity
Assembly	×	×	×	○	○
Casting	×	△	△	△	○
3D printing	○	○	○	×	×
Using rotating equipment	○	○	△	×	○

組立方式は、別々に製造された部品を用意し、組み立てることで繊維強化型人工筋肉を製作する手法である[1-1,2]。例えば、Guanらは、弾性チューブ、編み物のスリーブ、止め具を用意し、手作業で組み立てた。湾曲動作を実現するために、繊維強化型人工筋肉の側面にフレームがセットされている。さらに、拘束用のフレームをらせん状にすることで、巻き動作が実現できる。この手法は最も一般的な製作手法であり、市販の素材を組み立てるだけで簡単に製作でき、高度な機械や装置が必要ない。一方、手作業による個別調整が多いため、人工筋肉の特性のばらつきが生じやすい。また、市販の素材を多く利用しているため、カスタマイズがしにくく、設計変更に対応しにくい場合があると考えられる。

型成形は、3Dプリンタまたは工作機械を利用して製作された樹脂型に液体ゴムを流しこみ、流体を閉じ込めるチャンバを製作し、その上に拘束繊維や布を巻くまたは貼ることで人工筋肉を製作する手法である[1-3~5]。例えば、Polygerinosらは、3Dプリンティングした型と鉄の中子を用いて半円柱状のチューブを成形した後、平たい面に伸縮しない布を貼り付け、チューブ全体を繊維で巻くことで、片側の膨張が拘束され、もう片側が膨張するため、湾曲動作を行う繊維強化型人工筋肉を製作した。この手法では、繊維を通していくルートを確認しているチャンバが成形できるように型を設計している場合が多く、成形後にルートに沿って拘束繊維を巻くことが可能であり、組立方式と比較すると再現性が高く、複雑な繊維構造を有する人工筋肉も製作できる。一方、型の製作とゴムの硬化に時間と多くの工程が必要であり、また設計変更が生じた場合には型を作り直す必要がある。

3Dプリンティング技術を利用した場合、樹脂材料をノズルで吐出することで繊維強化型人工筋肉のスリーブまたは全体を製作する[1-6,7]。例えば、Sangianらは3Dプリンタを用いた人工筋肉のスリーブと端部コネクタを一体化した構造を製作する手法を提案した。また、Schaffnerらは、ヤング率が小、中、大の3種類のインクを開発し、Direct Ink Writing (DIW) 3Dプリンティング技術を用いた繊維強化型人工筋肉の製作した。軟質なインクで製作されたチャンバを、

硬質なインクで製作された繊維やパーツなどで拘束することで、収縮動作、湾曲動作、ねじれ動作を行う人工筋肉が製作された。この手法では、設計の変更が生じた場合でもすぐに再製作が可能であり、カスタマイズ性が高い。また、剛性が異なるインクを組み合わせることで、直動動作、湾曲動作、ねじれ動作を行う人工筋肉を簡単に製作することができる。一方、使用できる素材に限られる場合があり、素材の開発が難しい。また、大型の人工筋肉の製作に向かない。

既存の回転機構をそのまま利用する、または改造して繊維強化型人工筋肉の製作に用いる手法がある[1-8]。例えば、Gilbertsonらは改造した卓上旋盤を用いて巻き動作と伸長動作を行う繊維強化型人工筋肉を製作した。この手法では、繊維強化型人工筋肉の繊維を比較的均等に配置することが可能であるが、製作可能な人工筋肉のサイズは機器のサイズに依存してしまう。

各製作手法の代表的例は Table 1-2 に示す。また、各研究の詳細については以下の文で紹介する。

Table 1-2 Typical examples

Study	Main production methods	Movement of the fabricated actuators
Guan <i>et al.</i> (2020) [1-1]	Assembly	Bending, winding
Phan <i>et al.</i> (2020) [1-2]		Elongation
kurumaya <i>et al.</i> (2020) [1-3]	Casting	Twisting, bending
Polygerinos <i>et al.</i> (2020) [1-4]		Bending
Athif <i>et al.</i> (2020) [1-5]		Bending
Sangian <i>et al.</i> (2018) [1-6]	3D printing (FMD, DIW)	Contraction
Schaffner <i>et al.</i> (2018) [1-7]		Contraction, twisting, bending
Gilbertson <i>et al.</i> (2017) [1-8]	Using existing equipment	Elongation, winding

## ・組立方式

### 1) 組立方式を利用した湾曲と巻き人工筋肉製作

Harbin Institute of Technology の Guan らは、個別に製造された部品を用意し、手作業で人工筋肉を組み立てる[1-1]. Fig. 1-6 に湾曲動作を行う繊維強化型人工筋肉の部品と組み立ての手順を示す. 一般的な人工筋肉と同じように、人工筋肉は主に弾性チューブ、編物チューブ、止め具からなり、また湾曲動作を実現するために、人工筋肉の側面にフレームがセットされている. さらに、拘束用のフレームをらせん状にすることで、巻き動作が実現できる.

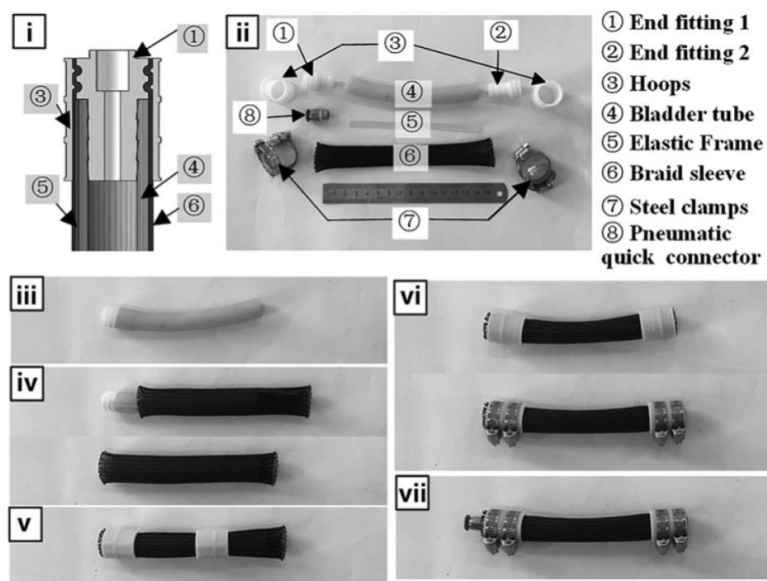


Fig. 1-6 Components and assembly procedures for bending fiber-reinforced soft actuator [1-1]

### 2) パワードリルを利用した伸長人工筋肉の製作

University of New South Wales (UNSW) の Phan らは、パワードリルを利用して液体圧で駆動する細径な人工筋肉 (HFAM) を開発した[1-2]. Fig. 1-7 に製作手法のイメージを示す. HFAM は軟質マイクロチューブをコイルで覆った2層構造となっている. パワードリルのチャックに固定したロッドに未硬化シリコンゴムを塗布し、回転しながら加熱して硬化を促進し、ロッドを外すことでマイクロチューブの製作が可能となる. また、巻線機でロッドを回転させながら、ワイヤガイドにワイヤを通してコイルを形成し、コイルを加熱して形状を安定させ、ロッドを取り外し、その両端を研磨してコイルを得る. この方法を用いることで、任意サイズの HFAM を製作することが可能となる.

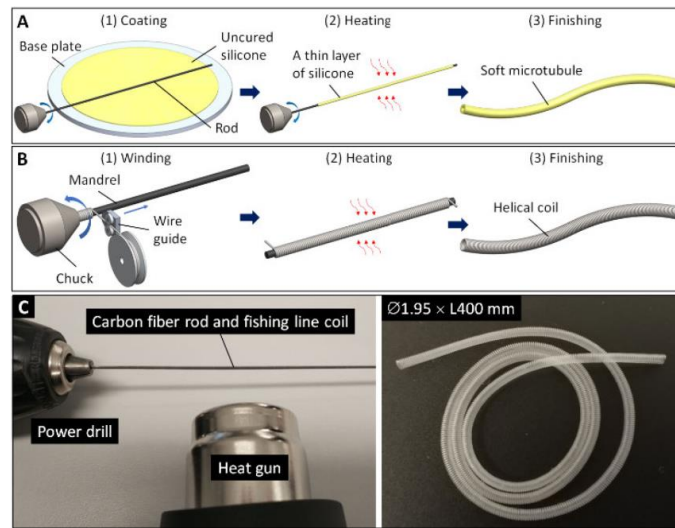


Fig. 1-7 Fabrication of extension actuators using power drills [1-2]

## ・型成形

### 1) 型成形を用いたねじれと2方向湾曲可能な人工筋肉ユニット製作

東京工業大学の車屋らは、ねじれ動作を行うユニットと2方向湾曲可能なユニットを開発し、深海環境下でも使用可能なモジュール式ソフトロボットアームを提案した[1-3]. Fig. 1-8 にソフトロボットアームの外観と各人工筋肉ユニットのイメージ図を示す. 開発した人工筋肉ユニットを組み合わせることでマニピュレータの一部として使用することが可能となる. 製作する際、3D プリンティングで製作された金型に液体シリコンを注ぎ、硬化後の弾性体に拘束繊維を巻く. 繊維の巻き方と弾性体の構造によって人工筋肉ユニットの動作が決められる.

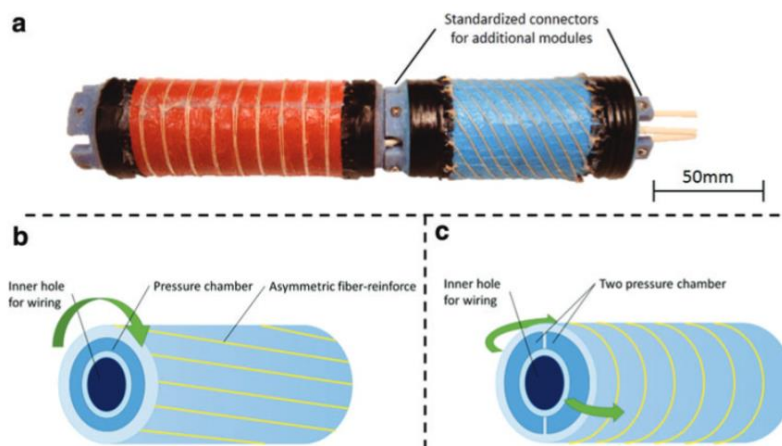


Fig. 1-8 Appearance of the soft robot arm and images of each actuator unit [1-3]

## 2) 型成形を用いた湾曲人工筋肉の製作

Harvard University の Polygerinos らは、型成形を用いた湾曲型繊維強化型人工筋肉を開発した [1-4]. Fig. 1-9 は製作の手順を示す. 3D プリンティングした型と鉄の中子を用いて半円柱状のチューブを成形した後, 平たい面に伸縮しない布を貼り, チューブ全体を繊維で巻く. その後, 最初のチューブを成形する際に使われていた型より大きな型を用いて二次成形を行う. 最後に, 空気圧を印加できるように末端処理を行う. この工程により, 片側の膨張が拘束され, もう片側が膨張するため, 人工筋肉が湾曲動作を行う.

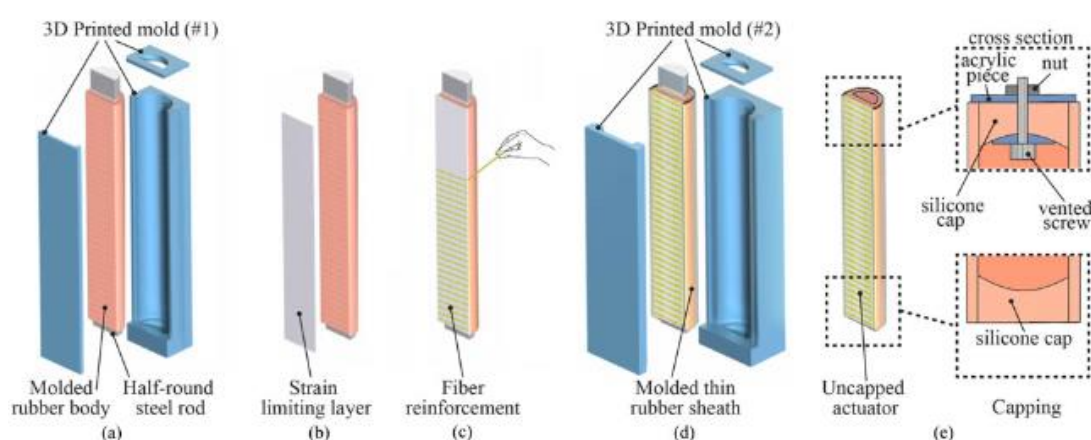


Fig. 1-9 Fabrication procedure for bending fiber-reinforced soft actuator [1-4]

## 3) 異なる編角の繊維スリーブをゴムチャンバの左右に配置した湾曲人工筋肉の製作

University Teknologi Malaysia (UTM) の Ahmad`Athif M. Faudzi らは、型成形を利用した湾曲型繊維強化型人工筋肉を開発した [1-5]. 編目均等な繊維スリーブを有する人工筋肉と異なり, 開発された人工筋肉は Fig. 1-10 に示すように, 片側は編角の大きな繊維スリーブであり, 反対側は編角の小さな繊維スリーブを有する. よって, 空気圧を印加すると, 駆動量に差が生じ, 人工筋肉は湾曲動作を行う. 人工筋肉は 3 層で構成される. 内層は CNC 機器で製作された樹脂型を用いて製作したゴムチューブであり, 中間層は編まれた繊維である. 外層は内層と同じ材料で異なる樹脂型を用いて製作される.

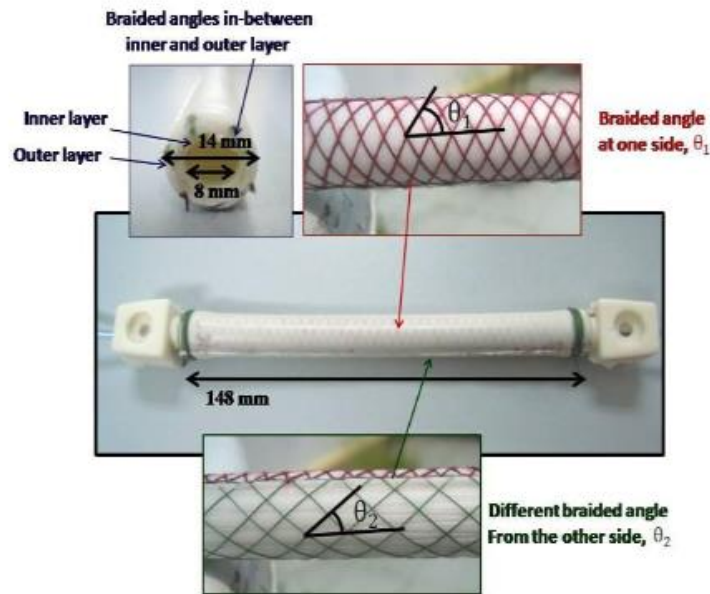


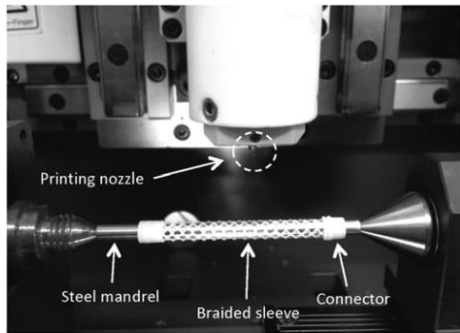
Fig. 1-10 Appearance of the developed bending fiber-reinforced soft actuator [1-5]

### ・3D プリンティング技術

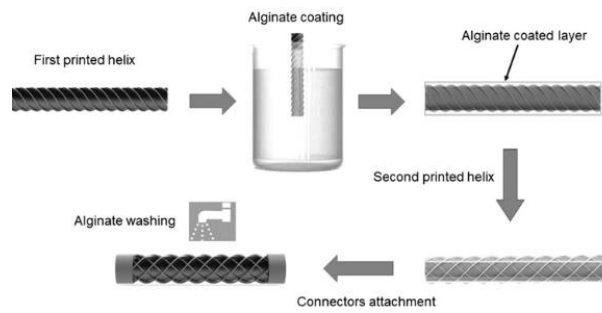
#### 1) 3D プリンタを用いた人工筋肉のスリーブおよび端部コネクタの製作

University of Wollongong の Danial Sangian らは、押し出し型 3D プリンタを用いた人工筋肉のスリーブと端部コネクタの一体製作手法を提案した[1-6]。スリーブは、ポリカプロラクトン (Polycaprolactone, PCL) を研磨したスチール製回転マンドレルに巻き付けて印刷した。PCL は、印刷のしやすさ、生体適合性、生分解性、柔軟といった特性があることから選ばれた。製作したスリーブと端部コネクタを Fig. 1-11(a) に示す。

製作の手順を Fig. 1-11(b) に示す。まず、時計回りに回転するマンドレルに連続的に印刷することで 1 つ目のらせんスリーブを製造した後、マンドレル全体をアルギン酸水溶液に浸してコーティングし、乾燥させる。その後、逆方向のスリーブ繊維は、乾燥したアルギン酸フィルムの上から印刷した後、マンドレルを水に浸してアルギン酸フィルムを取り除く。これにより、人工筋肉のスリーブが製作できる。また、繊維がほつれるのを防ぎ、外部チューブとの接続を容易にするために、端部のコネクタもプリントされ、編組スリーブと一体化させた。



(a) Fabricated sleeves and end connectors



(b) Fabrication procedure

Fig. 1-11 Fabrication using 3D printer [1-6]

## 2) Direct Ink Writing 3D プリンティング技術を用いた人工筋肉の製作

Swiss Federal Institute of Technology in Zurich(ETH)の Manuel Schaffner らは、ヤング率が小, 中, 大の 3 種類のインクを開発し, Direct Ink Writing (DIW) 3D プリンティング技術を用いた人工筋肉の製作した[1-7]. 製作した人工筋肉と駆動した際の様子を Fig. 1-12 に示す. 軟質なインクで製作されたチャンバを硬質なインクで製作された繊維やパーツなどで拘束することで, 収縮動作, 湾曲動作ねじれ動作を行う人工筋肉が製作された.

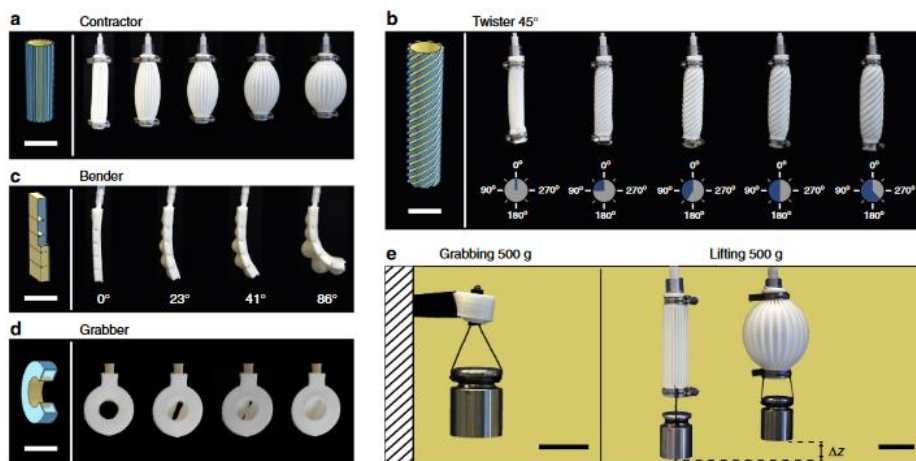


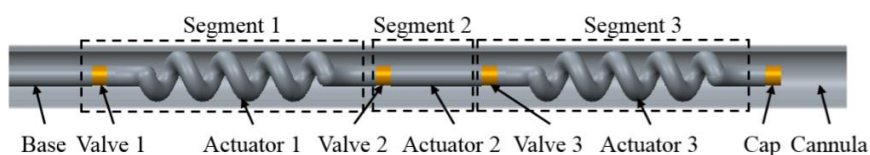
Fig. 1-12 Fabricated soft actuators by using 3D printing technology (Direct Ink Writing) [1-7]

## ・回転機構を利用した製作

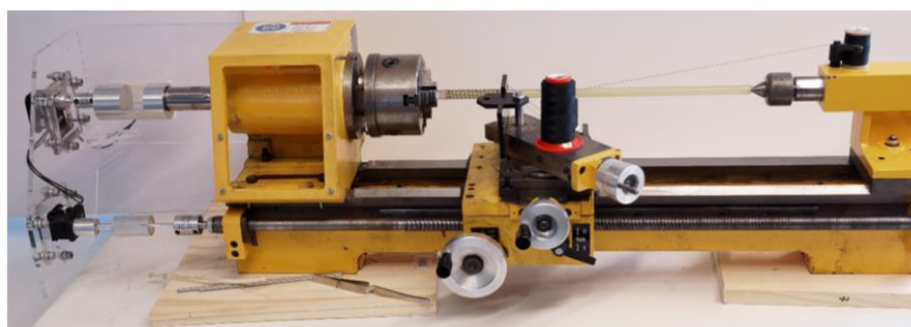
### 1)改造した卓上旋盤を用いた繊維強化型人工筋肉を製作

University of Minnesota の Gilbertson らは、改造した卓上旋盤を用いて繊維強化型人工筋肉を製作し、巻き動作を行う繊維強化型人工筋肉 2 つと伸長動作を行う人工筋肉 1 つからなる配管移動ロボットを開発した[1-8]。ロボットの構造を Fig. 1-13(a)に示す。人工筋肉 1 と 3 は空圧印加されると、らせん構造になり、ロボットをパイプ内に固定することができる。またアクチュエータ 2 は伸長動作を行うことが可能であり、ロボットの前進量を生み出す。よって、人工筋肉 1 から人工筋肉 3 まで順次に駆動させることで、ロボットはインチワーム機構のように配管内に前進することが可能である。

人工筋肉の製作時の様子を Fig. 1-13(b)に示す。改造した卓上旋盤を用いてラテックスチューブの周りを繊維で巻き、巻き付けた繊維を所定の位置に固定するために、蒸留水とラテックスの 1 : 1 混合液に 3 回浸漬し、浸漬の間に 2 時間の硬化時間を置いた。



(a) Structure of the robot



(b) Fabrication

Fig. 1-13 Fabrication of the fiber-reinforced soft actuators using a tabletop lathe [1-8]

### 1.3 繊維強化型人工筋肉のセンサ統合手法

繊維強化型人工筋肉の駆動量を制御するためには、センサの設置が必要である。しかしながら、ポテンシオメータやエンコーダといった一般的なセンサは、剛性が高いため、人工筋肉の柔軟性を損なう可能性がある。そのため、人工筋肉の利便性を高めることを目的とし、人工筋肉自体にセンサ機能を付加する（一体化）基礎研究が盛んに行われている。センサの統合方法は、センサ素子と人工筋肉をまず別々に製造し、その後一体化していく方式がほとんどであった。しかし、アクチュエータの製作とともにセンサ素子を複合する研究は見当たらない。

各製作手法の代表例を Table 1-3 に示す。ひずみセンサを用いて人工筋肉の変位を直接にセンシングする研究例がある。一方、人工筋肉の径、弾性体チャンバ、スリーブ繊維の形状変化など計測することで、間接的に人工筋肉の変位を推定する研究例もある。各研究の詳細については以下の文で紹介する。

Table 1-3 Typical examples

Study	Sensing Method	Sensor type	Movement of actuators
Wakimoto <i>et al.</i> (2005) [1-13]	Direct measurement	Strain Sensor	Contraction
Farrow <i>et al.</i> (2015) [1-14]		Strain Sensor	Bending
Wang <i>et al.</i> (2017) [1-15]		Strain Sensor	Bending
Yuen <i>et al.</i> (2018) [1-22]		Strain Sensor	Bending
Kuriyama <i>et al.</i> (2009) [1-23]	Measure radial expansion	Strain Sensor	Contraction
Akagi <i>et al.</i> (2012) [1-24]		Optical Sensor	Contraction
Yano <i>et al.</i> (2020) [1-25]		Magnetic Sensor	Contraction
Hitzmann <i>et al.</i> (2021) [1-26]		Strain Sensor	Contraction
Jamil <i>et al.</i> (2021) [1-27]		Optical Sensor	Contraction
Zhong <i>et al.</i> (2022) [1-28]		Strain Sensor	Contraction
Park <i>et al.</i> (2013) [1-29]	Shape changes of elastic material	Strain Sensor	Contraction
Ceron <i>et al.</i> (2018) [1-30]		Optical Sensor	Twisting
Legrand <i>et al.</i> (2020) [1-31]	Shape changes of fibers	Capacitance Sensor	Contraction

・変位を直接に計測

1) 導電性薄膜による柔軟変位センサを組み込んだ人工筋肉

岡山大学の脇元らは、導電性薄膜による柔軟変位センサを組み込んだインテリジェント人工筋肉の開発を行った[1-13]. Fig. 1-14 にソフト変位センサの構成を示す. ゴムシートの片面にレジジン液で薄くコーティングした導電部, 導電部両端に電極を有している. レジン液にはカーボン粒子とトルエンが含まれており, 希釈剤のトルエンが蒸発すると, ゴム表面にはカーボン薄膜が残る. ゴムの伸縮運動に伴う電気抵抗の変化を変位センサとして利用している.

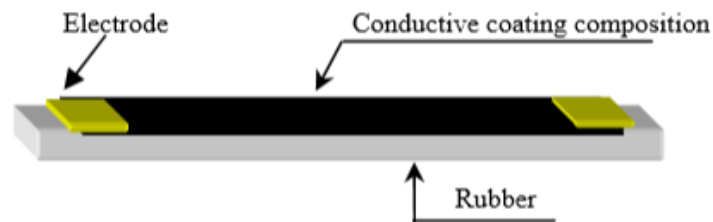
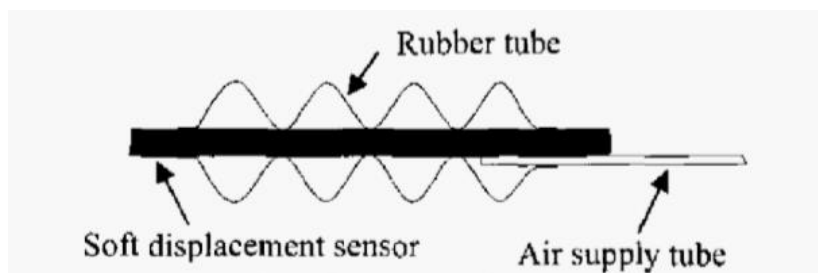


Fig. 1-14 Overview of the flexible displacement sensor [1-13]

Fig. 1-15(a)にインテリジェント人工筋肉の内部構成を示す. センサ本体は, 人工筋肉の両端から突き出るように, 中心軸に沿って設置される. Fig. 1-15(b)に人工筋肉の外観を示す.



(a) Internal Structure



(b) External Structure

Fig. 1-15 Overview of the intelligent McKibben artificial muscle [1-13]

インテリジェント人工筋肉を用いて、変位量の測定実験が行われた。Fig. 1-15 に示す測定結果より、変位量と抵抗値の間には線形的な関係が見られ、収縮時と伸長時とのヒステリシスが低いという結果が得られた。この結果より、導電性薄膜による柔軟変位センサは、人工筋肉の変位センサとしての有効性が確認され、インテリジェント人工筋肉が収縮量を測定できるセンサ一体型人工筋肉として有効であることが示された。

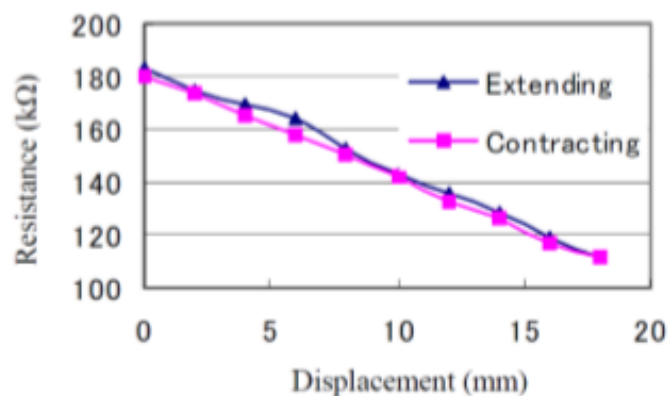


Fig. 1-15 Relationship between displacement and sensor value [1-13]

## 2) 液体金属を利用したひずみセンサを一体化した湾曲型人工筋肉

University of Colorado の Farrow らは、人工筋肉に液体金属 (Galinstan) を用いたひずみセンサを取り付け、さらに圧力センサを組み合わせることで、人工筋肉の曲率と接触を推定した[1-14]。ひずみセンサの製造プロセスを Fig. 1-16 に示す。まず、シリコンチューブを浅いトレイに配置し、チューブの曲線部分をメッシュで補強し、液体シリコンゴムを入れる。最後にチューブ内に液体金属を注入し、センサとして完成させる。

人工筋肉の製作およびセンサ一体化するプロセスとその際用いた鋳造アクリル型は Fig. 1-17 に示す。湾曲型人工筋肉を製作し、その後製造された液体金属ひずみセンサを人工筋肉の背面（曲率が大きくなる側）に配置し、液体シリコンを用いてセンサと人工筋肉を合体する。製作されたセンサ付き人工筋肉駆動時の様子を Fig. 1-18 に示す。圧力センサとひずみセンサのデータを統合することで、曲率と圧力の相関関係を把握し、人工筋肉の形状や接触の有無が推定可能であることが示された。

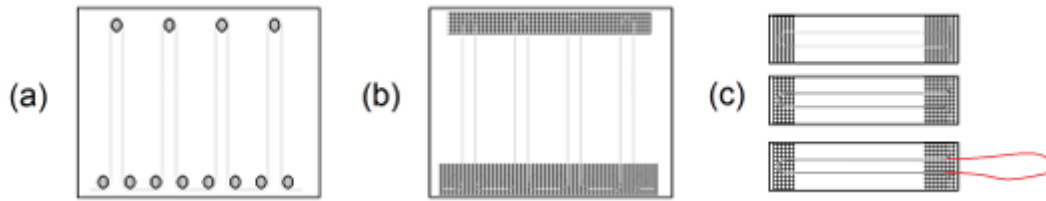


Fig. 1-16 The liquid metal elastomer stretch sensor assembly process [1-14]

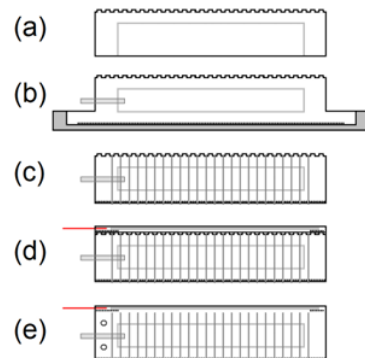
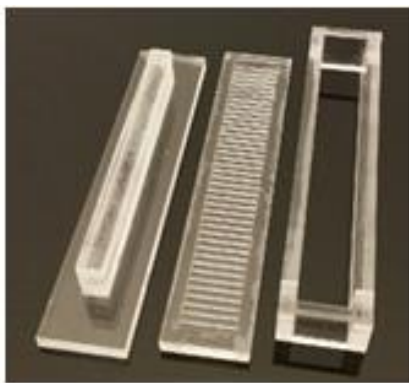


Fig. 1-17 A 3-part mold made of acrylic sheets and illustration of the manufacturing process [1-14]

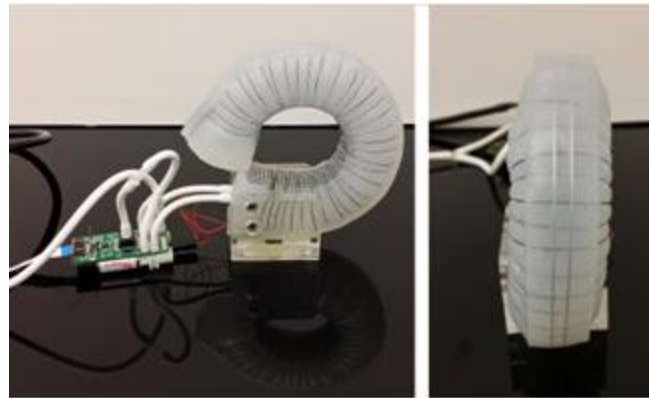


Fig. 1-18 A fiber reinforced pneumatic actuator with embedded strain sensor [1-14]

### 3) 曲げセンサを一体化した湾曲型人工筋肉

香港大学の Wang らは、市販の曲げセンサを湾曲型人工筋肉に統合した[1-15]。人工筋肉は、空気室、繊維補強層、センサ層で構成される。Fig. 1-19 にセンサ複合する前の様子と複合した後の様子を示す。人工筋肉の底面には曲げセンサが埋め込まれており、リアルタイムで曲げ角度の測定を行う。Fig. 1-20 に人工筋肉の曲げとセンサ値の関係を示す。

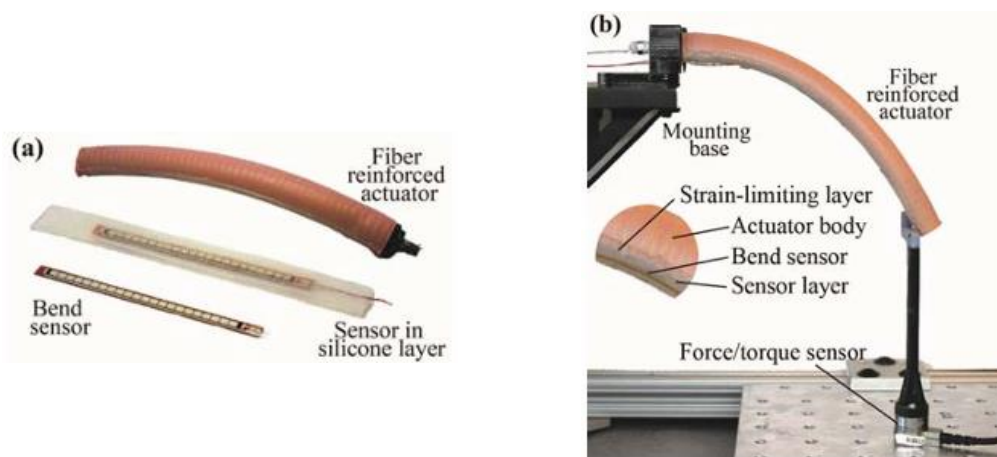


Fig. 1-19 Before and after combining the sensors [1-15]

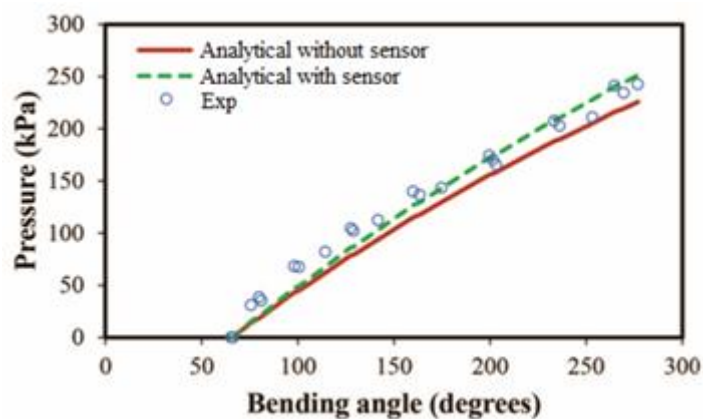


Fig. 1-20 Relationship between bending angle of artificial muscles and sensor values [1-15]

Wang らは準静的モデルと有限要素法 (FEM) モデルの提案も行った。実際に製作した人工筋肉を用いて、自由空間、等尺性、および等張性のテストを実施し、モデルの検証を行った。実験結果から、開発したモデルが入力圧力、曲げ角度、先端の相互作用力の関係を高い精度で予測できることが確認された。よって、統合された曲げセンサを用いることで、力センサなしで力の推定が可能であることが実証された。

#### 4) ひずみセンサを人工筋肉内部に取り付けられた人工筋

パデュー大学の Yuan らは、キャパシティブひずみセンサを人工筋肉内部に埋め込んだ設計を採用した[1-22]。Fig. 1-21(a), (b)にセンサの外観と構造を示し、(c)に製作プロセスを示す。まず、導電層、誘電層とアクティブ電極層を1層ずつ重ね、ロッドで各層を一体化する。そして、3層のセンサを折りたたみ、5層構造を形成する。最後に、センサ素材を切り出し、形状を整え

て、銅ワイヤをセンサの両端に縫い付け、電気的接続を確立する。

このセンサを人工筋肉の内側に配置し、対向する面に 2 つのひずみセンサを配置した。Fig. 1-22 にセンサ付き人工筋肉の外観と断面図を示す。伸長とセンサ値の関係について基礎実験を行った結果を Fig. 1-23 に示す。センサ値は伸長と比例することが分かる。曲げとセンサ値の関係を Fig. 1-24 に示す。曲げ時に内側センサが縮み、外側センサが伸びることで、応答が鏡像的に分岐する。センサの出力平均値で伸長量を、差分で曲げ角度を算出する。これにより、1 つのシステムで複合的な変形を同時に計測することが可能である。

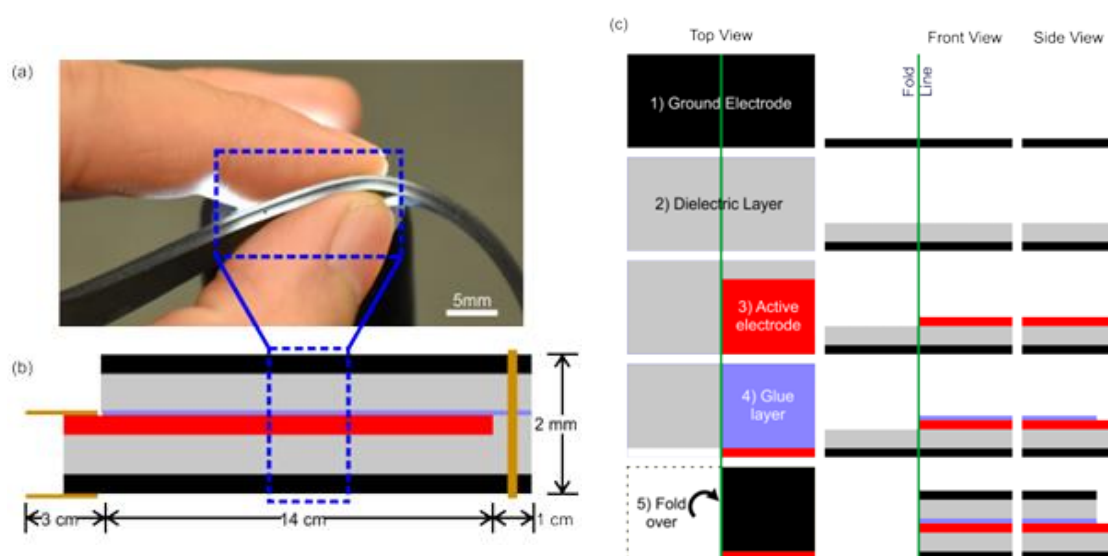


Fig. 1-21 Proposed strain sensor (a) appearance (b) structure (c) fabrication process [1-22]

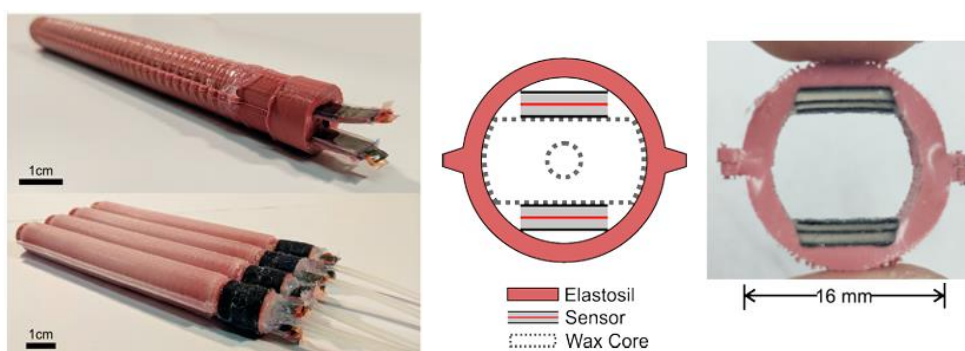


Fig. 1-22 Appearance (left) and cross-sectional view (right) of the artificial muscle with sensor [1-22]

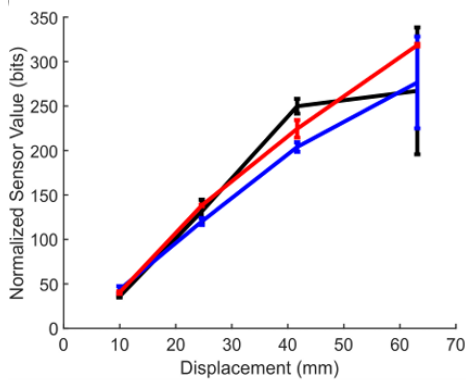


Fig. 1-23 Relationship between displacement and sensor values [1-22]

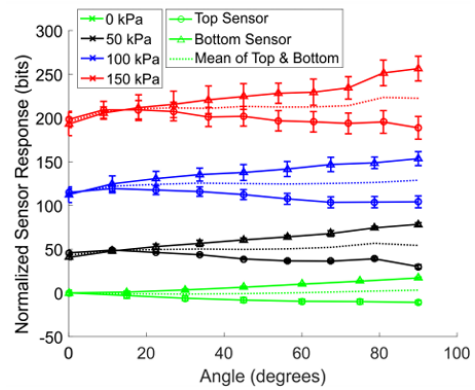


Fig. 1-24 Relationship between bending and sensor values [1-22]

・人工筋肉の径を計測することで、間接的に変位を推定

1) 導電性ゴムからなる柔軟センサを用いた人工筋肉

奈良先端科学技術大学院大学の栗山らは導電性ゴムからなる柔軟センサを用いて人工筋肉の変位推定を行った[1-23]. ゴム素材は柔軟であり、人工筋肉の外周に取り付けられ、導電性ゴムはその変位に応じて抵抗が変化する. Fig. 1-25 に開発されたセンサの外観と人工筋肉に取り付けた際の様子を示す. この抵抗変化を計測することで、人工筋肉の変位推定に用いる.

この人工筋肉に空気圧をかけ、収縮や膨張時におけるゴムの抵抗変化を測定した結果、円周方向の変位と電気抵抗の間に明確な相関関係が確認された. 収縮や膨張時の長さを高精度に推定できることが実証されたため、この柔軟なセンサは人工筋肉の制御に有用であることが確認された.

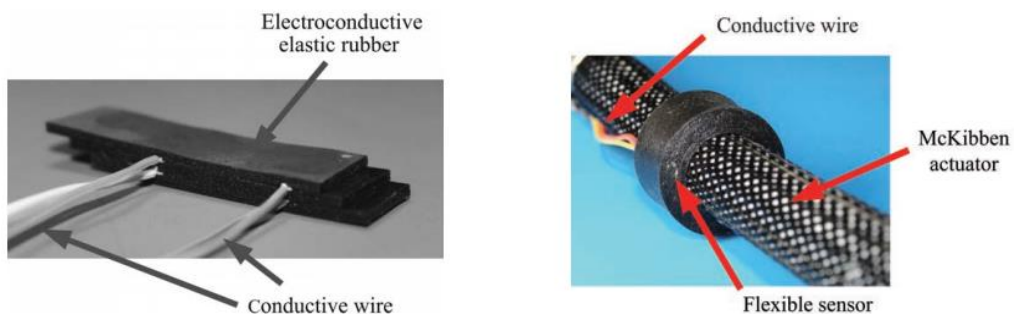


Fig. 1-25 Appearance of the developed flexible sensor made of conductive rubber (left) and it attached to an artificial muscle (right) [1-23]

## 2) 内径センサを内蔵した人工筋肉

入浴のサポートに使用できる空気圧アクチュエータは、安全で人間親和性を保つために柔軟であることはもちろん、水中での運用を前提として要求されている。岡山理科大学の赤木らは、アクチュエータが水中であっても位置制御が出来るように、内径センサ内蔵型アクチュエータを開発した[1-24]。Fig. 1-26 に、開発した内径センサの構造を示す。センサは、2つのフォトリフレクタ、電子回路基板、およびそれらの高さを調整するためのアクリル基板で構成される。Fig. 1-26 より、フォトリフレクタを搭載した2枚の回路基板をフォトリフレクタが外向きとなるように張り合わせたものとなっている。

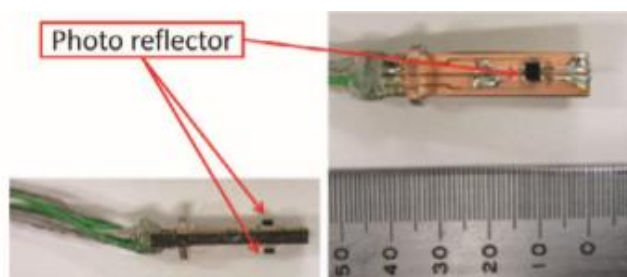


Fig. 1-26 Structure of the inside diameter sensor [1-24]

Fig. 1-27(a), (b)に、それぞれ試作された内径センサ内蔵型アクチュエータの外観、内部構造を示す。Fig. 1-27(b)より、内径センサは圧縮空気の流入口付近に、外気から完全に隔離されるように設置されている。この構造は、内径センサを水分から保護する目的も兼ねている。アクチュエータに加圧すると、フォトリフレクタからチューブ内壁までの距離が最大 5.5 mm まで大きくなり、この距離が大きくなると、フォトリフレクタからの出力電圧が低くなり、出力電圧の変化からゴム人工筋肉の内径を推定できる。

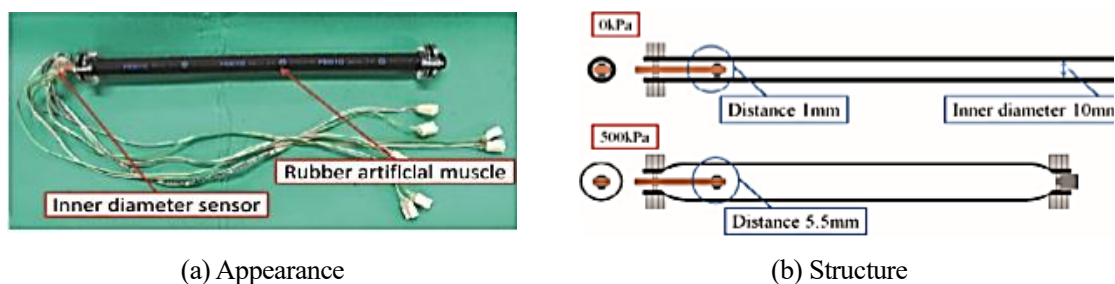


Fig. 1-27 Rubber artificial muscle with the inside diameter sensor [1-24]

Fig. 1-28 にポテンショメータで測定されたゴム人工筋肉の実際の変位と、内径センサからの出力を使用して計算された推定変位の関係を示す。赤点と青線は、実験結果と実際の変位をそれぞれ示している。その結果、推定変位と実際の変位が概ね一致していることが確認された。

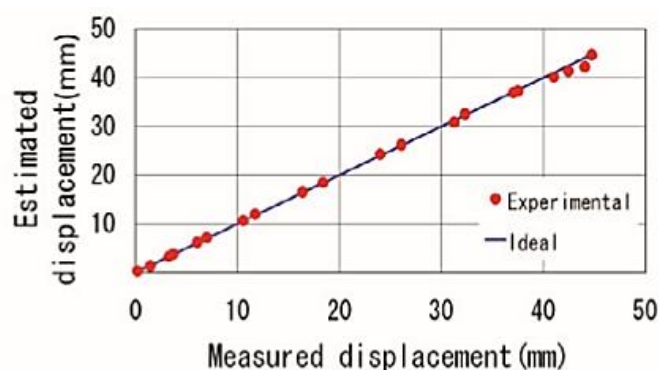


Fig. 1-28 Relationship between actual displacement and estimated displacement [1-24]

### 3) ホール効果センサを用いた自己変位を推定可能な空気圧人工筋肉

岡山理科大学の矢野らはホール効果（磁気）センサを用いた自己変位を推定可能な空気圧人工筋肉を提案した[1-25]. Fig. 1-29 にホール効果（磁気）センサの概要を示す。本研究では、磁気発生源を硬質磁石にするのではなく、薄くて柔らかい磁気シートを採用した。

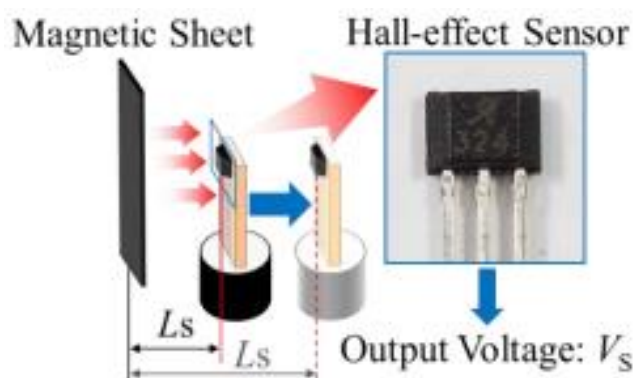


Fig. 1-29 Overview of the hall effect sensor [1-25]

Fig. 1-30(a)にセンサの外観を示す。センサは、2つのホール効果（磁気）センサ、電子回路基板で構成される。Fig. 1-30(b)にセンサの配置を示す。人工筋肉のゴムチューブに柔軟なマグネットシートを貼り付けることで、アクチュエータの挙動に影響されないセンシングが可能となる。

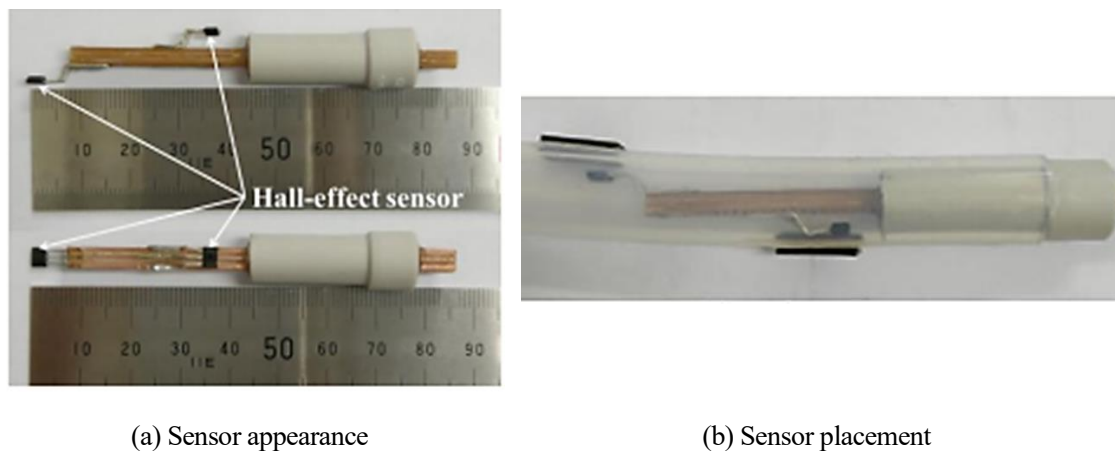


Fig. 1-30 Implemented sensor [1-25]

Fig. 1-31 に提案された人工筋肉の概要を示す。空気圧を印加すると、人工筋肉は径方向に膨張するため、マグネットシートと磁気センサ間の距離が変化し、磁気センサの出力電圧が変化する。Fig. 1-32 にポテンショメータで測定された人工筋肉の実際の変位と、磁気センサからの出力を使用して計算された推定変位の関係を示す。プロットと線はそれぞれ実験結果と実際の変位をそれぞれ示している。その結果、推定変位と実際の変位がよく一致していることが確認できた。

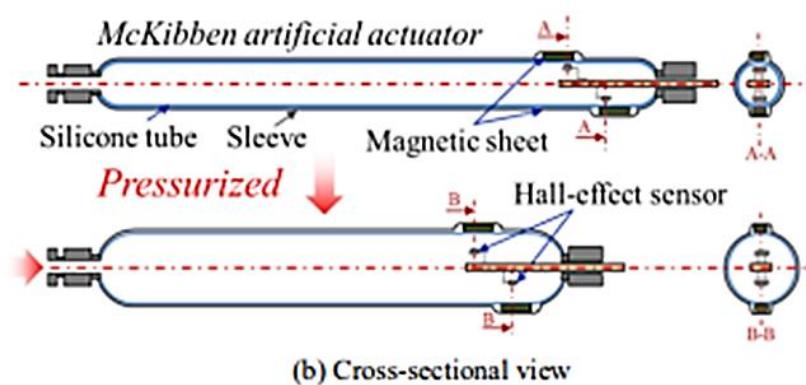


Fig. 1-31 Overview of McKibben artificial actuator with outer diameter sensor [1-25]

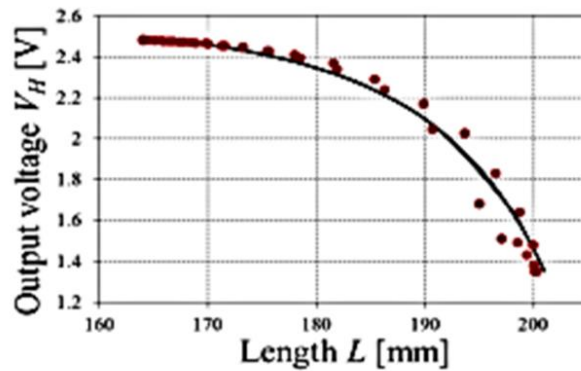


Fig. 1-32 Relationship between length and sensor value [1-25]

#### 4) 導電性布からなる収縮センサを統合した人工筋肉

大阪大学の Hitzmann らは、導電性布をセンサとして利用し、人工筋肉の変位を推定する手法を提案した[1-26]. センサの固定には縫製ではなく接着による取り付けが採用された. Fig. 1-33 に導電性布からなる収縮センサを統合した人工筋肉を示す. この手法では、導電性布を人工筋肉の表面に取り付け、人工筋肉が膨張する際に布が伸び、導電性布の電気抵抗が変化する.

実験では、人工筋肉に空気圧を加えながら導電性布の抵抗値を計測し、その抵抗変化が膨張に応じて正確に検出できることが確認された. さらに、導電性布の織り方や配置の工夫によってセンサの精度を高められることが示され、PAM の膨張検知に有効であることが明らかになった.

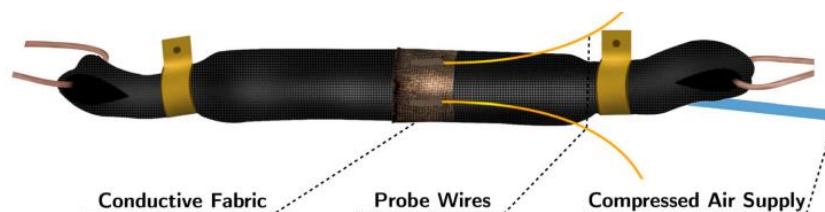


Fig. 1-33 A pneumatic artificial muscle with an inflation sensor [1-26]

#### 5) 光導波路を使用した収縮センサを統合した人工筋肉

漢陽大学校の Jamil らは空気圧人工筋肉に光導波路を統合することで、自己収縮をセンシング可能にした[1-27]. Fig. 1-34 に提案したセンサ付き人工筋肉の設計コンセプトと配置を示す. 光導波路は柔軟であり、人工筋肉の変形に応じて光の伝達損失が発生する. 光導波路は人工筋肉の外周に沿って配置される.

次に、空気圧や外部負荷を変えた状態で人工筋肉を駆動し、光導波路の光損失を測定した。光損失の変化は人工筋肉の収縮と高い相関があり、センサを用いることで正確にフィードバックできることも実証された。

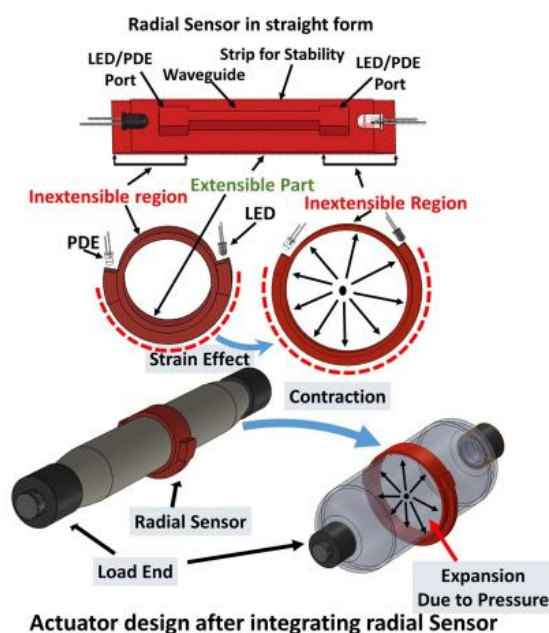


Fig. 1-34 Design concept and layout of the radial sensor with the LED/PDE attached and PAM actuator with the radial sensor [1-27]

#### 6) 液体金属を用いた柔軟センサを統合した人工筋肉

上海大学の Zhong らは人工筋肉に液体金属を用いた柔軟センサを統合した[1-28]. センサは、液体金属（ガリウム-インジウムスズ合金）とシリコン本体を組み合わせで作られている [1-27]. シリコン本体に液体金属を注入するための溝を設け、その溝に液体金属を流し込んでセンサを形成する。人工筋肉の膨張によりセンサが伸びると、液体金属の断面積が減少し、抵抗値が増加する。 Fig. 1-35 にセンサを統合した人工筋肉を示す。

人工筋肉を駆動させ、センサ内の液体金属の抵抗値を測定し、液体金属の抵抗変化を通じて、人工筋肉の収縮量を高精度で推定できることが確認された。閉ループ制御により、負荷がかかる場合でも収縮量を正確にフィードバックでき、提案したセンサの有用性が示された。

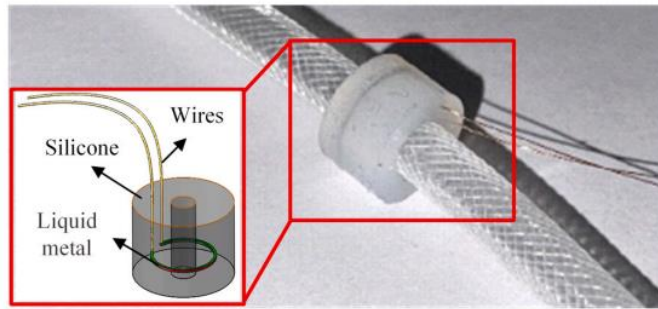


Fig. 1-35 Artificial muscle integrating flexible sensors with liquid metal [1-28]

・人工筋肉の構成要素である弾性体の形状を検知することで、間接的に変位を推定

1) マイクロチャネルを変位センサとする多層型人工筋肉

空気圧ゴム人工筋の特徴的な制約には、振る舞いが非線形であることが挙げられ、変位量の正確な予測や制御が困難となる。さらに、センシングには位置センサや力センサなど、制御用の外部測定デバイスを追加すると、システム全体が大規模複雑化してしまう。これらの問題を解決することを目的に、カーネギーメロン大学の Park らは、導電性流体を充填したマイクロチャネルを変位センサとする多層型ゴム人工筋肉の開発を行った[1-29]。

Fig. 1-36 に多層型人工筋肉の基本構造を示す。内層はケブラー繊維によって軸方向に強化されているため、圧縮空気を印加すると人工筋肉は径方向に膨張して軸方向に収縮する。外層には、マイクロチャネルがらせん状に埋設されており、マイクロチャネル内部には導電性流体（ガリウム・インジウム共晶）が充填されている。Fig. 1-37 に示すように人工筋肉が収縮すると、径方向の膨張により、マイクロチャネルが伸長し、マイクロチャネルの電気抵抗が増加する。この抵抗値変化を測定することで、人工筋肉の変位量を推定する。

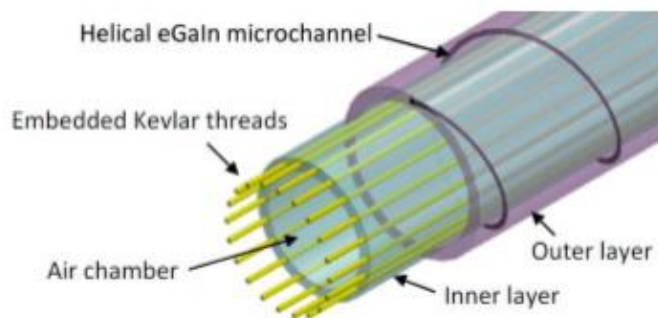


Fig. 1-36 Multi-layered elastomer tube design with embedded Kevlar threads and a helical microchannel [1-29]

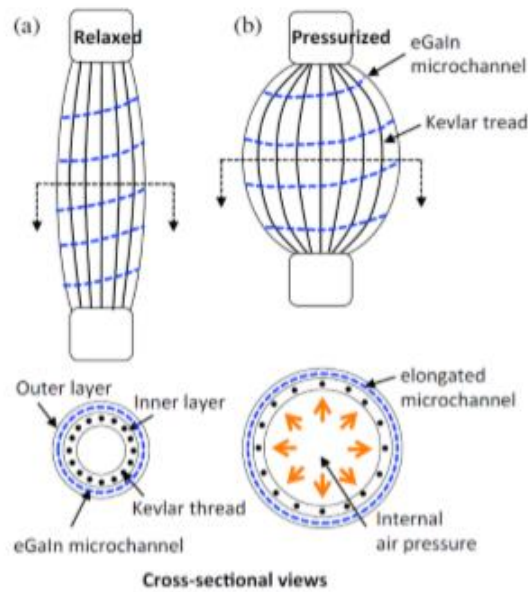


Fig. 1-37 Muscle behavior and sensing principle [1-29]

Fig. 1-38 に多層型人工筋肉外観と駆動の様子を示す。空圧印加時のマイクロチャネルは大きく形状変化していることが分かる。人工筋肉に空気圧を印加した時の変位量とセンサ出力の測定結果を Fig. 1-39 に示す。約  $0.5 \Omega/\text{mm}$  の感度で筋収縮の感知において高い直線性と低いヒステリシスを示した。結果より、線形で信頼度の高いセンサ応答を示し、マイクロチャネルを変位センサとする多層型人工筋肉の収縮量を推測できるセンサー一体型人工筋肉として有効であることが示された。

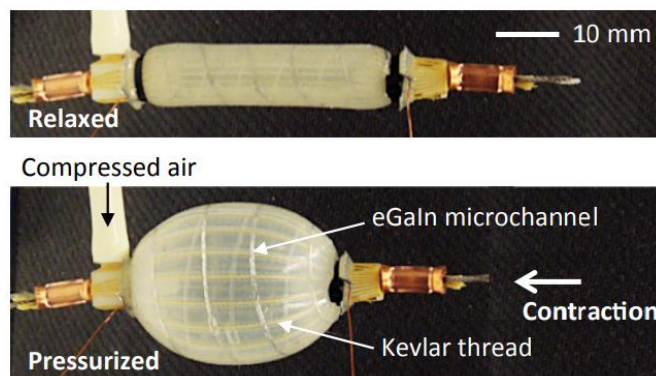


Fig. 1-38 Muscle prototype relaxed (top) and pressurized at 70 kPa (bottom) [1-29]

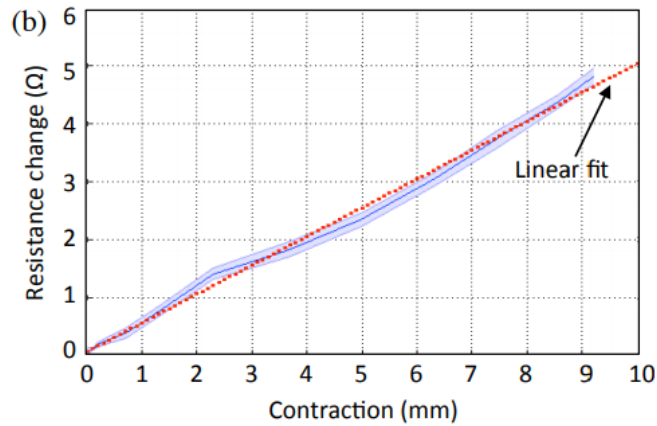


Fig. 1-39 Sensor characterization [1-29]

## 2) 光ファイバセンサを一体化した人工筋肉

コーネル大学の Ceron らは、自動刺繍機を用いて Kevlar™ 繊維をらせん形状に配置しシリコン膜に埋め込んだ人工筋肉を開発した[1-30].

この人工筋肉は、Fig. 1-40 に示すように自動刺繍機によって製作される。この際に繊維を固定するシートと仮止め用の糸には水溶性ポリビニルアルコールを使用する。そして、直径 90 mm の円形が彫られたプラスチック製の型にシリコン(Ecoflex00-10)を流し込み脱泡し固める。その後、自動刺繍機によって固定された繊維を型に入れシリコンを固める。そして、水道水を流し水溶性ポリビニルアルコールを溶かし、上からシリコンを流し込み、固める。最後に伸縮性光ファイバをアクチュエータの中心にらせん形状に配置された繊維を横切るように直線状に配置する。

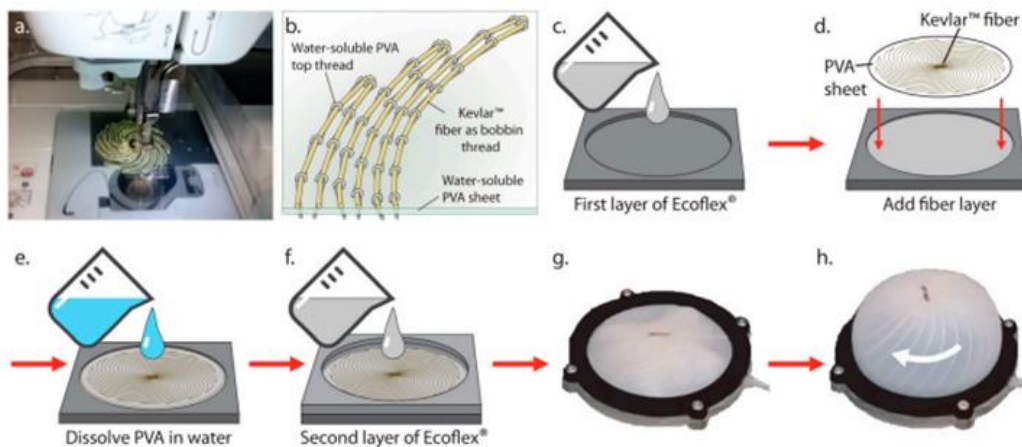


Fig. 1-40 Fiber embroidery of self-sensing soft actuators [1-30]

製作された人工筋肉は空気を印加することで、Fig. 1-40 に示すように膨張しながら回転駆動する。印加圧力と回転角度の関係を Fig. 1-41 に示す。3 種類の製作条件のうち、最大で 30 psi の空圧印加時にアクチュエータは約 170° 回転駆動した。

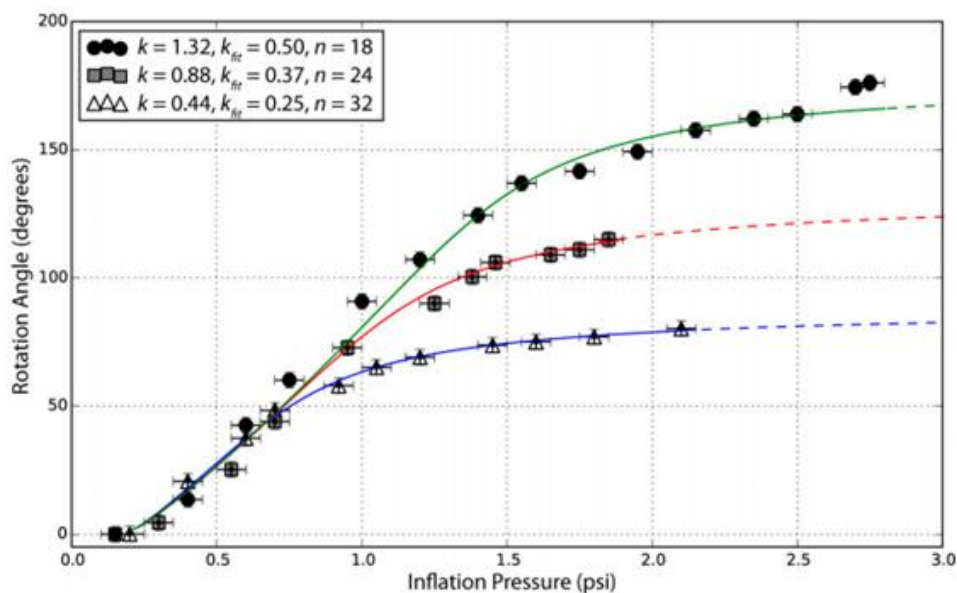


Fig. 1-41 The relationship between inflation pressure and rotation angle of soft actuator [1-30]

伸縮可能な光ファイバを湾曲センサとして使用することで、人工筋肉の形状を推定する。回転角度と光ファイバのセンサ出力の関係を Fig. 1-42 に示す。光ファイバのセンサ出力は一度大きくなった後に大きく減少した。センサ出力が一度大きくなるのは、人工筋肉に空圧を入れているときは光ファイバがたわんでいるためである。そのため、圧力を入れ始めると張力が発生することによって光ファイバが直線状になり、その後人工筋肉の回転によって湾曲するためセンサ出力が減少する。以上のことから、この人工筋肉の回転角度を推定することが可能である。

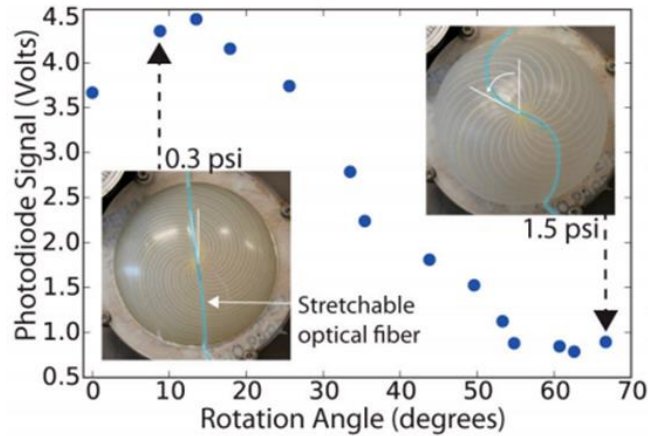


Fig. 1-42 The relationship between rotation angle and photodiode signal of soft actuator [1-30]

・人工筋肉の構成要素であるスリーブの形状変化を検知することで、間接的に変位を推定

1) 静電容量センサを複合した人工筋肉

ルーヴェン・カトリック大学の Legrand らは、人工筋肉の構成要素であるスリーブ繊維 2 本を導電性ワイヤに置換することで、静電容量センサを複合した人工筋肉を開発した[1-31]。2 本の導電性ワイヤは Fig. 1-43 のように配置する。各導電性ワイヤの片方にそれぞれ正圧・負圧を印加し、もう片方を開回路で互いに分離されている状態にする。これにより、両ワイヤ間に静電容量効果が生じる。空気圧を印加し、導電性ワイヤ間の距離は変化し、静電容量が変化する。導電性ワイヤを所望の位置に保持できるように、人工筋肉全体を液体シリコンゴム(Exoflex 00 50)でコーティングした。

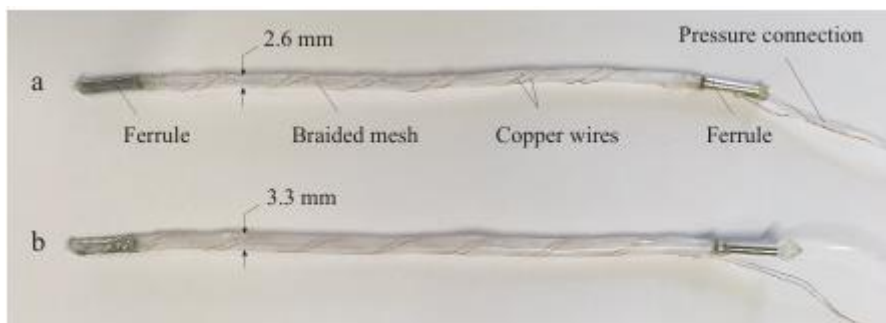


Fig. 1-43 An artificial muscle with an integrated capacitance sensor [1-31]

静電容量センサと並列に 10 kΩ の抵抗を配置し、インピーダンスアナライザの周波数を 179 kHz とし、静電容量を測定した。Fig. 1-44 に人工筋肉のセンサ値を示す。105 mm から 89.3 mm

までの範囲では、センサ値は長さに対して相関関係があるということを確認できる。このセンサを用いる場合、長さセンシングの範囲は人工筋肉全体の収縮範囲の80%になり、精度は収縮範囲の5%となる(無負荷)。次に、出力の解析モデルに基づいてセンサ値の校正を行った。校正した結果、センサの精度は収縮範囲の1.8%となった。無負荷の状態と比べ、負荷ありの状態におけるセンサの静電容量の値は低下することを確認した。これにより、約8%の誤差を生じる可能性がある。

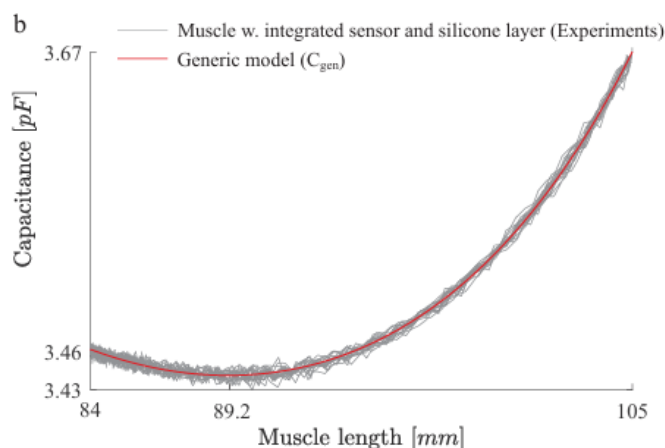


Fig. 1-44 Sensor characterization [1-31]

## 1.4 研究目的と特徴

従来の繊維強化型人工筋肉は、その製作プロセスが複雑であり、また、センサの実装手法が確立されておらず、手作業による個別製作に依存しているため、大量生産ができず、実用化への課題となっている。したがって、本研究では、動作の異なる3種類の繊維強化型人工筋肉(直動型人工筋肉、ねじれ型人工筋肉、湾曲型人工筋肉)の製作とセンサの実装に関するシンプルかつ効率的な新たな手法の確立を目的とする。

繊維強化型人工筋肉の製作手法については、日本伝統の組紐の製造技術を駆使することで、収縮動作、湾曲動作、ねじれ動作を実現する3種類の人工筋肉の自動化生産手法を確立する。繊維の種類や配置などを変えることで、一台の組紐製造機だけで3種類の人工筋肉の製作を実現する。この手法により、従来の手作業プロセスを大幅に簡略化し、安定した品質と生産性を両立する。さらに、人工筋肉のライブラリが充実され、応用範囲が広がる。

センサ統合に関しては、組紐製造技術と光ファイバセンシング技術を融合する。確立した繊

維強化型人工筋肉の製作手法を基盤に、人工筋肉のスリーブ繊維の一部を柔軟な光ファイバに置き換えることで、各人工筋肉の駆動量のセンシングを実現した。光ファイバがセンサ要素とアクチュエータ要素を兼ねた構造となっており、容易に大量に製作することができる。また、センサ素材として柔軟な光ファイバを使用しているため、人工筋肉の柔軟性を損なわず各種人工筋肉のセンシングを実現する。

これらの製作手法とセンシング方法の確立により、繊維強化型人工筋肉の低コスト化、生産性の向上、さらには高い機能性の実現が可能となる。本研究の成果は、各種ロボット、医療機器、リハビリテーション機器、パワーアシストスーツなど多様なアプリケーションの実用化、普及に寄与し、人々の生活の質向上や産業技術の発展に大きく貢献することが期待される。

## 1.5 本論文の構成

本論文は、全6章で構成されている。各章の内容は以下の通りである。

第1章では、本研究の研究背景を紹介し、従来の維強化型人工筋肉の製作手法およびセンサ機能の統合方法をまとめ、本研究の目的と特徴を述べた。

第2章では、本研究の基盤となる要素技術について述べた。まず、日本の伝統的な組紐技術を基にした製紐機の構造や駆動メカニズムについて紹介し、人工筋肉製作に利用した際の繊維の編角と製作パラメータの関係を導出する。また、光ファイバセンシング技術に着目し、光ファイバ曲げセンサのセンシング原理、構造について紹介し、基礎実験を行い、光ファイバセンサのセンシング範囲を明らかにする。

第3章では、直動型人工筋肉の製作手法および収縮変位センシング方法を提案する。先行研究に示した初期編角と最大収縮率の関係に基づき、製紐機を用いて収縮型（編角は  $54.7^\circ$  より小さいもの）、保持型（編角は  $54.7^\circ$  と等しいもの）、伸長型（編角は  $54.7^\circ$  より大きいもの）の計3種類の人工筋肉を製作し、収縮性能を実験的に評価する。また、収縮型人工筋肉の構成要素であるスリーブ繊維の一部を光ファイバに置き換え、人工筋肉の収縮変位センシングを実現する。さらに、光ファイバセンサを組み込んだ人工筋肉を用いたフィードバック制御実験を通じて、このセンサの有用性を実証する。

第4章では、ねじれ型人工筋肉の製作手法およびねじれ変位センシング方法を提案する。ねじれ型人工筋肉の動作に影響を及ぼすパラメータを把握するため、ねじれ角のモデル式を導

出する。製紐機に取り付けられる半分のボビンに使用される繊維を水溶性繊維とすることで、ねじれ型人工筋肉の製作プロセスを提案する。また、5 つ異なる条件でねじれ人工筋肉を製作し、ねじれ角のモデル式の妥当性と製作プロセスの有用性を示す。さらに、ねじれ型人工筋肉の構成要素であるスリーブ繊維の一部を光ファイバに置き換え、ねじれ変位センシングを実現する。

第5章では、湾曲型人工筋肉の製作手法および湾曲変位センシング方法を提案する。湾曲型人工筋肉を駆動する際の内径変化に着目し、湾曲型人工筋肉の初期編角と湾曲量の関係を導出する。また、製紐機を用い、拘束用の縦糸を人工筋肉のスリーブの側面に組み込むことで湾曲動作を実現する。さらに、縦糸を光ファイバとエナメル被膜銅線にすることで、人工筋肉の湾曲変位センシングを実現する。

第6章では、本研究で得られた成果をまとめ、今後の展望を述べる。

## 第2章 要素技術

本章では、本研究における基盤となる要素技術である組紐製造技術と光ファイバセンシング技術について紹介する。これら2つの要素技術は、本研究における人工筋肉の製作とセンサ統合を効率的かつ有効に実現するうえで不可欠な役割を果たしている。ここでは、それぞれの技術の基本的な原理と特性、ならびに本研究での活用について詳述する。

### 2.1 組紐製造技術

組紐製造は、日本の伝統的な繊維技術であり、古代から現代に至るまで長い歴史を持つ工芸である。その起源は約9000年前の縄文時代に遡り、縄文土器には撚り紐や三つ編みのような組紐の原型が見られ、平組系の技術がすでに確認されている[2-1]。飛鳥時代から奈良時代にかけて、中国や朝鮮から高度な染織技術が伝わり、日本の組紐も大きな進化を遂げた。これらの組紐は、武具や馬具、宗教用具、衣装装飾など多岐にわたって使用され、当時の職人技術の高さが窺える。室町時代の「七十一番職人歌合」から、当時すでに組師が一つの職業として存在していたことが分かる[2-2]。Fig. 2-1 に示すように組師は組台を使わない手法を用いていたが、江戸時代になると丸台や角台、高台などの組台と玉を用いる技法が用いられ、高度な技術が継承・発展し、現代に至っている。Fig. 2-2 に江戸時代の組紐作りの様子と角台を示す[2-1,3]。

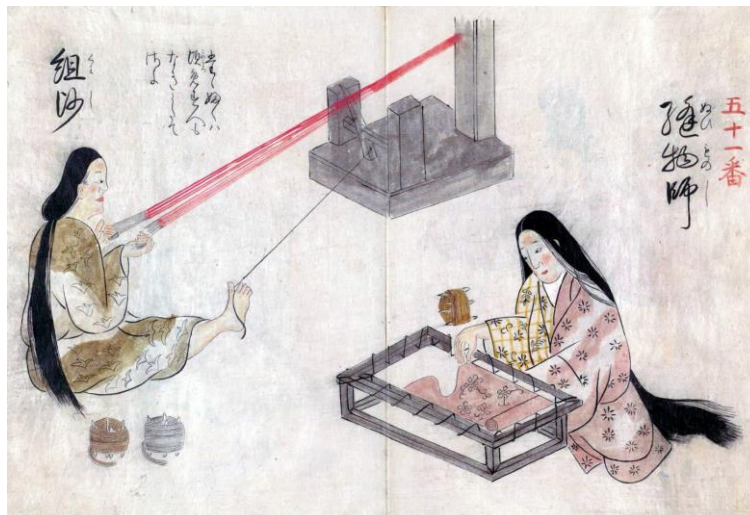


Fig. 2-1 Shichi-Ju-Ichiban Shokunin Uta-Awase Emaki, illustration of a braided cord maker (Left)

(Owned by the Imperial Household Agency Archives department)

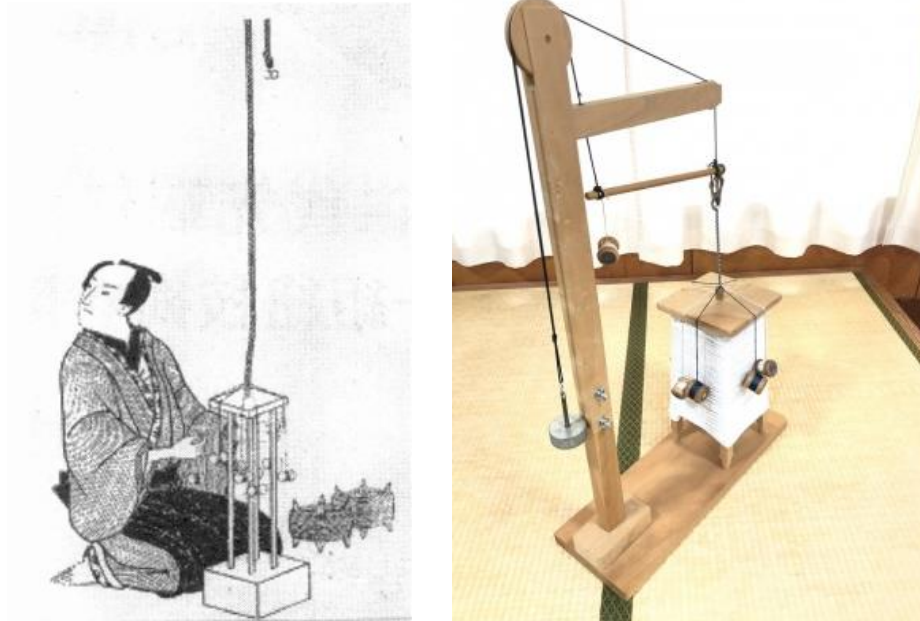


Fig. 2-2 Scene of a braided cord maker from the Edo Period (Left) and a corner stand (Right) [2-1,3]

近代になると、工業用組紐製造機（以下、製紐機（せいちゅうき）と略す）の実用化によって、組紐業は産業として成立するようになった。現代において、組紐はその美しさと機能性から、伝統と実用の両面で幅広く活用されている。和装の帯締めや羽織紐をはじめ、ネックレス、ブレスレットや髪飾りなどのアクセサリとして用いられる。さらに、靴紐やバッグの装飾紐、工業用のコード類としても実用性を発揮し、組紐の技術は日常生活のさまざまな場面で応用されている。

### 2.1.1 本研究で用いた製紐機

本研究では、Fig. 2-3 に示す製紐機を用いて人工筋肉を製作する。製紐機は、伝統的な組紐製造と同様に、複数の繊維を1本の紐に編み込む装置である。ただし、機械構造を用いることで、Fig. 2-3(e)に示すハンドルを回すといったシンプルな動作を行うだけで駆動できる。さらに、製紐機の下部に設置される電気モータで自動化した駆動も可能となる。

ここで、製紐機の構造について説明する。製紐機の全体像を Fig. 2-3(a)に示す。この製紐機は、Fig. 2-3(b)に示すホーンディスクと呼ばれる円環状の溝に沿って16個のボビンが右回りに、残りの16個のボビンが左回りに公転することで互いに交差し、ボビンに巻かれる繊維を Fig. 2-3(d)に示すように集積する。それと同時に、上にあるローラが繊維を引き上げることで、組紐を形成できる。

また、32本のスリーブ繊維と同時に、軸方向に直線状の縦糸を最大16本編み込むことができる。縦糸は Fig. 2-3(c)の下部に示すボビンからたるみ防止機構と上部の筒を経て引き上げられ、組紐に複合される。

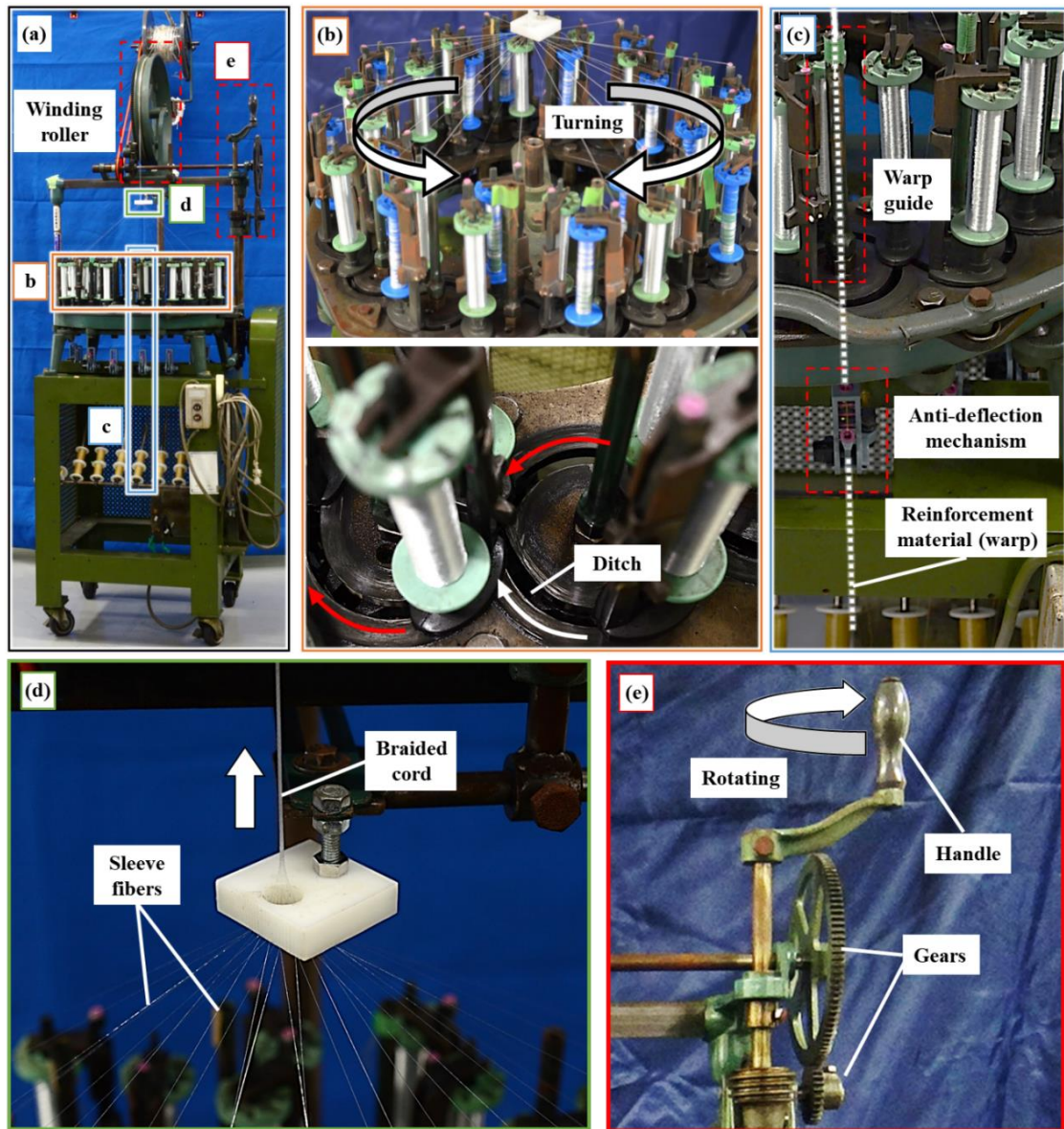


Fig. 2-3 Structure and Drive Mechanism of the braiding Machine

## 2.1.2 人工筋肉の初期編角の理論値

岡山大学の則次は製紐機を用いて人工筋肉を製作する手法を提案した。ゴムチューブなどの弾性体チューブを製紐機の編み込み部に挿入し、製紐機を駆動させることで、チューブの周りを編目均等なスリーブ繊維で覆うことが可能である[2-4]。

製紐機を用いて人工筋肉を製作する際は、巻取ローラ速度比を調整する Fig. 2-3(e)に示す歯車を変更することによって、初期編角 $\theta_0$ を任意に変更することができる。そこで、仕様に応じた初期編角 $\theta_0$ の人工筋肉を製作するために初期編角 $\theta_0$ と歯数比 $G$ の関係を導出する。

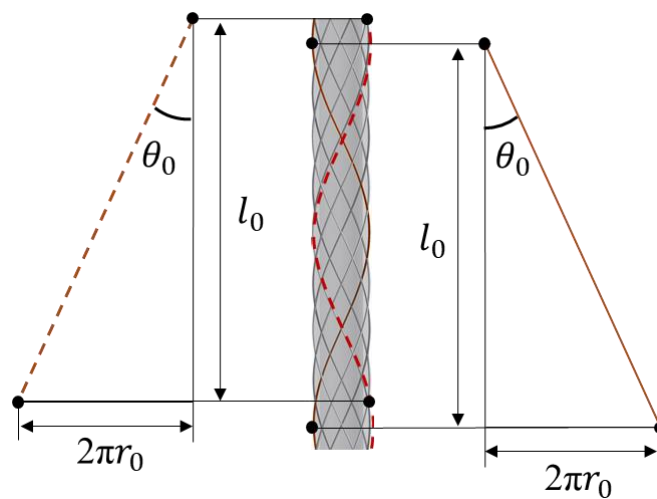


Fig. 2-4 Model of one pitch of braided fibers

スリーブ繊維は内部チューブの周りにらせん状に配置される。初期編角における1ピッチの展開図を Fig. 2-4 に示す。図赤実線と破線の方が異なる。人工筋肉のスリーブ繊維がチューブを一周する際の1ピッチの初期長さを $l_0$ 、人工筋肉断面の半径を $r_0$ とすると、初期編組角度 $\theta_0$ は Eq. (2-1)のように定義できる。

$$\theta_0 = \pm \tan^{-1} \left( \frac{2\pi r_0}{l_0} \right) \quad (2-1)$$

製紐機が内部チューブを巻き上げる速度を $V$ 、キャリアが内部チューブの周囲を1周する時間を $t_c$ とすることで Eq. (2-2)が得られる。

$$l_0 = Vt_c \quad (2-2)$$

キャリアが内部チューブの周囲を回転する角速度を $\omega$ とすると、Eq. (2-3)が成り立つ。

$$t_c = \frac{2\pi}{\omega} \quad (2-3)$$

Eq. (2-2) , Eq. (2-3)を Eq. (2-1)に代入すると、初期編角 $\theta_0$ は Eq. (2-4)で求められる。

$$\theta_0 = \pm \tan^{-1} \left( \frac{\omega}{V} r_0 \right) \quad (2-4)$$

ここで、内部チューブの径は一定であるため製紐機が内部チューブを巻き上げる速度とチューブを巻き上げる速度の比によって初期編角が決まることがわかる。巻き上げ速度  $V$  は歯数比  $G$  の変更により変速できるため、歯数比  $G$  が 1 のときの巻き上げ速度を  $v$  とすると、Eq. (2-5)が求められる。

$$V = Gv \quad (2-5)$$

Eq. (2-5)を Eq. (2-4)に代入すると、初期編角 $\theta_0$ は Eq. (2-6)で求められる。

$$\theta_0 = \pm \tan^{-1} \left( \frac{\omega}{v} \frac{r_0}{G} \right) \quad (2-6)$$

ここでキャリアの角速度 $\omega$ 、歯数比  $G$  が 1 のときの巻き上げ速度  $v$  は一定であるため、任意の初期編角 $\theta_0$ と人工筋の半径 $r_0$ の人工筋肉を製作するための歯数比  $G$  を求めることができる。なお、本研究で使用した製紐機では $\omega/v$ が 0.16 であることを確認している。

## 2.2 光ファイバセンシング

光ファイバ (Optical Fiber) は、光を伝送するための透明な材料で作られた細長い媒体で、通信やセンサ技術に広く利用されている。光ファイバには大きく分けて 2 種類のタイプがある。1 つ目は、シングルモードファイバ (SMF) と呼ばれるもので、非常に細いコアを持ち、光が 1 つの経路 (モード) で伝送されるタイプである。このファイバは長距離通信や高精度なデータ伝送に利用される。2 つ目は、マルチモードファイバ (MMF) で、コアが太く、複数の経路を通じて光が伝送されるため、短距離通信に適している。

光ファイバは通信分野以外にも、センサとして多岐にわたる応用が行われている。例えば、光ファイバに一定の波長を反射する特殊な構造を持たせたファイバブラッググレーティング (FBG) センサでは、歪みや温度の変化を検出できる。また、温度、音、角速度などの検出にも用いられる。

### 2.1.1 従来の光ファイバセンサ

光ファイバは光導波路の一種であり、湾曲する際、曲げ損失 (Bending loss) が発生する。この特性を利用した湾曲量を計測する装置が開発されている[2-5~7]。光ファイバ (光導波路) 自体の柔軟性により、ソフトアクチュエータのセンシングに適しており、流体圧駆動のソフトハンドの曲率計測に用いられる[2-8,9]。ファイバをコイル状、波線状にすることで、ソフトアクチュエータの変位を計測する研究もおこなわれている[2-10~12]。

東京工業大学の Masaya は Fig. 2-5 に示すように光ファイバをコイル形状に加工し、ねじれたコイル状ポリマ繊維 (TCPF) アクチュエータの変位センシングに用いた[2-10]。コイル状センサの長さ変化により、光ファイバの曲げ損失が変化し、光強度を計測することで、センサの長さを推定する。また、本論文の著者は Fig. 2-6 に示すように光ファイバを波線状に組紐状に集積した人工筋肉に通し、人工筋肉の変位センシングに用いた[2-11]。

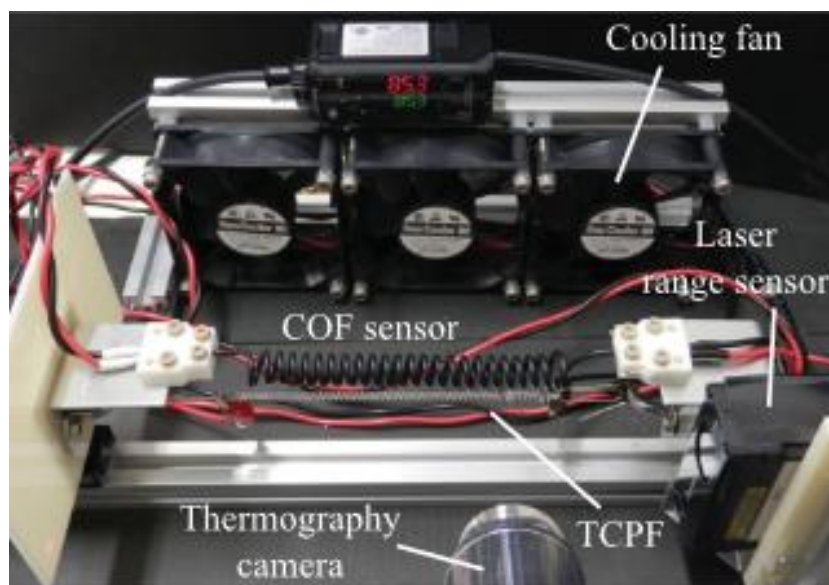


Fig. 2-5 Using a coiled optical fiber sensor for measuring displacement of artificial muscle[2-10]

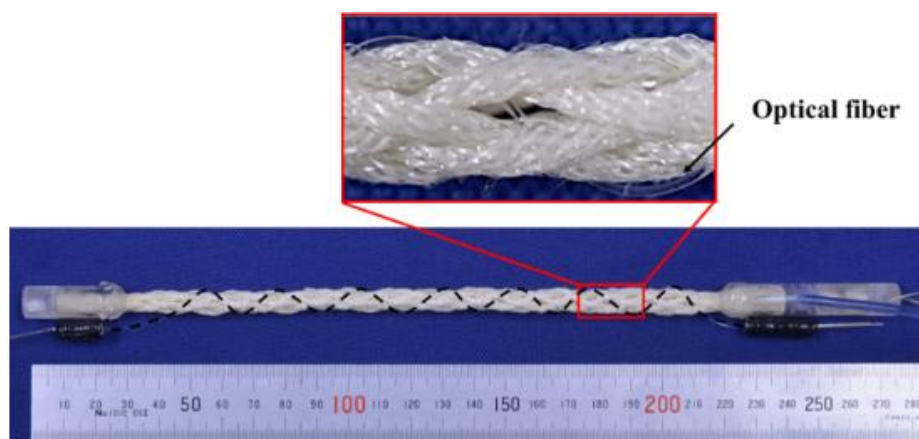


Fig. 2-6 Using a wavy optical fiber sensor for measuring displacement of artificial muscle[2-11]

## 2.1.2 本研究で用いた光ファイバセンサ

本研究では、SI型マルチモードファイバ（GCK-20E 0.5，三菱ケミカル）を組紐製造技術により人工筋肉に複合することで、変位センシングを試みる[2-13]。使用する光ファイバの直径は0.5 mmであり、柔軟で曲げることができるため人工筋肉への搭載が容易である。

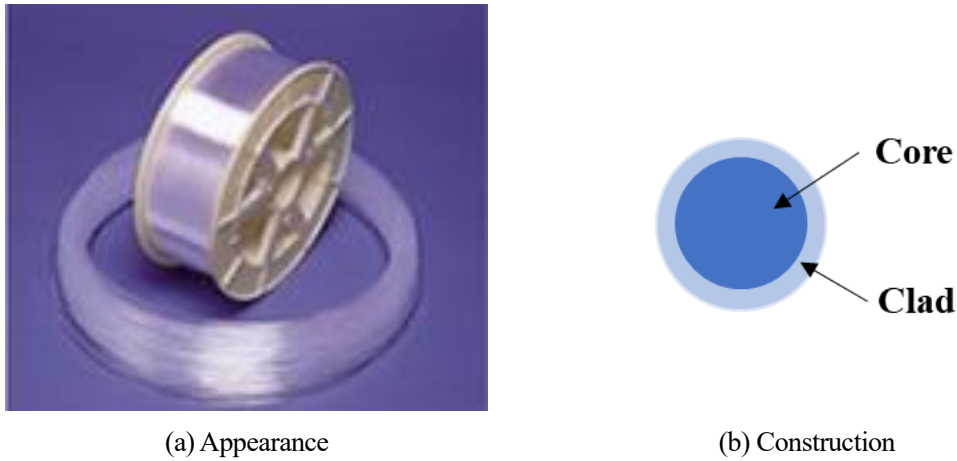


Fig. 2-7 Overview of the optical fiber

Fig. 2-7(b)に示すように、光ファイバはコア(core)と呼ばれる芯とその外側のコアよりも屈折率の低いクラッド(clad)と呼ばれる部分の2層構造となる。Fig. 2-8(a)に示すように、入射角 $\alpha_{in}$ が臨界角 $\alpha_{lim}$ より大きい場合、光ファイバに入射した光は全反射を繰り返しながらコア層内を伝播する。しかし、Fig. 2-8(b)に示すように、光ファイバが湾曲すると光の入射角 $\alpha_{in}$ が臨界角 $\alpha_{lim}$ より小さくなると、全反射が維持されなくなり、光ファイバ内を伝播していた光が外部に漏れだす。これが光ファイバの光の曲げ損失である。この性質により、光ファイバの曲率半径が小さくなるとそれに伴い光ファイバ内を伝播する光の量が減少する。

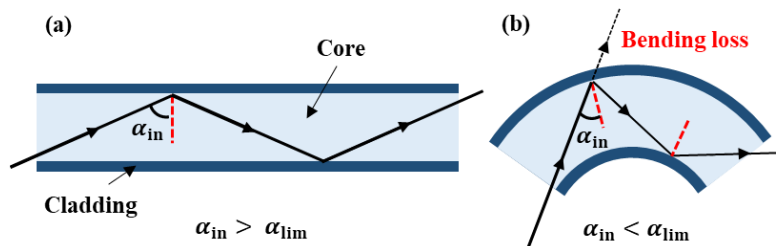


Fig. 2-8 Bending loss of the optical fiber in (a) linear and (b) bent states

光ファイバをセンサとして使用するためには一端に光を入射する発光部、もう一端に光量を測定する受光部が必要である。そこで、Fig. 2-9(a) に示すように、発光部として緑色 LED(C503B-GEN-CB0F0791, Cree LED)、受光部として Photo IC Diode (S13948-01SB, 浜松ホトニクス) を使用した。Photo IC Diode はセンサ部に入射する光量が大きいほど、流れる電流が大きくなる電子部品である。電子部品は、3D プリンタ (Raise3D E2, Japan 3D Printer Corporation) を使用して

製作された黒色の遮光部品に取り付けられ、外部光の影響を防ぐためにアルミテープで覆われる。

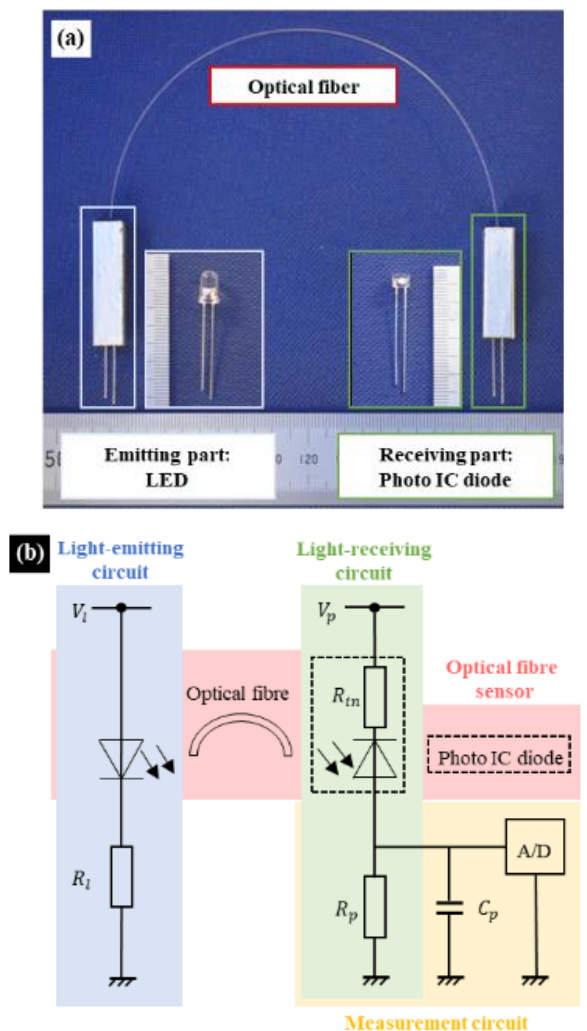


Fig. 2-9 Optical fiber sensor: (a) appearance and structure; (b) the electrical circuit

Fig. 2-9(b)は、本研究で使用した電気回路を示している。この回路では、Photo IC Diode に直列接続された抵抗 $R_p$ にかかる電圧を光ファイバセンサの出力として定義した。この回路は、発光回路、受光回路および計測回路の3つの部分に分けられる。発光回路では、緑色LEDの保護抵抗 $R_l$ を $200\Omega$ に設定し、供給電圧 $V_l$ を調整した。受光回路では、Photo IC Diodeの供給電圧 $V_p$ を $5\text{ V}$ に設定し、直列接続された抵抗 $R_p$ はデータシートの仕様に従い $1\text{ k}\Omega$ に設定された。計測回路では、Photo IC Diodeに直列接続された抵抗 $R_p$ の出力電圧を、アナログ入力ボード(AD)を介してパソコン(PC)で測定した。また、出力ノイズを抑制するため、抵抗に並列にコンデンサ $C_p$ を接続した。

光ファイバセンサの出力は、光ファイバが曲げられていない状態での基準出力 $V_0$ として定義される。出力電圧を $V_{out}$ 、曲げられた光ファイバの長さを $L$ 、1メートルあたりの曲げ損失を $a$ とすると、デシベル単位で Eq. (2-7)のように定量化される。

$$a = \frac{20}{L} \log_{10} \frac{V_0}{V_{out}} \quad (2-7)$$

この定義によると、光ファイバが曲げられていない場合、曲げ損失 $a$ は0となり、出力電圧 $V_{out}$ が減少すると $a > 0$ となる。曲げに対する光ファイバの単位長さあたりの曲げ損失の変化を測定した結果を Fig. 2-10 に示す。本研究で使用した光ファイバは、曲率半径が150 mm 未満の場合に曲げ損失が発生することが観察された。一方、曲率半径が150 mm を超えると曲げ損失は一定となり、センサにデッドゾーンが生じる結果となった。

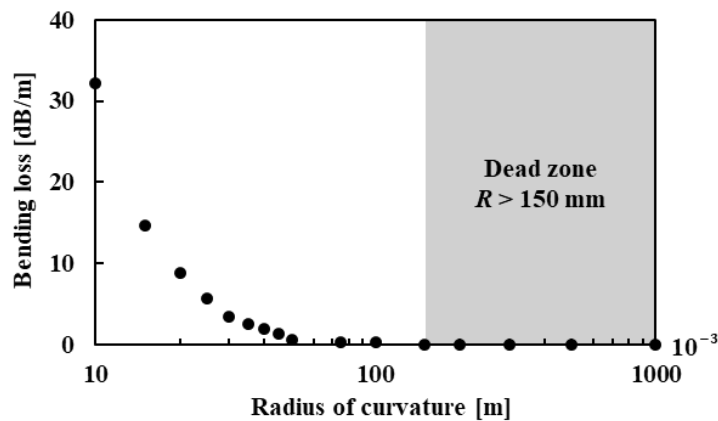


Fig. 2-10 Relationship between the radius of curvature and bending loss from sensor output

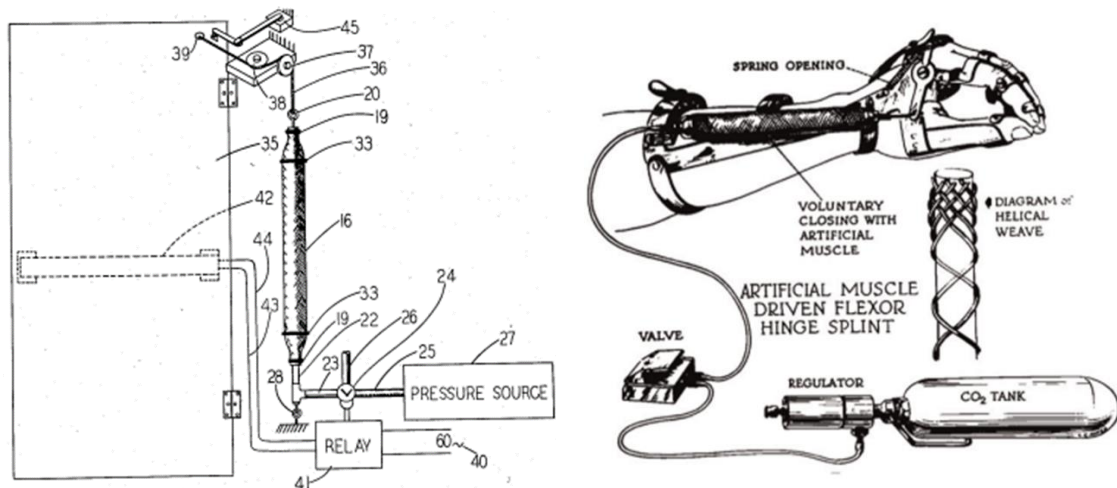
## 2.3 まとめ

本章では、本研究における基盤技術である組紐製造技術と光ファイバセンシング技術について、その基本的な原理や特徴を概説した。組紐製造技術においては、日本の伝統的な工芸としての歴史、本研究に用いた工業用組紐製造機の構造と駆動や人工筋肉の製造に活用する際の製作パラメータ（ギヤ比）と人工筋肉の編角との関係について詳述した。また、光ファイバセンシング技術では、光ファイバの基本構造と原理、特に光の曲げ損失を利用したセンサとしての特性を示し、本研究で使用したセンサシステム的设计やその出力特性を紹介した。

### 第3章 直動型人工筋肉の製作手法とセンシング

本章では、直動型人工筋肉の簡易モデルを導出し、初期編角と人工筋肉の動作の関係を示す。また、製作手法とその製作手法を用いて製作した人工筋肉の特性を紹介する。さらに、センサ機能の付与とフィードバック制御の結果について述べる。

McKibben 型人工筋肉は代表的な直動型人工筋肉であり、1958年に R. H. Gaylord によって発明され、ピストンやシリンダなどの従来のアクチュエータと比べ、小型、安価でストローク制御が容易などの利点を有する空気圧アクチュエータである [3-1]。Fig. 3-1(a)に当時の McKibben 型人工筋肉を用いたモータシステムを示す。また、McKibben 型人工筋肉は1960年代に義肢のアクチュエータとして応用さされていた [3-2]。Fig. 3-1 (b)に McKibben 型人工筋肉を用いた義手の概要を示す。



(a) McKibben artificial muscle  
and motor system based on it [3-1]

(b) Prosthetic limbs that used  
McKibben artificial muscle [3-2]

Fig. 3-1 Invention and initial application of McKibben artificial muscle

McKibben 型人工筋肉は繊維で編んだスリーブと膨張可能なチューブで構成され、柔軟な材料と空気圧駆動に起因する高い安全性を有している。Fig. 3-2 に McKibben 型人工筋肉の構造と駆動原理を示す。ゴムチューブをらせん状に覆うように繊維が配置され、スリーブと軸方向のなす角を編角  $\theta$  と定義する。特に初期状態の編角を初期編角  $\theta_0$  とする。Fig. 3-2 に示すように、ゴムチューブに空気圧を印加すると、径方向への膨張に伴ってスリーブの編角がパンタグラフ

機構のように変化し、人間の筋肉のように軸方向に収縮する。

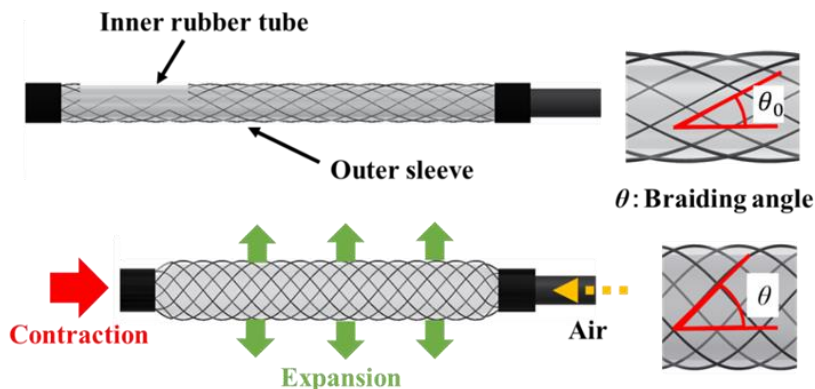


Fig. 3-2 Structure and driving principle of McKibben artificial muscle

### 3.1 簡易モデル

McKibben 型人工筋肉の理論発生力 $F$ は、Schulte 氏が定義した Eq. (3-1)で算出される[3-3]. ただし、この理論式を導出する際には、McKibben 型人工筋肉駆動時に左右にある非円筒の変形、ゴムチューブの厚みなどを無視し、McKibben 型人工筋肉を肉厚がない円筒形としてモデル化しているため、実際の収縮力と一致しないことが多い。

$$F = \frac{\pi}{4} D_0^2 P \left( \frac{1}{\sin \theta_0} \right)^2 \{ 3(1 - \varepsilon)^2 \cos^2 \theta_0 - 1 \} \quad (3-1)$$

ここで、 $D_0$ はゴムチューブ初期直径、 $P$  は印加圧力、 $\theta_0$ はスリーブの初期編角、 $\varepsilon$  は収縮率を示している。Eq. (3-1) より、McKibben 型人工筋の発生力は初期編角 $\theta_0$ に依存することが分かる。また、ゴムチューブの初期直径 $D_0$ 、印加圧力 $P$ を大きくすることで、McKibben 型人工筋の発生力を大きくすることができる。 $F = 0\text{ N}$ になったとき、McKibben 型人工筋肉が収縮できなくなり、その際の収縮率 $\varepsilon_{\max}$ は最大になる。 $F = 0\text{ N}$ とすることで、 $\varepsilon_{\max}$ は

$$\varepsilon_{\max} = 1 - \frac{1}{\sqrt{3} \cos \theta} \quad (3-2)$$

で表すことができる[1-19]. Eq. (3-2) をグラフに直すと, Fig. 3-3 のように表すことができる.

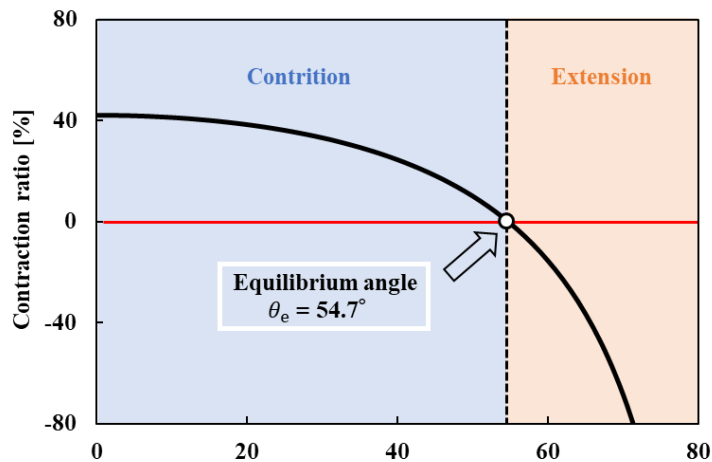


Fig. 3-3 Relationship between initial braiding angle and maximum contraction ratio (Theoretical)

$\epsilon_{\max}$  を 0 とすることで, 理論上の均衡角  $\theta_e = 54.7^\circ$  が得られる. 初期編角  $\theta_0$  は均衡角  $\theta_e = 54.7^\circ$  より小さいとき, 最大収縮率  $\epsilon_{\max}$  は 0 より大きくなり, McKibben 型人工筋肉は収縮動作を行い, 均衡角  $\theta_e = 54.7^\circ$  より大きいとき, 最大収縮率  $\epsilon_{\max}$  は 0 より小さくなり, 人工筋肉は伸長動作を行う. また, 初期編角  $\theta_0 = 54.7^\circ$  の際, 最大収縮率  $\epsilon_{\max}$  は 0 となり, McKibben 型人工筋肉は空気圧によらず変位が発生しないことがわかる.

## 3.2 製作手法

第 2 章の 2.2.1 節で紹介された製紐機を用いて人工筋肉を製作し, ゴムチューブなどの弾性体を繊維の収束部に挿入し, 製紐機を駆動すると, Fig. 3-4 に示すようにゴムチューブの周りを隙間均等なスリーブで覆うことができ, McKibben 型人工筋肉の構造となる.

ギヤ比をそれぞれ 0.773, 0.280, 0.160 にして,  $28.2^\circ$ ,  $54.7^\circ$ ,  $67.5^\circ$  の人工筋肉を製作した. Fig. 3-5 に各人工筋肉の外観とスリーブの拡大図を示す. ギヤ比の増加に伴い, スリーブ繊維が密に編まれていることがわかる. また, ギヤ比を変更することで, 人工筋肉の編角を変更することが可能であることを確認した.

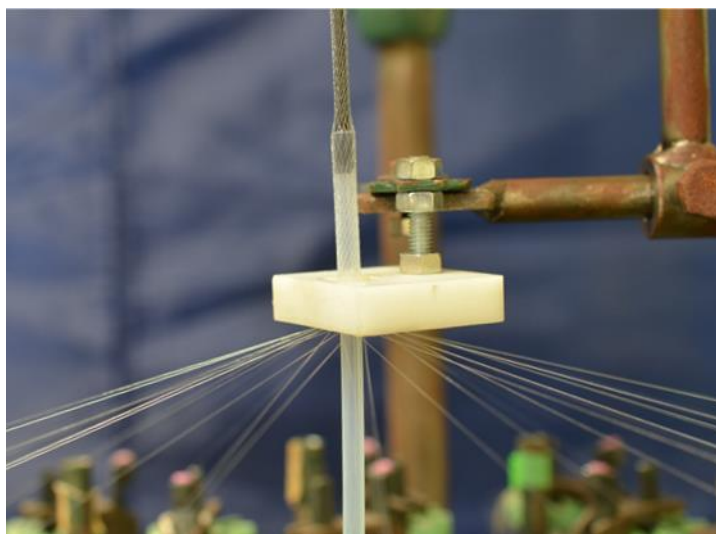


Fig. 3-4 The fabrication of artificial muscles

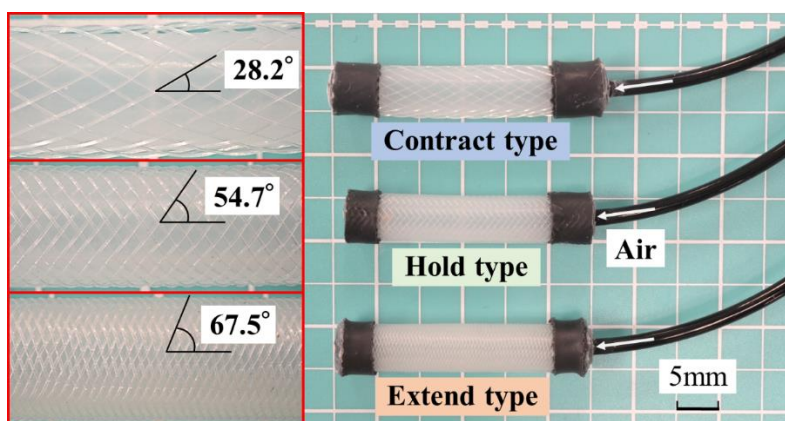


Fig. 3-5 The fabricated artificial muscles

### 3.3 評価方法及び特性

初期編角 $\theta_0$ の異なる McKibben 型人工筋肉 A, B, C を製作し、それぞれの初期編角は均衡角  $\theta_e = 54.7^\circ$  より小さいもの、 $54.7^\circ$  に等しいもの、 $54.7^\circ$  より大きいものである。製作した人工筋肉に空気圧 $P_{\text{atm}} = 0 \text{ kPa}$ ,  $P_1 = 100 \text{ kPa}$ ,  $P_2 = 200 \text{ kPa}$ ,  $P_3 = 300 \text{ kPa}$  を印加した際の様子を Fig. 3-6 に示す。

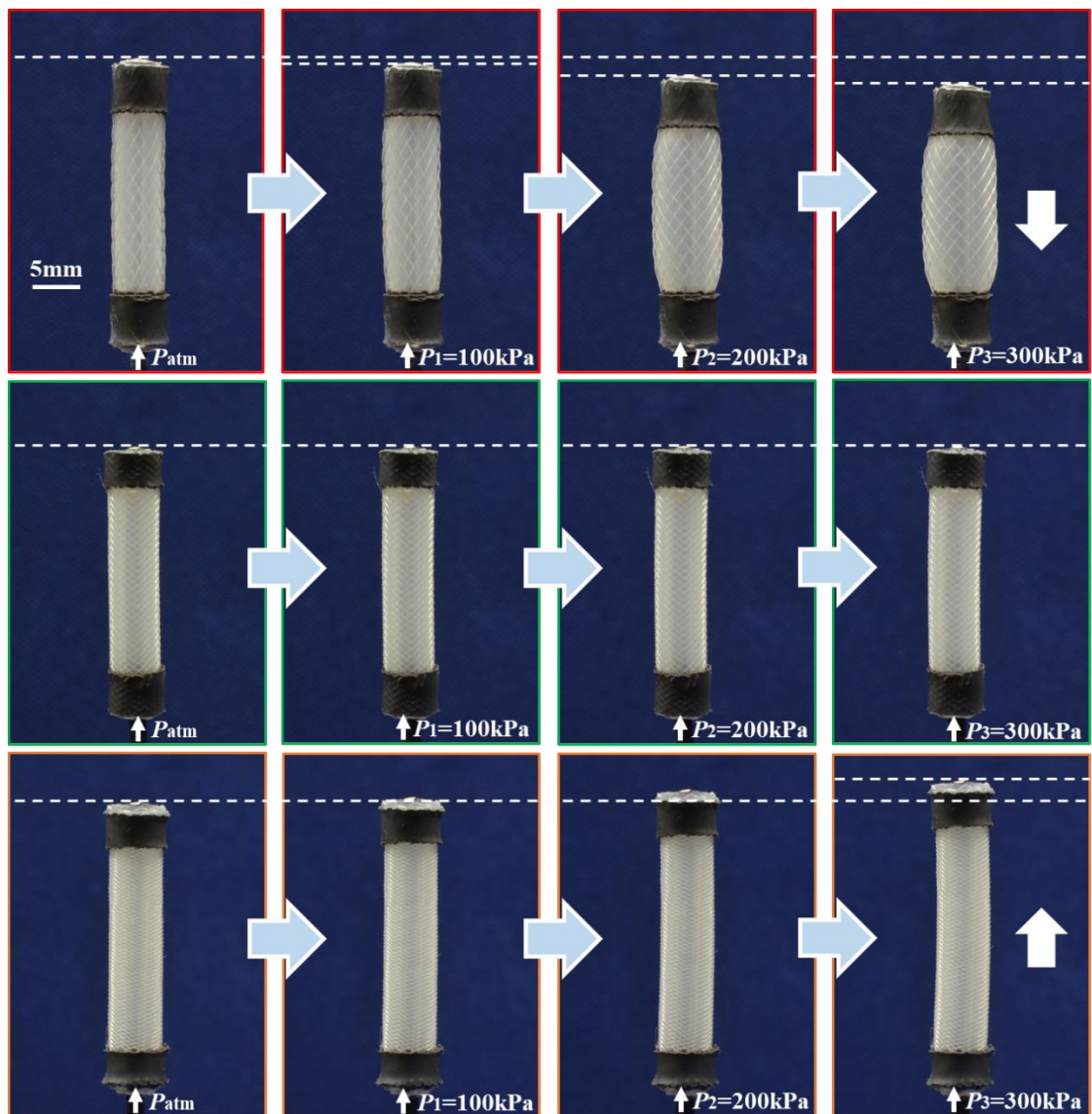


Fig. 3-6 The movement fabricated artificial muscles

画像解析ソフトを用いて人工筋肉の編角，長さ，収縮率を調べた．Table 3-1 に各人工筋肉の基礎情報を示す．各人工筋肉を製作する際に用いたギヤの比とゴムチューブの半径 2.5 mm を第 2 章の 2.1.2 節の Eq.(2-6)に適用して導出した理論上の編角と，計測した実際の編角を比較した結果，人工筋肉の編角のずれが小さいことがわかる

また，人工筋肉 A ( $\theta_0 < \theta_e$ ) は 14.0%収縮し，人工筋肉 B ( $\theta_0 \doteq \theta_e$ ) はほぼ収縮しない，人工筋肉 C ( $\theta_0 > \theta_e$ ) は 9.7%伸長した．Fig. 3-3 と同じ傾向を示すが，人工筋肉 A, C は最大収縮率に達してなかったことがわかる．これは，最大印加圧力が最大収縮率に至るまで必要な圧力に

達していないことに加え、スリーブ繊維間やスリーブ繊維とゴムチューブ間の摩擦に起因するものだと推察する[3-2].

Table 3-1 Parameters of each artificial muscle

Muscle	Braiding angle (Theoretical)	Braiding angle (Actual)	Length	Contraction ratio
A	27.4° (Gear ratio 0.773)	28.2°	20 mm	14.0%
B	55.0° (Gear ratio 0.280)	54.7°	20 mm	0%
C	68.2° (Gear ratio 0.160)	67.5°	21 mm	-9.7%

### 3.4 変位センシングの実現

本研究では、直動型人工筋肉 (McKibben 型人工筋肉) の変位センシングを実現するために、人工筋肉の構成要素であるスリーブ繊維の一部を光ファイバに置換し、光ファイバの曲げ損失を利用して変位を推定する。この新たに開発した人工筋肉は、次の3つの特徴を持つことから、光ファイバ型スマート人工筋肉 (Optical fiber-based smart artificial muscle) と呼ぶ。

**スマートな構造:** McKibben 型人工筋肉のスリーブ繊維の一部を光ファイバとエナメル被覆銅線に置き換える。その結果、センサ要素およびその電源供給銅線がアクチュエータの駆動要素としても機能する。

**自己変位センシング:** 光ファイバの一端に発光ダイオード (LED) を内蔵した発光器を接続し、もう一端に Photo IC diode を内蔵した受光器を接続する。光ファイバを通過する光量の変化を、Photo IC diode と直列に接続した抵抗の両端電圧で測定する。抵抗の両端電圧がスマート人工筋肉の収縮度合いに応じて変化することを確認し、センサ出力に基づいて人工筋肉の変位を推定する。

**スマートな製造方法:** スマート人工筋肉のスリーブは、駆動要素、センサ要素、および配線要素を兼ね備えており、製紐機を用いることで容易に製造できる。

本節では、スマート人工筋肉の変位センシングの原理を紹介する。また、スマート人工筋肉の製作方法と特性を紹介する。最後は、スマート人工筋肉の有用性を示すために、フィードバック制御実験を行い、評価した。

### 3.4.1 センシング原理

スマート人工筋肉が収縮した際の、人工筋肉に編み込まれた光ファイバの曲率半径を導出する。ゴムチューブの周囲を一周するスリーブ繊維に着目すると、Fig. 3-7のような関係になる。

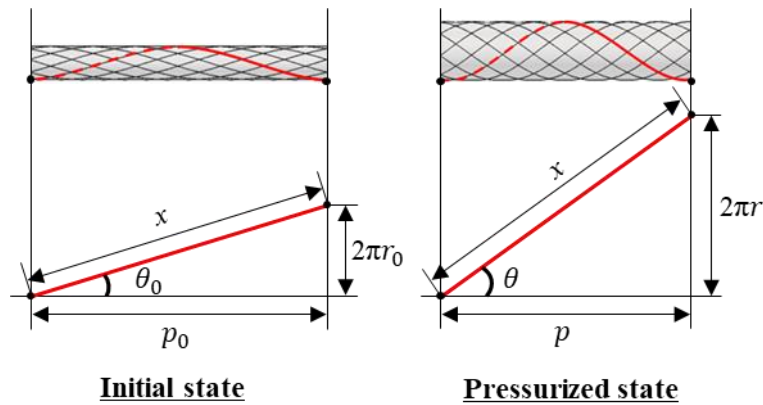


Fig. 3-7 One pitch of McKibben artificial muscle

人工筋肉が駆動する際はスリーブ繊維にひずみが発生しないと仮定すると、1 ピッチ分スリーブ繊維の長さ $x$ は

$$x = \frac{p_0}{\cos\theta_0} \quad (3-3)$$

で与えられる。ここで、 $\theta_0$ は人工筋肉の初期編角、 $p_0$ はスリーブ繊維1ピッチ分に対する細径スマート人工筋肉初期長さである。また、Fig. 3-7からピッチの間隔 $p$ と人工筋肉の半径 $r$ は

$$p = \frac{p_0 \cos\theta}{\cos\theta_0} \quad (3-4)$$

$$r = \frac{p_0 \sin\theta}{2\pi \cos\theta_0} \quad (3-5)$$

で与えられる。

Eq. (3-4), Eq. (3-5)を螺旋形状における繊維の曲率半径 $R$ の計算式

$$R = \frac{4\pi^2 r^2 + p^2}{4\pi^2 r} \quad (3-6)$$

に代入し整理する人工筋肉に編み込まれた光ファイバの曲率半径 $R_{opt}$ は

$$R_{opt} = \frac{p_0}{2\pi \sin\theta \cos\theta_0} \quad (3-7)$$

で与えられる。また、人工筋肉の収縮率 $\varepsilon$ を

$$\varepsilon = 1 - \frac{p}{p_0} \quad (3-8)$$

と定義する。Eq. (3-4)を代入し整理すると、編角の余弦 $\cos\theta$ は

$$\cos\theta = (1 - \varepsilon)\cos\theta_0 \quad (3-9)$$

で表せ、正弦に書き直すと

$$\sin\theta = \sqrt{1 - (1 - \varepsilon)^2 \cos^2\theta_0} \quad (3-10)$$

になる。Eq. (3-10)をEq. (3-7)に代入すると、光ファイバの曲率半径 $R_{opt}$ は

$$R_{opt} = \frac{p_0}{2\pi \cos\theta_0 \sqrt{1 - (1 - \varepsilon)^2 \cos^2\theta_0}} \quad (3-11)$$

で表すことができる。人工筋肉が収縮駆動すると収縮率 $\varepsilon$ は大きくなり、かつ1[-]を超えることがないため、光ファイバの曲率半径 $R_{opt}$ は小さくなる。つまり、人工筋肉が収縮駆動する際は、センサ出力は低下する。

### 3.4.2 製作と評価

本研究では、センサ機能を有する人工筋肉のスリーブを、第2章の2.2.1節で紹介した製紐機を用いて製作する。光ファイバは赤色のボビン2つに巻き付け、銅線は青色のボビン2つに巻き付け、テトロンモノフィラメントは残りのボビンに巻き付ける。Fig. 3-8に、人工筋肉のスリーブを製作する際の様子を示す。アクリル製の棒を繊維の中心に取り付け、この棒を引き上げる際にスリーブ繊維を編み込む。このプロセスにより、棒は均等に編まれたスリーブで覆われる。繊維が編み込まれていることを明確に示すために、透明なアクリル棒の一部を黒インクで着色した。写真から透明な光ファイバ2本とオレンジ色のエナメル被膜銅線がテトロンモノフィラメント繊維と一緒にスリーブとして編み込まれていることがわかる。

製紐機を用いてスリーブを製作した後、光ファイバの螺旋形状を維持するために、定温乾燥炉を使用して70°Cで10分間熱処理を行う。熱処理後、スリーブを棒から取り外し、内径4mm、外径5mmのゴムチューブを挿入する。その後、人工筋肉を駆動するための空気圧を印加できるように末端処理を行う。本研究で使用した駆動用ゴムチューブは、液体シリコンゴム (Ecoflex 00-30, Smooth-On Inc.) を用いて樹脂型を用いて製造したものである。Fig. 3-9に製作したゴムチューブの外観を示す。

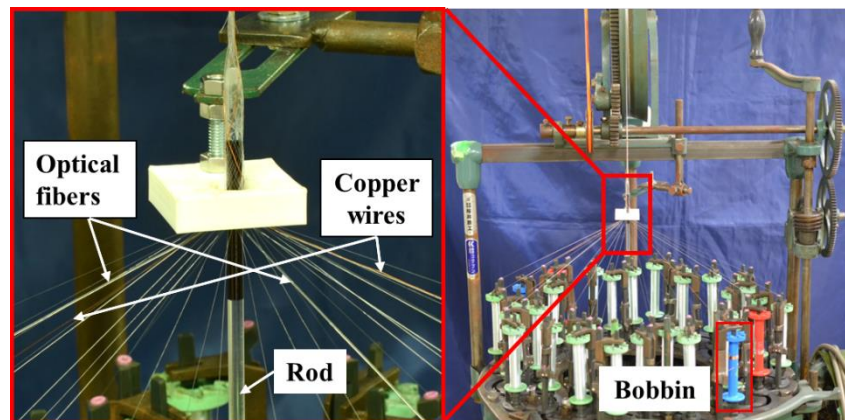


Fig. 3-8 Fabrication of the sleeve of the optical fiber-based smart artificial muscle (OSAM) using a braiding machine



Fig. 3-9 The fabricated rubber tube

最終的に、光ファイバの両端にそれぞれ光の発光器と受光器を取り付け、センサとして機能させるために光ファイバ内を伝播する光量を測定する。Fig. 3-10 に光ファイバセンサを複合した人工筋肉の外観と構造を示す。光ファイバ1本のみを使用したか、人工筋肉には2本の光ファイバを使用する。1本は時計回りに編み込み、もう1本は反時計回りに人工筋肉に編み込む。これは、光ファイバ1本のみでは非対称性により、収縮時に筋肉が捻れる現象が生じたためである。

さらに、光ファイバに加えて、電源供給ラインとして機能するエナメル被覆銅線2本もスリーブに組み込んでいる。これにより、電気配線がアクチュエータの駆動を妨げることはなく、スマート人工筋肉をアプリケーションのアクチュエータとして応用する際、デバイス設計が容易になる。本研究では、組紐製造技術を利用することで、これらのセンサ要素と電源供給用銅線をアクチュエータの駆動要素としても機能させることが可能となる。

スマート人工筋肉に使用されるゴムチューブの外径は5 mm であり、光ファイバの直径が0.5 mm であることを考慮すると、初期状態におけるスリーブの半径 $r_0$ は2.75 mm となる。製作したスマート人工筋肉の初期編角 $\theta_0$ は $30^\circ$  であり、負荷を1 N に設定した場合の最大収縮率は18.8%である（本節の最後の駆動実験で示す）。これらのパラメータをEq. (3-11)に代入すると、製作されたスマート人工筋肉における光ファイバ複合材の曲率半径の変化範囲は7.7~11.0 mm となる。この範囲は、第二章のFig. 2-10 に示された光ファイバセンサのゼロゾーンには含まれない。

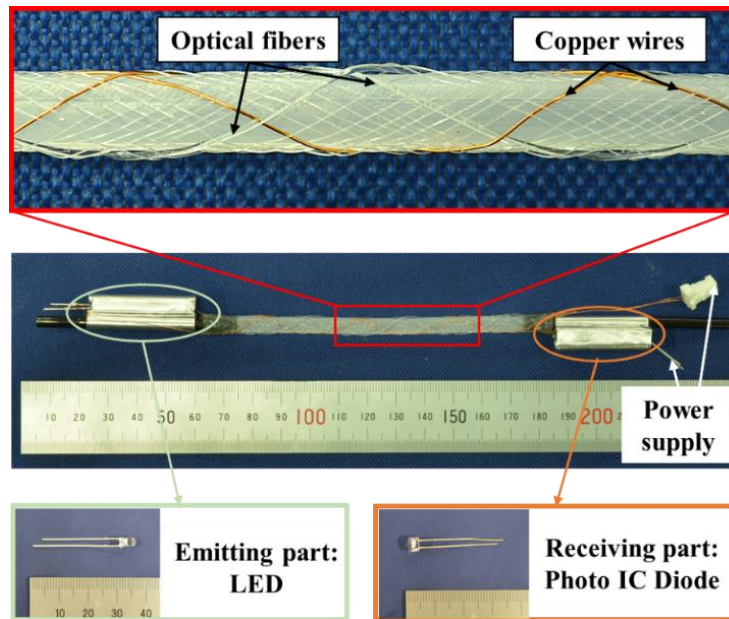


Fig. 3-10 The appearance of the optical fiber-based smart artificial muscle (OSAM)

製作したスマート人工筋肉の特性を明らかにするために、実験システムを構築した。Fig. 3-11 に実験システムの概要を示す。PC からの出力信号をインターフェースボード(AIO-160802GY-USB, CONTEC)上にあるデジタル/アナログ(D/A)変換器を介した比例した空気圧を電空レギュレータ(ITV0010-2CS, SMC)でスマート人工筋肉に印加する。空圧計の出力はインターフェースボード上にあるアナログ入力ボード(A/D)を介して PC で取得する。また、スマート人工筋肉のセンサ特性を評価するために、レーザ変位計(HG-C1200-P, Panasonic)を用いることでスマート人工筋肉の実際の変位を測定する。レーザ変位計と Photo IC Diode からの信号はアナログ入力ボード(A/D)を介して PC で取得する。実験では、スマート人工筋肉の自重によるたわみを無くし安定した駆動ができるように、負荷を取り付けている。

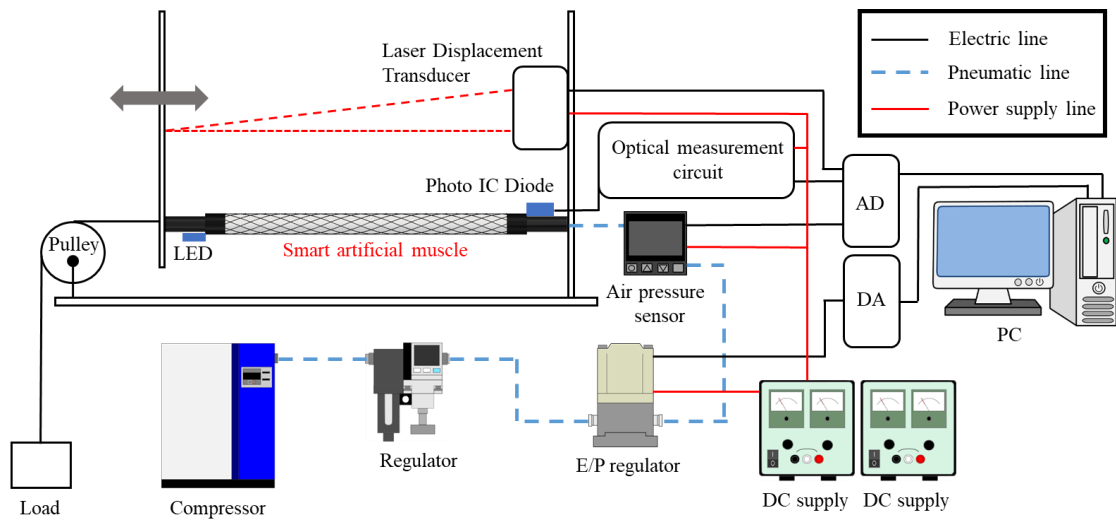


Fig. 3-11 The experimental system

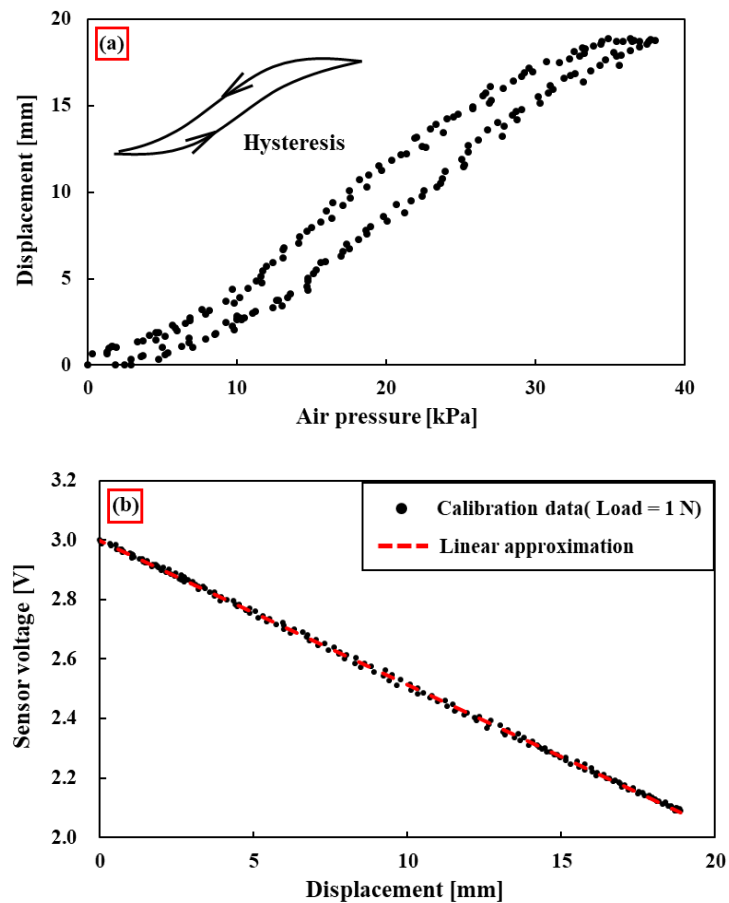


Fig. 3-12 Static Characteristics of Smart Artificial Muscle: (a) relationship between air pressure and displacement; (b) relationship between displacement and sensor output

スマート人工筋肉にかかる空気圧は 0 から 38 kPa まで変化させ、その後 0 kPa に減圧した。負荷は 1 N にした。また、発光部の電源電圧を調整することで、空気圧を印加していない状態（初期状態）でのセンサ出力が 3 V になるようにした。Fig. 3-12(a)は、圧力に対する人工筋肉の変位を示す。結果から、1 N で 38 kPa の空気圧が加えられた際、スマート人工筋肉が 18.8% 収縮したことが示された。Fig. 3-12(b)は、変位に対する光ファイバセンサの出力を示す。結果から、センサ値が変位とともに線形的に減少し、ヒステリシスが微小であることが確認された。したがって、このセンサ値を使用して人工筋肉の変位を推定することが可能であると考えられる。

### 3.4.3 変位フィードバック制御

開発したスマート人工筋肉の有用性を示すために、光ファイバセンサを用いて変位フィードバックを行った。ブロック線図を Fig. 3-13 に示す。この制御系では、スマート人工筋肉に内蔵された光ファイバセンサの出力 $V_{out}$ を計測し、変位とセンサ出力の関係 (Eq. 3-12) に基づいて、推定変位 $x_E$ を導出する。目標変位 $x_T$ と推定変位 $x_E$ の誤差 $e$ を利用して PI 制御を行い、目標圧力 $P_T$ を決定する。その後、目標圧力 $P_T$ に対応する電圧をレギュレータに印加し、人工筋肉に空気圧 $P_A$ を供給する。基礎実験では、PI コントローラの比例ゲイン $K_p$ と積分ゲイン $K_i$ を調整した。

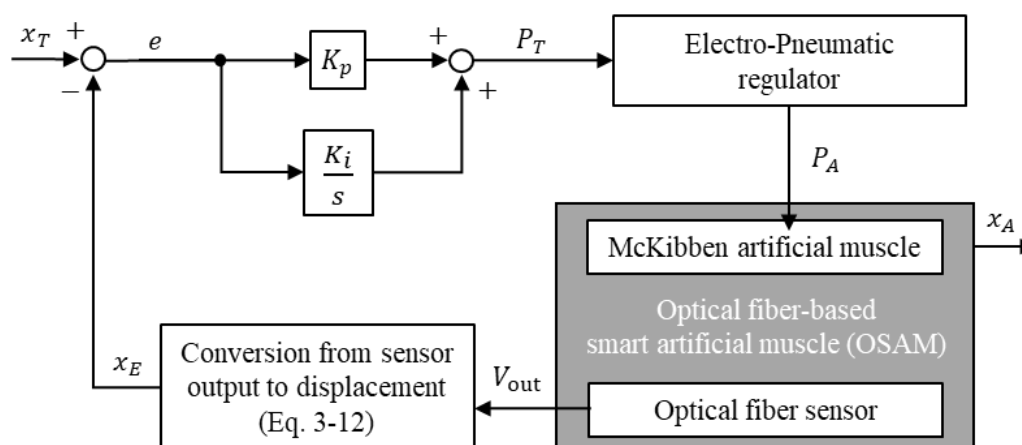


Fig. 3-13 Block diagram

Fig.3(b)から変位と光ファイバセンサの出力の関係を線形近似した式を Eq. (3-12)に示す。

$$x_E = -20.64 V_{out} + 61.90 \quad (3-12)$$

目標変位として 5 mm, 10 mm, 15 mm を入力し, スマート人工筋肉に搭載された光ファイバセンサを用いてフィードバック制御を行った結果を Fig.5 に示す. 応答が最終値の 10%~90%まで達する時間を立ち上がり時間とする. 目標変位が 5 mm の際は立ち上がり時間が 0.7 s で定常誤差が 0.17 mm 以内, 目標変位が 10 mm の際は立ち上がり時間が 0.4 s で, 定常誤差が 0.19 mm, 目標変位が 15 mm の際は立ち上がり時間が 0.4 s で, 定常誤差が 0.19 mm であった. スマート人工筋肉の変位は目標変位に対して良好な応答を示していることが確認できた. また, 時間の推移に伴い, 人工筋肉も安定に目標変位に追従していることがわかる. 以上のことから, スマート人工筋肉は良好な変位制御が可能であることを示した.

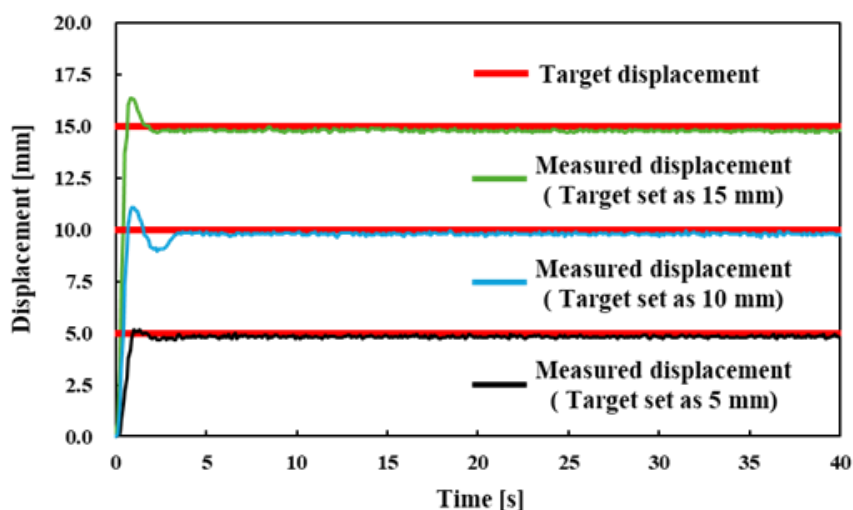


Fig. 3-14 Feedback control results (Step input signal)

疑似ランダムなステップ信号を目標値とし, フィードバック制御を行った. 結果は Fig. 3-15 に示す. 定常誤差の平均値 (十分安定した後の 5 秒間の誤差の平均値) は 0.16mm である. センサを用いたフィードバック制御を行う場合, 定常誤差が生じるものの, 比較的十分に目標値に追従することができることを確認した.

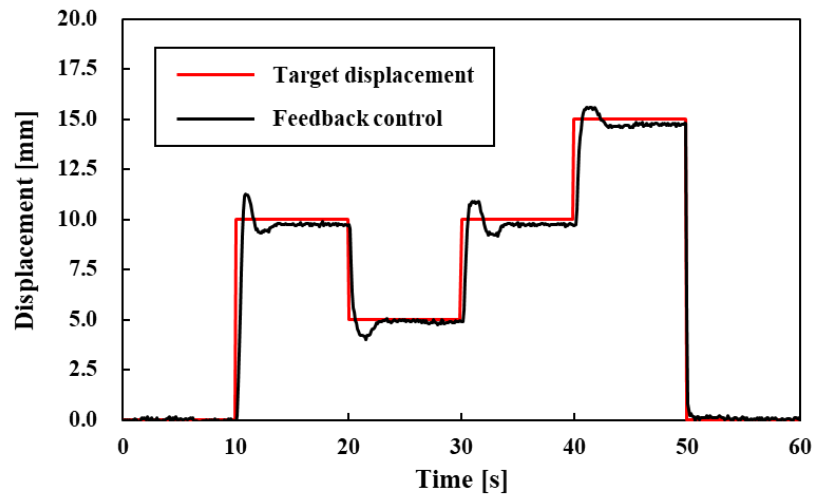


Fig. 3-15 Feedback control results (Pseudorandom step input signal)

人工筋肉にかかる負荷を変化させ、スマート人工筋肉の挙動を評価した。負荷を 1 N, 2 N, 3 N にし、特性を比較した。Fig. 3-16(a), (b)にそれぞれでは、駆動特性、各条件でのセンサ出力が重なるセンサ特性を示す。Fig. 3-16(a)から、人工筋肉の収縮が負荷の増加とともに減少することがわかる。また、Fig. 3-16(b)から、センサ出力がスマート人工筋肉の変位に対応し、負荷の影響をほぼ受けないことがわかる。

Fig. 3-16(b)から変位と光ファイバセンサの出力の関係を線形近似した式を Eq. (3-13)に示す。

$$x_E = -20.42 V_{out} + 61.46 \quad (3-13)$$

同様の方法でフィードバック制御実験を行った。制御する際、オーバーシュートにより人工筋肉が動作範囲を超え、損傷する恐れがある。そこで、制御入力を 2 N の負荷で 5 mm と 10 mm, 3 N の負荷で 5 mm とした。負荷 1 N の場合を含めた実験結果を Fig. 3-17 に、立ち上がり時間と定常状態の誤差を Table 3-2 に示す。負荷が 3 N の場合は誤差が僅かに大きくなっているが、フィードバック制御が機能していることがわかる。

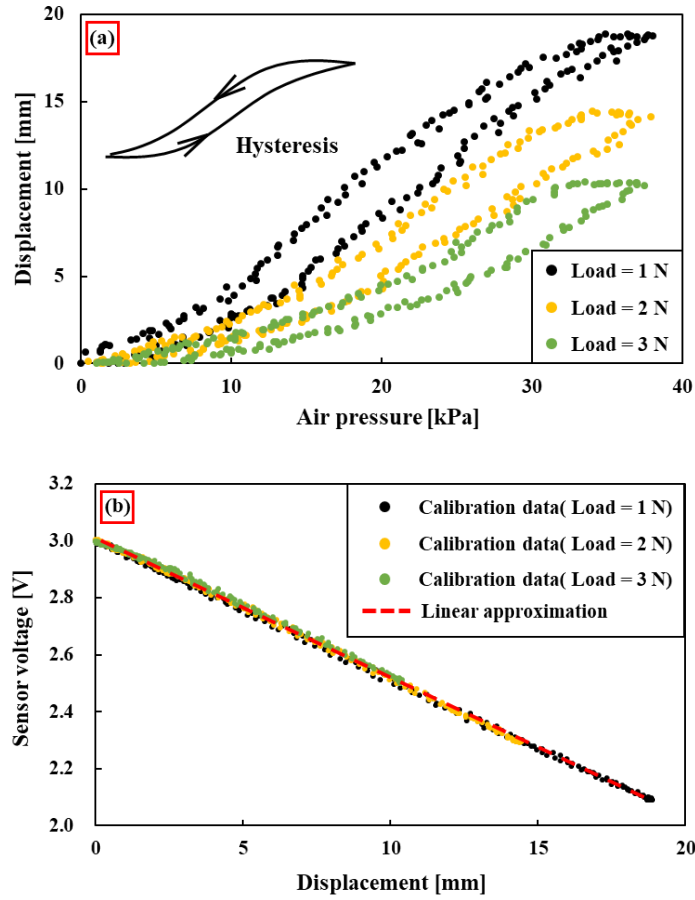


Fig. 3-16 Static Characteristics of Smart Artificial Muscle at an applied load of 1, 2 and 3 N:  
 (a)relationship between air pressure and displacement; (b) relationship between displacement and sensor output

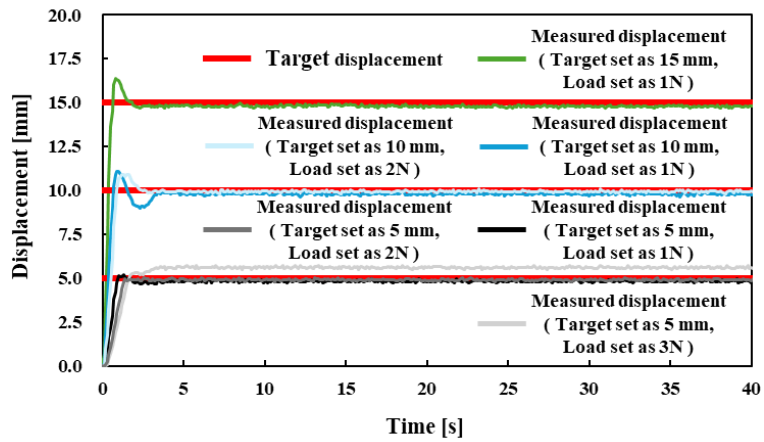


Fig. 3-17 Feedback control results (Load = 1, 2, 3 N)

Table 3-2 The rise time and steady-state error

	Rise time [s]	Steady-state error [mm]
Load=1 N, Target=5 mm	0.7	0.17
Load=1 N, Target=10 mm	0.4	0.19
Load=1 N, Target=15 mm	0.4	0.19
Load=2 N, Target=5 mm	1.0	0.09
Load=2 N, Target=10 mm	0.4	0.08
Load=3 N, Target=5 mm	1.1	0.60

### 3.5 まとめ

本章では、直動型人工筋肉（McKibben型人工筋肉）の製作手法と特性，ならびに変位センシングの実現およびフィードバック制御の結果について述べた。

まず，理論モデルを導入し，初期編角が人工筋肉の収縮特性に与える影響を説明した．製紐機を用いて製作した人工筋肉の初期編角を調整し，それぞれの特性を評価した結果，初期編角が小さい場合は収縮動作，大きい場合は伸長動作を行うことが確認された。

次に，光ファイバセンサを組み込んだ人工筋肉（スマート人工筋肉）を開発し，その変位センシング原理を明らかにした．光ファイバの曲率半径の変化を利用することで，収縮変位を推定できることを確認した．製紐機を用いることでセンサ要素と駆動要素を統合したスマート人工筋肉を効率的に製作できることを示した．さらに，人工筋肉に組み込んだ光ファイバセンサを用いた変位フィードバック制御実験を実施し，目標変位に対する高い追従性能と安定性を確認した．負荷が異なる条件下でもセンサ出力は安定しており，スマート人工筋肉が良好な制御特性を持つことが実証された。

## 第4章 ねじれ型人工筋肉の製作手法とセンシング

本章では、湾曲型人工筋肉の簡易モデルを導出し、初期編角と人工筋肉の動作の関係を示す。また、製作手法とこれを用いて製作した人工筋肉の特性を紹介する。さらに、センサの統合方法とセンサを統合した人工筋肉の特性について述べる。

Fig. 4-1(a)に、直動型人工筋肉（McKibben型人工筋肉）のモデルを示す。McKibben型人工筋肉のスリーブは、時計回りと反時計回りの両方向に繊維が配置されている。空気圧が加えられると、直線運動を行う。また、Fig. 4-1(b)に示すように、時計回りか反時計回りの一方の拘束繊維だけを使用することでねじれ動作を実現することができる[1-3]。したがって、直動型人工筋肉のスリーブ繊維の半分（時計回りまたは反時計回り）を取り除くことで、ねじれ動作が可能になる。

この原理に基づき、McKibben型人工筋肉のスリーブ繊維の半分を水溶性繊維に置き換え、水溶性繊維を取り除くことでねじれ動作を実現する新たな製作プロセスを紹介する。また、ねじれ人工筋肉のセンシングを実現するために、光ファイバセンサを統合する。

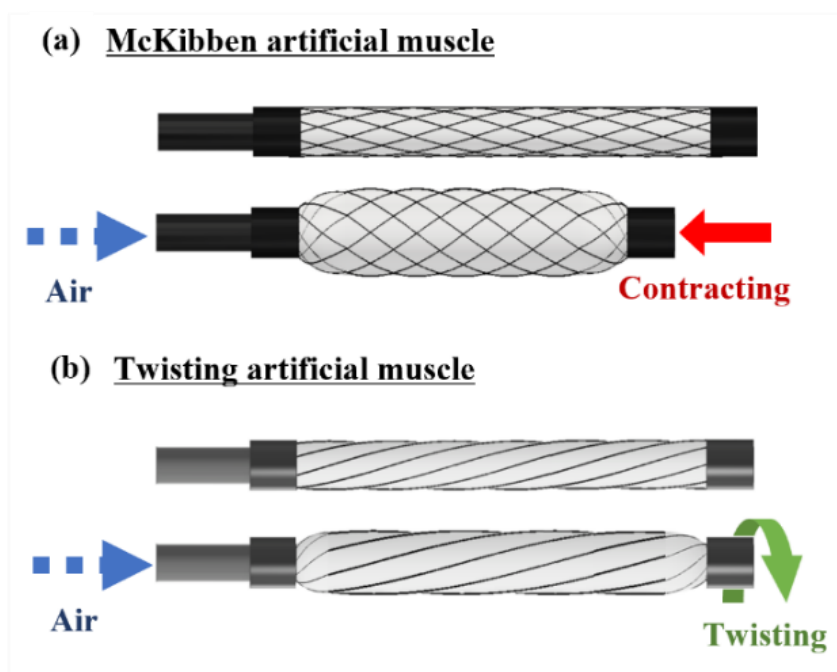


Fig. 4-1 Images of artificial muscles

## 4.1 簡易モデル

ねじれ人工筋肉の動作に影響を及ぼすパラメータを把握するため、本章ではねじれ人工筋肉のねじれ角のモデル式を導出する。

ねじれ人工筋肉は薄肉のゴムチューブと平行に配置された拘束繊維から構成される。Fig. 4-2に示すように、この構造と類似している繊維強化複合材料として単純化できる[1-7]。繊維の方向における挙動は拘束繊維の特性によって支配され、一方で繊維と垂直の方向の挙動はゴムチューブの特性によって決定されると仮定する。よって、1,2方向のひずみ $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ およびせん断ひずみ $\gamma_{12}$ はEq. (4-1)のように表される。

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & 0 \\ S_{12} & S_{22} & 0 \\ 0 & 0 & S_{66} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

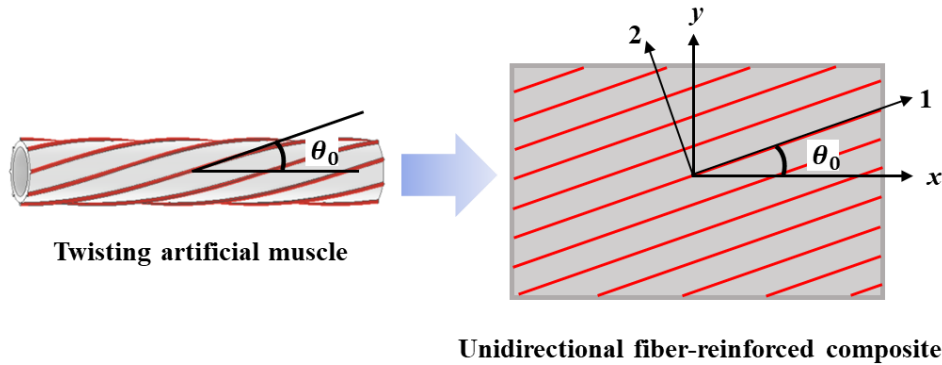


Fig. 4-2 Model and deployed view of the twisting artificial muscle

ここで、 $\sigma_1, \sigma_2, \tau_{12}$ はそれぞれ1, 2方向の応力、せん断応力であり、 $E_1, E_2$ はそれぞれ繊維とゴムのヤング率、 $\nu_{12}$ は複合材料のポアソン比、 $G_{12}$ はせん断弾性率である。また、 $x, y$ 方向のひずみ $\varepsilon_x, \varepsilon_y$ およびせん断ひずみ $\gamma_{xy}$ はEq. (4-2)のように表される。

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \overline{S}_{11} & \overline{S}_{12} & \overline{S}_{16} \\ \overline{S}_{12} & \overline{S}_{22} & \overline{S}_{26} \\ \overline{S}_{16} & \overline{S}_{26} & \overline{S}_{66} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{pmatrix} \quad (4-2)$$

ここで、Eq. (4-2)の行列の各成分 $\bar{S}$ はEq. (4-1)の行列の成分 $S$ と編角 $\theta_0$ で表現できる。

$$\begin{aligned}
 \bar{S}_{11} &= S_{11}\cos^4\theta_0 + (2S_{12} + S_{66})\sin^2\theta_0\cos^2\theta_0 + S_{22}\sin^4\theta_0 \\
 \bar{S}_{12} &= S_{12}(\sin^4\theta_0 + \cos^4\theta_0) + (S_{11} + S_{22} - S_{66})\sin^2\theta_0\cos^2\theta_0 \\
 \bar{S}_{22} &= S_{11}\sin^4\theta_0 + (2S_{12} + S_{66})\sin^2\theta_0\cos^2\theta_0 + S_{22}\cos^4\theta_0 \\
 \bar{S}_{16} &= (2S_{11} - 2S_{12} - S_{66})\sin\theta_0\cos^3\theta_0 - (2S_{22} - 2S_{12} - S_{66})\sin^3\theta_0\cos\theta_0 \\
 \bar{S}_{26} &= (2S_{11} - 2S_{12} - S_{66})\sin^3\theta_0\cos\theta_0 - (2S_{22} - 2S_{12} - S_{66})\sin\theta_0\cos^3\theta_0 \\
 \bar{S}_{66} &= 2(2S_{11} + 2S_{22} - 4S_{12} - S_{66})\sin^2\theta_0\cos^2\theta_0 + S_{66}(\sin^4\theta_0 + \cos^4\theta_0)
 \end{aligned} \tag{4-3}$$

薄肉円筒の内面に圧力 $P$ が印加された際、発生する軸応力 $\sigma_x$ 、円周応力 $\sigma_y$ はEq. (4-4), (4-5)となる。

$$\sigma_x = \frac{PD}{4t} \tag{4-4}$$

$$\sigma_y = \frac{PD}{2t} \tag{4-5}$$

よって、Eq. (4-4), (4-5)を、Eq. (4-2)に代入すると、せん断ひずみ $\gamma_{xy}$ はEq. (4-6)で表せる。

$$\gamma_{xy} = \bar{S}_{16}\sigma_x + \bar{S}_{26}\sigma_y = \frac{PD}{4t}(\bar{S}_{16} + 2\bar{S}_{26}) \tag{4-6}$$

Eq. (4-3)の $\bar{S}_{16}$ 項と $\bar{S}_{26}$ 項をEq. (4-6)に代入すると、せん断ひずみ $\gamma_{xy}$ はEq. (4-7)で表せる。

$$\gamma_{xy} = \frac{PD}{4t} \left( \left( \frac{4}{E_1} + \frac{2\nu_{12}}{E_1} - \frac{2}{E_2} - \frac{1}{G_{12}} \right) \sin^3\theta_0\cos\theta_0 + \left( \frac{2}{E_1} - \frac{2\nu_{12}}{E_1} - \frac{4}{E_2} + \frac{1}{G_{12}} \right) \sin\theta_0\cos^3\theta_0 \right) \tag{4-7}$$

せん断弾性係数 $G_{12}$ は繊維と  $45^\circ$  の方向のヤング率 $E_{45}$ ，ポアソン $\nu_{45}$ により算出できるが，モデルをシンプルとするために，繊維と  $45^\circ$  の方向の挙動はゴムの特性によって決まると仮定する．よって，Eq. (4-8)が得られる．

$$\frac{1}{G_{12}} = \frac{2(1 + \nu_{45})}{E_{45}} = \frac{2(1 + \nu_{12})}{E_2} \quad (4-8)$$

さらに，複合材料の主な素材はゴムであるため，複合材料のポアソン比を $\nu = 0.5$  と近似する．この近似を行うとモデルの精度が落ちるが，ひずみの計算式は大幅に単純化される．よって，垂直ひずみとせん断ひずみはEq. (4-9)のように示される．

$$\gamma_{xy} = \frac{PD}{4t} \left( \frac{1}{E_1} - \frac{1}{E_2} \right) (5\sin^3\theta_0\cos\theta_0 + \sin\theta_0\cos^3\theta_0) \quad (4-9)$$

円筒先端のねじれ角 $\varphi$ はせん断ひずみ $\gamma_{xy}$ から算出できる．

$$\varphi = \frac{2L}{D} \gamma_{xy} \quad (4-10)$$

ここで， $L$ は人工筋肉の長さである．よってねじれ角 $\varphi$ は以下の式で算出できる．

$$\varphi = \frac{PL}{2tE_2} C_T \quad (4-11)$$

$$C_T = (-5\sin^3\theta_0\cos\theta_0 - \sin\theta_0\cos^3\theta_0) \quad (4-12)$$

Eq. (4-11)は，人工筋肉に使用されるゴムチューブの特性，人工筋肉の長さ，および空気圧の印加条件が同じ場合，ねじれ角が初期編角 $\theta_0$ に依存することを示している．ここで，三角関数項 $C_T$ をねじれ傾向パラメータとして定義する．初期編角 $\theta_0$ とねじれ傾向パラメータ $C_T$ の関係をFig. 4-3に示す．

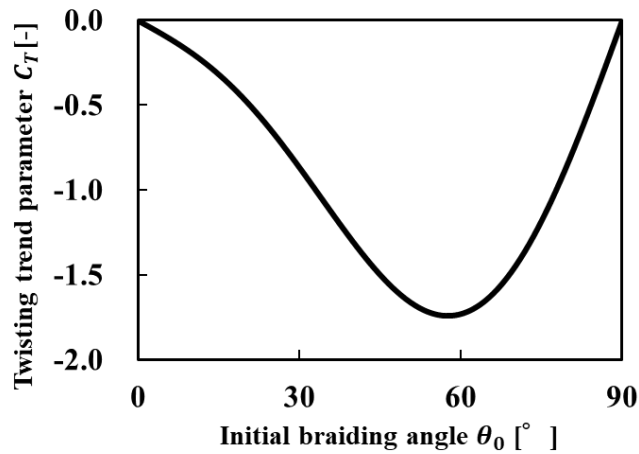


Fig. 4-3 Relationship between the initial braiding angle  $\theta_0$  and the twisting trend parameter  $C_7$

Fig. 4-3 より，初期編角 $\theta_0$ が $0\sim 90^\circ$  の場合， $C_7$ は $0$  より小さいことがわかる．これは，複合材料が $-y$  方向に伸び (Fig. 4-2 を参照)，つまり，人工筋肉の先端が Fig. 4-1 に示すように手前側に向けてねじれてくることを示している．また，繊維方向が反転し，初期編角が負になると，人工筋肉は逆方向にねじれる．さらに，人工筋肉の初期編角を  $58^\circ$  前後に設定すると，ねじれ角が大きくなる．

## 4.2 製作手法

製作に関わる主なプロセスは，スリーブが特殊な McKibben 型人工筋肉の製作と，温水による水溶性繊維の除去という 2 ステップである．

まず，第 3 章の 3.2 節で紹介した直動型人工筋肉の製作手法と同じ要領で，ゴムチューブなどの弾性体を繊維の収束部に挿入し，製紐機を駆動させると，ゴムチューブの周りを隙間が均等なスリーブで覆うことができる．ねじれ型人工筋肉のスリーブは，Fig. 4-4(a)に示すように，水溶性繊維とポリエステル繊維の組み合わせで構成される．その後，空気圧を加えられるよう端末処理を行うと，McKibben 型人工筋肉の構造ができる．

次に，製作した人工筋肉を 60 秒間温水中 ( $50^\circ\text{C}$ ) に置き，水溶性繊維を溶解させることで，Fig. 4-4(b)に示すような時計回りか反時計回りの 1 方向の拘束繊維だけでゴムチューブを拘束するねじれ人工筋肉の構造を実現できる．水溶性繊維は  $30^\circ\text{C}$  以上の温度で水に溶けるビニル系繊維であり，温度を高めることで水溶性繊維の溶解を加速した．

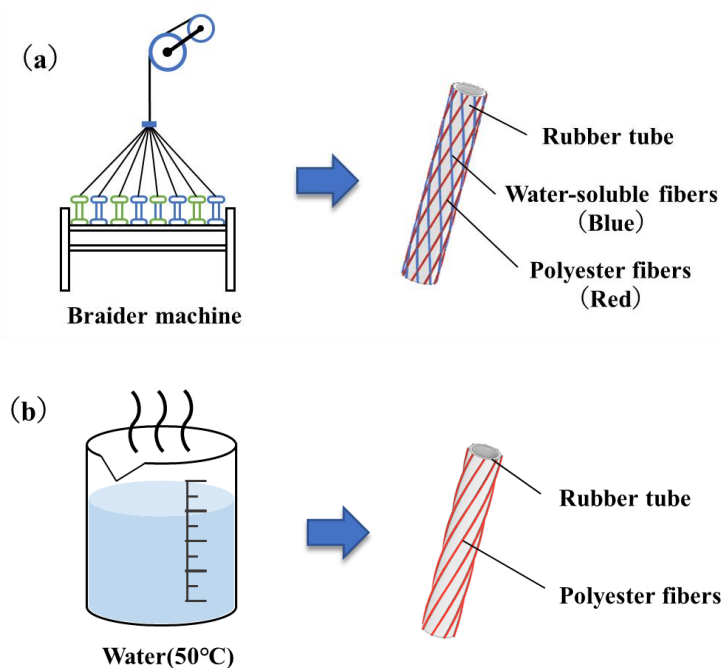


Fig. 4-4 Fabricating process of the developed twisting artificial muscles: (a) braiding fibers using the braider machine; (b) dissolving water-soluble fibers in warm water

提案された製作プロセスで使用されるすべての材料は市販されている。型成形や 3D プリントなどの方法と比較して、液体ゴムの硬化に時間を要さず、また印刷インクやフィラメントを準備する手間もかからない。さらに、スリーブは機械で製作されるため、効率的な製造が可能である。

初期編組角度の異なる 5 種類のねじれ人工筋肉を製作した。Fig. 4-5 は、製作されたねじれ人工筋肉を示し、Fig. 4-5(a)に水溶性繊維を除去する前の人工筋肉、Fig. 4-5(b)に除去後の人工筋肉を示す。Fig. 4-5(a)から、水溶性繊維と透明ポリエステル繊維が交差していることがわかる。Fig. 4-5(b)から、水溶性繊維が除去され、透明ポリエステル繊維のみがチューブを拘束していることがわかる。

ねじれ人工筋肉 A, B, C, D を製作する際、時計回りに回転するポビン (Fig. 4-6 中の緑色のポビン) に使用される繊維は水溶性繊維であり、残りのポビン (青色) に使用される繊維はポリエステル繊維である。また、初期編角が負の場合のねじれ人工筋肉の動作を調査するため、人工筋肉 E を製作した。人工筋肉 E を製作する際、時計回りに回転するポビン (Fig. 4-6 中の緑色のポビン) に使用される繊維はポリエステル繊維であり、残りのポビン (青色) は水溶性繊維である。

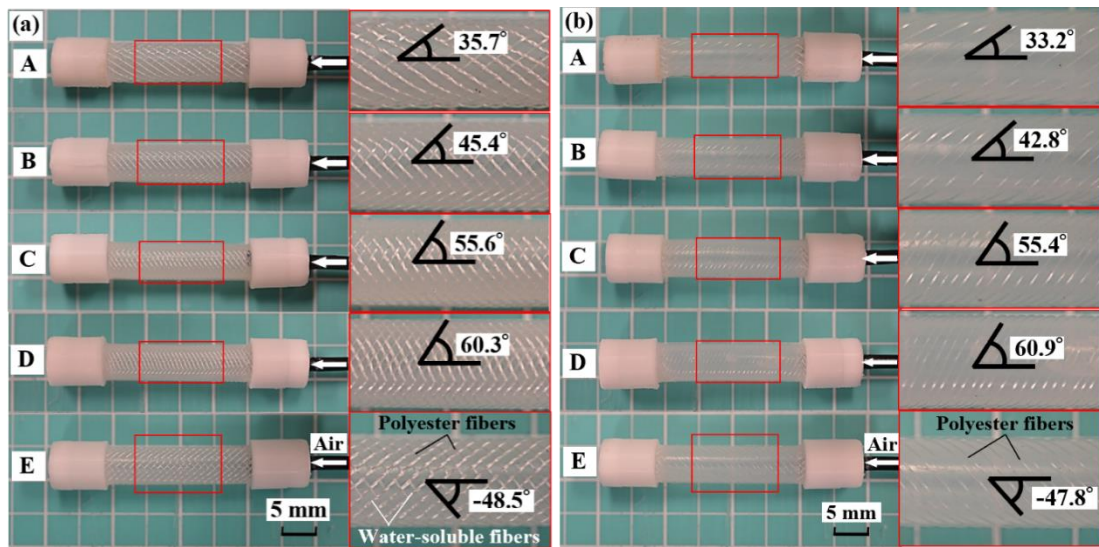


Fig. 4-5 Appearance of twisting artificial muscles: (a) before removing water-soluble fibers; (b) after removing water-soluble fibers. Note that the angles shown in the figure are the braiding angles of polyester fibers

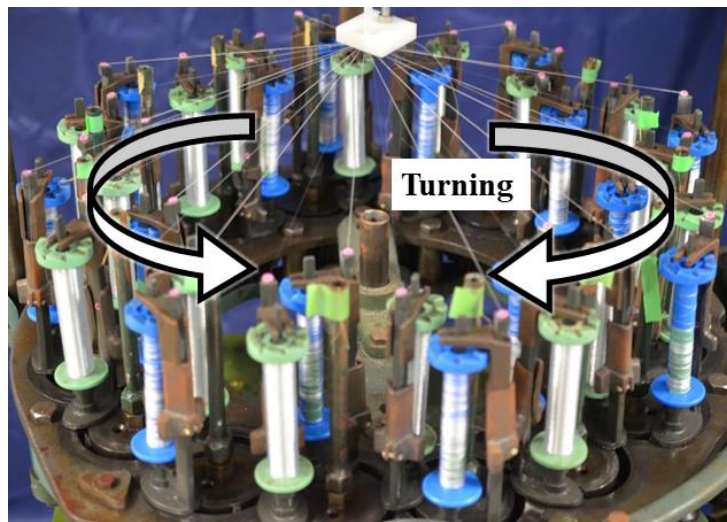


Fig. 4-6 Bobbins used in production

さらに、すべての人工筋肉の駆動部 (Fig. 4-5 の人工筋肉の左端および右端の白い部分を除く部分) の長さは 20 mm である。製作に使用されたゴムチューブ (TUBS-4-5-N-10, ミスミ) の厚さと外径はそれぞれ 0.5 mm と 5 mm である。ゴムチューブの引張試験片を製作して引張試験を実施した結果、ゴムチューブのヤング率は 2.8 MPa であった。

Table 4-1 は、各人工筋肉の製作に使用したギヤ比、第 2 章の Eq. (2-6) から算出したポリエステル繊維の理論的な初期編角、水溶性繊維を溶解する前後のポリエステル繊維の実際の初期編角を示したものである。理論的な初期編角と水溶性繊維を溶解する前の実際の編角を比較すると、すべての人工筋肉で編組角度の偏差は  $1^\circ$  以下であることが確認された。また、溶解前後の実際の編角を比較すると、人工筋肉 A と B では約  $3^\circ$  のずれが生じていることがわかった。理由は以下のように考えられる。編角が小さい場合、繊維とチューブの間に隙間ができてしまい、溶解前では、方向の異なる繊維が互いに圧迫し、静摩擦によって編角が維持される。しかし、溶解後はこの静摩擦がなくなるため、繊維は螺旋状から元の直線状に戻ろうとし、その結果、編角が小さくなる。

以上のことから、製紐機を用い、ギヤ比を調整することにより、任意の初期編組角  $\theta_0$  を有するねじれ人工筋肉を製作することが可能であることが確認された。

Table 4-1 Parameters of twisting artificial muscles

Sample name	Gear ratio $G$	Braiding angle $\theta_0$ (Theoretical)	Braiding angle $\theta_0$ (Before)	Braiding angle $\theta_0$ (After)
A	0.550	$36.0^\circ$	$35.7^\circ$	$33.2^\circ$
B	0.400	$45.0^\circ$	$45.4^\circ$	$42.8^\circ$
C	0.280	$55.0^\circ$	$55.6^\circ$	$55.4^\circ$
D	0.227	$60.4^\circ$	$60.3^\circ$	$60.9^\circ$
E	0.360	$-48.0^\circ$	$-48.5^\circ$	$-47.8^\circ$

### 4.3 評価方法および特性

Fig. 4-7 は製作したねじれ人工筋肉に空気圧を加える前と加えた後の様子である。各写真の右上に示したのは上から見た図である。黒色の破線は元の位置を示し、白色の破線は 250 kPa の空気圧を印加した際の位置を示す。初期編角が  $0 \sim 58^\circ$  の間であるねじれ人工筋肉 (A, B, C) の最大ねじれ角度は、それぞれ  $-105.8^\circ$ 、 $-136.0^\circ$ 、 $-161.2^\circ$  であり、ねじり性能は徐々に増加している。また、初期編角が  $58^\circ$  を超える人工筋肉 D では、最大ねじれ角が  $-160.3^\circ$  となり、人工筋肉 C と同程度である。さらに、初期編角が負の人工筋肉 E では、最大ねじれ角が  $150.4^\circ$  となり、逆方向にねじれることがわかる。これらの傾向は、Fig. 4-3 と一致している。

人工筋肉に  $p = 0 \text{ kPa}$  から  $250 \text{ kPa}$  まで  $50 \text{ kPa}$  刻みで空気圧を加え、 $0 \text{ kPa}$  まで減圧した後、ねじれ特性を調べた。Fig. 4-8 に空気圧と人工筋のねじれ角の関係を示す。プロットは、画像解析ソフトを用いて測定した各空気圧における実際のねじれ角である。また、ねじれ角と人工筋肉への印加圧力の関係にはヒステリシスが観察された。これは、McKibben 型人工筋肉の加圧力に対する収縮比の関係で観察されたヒステリシスと同様に、スリーブ繊維とゴムチューブ間の摩擦によるものと推定される[3-2]。

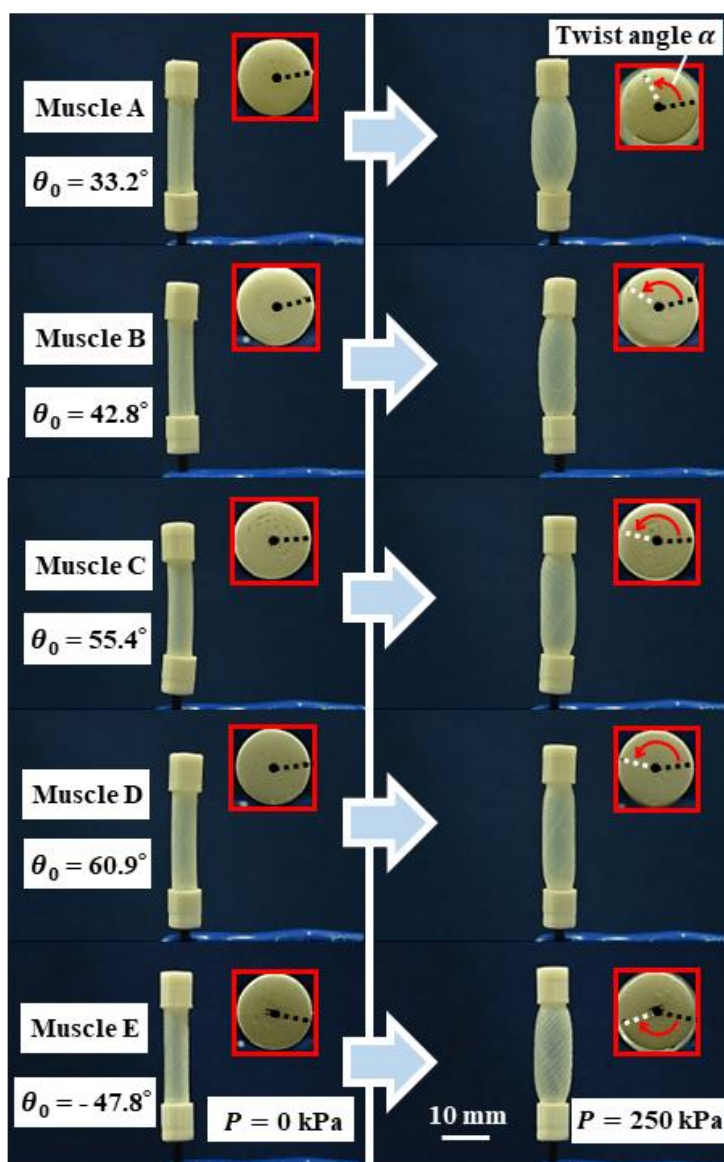


Fig. 4-7 Twisting artificial muscles before (left side) and after (right side) pneumatic application

Fig. 4-8 の中, 薄い色の実線は実際の初期編角を Eq. (4-11) に代入して計算出された値であり, 点線は第 2 章の Eq. (2-6) と Eq. (4-11) の両方を用いてギヤ比から計算した値である. 各空気圧における実際のねじれ角 (プロット) と両モデルから算出された値を比較すると, ずれはあるものの, 全体的な傾向は一致しており, ねじれ性能予測におけるモデルの有用性が示された. また, ギヤ比から人工筋肉のねじれ性能を予測できることも示された.

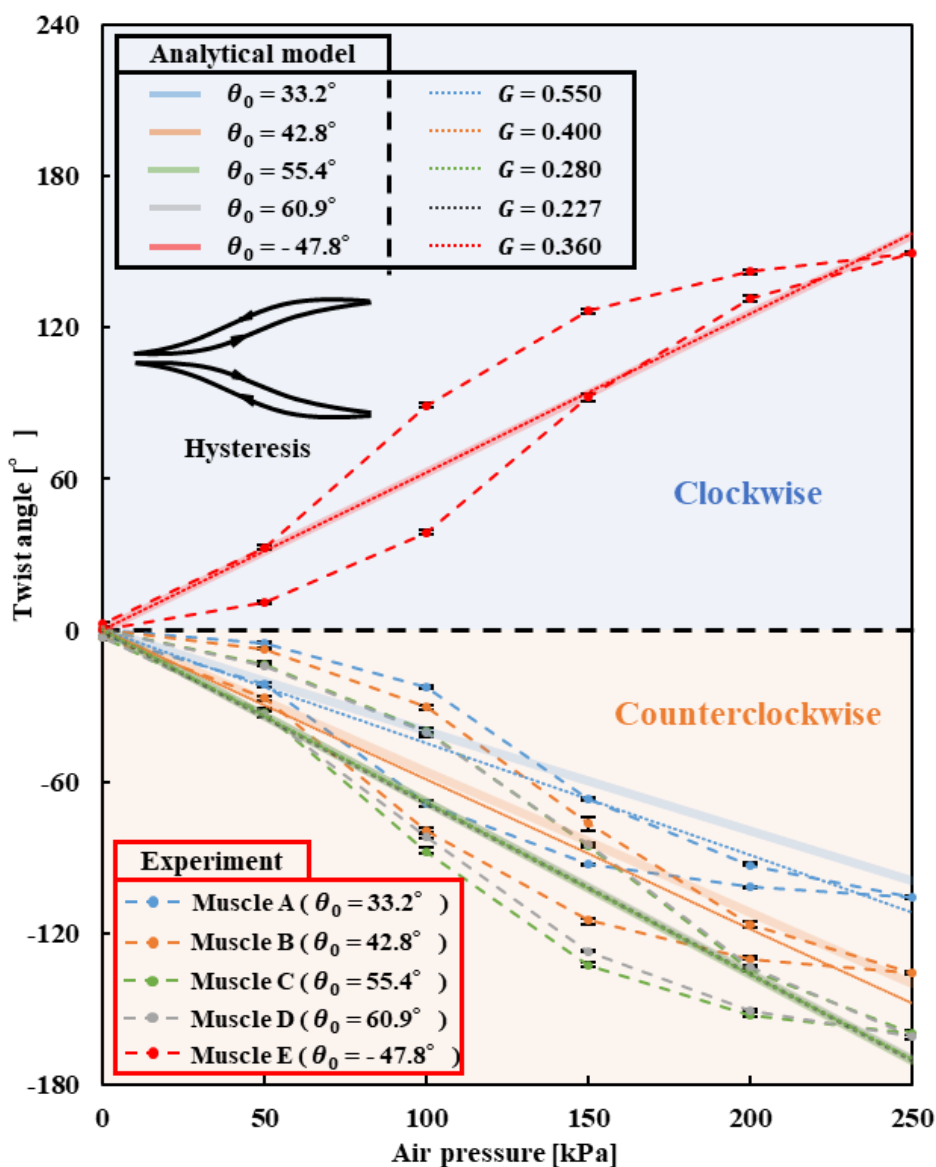


Fig. 4-8 Relationship between air pressure and twist angle of the artificial muscle

## 4.4 変位センシングの実現

本研究では、ねじれ型人工筋肉の変位センシングを実現するために、人工筋肉の構成要素である縦糸を光ファイバに置換し、光ファイバの曲げ損失を利用して変位を推定する。この新たに開発された人工筋肉は、ねじれ型スマート人工筋肉（Twisting-type smart artificial muscles）と呼ばれる。

### 4.4.1 理論モデル

収縮中の人工筋肉に編み込まれた光ファイバの曲率半径の変化をモデル化するために、以下の仮説を立てた：

1. スマートねじれ人工筋肉は作動中でも常に円筒形である。
2. 光ファイバの長さとは直径は一定である。

螺旋形状において、ピッチ長さを $p$ 、円柱半径 $r$ とすると、繊維の曲率半径 $R$ はEq. (4-13)で導出される。

$$R = \frac{4\pi^2 r^2 + p^2}{4\pi^2 r} \quad (4-13)$$

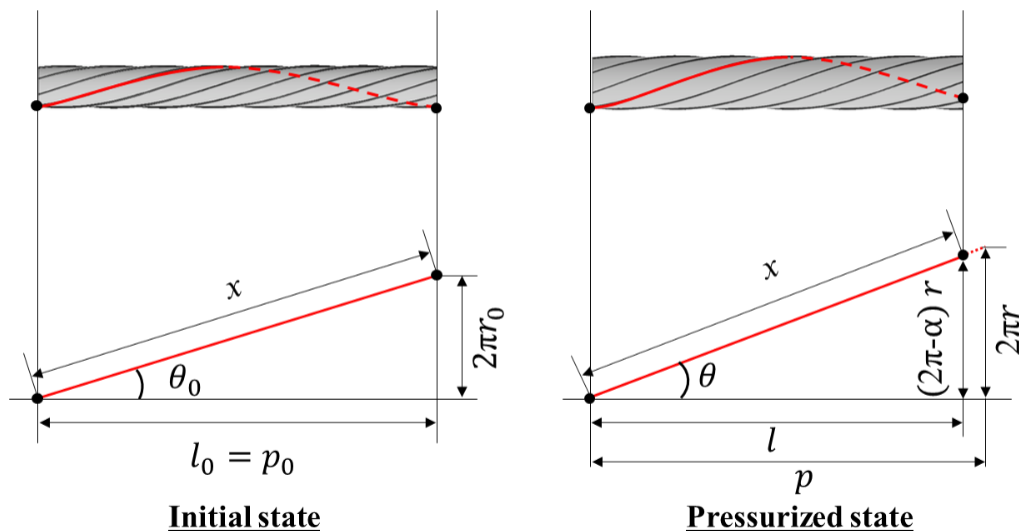


Fig. 4-9 Model of twisting artificial muscle

ねじれ人工筋肉のモデルを Fig. 4-9 に示す．初期状態でゴムチューブの周囲を一周するスリーブ繊維に着目する．1 ピッチ分繊維の長さ $x$ ，人工筋肉の長さ $l_0$ と繊維のピッチ長さ $p_0$ は

$$x = \frac{p_0}{\cos\theta_0} \quad (4-14)$$

$$l_0 = p_0 = \frac{2\pi r_0}{\tan\theta_0} \quad (4-15)$$

で表せる．ここで， $\theta_0$ は人工筋肉の初期編角であり， $r_0$ は初期半径である．人工筋肉の駆動に伴い，ねじれが発生し，初期状態でゴムチューブの周囲を一周するスリーブ繊維は解け，1 周することができなくなる．幾何学の関係から空圧印加状態における人工筋肉の長さ $l$ ，繊維のピッチ長さ $p$ ，人工筋肉の半径 $r$ は

$$l = \frac{p_0 \cos\theta}{\cos\theta_0} \quad (4-16)$$

$$p = \frac{2\pi \cos\theta p_0}{(2\pi - \varphi') \cos\theta_0} \quad (4-17)$$

$$r = \frac{p_0 \sin\theta}{(2\pi - \varphi') \cos\theta_0} \quad (4-18)$$

で表せる．ここで， $\varphi'$ は初期状態で1ピッチ分繊維に相当する人工筋肉のねじれ角であり， $\theta$ は人工筋肉の編角である．Eq.(4-15)，(4-17)，(4-18)をEq.(4-13)に代入し整理すると，スマートねじれ人工筋肉に巻かれる光ファイバの曲率半径 $R_{opt}$ は

$$R_{opt} = \frac{2\pi r_0}{(2\pi - \varphi') \sin\theta_0 \sin\theta} \quad (4-19)$$

で表せる。また，人工筋肉の伸長率 $\varepsilon_l$ を

$$\varepsilon_l = \frac{l}{l_0} - 1 \quad (4-20)$$

で定義し，Eq. (4-15)，(4-15)を代入し整理すると，編角 $\theta$ の正弦は

$$\sin \theta = \sqrt{1 - (\varepsilon_l + 1)^2 \cos^2 \theta_0} \quad (4-21)$$

で表せる。よって，光ファイバの曲率半径 $R_{opt}$ は

$$R_{opt} = \frac{2\pi r_0}{(2\pi - \alpha') \sin \theta_0 \sqrt{1 - (\varepsilon_l + 1)^2 \cos^2 \theta_0}} \quad (4-22)$$

である。

ここでの $\alpha'$ は初期状態で一ピッチ分繊維に相当する人工筋肉のねじれ角であり，ねじれ角 $\alpha$ は

$$\varphi = \frac{\varphi' H}{p_0} \quad (4-23)$$

で表せる。ここで， $H$ は人工筋肉の初期長さである。求めたモデル式から，ねじれ人工筋肉に光ファイバを複合した場合，光ファイバの曲率半径 $R_{opt}$ は初期編角 $\theta_0$ ，初期長さ $H$ ，初期半径 $r_0$ などの定数に決められる以外，ねじれ角 $\varphi$ と伸長率 $\varepsilon_l$ に影響される。

#### 4.4.2 製作手法

本研究では，第2章の2.2.1節で紹介した製紐機を用いてねじれ人工筋肉および光ファイバの複合を行う。Fig. 4-9に詳細な製作プロセスを示す。

製紐機の32個のボビンのうち，左回転する16個のボビンには非水溶性繊維，右回転する16個のボビンには水溶性繊維を巻き付け製紐機に配置する。ゴムチューブに繊維を編み込み駆動部の手前で一旦停止する。Fig. 4-9のステップ3に示すように（ボビンの回転中心の）対面にあ

る 2 本の非水溶性繊維を切断する。1 本の光ファイバの両端に切断した繊維のボビンを接続し再び編み込む。その後、繊維がずれないようにするためにゴムチューブの端部を接着し、40°C の温水に浸けながら超音波洗浄機を用いて水溶性繊維を除去する。

製作したスマートねじれ人工筋肉を Fig. 4-11 に示す。光ファイバをはっきり見えるように赤色のインクで着色した。

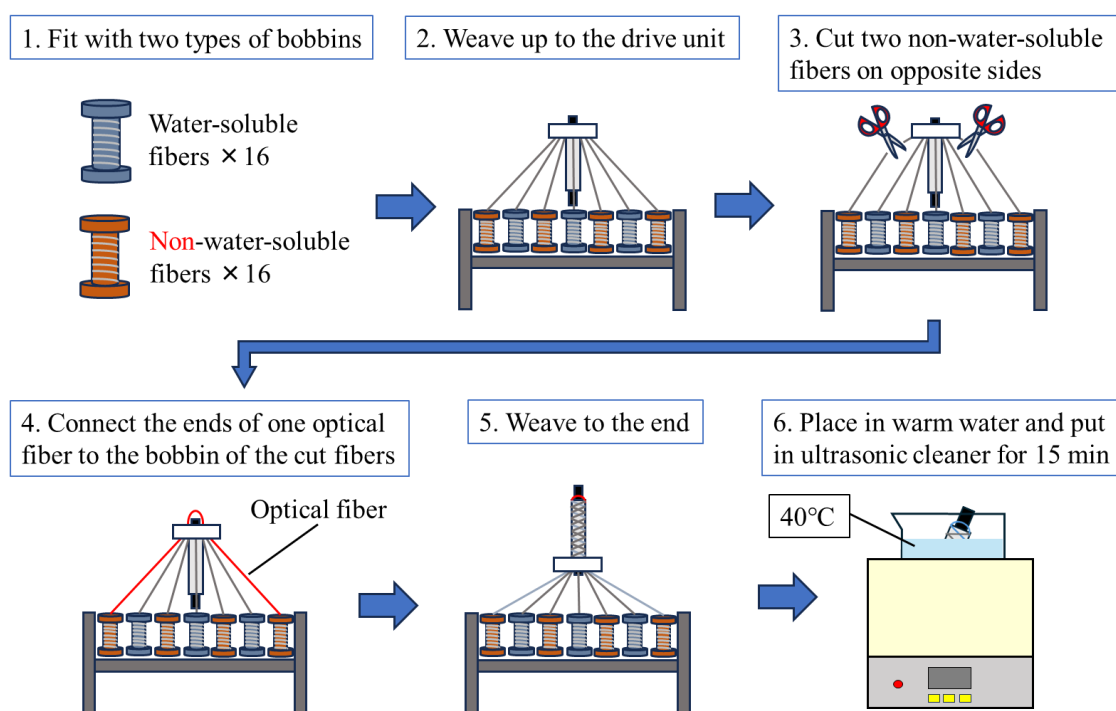


Fig. 4-10 Fabricating process of twisting-type smart artificial muscles

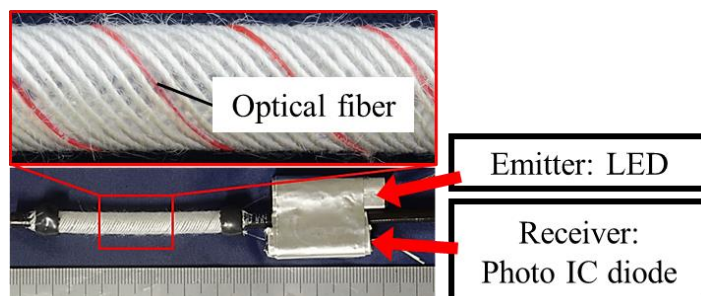


Fig. 4-11 Appearance of twisting-type smart artificial muscle

### 4.4.3 評価と特性

製作した湾曲型人工筋肉の特性を明らかにするために、実験システムを構築した。Fig. 4-11 に実験システムの概要を示す。PC からの出力信号をインターフェースボード(AIO-160802GY-USB, CONTEC)上にあるデジタル/アナログ(D/A)変換器を介した比例した空気圧を電空レギュレータ(ITV0010-2CS, SMC)でスマート人工筋肉に印加する。空圧計と Phone IC diode の出力はインターフェースボード上にあるアナログ入力ボード(A/D)を介して PC で取得する。

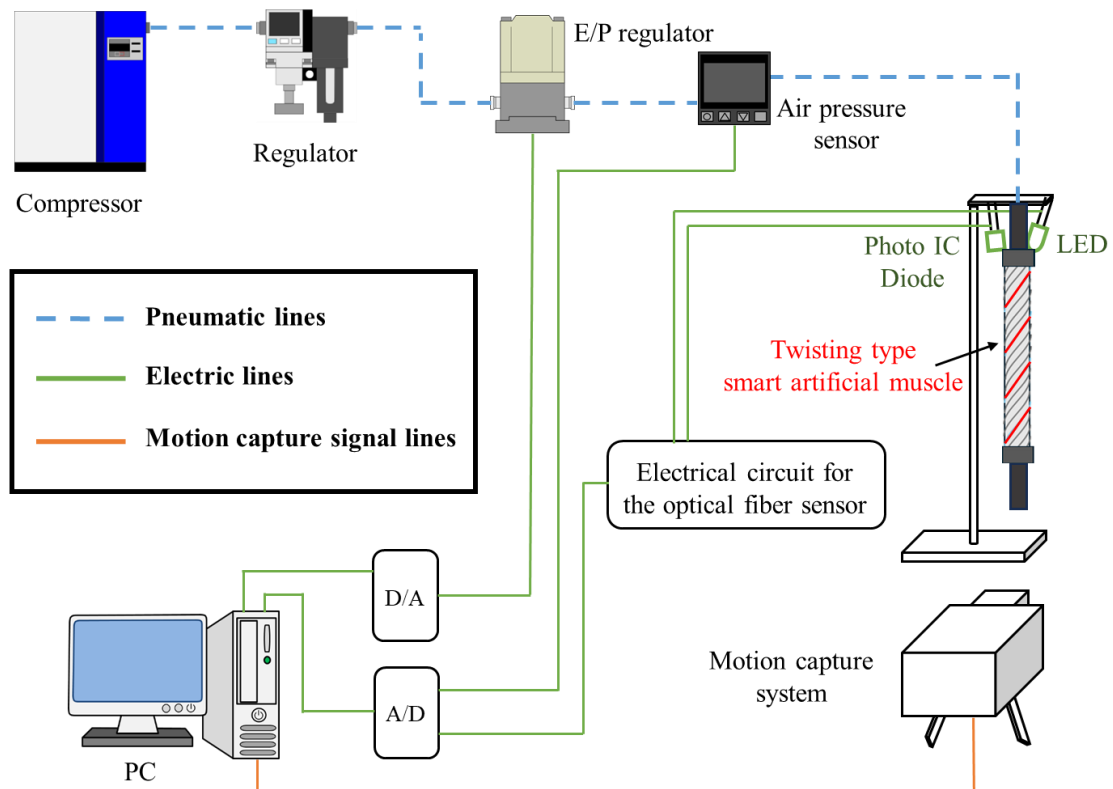


Fig. 4-11 Evaluation system of twisting-type smart artificial muscle

また、ねじれ型スマート人工筋肉の実際のねじれ角はモーションキャプチャシステム(PX13.BP.LENS0032, NaturalPoint)を用いて計測した。Fig. 4-12 は計測用の反射材の配置を示し、ねじれ人工筋肉の径の中心と中心から 20mm 離れた位置に取り付けた。また、Fig. 4-12(a)は人工筋肉の正面から見た図であり、Fig. 4-12(b)は下から見た図である。ねじれ角は Fig. 4-13 に示すように取得した 2 点の座標を結ぶ直線の初期位置からの変化をもとに算出する。

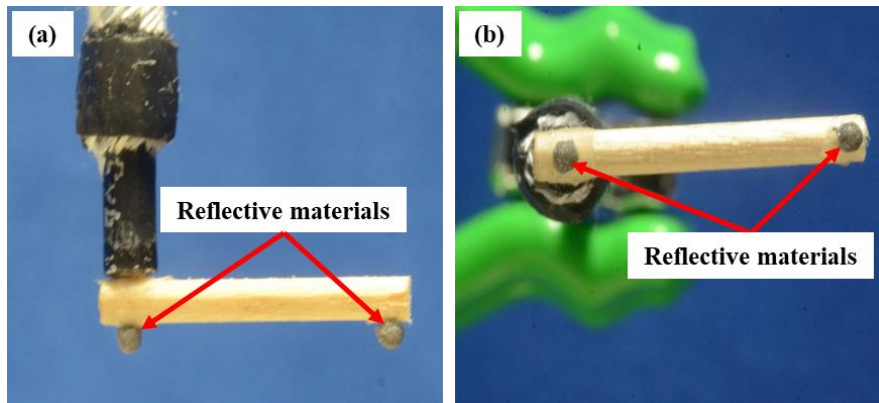


Fig. 4-12 Reflective material placement: (a) Front view; (b) View from below

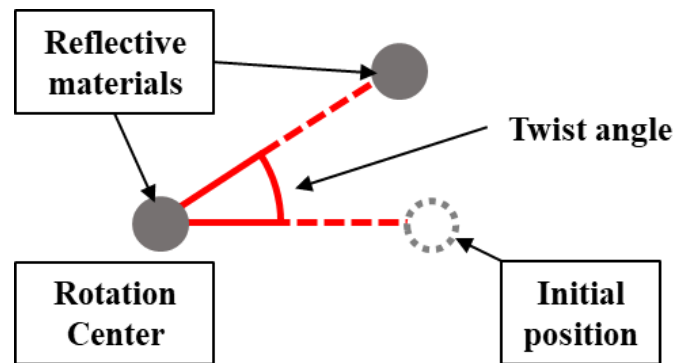


Fig. 4-13 Definition of twist angle

空気圧の印加条件としては、0 kPa から 250 kPa までの範囲を往復させ、25 kPa ずつ空気圧を段階的に印加し各段階で 30 秒間保持し計測を行った。

Fig. 4-14 は印加圧力とねじれ角の関係を示す。250 kPa 印加時に最大ねじれ角が  $550^\circ$  程度を確認した。また、ねじれ人工筋肉と同じように、ヒステリシスがあることを確認した。Fig. 4-15 はねじれ角と光ファイバセンサの出力を示す。センサ値とねじれ角には相関性があることを確認したため、光ファイバセンサセンサの出力からねじれ角度を推定することが可能であると考えられる。

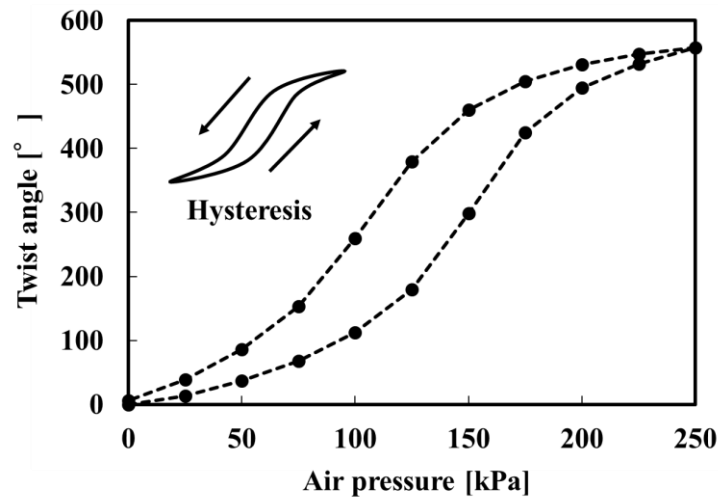


Fig. 4-14 The relationship between the applied air pressure and the twist angle

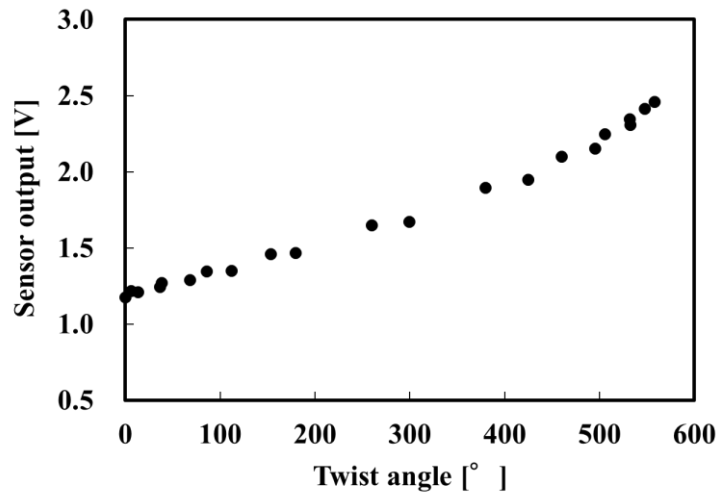


Fig. 4-15 The relationship between the twist angle and sensor output

## 4.5 まとめ

本章では、ねじれ型人工筋肉の製作手法、特性評価、および光ファイバセンサを統合したスマート人工筋肉の変位センシングについて述べた。

まず、ねじれ型人工筋肉の簡易モデルを導出し、初期編角とねじれ動作の関係を理論的に示した。特に、初期編角がねじれ角度に大きく影響を与えることを確認し、ねじれ動作を効率的に実現するための設計指針を明確にした。

次に、製紐機を用いたねじれ型人工筋肉の製作方法を紹介した。水溶性繊維とポリエステル繊維を組み合わせたスリーブを製作し、水溶性繊維を温水で除去することで、単方向の拘

束繊維のみが残る構造を実現した。このプロセスにより、異なる初期編角を持つねじれ型人工筋肉の効率的な製作が可能であることを示した。また、製作した人工筋肉において、空気圧を加えた際のねじれ特性を評価した。初期編角や空気圧によるねじれ角度の変化を確認し、理論モデルによる予測と実験結果が概ね一致していることを示した。

最後に、製紐機を用い、光ファイバセンサをねじれ人工筋肉に統合した。基礎実験を行った結果、センサ値とねじれ角には相関性があることを確認したため、光ファイバセンサセンサの出力からねじれ角度を推定することが可能であると考えられる。

## 第5章 湾曲型人工筋肉の製作手法とセンシング

本章では、湾曲型人工筋肉の簡易モデルを導出し、初期編角と人工筋肉の動作の関係を示す。また、製作手法と製作された人工筋肉の特性を紹介する。さらに、センサの統合方法とセンサを統合した人工筋肉の特性について述べる。

直動型人工筋肉（McKibben 型人工筋肉）は空気圧印加により軸方向の収縮動作を行うが、Fig. 5-1(a)に示す赤線のように側面の一部を非伸縮材で補強し、その部分の収縮を抑制することで Fig. 5-1(b)に示すような湾曲駆動させることができる。

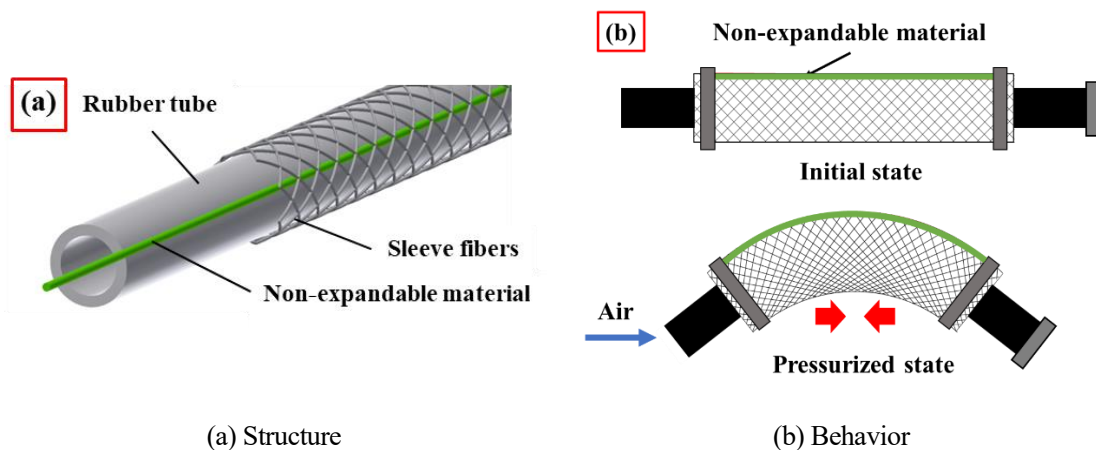


Fig. 5-1 Overview of bending artificial muscle

湾曲型人工筋肉は、人間の指のような動きが可能なソフトアクチュエータであることから、人間の握力を補助するパワーアシストグローブや、脆弱物体を把持するための把持機構に適している。

### 5.1 簡易モデル

Fig. 5-2 に示すように、スリーブ繊維が McKibben 型人工筋肉を 1 周した際の、人工筋肉の全長を  $l$ 、直径を  $D$ 、スリーブ繊維の全長を  $x$ 、編角を  $\theta$  とすると、 $l$  と  $D$  はそれぞれ Eq. (5-1)、(5-2) に示される。

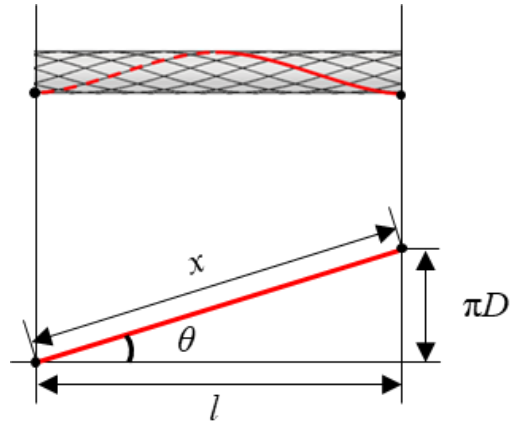


Fig. 5-2 The general geometry of McKibben muscles

$$l = x \cos \theta \quad (5-1)$$

$$D = \frac{x \sin \theta}{\pi} \quad (5-2)$$

Fig. 5-3 は、湾曲型人工筋肉を駆動させ、湾曲した際の模式図を示す。湾曲型人工筋肉の直径を  $D_c$ 、湾曲角度を  $\beta$  とする。また、拘束材が複合された人工筋肉外側の長さを  $L_0$ 、拘束されていない人工筋肉内側の長さを  $L_i$ 、外側の曲率半径を  $R$ 、内側の曲率半径を  $R_i$  とする。

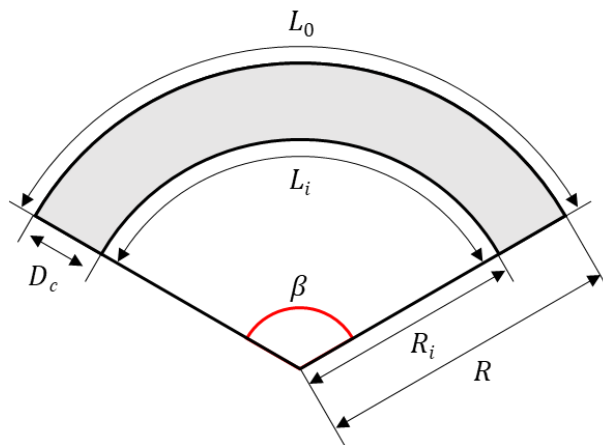


Fig. 5-3 Bending muscle geometry

Fig. 5-3 より、外側の長さ  $L_0$ 、内側の長さ  $L_i$ 、内側の曲率半径  $R_i$  はそれぞれ Eq. (5-3), (5-4), (5-5) で表せる。

$$L_0 = R\beta \quad (5-3)$$

$$L_i = R_i\beta \quad (5-4)$$

$$D_c = R - R_i \quad (5-5)$$

Eq. (5-3), (5-4), (5-5)より湾曲角度  $\alpha$  は Eq. (5-6) のように示される.

$$\beta = \frac{L_0 - L_i}{R - R_i} = \frac{L_0 - L_i}{D_c} \quad (5-6)$$

空圧印加前後での湾曲型人工筋肉の断面の模式図を Fig. 5-4 に示す. A は人工筋肉の上部 (拘束材が複合されている側) を示し, B は初期状態での人工筋肉の下部, B' は空圧印加された人工筋肉の下部を示す. また,  $D_c$  は湾曲型人工筋肉の直径を示す.

空圧印加の有無にかかわらず, 拘束された側のスリーブ繊維の網角は一定であるため, 人工筋肉の中心から A までの距離も一定であり, 初期状態での人工筋肉の半径  $r_0$  と等しい. 初期編角を  $\theta_0$  とすると, Eq. (5-2) より  $r_0$  は Eq. (5-7) のように示される. 一方, 人工筋肉下部の編角  $\theta_i$  は空圧印加に伴い変化するため, 人工筋肉の初期中心から B' までの距離  $r_i$  は一定とならない. Eq. (5-2) より  $r_i$  は Eq. (5-8) のように示される.

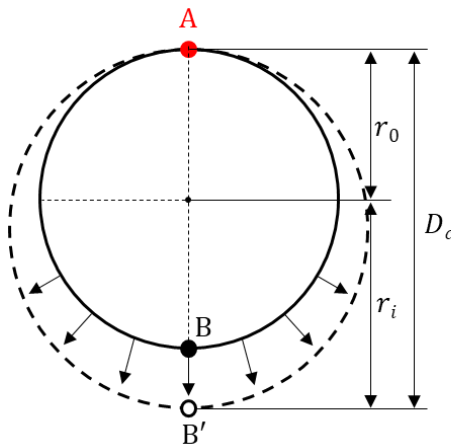


Fig. 5-4 Cross-sectional view of bending artificial muscle

$$r_0 = \frac{x \sin \theta_0}{2\pi} \quad (5-7)$$

$$r_i = \frac{x \sin \theta_i}{2\pi} \quad (5-8)$$

Eq. (5-7)を Eq. (5-8)に代入すると,  $r_i$ は Eq. (5-9)のように表せる.

$$r_i = \frac{r_0 \sin \theta_i}{\sin \theta_0} \quad (5-9)$$

よって湾曲型人工筋肉の直径 $D_c$ は

$$D_c = r_0 + \frac{r_0 \sin \theta_i}{\sin \theta_0} \quad (5-10)$$

で示される.

また, Eq. (5-1)を用いて,  $\theta_0$ と $\theta_i$ で $L_0$ と $L_i$ をそれぞれ表すと, Eq. (5-11), (5-12)が得られる.

$$L_0 = x \cos \theta_0 \quad (5-11)$$

$$L_i = x \cos \theta_i \quad (5-12)$$

さらに, Eq. (5-11)を Eq. (5-12)に代入すると, 人工筋肉内側の長さを $L_i$ は

$$L_i = \frac{L_0 \cos \theta_i}{\cos \theta_0} \quad (5-13)$$

で示される.

ここで、Eq. (5-6)にEq. (5-10), (5-13)を代入すると、湾曲型人工筋肉の湾曲角度 $\beta$ は

$$\beta = \frac{L_0 - \frac{L_0 \cos \theta_i}{\cos \theta_0}}{r_0 + \frac{r_0 \sin \theta_i}{\sin \theta_0}} \quad (5-14)$$

で示される。また、湾曲型人工筋肉の曲率 $K$ はEq. (5-15)のように示される。

$$K = \frac{\beta}{L_0} = \frac{1 - \frac{\cos \theta_i}{\cos \theta_0}}{r_0 + \frac{r_0 \sin \theta_i}{\sin \theta_0}} = \frac{\sin \theta_0 (\cos \theta_0 - \cos \theta_i)}{r_0 \cos \theta_0 (\sin \theta_0 + \sin \theta_i)} \quad (5-15)$$

ここで、三角関数を含める項を取り出し、湾曲傾向パラメータ $C_B$ として定義する。

$$C_B = \frac{\sin \theta_0 (\cos \theta_0 - \cos \theta_i)}{\cos \theta_0 (\sin \theta_0 + \sin \theta_i)} \quad (5-16)$$

Eq. (5-16)より導いた初期編角 $\theta_0$ と湾曲傾向パラメータ $C_B$ （人工筋肉下部の編角 $\theta_i$ を  $54.7^\circ$  とする）の関係を Fig. 5-5 に示す。図から、初期編角 $\theta_0$ をおよそ  $29^\circ$  とした際、最大湾曲角 $\alpha_{max}$ は最大値となる。また、 $\theta_0=54.7^\circ$  を境に、湾曲傾向パラメータ $C_B$ の正負は逆転する。初期編角 $\theta_0$ は均衡角 $\theta_e$ より小さい場合、 $C_B$ は正であり、人工筋肉は Fig. 5-3 に示すように、縦糸のない側に湾曲する。一方、初期編角 $\theta_0$ は均衡角 $\theta_e$ より大きい場合、 $C_B$ は負であり、これは人工筋肉が縦糸のある側に湾曲することを示す。直感にあった結果が得られていると考えている。

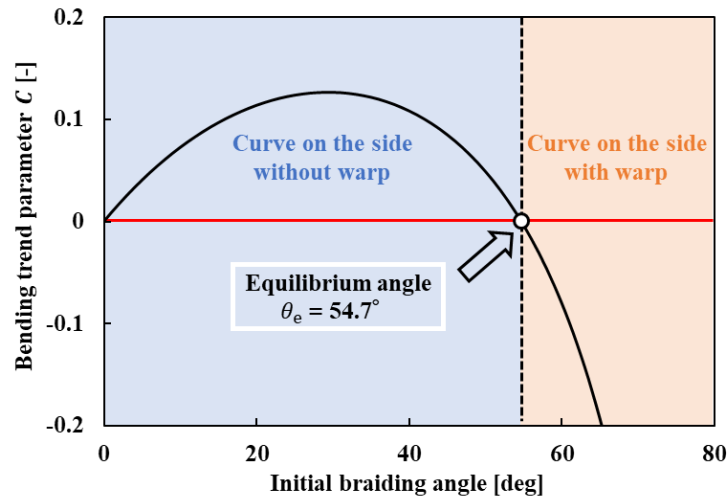


Fig. 5-5 Relationship between initial braiding angle and maximum bending angle (Theoretical)

## 5.2 製作手法

第3章の3.2節で紹介した直動型人工筋肉の製作手法と同じ要領で、ゴムチューブなどの弾性体を繊維の収束部に挿入し、製紐機を駆動すると、ゴムチューブの周りを隙間が均等なスリーブで覆うことができる。ただし、スリーブに Fig. 5-1 示す非伸縮材を編み込み、湾曲型人工筋肉の構造を実現するために、第2章の2.2.1節の Fig. 2-3(c)に示す縦糸複合システムを用いる。そうすると、Fig. 5-6 に示すように非伸縮材を縦糸としてゴムチューブの表面にスリーブに複合されることができ、湾曲型人工筋肉を製作できる。

ナイロンファイバを縦糸として用いることで、Fig. 5-7 に示す湾曲型人工筋を製作した。また、縦糸をはっきり見えるように、黒色のインクで着色した。Fig. 5-7(a)は縦糸の上から見た図であり、縦糸はずれることなく人工筋肉のスリーブに複合され、らせん状なポリエステル繊維で固定されていることがわかる。

湾曲型人工筋肉を製作する際、ゴムチューブはローラによって引き上げられ、伸ばされた状態で繊維と複合される。その後、製紐機から人工筋肉を取り外す際、ゴムチューブは復元力によって元の長さに戻ろうとして短くなる。しかし、軸方向繊維は伸縮性がないため、空圧が印加されていない状態でも人工筋肉全体が Fig. 5-7(b)に示すように、縦糸の反対方向にわずかに湾曲する。

製作した人工筋肉に 200 kPa を印加すると、Fig. 5-7(c)に示すように縦糸のない側に湾曲することが確認できる。これは、Fig. 5-4 に示す湾曲の傾向を一致する。

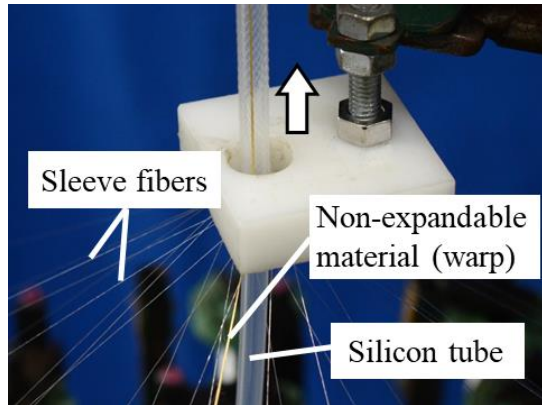


Fig. 5-6 Production using braiding machine

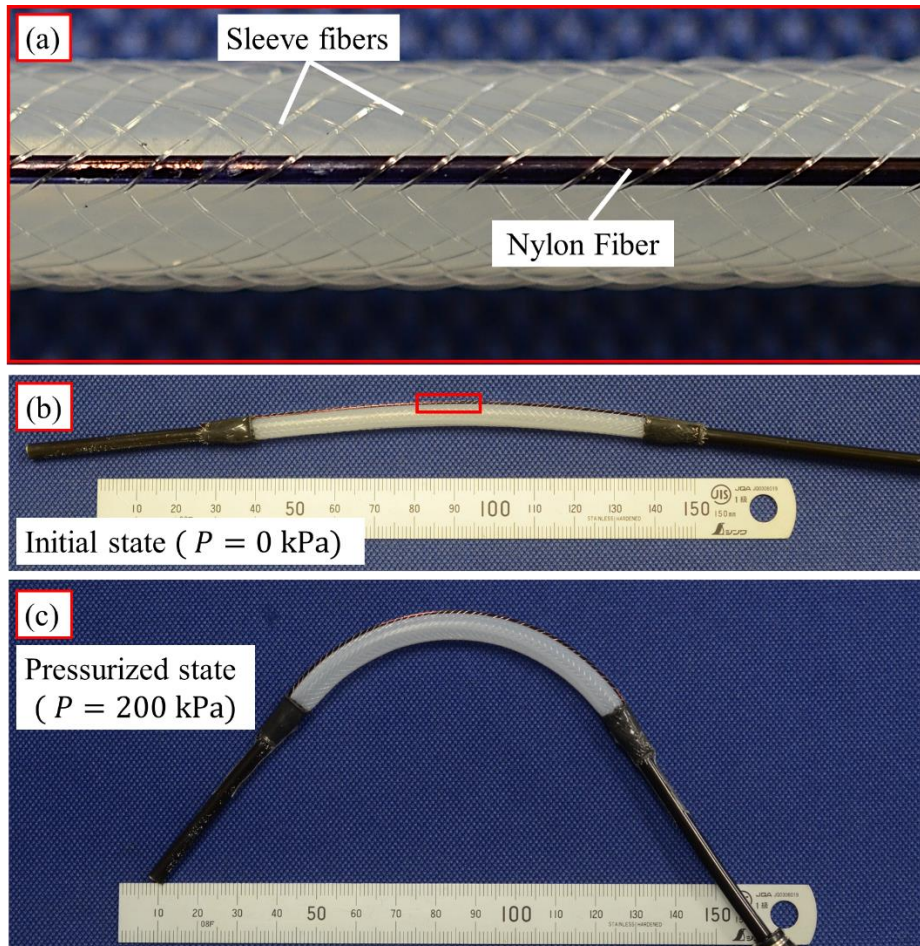


Fig. 5-7 The fabricated bending artificial muscle

### 5.3 評価方法及び特性

製作した湾曲型人工筋肉の特性を明らかにするために、実験システムを構築した。Fig. 5-8に実験システムの概要を示す。PCからの出力信号をインターフェースボード(AIO-160802GY-USB, CONTEC)上にあるデジタル/アナログ(D/A)変換器を介した比例した空気圧を電空レギュレータ(ITV0010-2CS, SMC)で人工筋肉に印加する。空圧計の出力はインターフェースボード上にあるアナログ入力ボード(A/D)を介してPCで取得する。また、湾曲型人工筋肉の駆動特性を評価するために、モーションキャプチャーシステム(PX13.BP.LENS0032, NaturalPoint)を用いることでスマート人工筋肉の実際の変位を測定する。

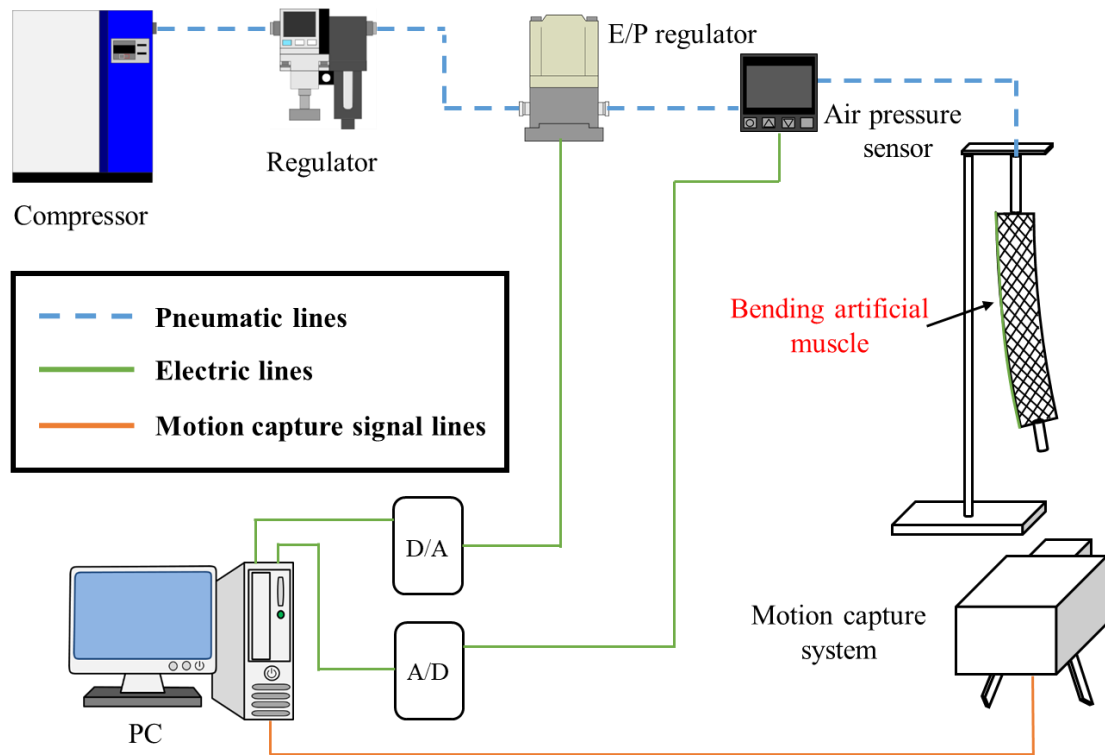


Fig. 5-8 Evaluation setup used for the bending artificial muscle

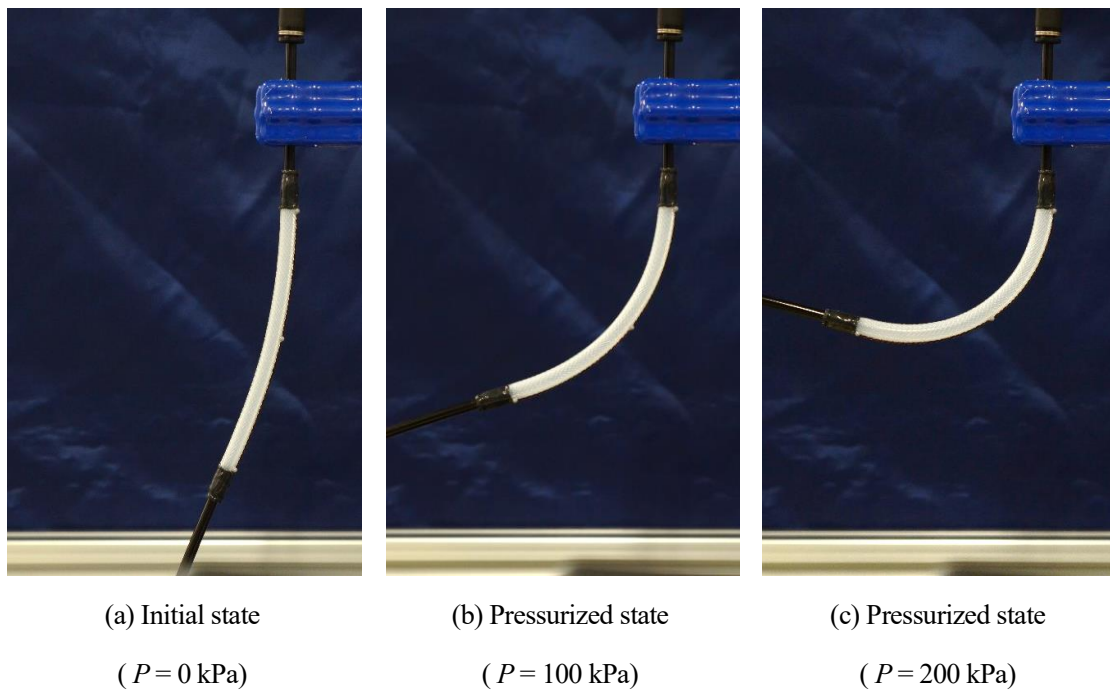


Fig. 5-9 Movement of the bending artificial muscle

Fig. 5-9 は製作した人工筋肉の動きを示す。人工筋肉に空気圧 0 kPa から 200 kPa まで印加した後 0 kPa まで減圧、25 kPa ごと空気圧を印加した際の曲率を調べた。結果は Fig. 5-10 に示す。印加圧力の増加に伴い、人工筋肉の曲率が増加し、空気圧が 0~200kPa の領域において、人工筋肉の曲率は  $4.6 \sim 18.5 \text{ m}^{-1}$  であることがわかった。また、ヒステリシスが観察された。これはスリーブ間の摩擦によって引き起こされることだと考えられる。この現象は、直動型人工筋肉（McKibben 型人工筋肉）でもよく観察される。

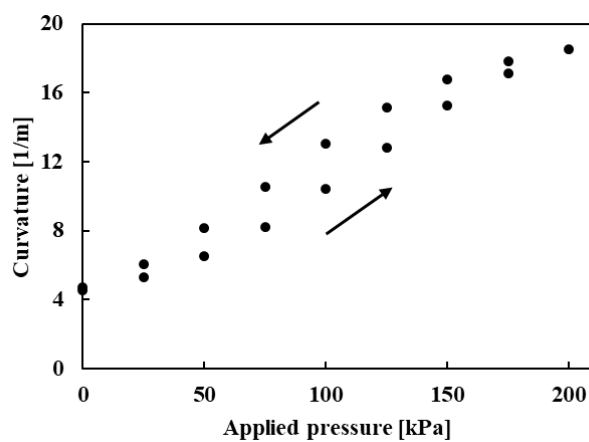


Fig. 5-10 Curvature of bending artificial muscle

## 5.4 変位センシングの実現

本研究では、湾曲型人工筋肉の変位センシングを実現するために、人工筋肉の構成要素である縦糸を光ファイバに置換し、光ファイバの曲げ損失を利用して変位を推定する。この新たに開発された人工筋肉は、湾曲型スマート人工筋肉（Bending-type smart artificial muscles）と呼ばれる。

### 5.4.1 製作

本研究では、センサ機能を有する人工筋肉のスリーブを、第2章の2.2.1節で紹介した製紐機を用いて製作する。縦糸として、中心に光ファイバ1本、両側にエナメル被膜銅線各1本使用する。したがって、第2章の2.2.1節のFig. 2-3(c)で示す隣接する3組の縦糸複合システムを用いた。スリーブ繊維はポリエステル繊維を使用している。Fig. 5-11は、湾曲型スマート人工筋肉を製作する際の様子を示す。

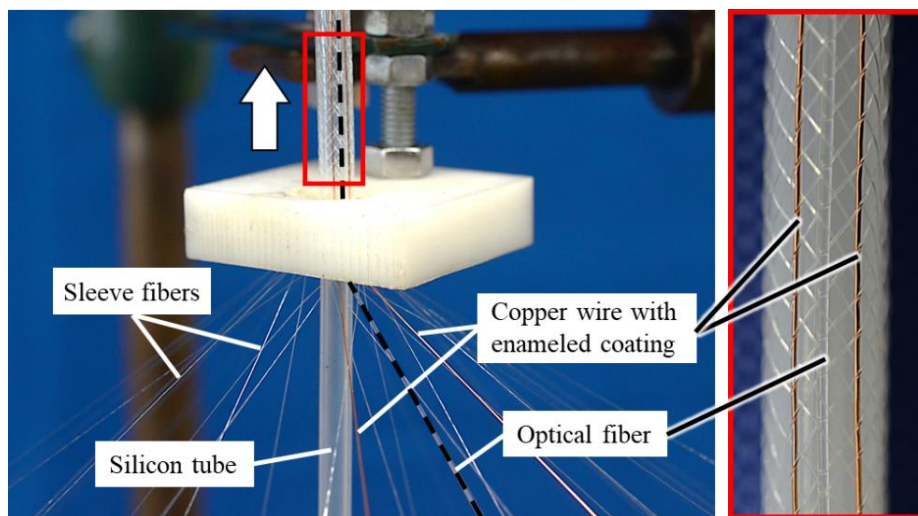


Fig. 5-11 View of the production of bending-type smart artificial muscles using braiding machine

光ファイバの一端には発光部、他端に受光部がとりけられ、それぞれ送気チューブに固定されている。固定された発光部・受光部から直接配線を出すとスマート人工筋肉の両端から配線が出てしまうが、Fig. 5-12(b)に示すように編み込んだ導線を用いることにより、配線を片方にまとめて出すことができ、ソフトロボットのアクチュエータとして利用する際、扱いやすくなると考えている。

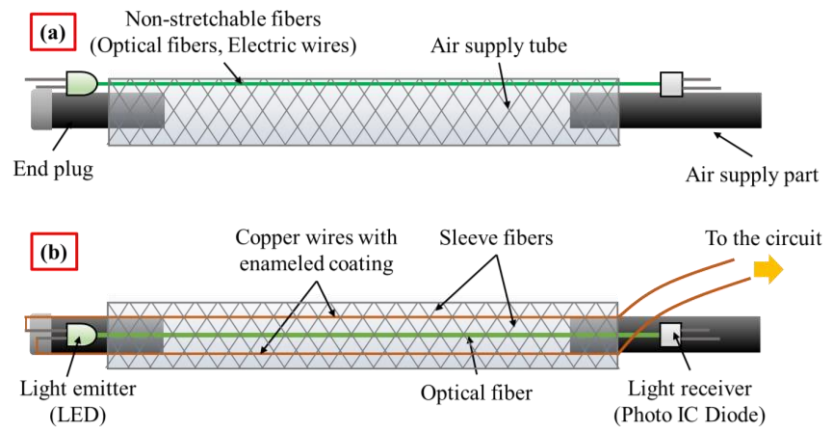


Fig. 5-12 Wiring of bending type smart artificial muscle

製作した湾曲型スマート人工筋肉の初期状態を Fig.5-13(b)に示す. Fig.5-13(a)は側面見た拡大図であり, 光ファイバ 1 本とエナメル被膜銅線 2 本編まれていることがわかる. 200 kPa の空気を印加することで湾曲動作を行っている状態を Fig.5-13(c)に示す. 印加圧力の増加に伴い, 人工筋肉の曲率が増加する.

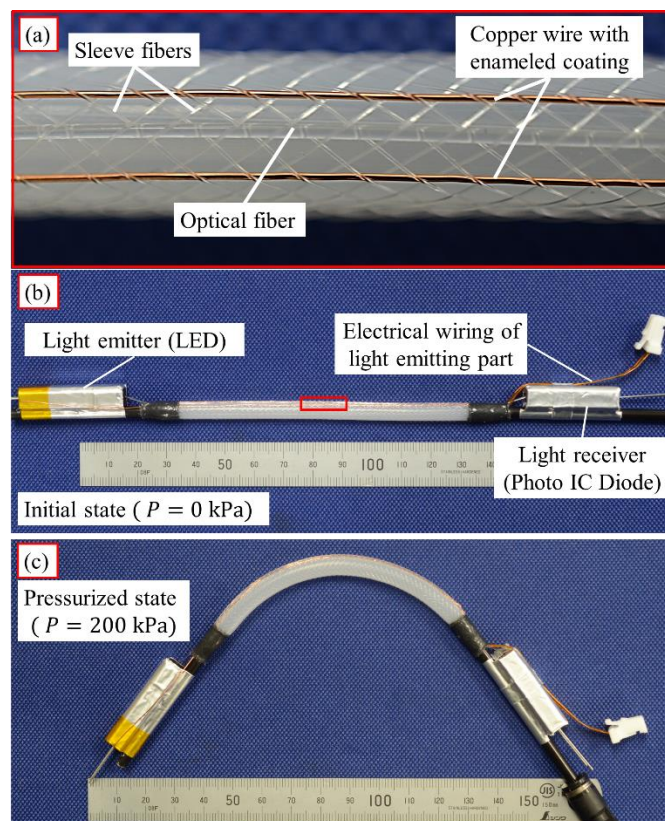


Fig. 5-13 Bending type smart artificial muscle

## 5.4.2 評価と特性

湾曲型スマート人工筋肉の評価システムを Fig.5-14 に示す。5.3 節の Fig. 5-8 に示す湾曲型人工筋肉の評価システムに、光ファイバセンサの測定システムを加えた。

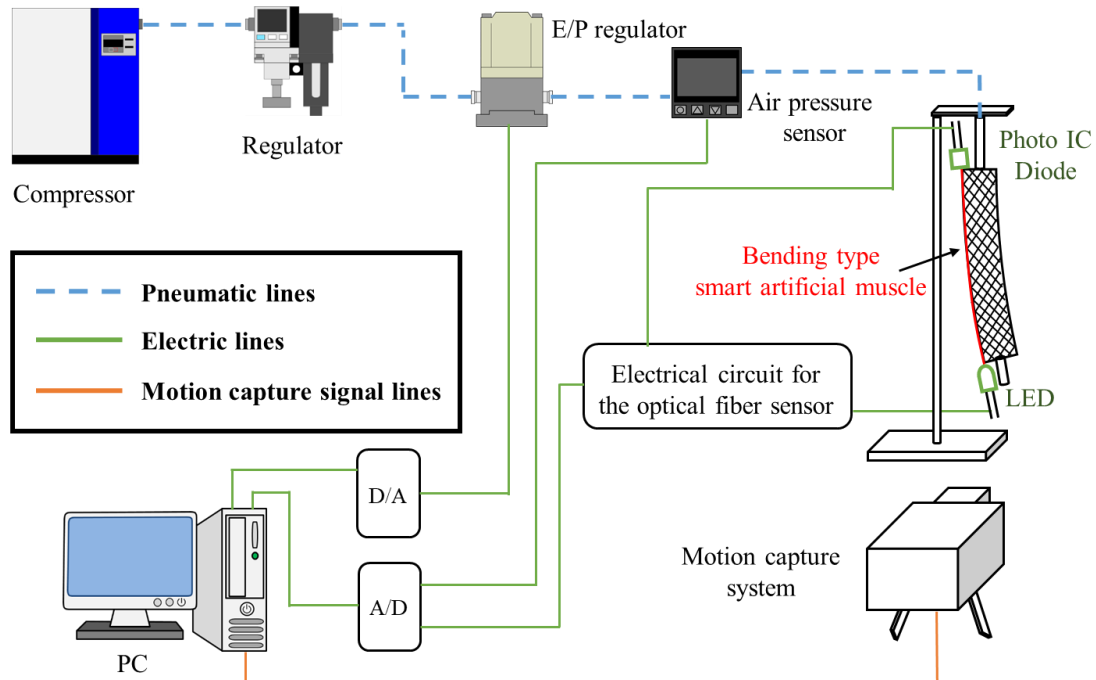


Fig. 5-14 Evaluation system of bending-type smart artificial muscle

湾曲型スマート人工筋肉に加えられる空気圧は、0 から 300 kPa まで 60 秒間で増加し、その後 60 秒間で 0 kPa まで減少させた。この条件下で、湾曲型スマート人工筋肉の駆動およびセンサ特性を調査した。

Fig. 5-15 は、人工筋肉に加えられる空気圧に対する曲率を示している。人工筋肉の駆動範囲は、加えられる空気圧が 0 から 300 kPa の間で 4.2 から 29.2  $m^{-1}$  であることが確認された。

Fig. 5-16 は、人工筋肉の曲率に対するセンサ出力を示している。センサ出力は曲率の増加に伴って減少した。また、曲率が約 15  $m^{-1}$  の範囲では、減圧時のセンサ出力が加圧時のセンサ出力よりも大きく、ヒステリシスが存在することを示している。この現象は、第 2 章の 2.1.2 節で述べた光ファイバの曲げ損失に加えて、光ファイバ内に非常に小さな歪みによるマイクロベンディングロスが生じるためである。マイクロベンディングロスは、人工筋肉が加圧される際にスリーブ繊維が受ける応力に起因する。Fig. 5-15 に示されるように、同じ曲率であっても、加圧時の空気圧は減圧時よりも大きい。加えられる空気圧が高いほど、スリーブ繊維による圧縮

応力が増加し、光ファイバにおけるマイクロベンディングロスが大きくなる。このため、センサ出力は加圧時に減圧時よりも小さくなる。

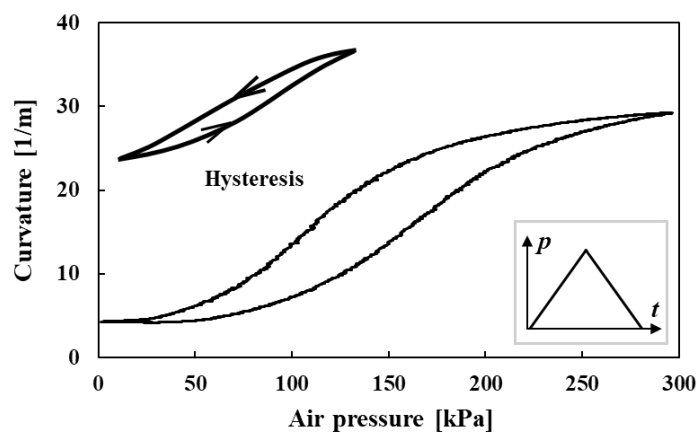


Fig. 5-15 Change in curvature with increasing or decreasing air pressure

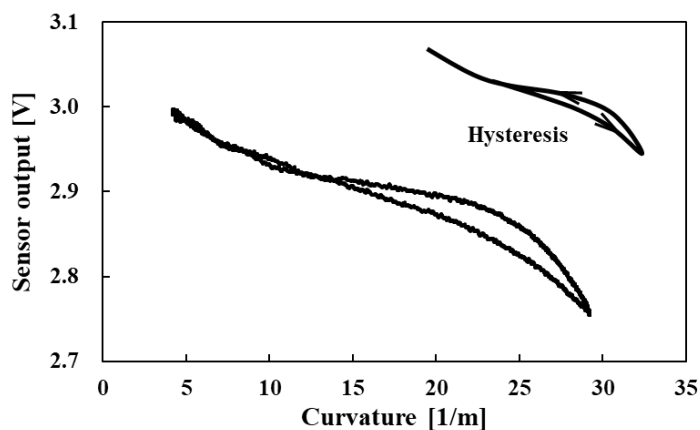


Fig. 5-16 Change in output voltage with increasing or decreasing curvature

## 5.5 まとめ

本章では、湾曲型人工筋肉および湾曲型スマート人工筋肉の製作手法、評価方法、そして特性について検討した。湾曲型人工筋肉は、縦糸に非伸縮性の素材を用いることで湾曲動作を実現し、その駆動範囲とヒステリシスの特性を実験的に明らかにした。さらに、光ファイバを縦糸に置換し、光ファイバの曲げ損失を利用することで、湾曲型スマート人工筋肉の変位センシングを可能にした。

## 第6章 結言

### 6.1 得られた成果

本研究では組紐製造技術を駆使することで、収縮動作、湾曲動作、ねじれ動作を実現する3種類の人工筋肉のシンプルかつ効率的な製作手法を確立した。また、光ファイバセンシング技術を用いることで、各人工筋肉へのセンサの実装を効率的に実現した。

直動型人工筋肉 (McKibben 型人工筋肉) の製作手法および収縮変位センシング方法を提案した。先行研究で示された初期編角と最大収縮率の関係に基づき、製紐機を用いて収縮型 (初期編角が  $54.7^\circ$  より小さい)、保持型 (初期編角が  $54.7^\circ$  ), および伸長型 (初期編角が  $54.7^\circ$  より大きい) の3種類の人工筋肉を製作し、その特性を実験的に評価した。その結果、各人工筋肉の駆動の傾向は先行研究で示された理論モデルと一致することと、製紐機を用いることで任意の初期編角を持つ直動型人工筋肉を製作可能であることを確認した。また、収縮型人工筋肉のスリーブ繊維の一部を光ファイバに置き換え、製紐機を用いてセンサを実装することで、人工筋肉の収縮変位センシングを実現した。さらに、光ファイバセンサを組み込んだ人工筋肉を用いたフィードバック制御実験を通じて、このセンサの有用性を実証した。

ねじれ型人工筋肉の製作手法およびねじれ変位センシング方法を提案した。ねじれ型人工筋肉の構造と類似している繊維強化複合材料として単純化することで、ねじれ角のモデル式を導出した。人工筋肉に使用されるゴムチューブの特性、人工筋肉の長さ、および空気圧の印加条件が同じ場合、ねじれ角が初期編角に依存することを示した。製紐機に取り付けられる半分のポビンに使用される繊維を水溶性繊維とし、製作後に人工筋肉を温水に置くだけでねじれ型人工筋肉の製造を実現するシンプルな手法を提案した。それを用いて5つの異なる条件でねじれ型人工筋肉を製作し、ねじれ角のモデル式の妥当性と製作プロセスの有用性を示した。さらに、ねじれ型人工筋肉の構成要素であるスリーブ繊維の一部を光ファイバに置き換え、ねじれ変位センシングを実現した。

湾曲型人工筋肉の製作手法および湾曲変位センシング方法を提案した。湾曲型人工筋肉を駆動する際の内径変化に着目し、人工筋肉の初期編角と湾曲量の関係を導出した。また、製紐機を用い、拘束用の縦糸を人工筋肉のスリーブの側面に組み込むことで湾曲動作を実現した。さらに、縦糸を光ファイバとエナメル被膜銅線にすることで、人工筋肉の湾曲変位センシングとコンパクトな設計を実現した。

## 6.2 今後の展望

本研究から得られた成果は、柔軟性と高機能性を兼ね備えた人工筋肉の設計と製造の基盤となるものである。今後は以下の方向性でさらなる研究を進める予定である。

### 1. センサ性能の高度化とロバスト性向上

フィードバック制御実験を通じて人工筋肉の有用性を実証したが、非線形特性や外乱環境への適応性を考慮した高精度かつロバストな制御アルゴリズムの開発が今後の課題である。特に、リアルタイムでの動作最適化を実現するために、AIや機械学習を活用した制御手法の導入を検討する。具体的には、時系列を考慮したニューラルネットワークを活用することで、センシング精度の向上が期待される。このアプローチにより、高い精度でのフィードバック制御が実現可能となると考えられる。

### 2. 実用化に向けたプロトタイプ開発と検証

医療機器、リハビリテーション機器、ロボットなど、特定の応用分野におけるプロトタイプの開発を進める。また、実際の使用環境での動作試験を通じて、人工筋肉の実用性を検証し、産業界や医療分野との連携を深める。

基礎検討として、以下の2つソフトメカニズムを試作した。

#### ・配管内移動ソフトメカニズム

編角がそれぞれ  $25^\circ$ 、 $40^\circ$ 、 $25^\circ$  の McKibben 型人工筋肉ユニットを連結し、配管内を移動可能なソフトメカニズムを試作した。第1ユニットから第3ユニットまで順次空圧を印加することで、第2ユニットと他のユニットの径方向膨張量の差を利用し、Fig. 6-1 に示すようにインチワーム機構のように配管を保持しながら前進することを実現した。

#### ・2自由度ソフトメカニズム

ねじれ型人工筋肉と湾曲型人工筋肉を連結し、2自由度を有するソフトメカニズムを試作した。Fig. 6-2 に試作したソフトメカニズムの動作を示す。

将来的には、試作した両ソフトメカニズムを一体化し、災害用移動検査ロボット、経口・経鼻内視鏡、さらには手術支援ロボットなどへの応用を目指す。

以上の取り組みを通じて、繊維強化型人工筋肉のさらなる進化とその応用分野の拡大を目指す。本研究で得られた知見と技術は、人々の生活の質の向上や産業技術の発展に寄与するものと確信している。

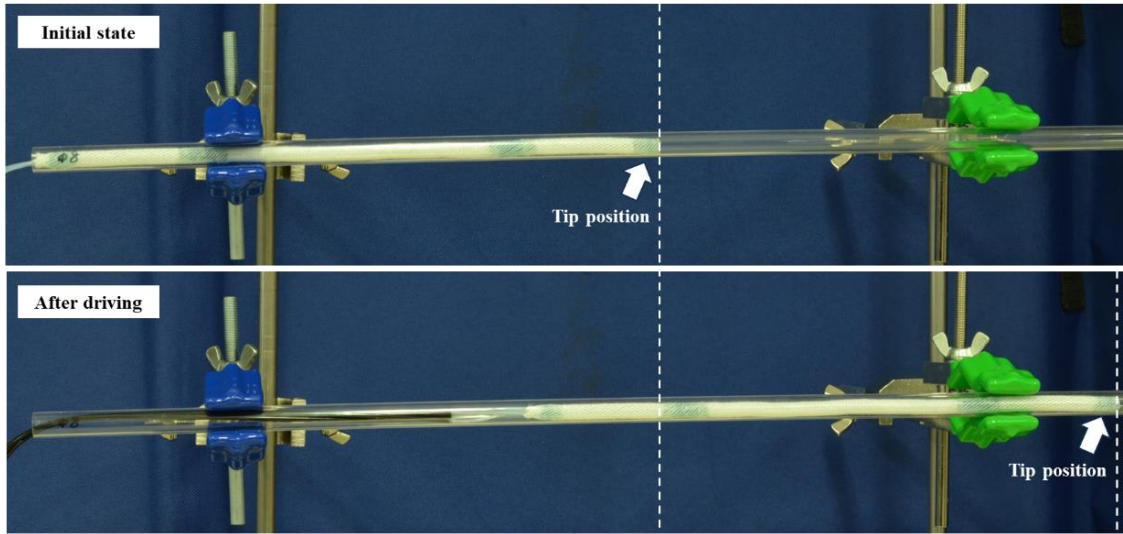


Fig. 6-1 Soft mechanism for moving in piping

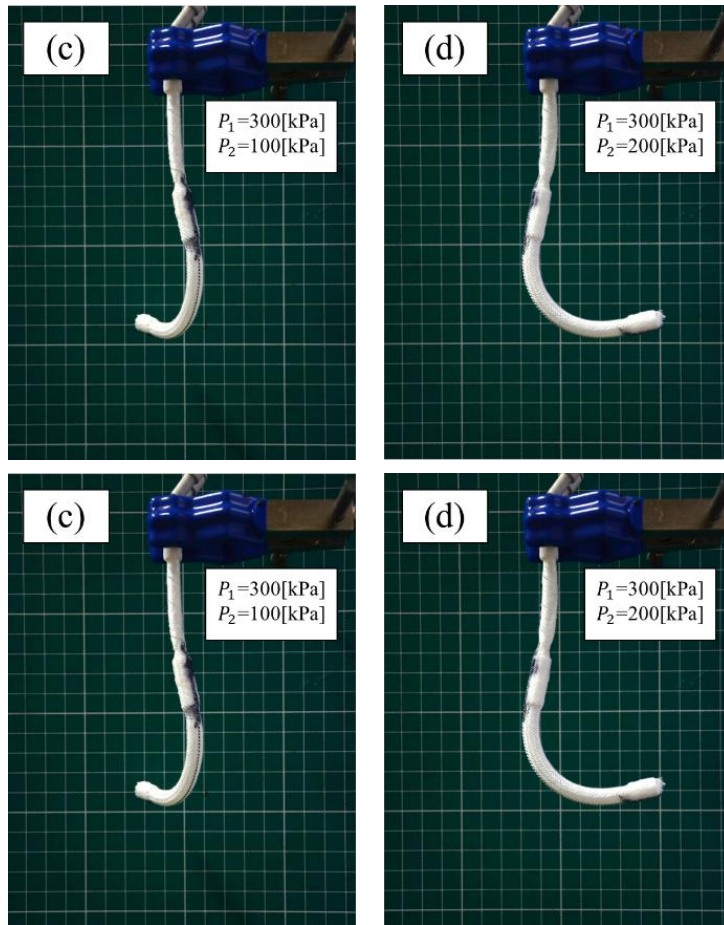


Fig. 6-2 Movement of 2-DOF soft mechanism

# 参考文献

## 第1章

- [1-1] Q. Guan, J. Sun, Y. Liu, N. M. Wereley, and J. Leng, Novel Bending and Helical Extensile/Contractile Pneumatic Artificial Muscles Inspired by Elephant Trunk,” *Soft Robot.*, vol. 7, no. 5, pp. 597–614, Oct. 2020, doi: 10.1089/soro.2019.0079.
- [1-2] P. T. Phan, M. T. Thai, T. T. Hoang, N. H. Lovell, and T. N. Do, “HFAM: Soft Hydraulic Filament Artificial Muscles for Flexible Robotic Applications,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 226637–226652, Dec. 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3046163.
- [1-3] S. Kurumaya, B. T. Phillips, K. P. Becker, M. H. Rosen, D. F. Gruber, K. C. Galloway, K. Suzumori, and R. J. Wood, “A Modular Soft Robotic Wrist for Underwater Manipulation,” *Soft Robot.*, vol. 5, no. 4, pp. 399–409, Aug. 2018, doi: 10.1089/soro.2017.0097.
- [1-4] P. Polygerino, Z. Wang, J. T. B. Overvelde, K. C. Galloway, R. J. Wood, K. Bertoldi, and C. J. Walsh, “Modeling of Soft Fiber-Reinforced Bending Actuators,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 31, no. 3, pp. 778–789, Jun. 2015, doi: 10.1109/TRO.2015.2428504.
- [1-5] A. A. M. Faudzi, M. Rusydi. M. Razif, I. N. A. M. Nordin, K. Suzumori, S. Wakimoto, and D. Hirooka, “Development of bending soft actuator with different braided angles,” in *2012 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Kaohsiung, Taiwan: IEEE, Jul. 2012, pp. 1093–1098. doi: 10.1109/AIM.2012.6266037.
- [1-6] D. Sangian, A. Jeiranikhameneh, S. Naficy, S. Beirne, and G. M. Spinks, “Three-Dimensional Printed Braided Sleeves for Manufacturing McKibben Artificial Muscles,” *3D Print. Addit. Manuf.*, vol. 6, no. 1, pp. 57–62, Mar. 2019, doi: 10.1089/3dp.2018.0103.
- [1-7] M. Schaffner, J. A. Faber, L. Pianegonda, P. A. Rühls, F. Coulter, and A. R. Studart, “3D printing of robotic soft actuators with programmable bioinspired architectures,” *Nat. Commun.*, vol. 9, no. 1, p. 878, Feb. 2018, doi: 10.1038/s41467-018-03216-w.
- [1-8] M. D. Gilbertson, G. McDonald, G. Korinek, J. D. V. D. Ven, and T. M. Kowalewski, “Serially Actuated Locomotion for Soft Robots in Tube-Like Environments,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 2, no. 2, pp. 1140–1147, Apr. 2017, doi: 10.1109/LRA.2017.2662060.
- [1-9] T. Akagi, S. Dohta, H. Kuno, and M. Ihara, “Improvement of McKibben Artificial Muscle with Long Stroke Motion and Its Application,” *J. Syst. Des. Dyn.*, vol. 4, no. 4, pp. 538–551, 2010,

doi: 10.1299/jsdd.4.538.

- [1-10] L. N. Awad, J. Bae, K. O'Donnell, S. M. M. D. Rossi, K. Hendron, L. H. Sloat, P. Kudzia, S. Allen, K. G. Holt, T. D. Ellis, and C. J. Walsh "A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke," *Sci. Transl. Med.*, vol. 9, no. 400, eaai9084, Jul. 2017, doi: 10.1126/scitranslmed.aai9084.
- [1-11] K. C. Galloway, K. P. Becker, B. Phillips, J. Kirby, S. Licht, D. Tchernov, R. J. Wood, and D. F. Gruber "Soft Robotic Grippers for Biological Sampling on Deep Reefs," *Soft Robot.*, vol. 3, no. 1, pp. 23–33, Mar. 2016, doi: 10.1089/soro.2015.0019.
- [1-12] M. Cianchetti, T. Ranzani, G. Gerboni, T. Nanayakkara, K. Althoefer, P. Dasgupta, and A. Menciassi, "Soft Robotics Technologies to Address Shortcomings in Today's Minimally Invasive Surgery: The STIFF-FLOP Approach," *Soft Robot.*, vol. 1, no. 2, pp. 122–131, Jun. 2014, doi: 10.1089/soro.2014.0001.
- [1-13] S. Wakimoto, K. Suzumori, and T. Kanda, "Development of intelligent McKibben actuator," in *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Edmonton, Alta., Canada: IEEE, 2005, pp. 487–492. doi: 10.1109/IROS.2005.1545315.
- [1-14] N. Farrow and N. Correll, "A soft pneumatic actuator that can sense grasp and touch," in *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Hamburg, Germany: IEEE, Sep. 2015, pp. 2317–2323. doi: 10.1109/IROS.2015.7353689.
- [1-15] Z. Wang, P. Polygerinos, J. T. B. Overvelde, K. C. Galloway, K. Bertoldi, and C. J. Walsh, "Interaction Forces of Soft Fiber Reinforced Bending Actuators," *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 22, no. 2, pp. 717–727, Apr. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2016.2638468.
- [1-16] 中村太郎, "図解 人工筋肉 ソフトアクチュエータが拓く世界", 日刊工業新聞社, pp.49, 2011 年.
- [1-17] ブリヂストーン Softrobotics Ventures , ロボットハンド , URL: <https://www.bridgestone.co.jp/products/softrobotics/>, 2024 年 12 月 20 日アクセス.
- [1-18] S. Kurumaya, H. Nabae, G. Endo, and K. Suzumori, "Design of thin McKibben muscle and multifilament structure," *Sens. Actuators Phys.*, vol. 261, pp. 66–74, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.sna.2017.04.047.
- [1-19] S. Wakimoto, I. Kumagai, and K. Suzumori, "Development of Variable Stiffness Colonoscope Consisting of Pneumatic Drive Devices," *Int. J. Autom. Technol.*, vol. 5, no. 4, pp. 551–558, Jul. 2011,

doi: 10.20965/ijat.2011.p0551.

- [1-20] ダイヤ工業, DARWING Power Assist Walk (ダーウィン パワーアシストウォーク), URL: <https://www.daiyak.co.jp/product/detail/?id=911>, 2024 年 12 月 20 日アクセス.
- [1-21] 株式会社イノフィス, マッスルスーツ Exo-Power (エクソパワー), URL: [https://musclesuit.co.jp/exo\\_power/](https://musclesuit.co.jp/exo_power/), 2024 年 12 月 20 日アクセス.
- [1-22] M. C. Yuen, R. Kramer-Bottiglio, and J. Paik, "Strain sensor-embedded soft pneumatic actuators for extension and bending feedback," in *2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, Livorno: IEEE, Apr. 2018, pp. 202–207. doi: 10.1109/ROBOSOFT.2018.8404920.
- [1-23] S. Kuriyama, M. Ding, Y. Kurita, and J. Ueda, "Flexible Sensor for McKibben Pneumatic Artificial Muscle Actuator," *Int. J. Autom. Technol.*, vol. 3, no. 6, pp. 731–740, Nov. 2009, doi: 10.20965/ijat.2009.p0731.
- [1-24] T. Akagi, S. Dohta, Y. Kenmotsu, F. Zhao, and M. Yoneda, "Development of Smart Inner Diameter Sensor for Position Control of McKibben Artificial Muscle," *Procedia Eng.*, vol. 41, pp. 105–112, 2012, doi: 10.1016/j.proeng.2012.07.149.
- [1-25] T. Yano, S. Fujimoto, T. Akagi, and W. Kobayashi, "Development of Outer Diameter Sensor for Position Control of McKibben Artificial Actuator Using Hall-effect Sensor," *Int. J. Mech. Eng. Robot. Res.*, pp. 190–196, 2020, doi: 10.18178/ijmerr.9.2.190-196.
- [1-26] A. Hitzmann, Y. Wang, T. Kessler, and K. Hosoda, "Using conductive fabrics as inflation sensors for pneumatic artificial muscles," *Adv. Robot.*, vol. 35, no. 16, pp. 995–1011, Aug. 2021, doi: 10.1080/01691864.2021.1957015.
- [1-27] B. Jamil and Y. Choi, "Modified Stiffness-Based Soft Optical Waveguide Integrated Pneumatic Artificial Muscle (PAM) Actuators for Contraction and Force Sensing," *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 26, no. 6, pp. 3243–3253, Dec. 2021, doi: 10.1109/TMECH.2021.3056563.
- [1-28] S. Zhong, Z. Gai, Y. Yang, Y. Zhao, Y. Qi, Y. Yang, and Y. Peng, "A contraction length feedback method for the McKibben pneumatic artificial muscle," *Sens. Actuators Phys.*, vol. 334, p. 113321, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.sna.2021.113321.
- [1-29] Y. L. Park and R. J. Wood, "Smart pneumatic artificial muscle actuator with embedded microfluidic sensing," in *2013 IEEE SENSORS*, Baltimore, MD, USA: IEEE, Nov. 2013, pp. 1–4. doi: 10.1109/ICSENS.2013.6688298.

- [1-30] S. Ceron, I. Cohen, R. Shepherd, J. Pikul, and C. Harnett, “Fiber Embroidery of Self-Sensing Soft Actuators,” *Biomimetics*, vol. 3, no. 3, p. 24, Sep. 2018, doi: 10.3390/biomimetics3030024.
- [1-31] J. Legrand, B. Loenders, A. Vos, L. Schoevaerdt, and E. V. Poorten, “Integrated Capacitance Sensing for Miniature Artificial Muscle Actuators,” *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 3, pp. 1363–1372, Feb. 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2946268.

## 第 2 章

- [2-1] 魚住忠司, “次世代先端材料に受け継がれる伝統技術—組紐技術を用いた高性能コンポジット”, 繊維機械学会誌, 56 巻, 1 号, p.25-29, 2003 年, doi: 10.4188/transjtmsj.56.25.
- [2-2] 木下雅子, “世界の組紐からみた文化の伝承と創造”, 日本家政学会誌, 38 巻, 6 号, p.527-530, 1987 年, doi: 10.11428/jhej1987.38.527.
- [2-3] 伊賀組紐 くみひも平井, 組台について, URL: <https://www.dentohirai.com/cont3/main.html/>, 2024 年 12 月 20 日アクセス.
- [2-4] 則次俊郎: 流体アクチュエータ, 流体アクチュエータの製造方法, 流体アクチュエータを備えた筋力補助装置, 及び流体アクチュエータで構成した拘束具, 特開 2007-68794, 2007.
- [2-5] A. Djordjevich and M. Boskovic, “Curvature gauge,” *Sens. Actuators A Phys.*, vol. 42, no. 2-3, p. 193-198, Feb. 1996, doi: 10.1016/0924-4247(95)01222-2.
- [2-6] G. Durana, J. Zubia, J. Arrue, G. Aldabaldetrek, and J. Mateo, “Dependence of bending losses on cladding thickness in plastic optical fibers,” *Appl. Opt.*, vol. 42, no. 6, p. 997 -1002, Feb. 2003, doi: 10.1364/AO.42.000997.
- [2-7] L. Meng, L. Wang, H. Xiong, H. Wang, and X. Guo, “An investigation in the influence of helical structure on bend loss of pavement optical fiber sensor,” *Optik*, vol. 183, pp. 189–199, Apr. 2019, doi: 10.1016/j.ijleo.2019.02.102.
- [2-8] H. Zhao, J. Jalving, R. Huang, R. Knepper, A. Ruina, and R. Shepherd, “A Helping Hand: Soft Orthosis with Integrated Optical Strain Sensors and EMG Control,” *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 23, no. 3, pp. 55–64, Sep. 2016, doi: 10.1109/MRA.2016.2582216.
- [2-9] H. Zhao, K. O’Brien, S. Li, and R. F. Shepherd, “Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides,” *Sci. Robot.*, vol. 1, no. 1, eaai7529, Dec. 2016, doi: 10.1126/scirobotics.aai7529.
- [2-10] K. Masuya, “Low-Cost Coil-Shaped Optical Fiber Displacement Sensor for a Twisted and Coiled

Polymer Fiber Actuator Unit,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 5, no. 4, pp. 6497–6503, Oct. 2020, doi: 10.1109/LRA.2020.3013882.

- [2-11] W. Tian, S. Wakimoto, T. Kanda, and D. Yamaguchi, “Displacement Sensing of an Active String Actuator Using a Step-Index Multimode Optical Fiber Sensor,” *Sensors*, vol. 22, no. 9, 3232, Apr. 2022, doi: 10.3390/s22093232.
- [2-12] S. Sareh, Y. Noh, M. Li, T. Ranzani, H. Liu, and K. Althoefer, “Macrobend optical sensing for pose measurement in soft robot arms,” *Smart Mater. Struct.*, vol. 24, no. 12, 125024, Dec. 2015, doi: 10.1088/0964-1726/24/12/125024.
- [2-13] 三菱ケミカル, 「エスカ」, URL: <https://www.pofeska.com/product/01/index.html>, 2025 年 1 月 7 日アクセス.

### 第 3 章

- [3-1] R. H. Gaylord, Fluid actuated motor system and stroking device, Patent 2-238-058, USA, 1958.
- [3-2] B. Tondu, “Modelling of the McKibben artificial muscle: A review,” *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, vol. 23, no. 3, pp. 225–253, Feb. 2012, doi: 10.1177/1045389X11435435.
- [3-3] H. F. Schulte, The Characteristics of the McKibben Artificial Muscle, *The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics*, National Academy of Sciences-National Research Council, pp. 94-115, 1961.

第 4, 5, 6 章において, 新規参考文献はない.

## 謝辞

本論文は、筆者が岡山大学大学院自然科学研究科システム構成学研究室において行った令和2年4月から令和7年3月までの5年間の研究をまとめたものです。

本研究を進めるにあたって、温かい御指導と御鞭撻を賜りました脇元修一准教授、神田岳文教授、山口大介助教に心より感謝の意を表します。

岡山大学環境生命自然科学学域適応学習システム制御学教育研究分野の松野隆幸教授、生体機械システム学教育研究分野の亀川哲志教授には、お忙しい中、本論文を査読・審査して頂きました。厚く御礼申し上げます。

そして、実験の遂行に関して多大なご助力をいただいた株式会社池田製紐所の清板祝士氏に深く感謝の意を表します。本論文を作成するにあたり、お忙しい中本論文を添削して頂いた久保和己氏、渡部絃平氏、笹沼将吾氏に厚く御礼申し上げます。

最後に、日常の議論を通じて多くの知識や示唆を頂戴いたしましたシステム構成学研究室の皆様感謝の言葉を述べて謝辞といたします。

令和7年1月7日

田偉航