

令和6年度 卒業論文

人工筋肉の湾曲配置による
肘関節の性能の向上

主任指導教員 平光 立拓 助 教

指導教員 関 啓明 教 授

辻 徳生 准教授

理工学域 フロンティア工学類

佐藤 颯介

令和7年2月7日提出

目 次

1	緒言	1
1.1	研究背景	1
1.2	研究目的	2
1.3	本論文の構成	2
2	肘部アシスト機構の開発	4
2.1	McKibben 型人工筋肉の設計	4
2.2	肘部アシスト機構の構成と設計	6
3	肘角度理論解析	8
3.1	肘角度の理論モデル	8
4	肘角度測定実験	12
4.1	実験装置	12
4.2	実験方法	13
4.3	実験結果と考察	15
5	結言	16
	参考文献	17

1 緒言

1.1 研究背景

近年,McKibben 型人工筋肉は,その柔軟性や軽量性,高い収縮力を活かし,ヒトの運動機能を補助するデバイスとしての応用が期待されている.特に,アシストスーツや義手などのリハビリテーション機器において,従来のモータ駆動型装置と比較して,より直感的な操作が可能であるとされている [1].しかし,McKibben 型人工筋肉には,収縮率の制限などの課題があり,効果的なアシストを実現するためには,適切な配置設計が不可欠である.人工筋肉の配置方法によって,出力トルクや肘関節の可動範囲が大きく変化するため,適切な設計指針を確立することが重要である.河村らは,上肢リハビリテーション用のパワーアシストスーツを開発し,積分筋電位を指標とした評価実験を行うことで,実際に人工筋肉を人体の筋肉に沿わせて配置することで,腕橈骨筋及び三角筋前部に対し,そのアシスト効果を示している [2].また,阿部らは,コンパクトなデザインの上肢補助デライトスーツを開発し,様々な姿勢での肘関節屈曲動作を実現した [3].人工筋肉の配置位置を複数用意することで,肘や肩関節の伸展・屈曲支援を実現している.またこの研究では,出力肘角度が低く,十分な動作支援が得られない可能性が主張されており,更に優れた人工筋肉の配置方法が必要だと指摘している.さらに,佐々木らは,空気圧ゴム人工筋を用いた上肢動作支援ウェアラブルマスタスレーブ装置を開発し,肘関節の安定した屈曲動作を実現している [4].屈曲トルクが反対側に発生してしまうという問題に対して,McKibben 型人工筋肉を装置側面に配置したプーリによって折り曲げることで対策している.また,別のマッスルスーツに関する研究では,人工筋肉を経験的に配置して装置を製作している [5].日常的な動作を補助するのに必要なアシストする範囲が不足しているため,より詳細な人工筋肉の配置方法についての検討が必要であることを示唆している.

これらの研究を踏まえると,人工筋肉の適切な配置設計が,アシスト機構の性能向上に重要な要素であることが分かる.しかし,従来研究では関節における人工筋肉の配置に関する体系的な検討が不足しており,特に,関節の角度やトルク出力に与える影響についての理論的・実験的分析が十分に行われていない.本研究では,特に肘関節角度に着目し,人工筋肉の配置が肘関節の屈曲動作に及ぼす影響を明らかにする.

1.2 研究目的

本研究では、肘関節の動作を補助するアシスト機構を対象とし、人工筋肉の湾曲配置が肘角度出力に与える影響を理論的および実験的に検討する。簡単のため二次元平面内での人工筋肉の配置方法が肘関節の屈曲動作にどのように影響するかを明らかにすることを本研究の目的と設定する。具体的には、以下の3つの目標を設定する：

- 肘関節の実機モデルを製作し、二次元平面内における人工筋肉の固定位置を明確化する。
- ある二次元平面内での人工筋肉の湾曲配置においての理論モデルを作成する。
- 実験によって、人工筋肉の湾曲配置が肘角度出力の性能に有効か検証する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。

第一章 緒言

第一章では、人工筋肉の配置が肘関節の屈曲動作の性能向上に寄与する可能性を示唆し、従来研究における人工筋肉を湾曲させた配置に関する体系的な検討が不十分であることを指摘した。また、本研究の目的として、人工筋肉の配置と肘角度の関係を理論的・実験的に分析することを掲げ、その達成に向けた研究の構成について述べた。

第二章 肘部アシスト機構の開発

第二章では、まず McKibben 型人工筋肉の概要について説明し、その特性や構造について述べる。また、製作した McKibben 型人工筋肉と肘部アシスト機構の構造について説明する。

第三章 肘角度理論解析

第三章では、肘部アシスト機構のモデルを用いて、肘角度の理論モデルを構築する。これは人工筋肉の湾曲配置の有効性を検証するための基礎となる。

第四章 肘角度測定実験

第四章では, 第三章で導出した理論モデルの妥当性を検証するために, 肘角度測定実験を行う. 実験装置と実験方法について述べ, 実験結果を解析し, 理論との比較を行いその差異の原因を考察する.

第五章 結言

第五章では, 本研究で得られた知見についてまとめる.

2 肘部アシスト機構の開発

2.1 McKibben 型人工筋肉の設計

McKibben 型人工筋肉は、軽量で柔軟性があり、単位重量当たりの出力が高い空気圧駆動のソフトアクチュエータである。この柔軟さは、人間と接触する機器に求められる特徴と考えられ、軽量さは、装着時の負担を軽減するので McKibben 型人工筋肉は福祉機器に適していると期待される [6]。また、破損した際も外部に漏れるのは空気のみであるため、安全性が高い。さらに、電気を使用しないため漏電、感電などのリスクがない [7]。デメリットとしては、チューブやバルブ、コンプレッサなどの設備が必要であることが挙げられるが、水の気液化学変換を電流で行う方法などが研究されており、今後の発展が期待される [8]。McKibben 型人工筋肉の主要構成はチューブ、スリーブ、そして両端を固定するハウジングである。チューブには、弾性を有しているゴムなどの素材が主に使用され、その外側のスリーブは繊維が格子状に編み込まれたものであり、ハウジングのような両端を固定する方法はいくつか存在し、接着剤を使用する方法や針金を巻き付ける方法やホースクランプを使用する方法などがある [7]。

本研究で製作した McKibben 型人工筋肉を図 2.1 に示す。編組スリーブの内部に伸縮性のあるシリコンチューブを通し、片端をシールし、もう片端にホースを通した。以下、これらをそれぞれシール端とインレット端と呼ぶ。

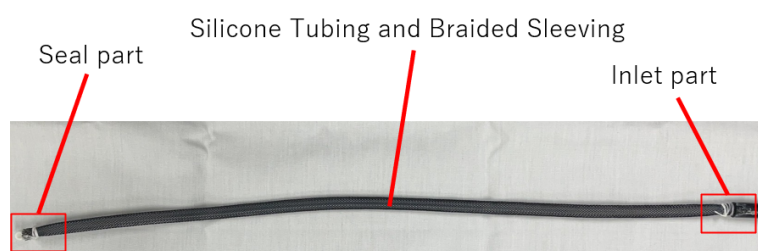


Fig. 2.1 McKibben-type artificial muscles

まず, シール端の構造について図 2.2 に示す. シリコンチューブの内部にシール端接続部品という樹脂でできた部品を挿入し, シリコンチューブの端部をポリエステル紐で縛った後, 接着剤を用いてシールを行った.

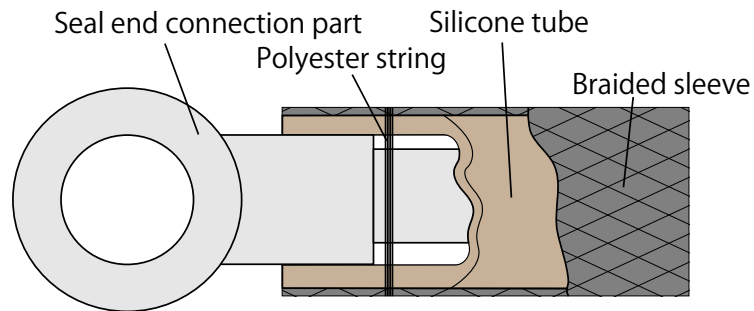


Fig. 2.2 Seal part

次に, インレット端の構造について図 2.3 に示す. シリコンチューブと編組スリーブの外部にウレタンホースを通し, シリコンチューブの端部をポリエステル紐で縛った後, 接着剤を用いてシールを行った. これにより, シリコンチューブの加圧に伴う内部の空気漏れを防ぐ事が出来た. また, 非加圧時の人工筋肉の長さは 400 mm, 外径は 50 mm, 内径は 20 mm とした. 以下, この条件の人工筋肉で理論構築と実験を行う.

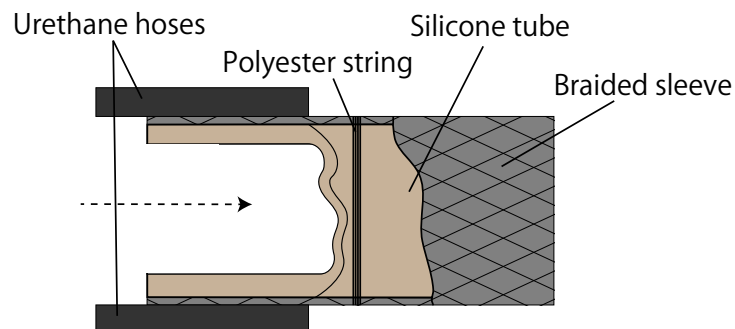


Fig. 2.3 Inlet part

2.2 肘部アシスト機構の構成と設計

肘部アシスト機構の開発にあたって, 人間の肘部の動きのイメージを図 2.4 に示す. 人間の肘関節は, 上腕骨と前腕骨で構成される蝶番関節であり, 屈曲と伸展の動作を行う. この動作は, 上腕二頭筋や上腕三頭筋の収縮によって制御され, 肘関節を中心に前腕が動くことで実現される. 実際に製作した肘部アシスト機構を図 2.5 に示す. この機構は, 人工筋肉の収縮によって蝶番で模した肘関節を動かすことで, 屈曲と伸展の動作を作り出す. 本機構は, McKibben 型人工筋肉, 蝶番, 上腕フレーム, 前腕フレーム, プーリで主に構成されている. McKibben 型人工筋肉は前腕・上腕フレームに接続されており, 前腕フレームを駆動する役割を担う. さらに上腕フレームには, プーリが取り付けられており, 上腕フレームと前腕フレームは蝶番によって連結されている. また, プーリは人工筋肉の経路を湾曲させるために配置されており, シャフトとカラーを用いてアルミ板に固定されている. なお, アルミ板による摩擦でプーリの回転が阻害されないよう, プーリとアルミ板の間には約 1.0 mm の隙間を設けている. プーリと固定部品の配置の正面図および側面図を図 2.6 に示す.

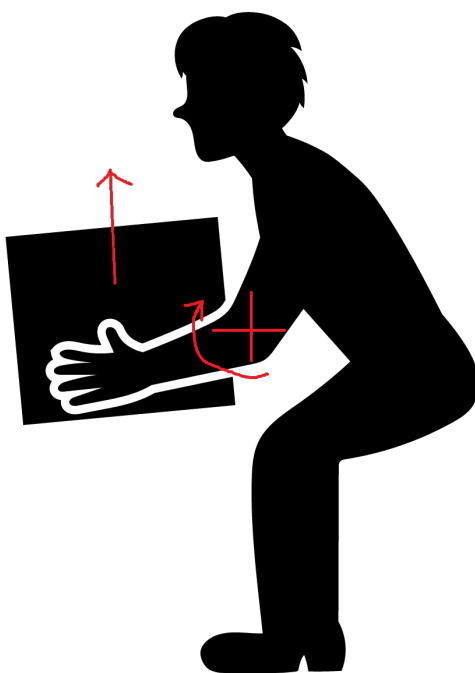


Fig. 2.4 Assumed behavior

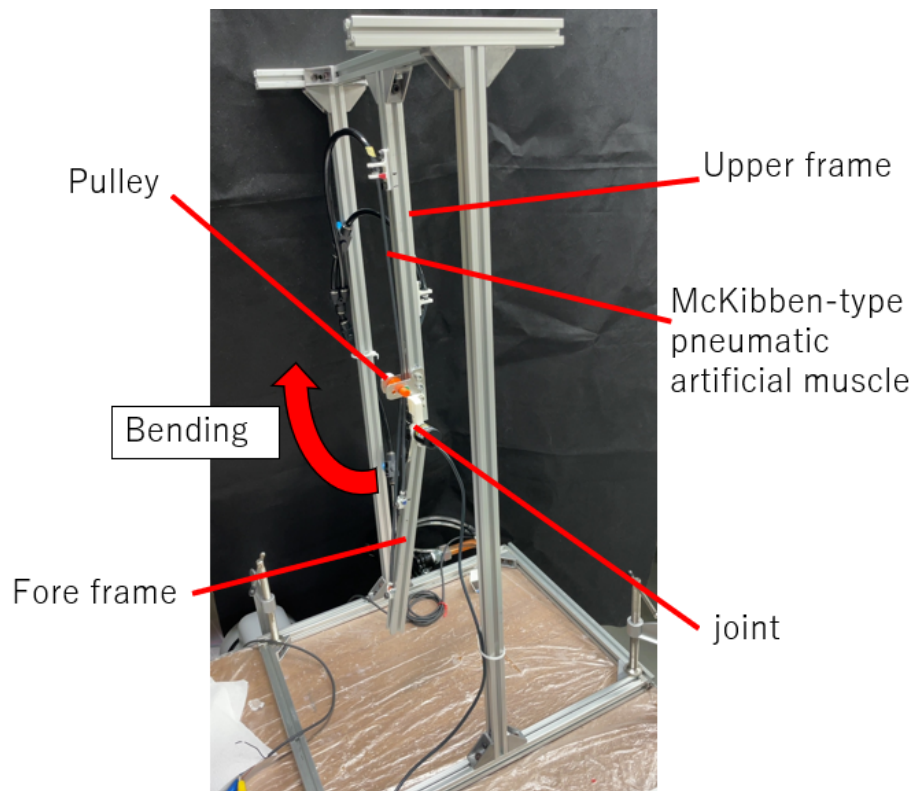


Fig. 2.5 Elbow assist mechanism

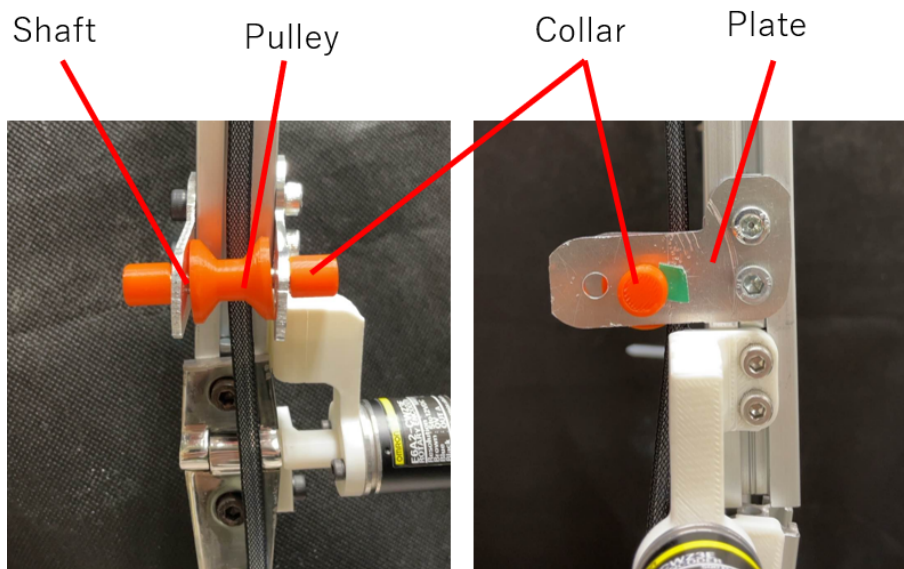


Fig. 2.6 Pulleys and their fixing parts

3 肘角度理論解析

3.1 肘角度の理論モデル

肘関節を単純な回転対偶と仮定し, 人工筋肉の固定位置やプーリーの影響を考慮して, 二次元平面内で人工筋肉を 1 本配置した場合の理論モデルを構築する. 図 3.1 と図 3.2 に肘部アシスト機構のモデルを示す. 人工筋肉の自然長を l_{m0} , 模式図の点 A から点 P の人工筋肉の長さを $l_{m,upper}$, 点 P から点 B の人工筋肉の長さを $l_{m,fore}$ とする. 肘部アシスト機構の肘関節から上腕部の人工筋肉固定位置までの距離を l_{upper} , 下腕部の人工筋肉固定位置までの距離を l_{fore} とする. プーリーの位置について, 上腕フレームからプーリまでの距離を p_x , 肘関節から上腕フレームに沿った方向のプーリまでの距離を p_y とする. 点 P から点 O までの長さを l_a , 角度 $\angle PBO$ を φ とする. また, 人工筋肉の収縮率を ε , 肘部アシスト機構の肘角度を θ とする. ここで, 収縮率を以下の式で定義する.

$$l_{m,upper} + l_{m,fore} = (1 - \varepsilon)l_{m0} \quad (1)$$

移項して,

$$l_{m,fore} = (1 - \varepsilon)l_{m0} - l_{m,upper} \quad (2)$$

また, $l_{m,upper}$ は以下の関係が成り立つ.

$$l_{m,upper} = l_{upper} - p_y \quad (3)$$

ここで, 以下のように文字を置く.

$$l_a = \sqrt{p_x^2 + p_y^2} \quad (4)$$

図 3.3 の三角形において余弦定理を用いて,

$$\cos \varphi = \frac{l_{fore}^2 + l_{m,fore}^2 - l_a^2}{2l_{fore}l_{m,fore}} \quad (5)$$

また, 図 3.3 において, 以下の関係が成り立つ.

$$p_y + l_{fore} \cos \theta = l_{m,fore} \cos(\theta - \varphi) \quad (6)$$

なので, これを加法定理を用いて整理して,

$$l_{m,fore} \sin \varphi \sin \theta + (l_{m,fore} \cos \varphi - l_{fore}) \cos \theta = p_y \quad (7)$$

さらに, 以下のように文字を置く.

$$A = l_{m,fore} \sin \varphi, \quad B = l_{m,fore} \cos \varphi - l_{fore} \quad (8)$$

すると, 式 (7) は,

$$A \sin \theta + B \cos \theta = p_y \quad (9)$$

サイン合成して,

$$\sqrt{A^2 + B^2} \sin(\theta + \alpha) = p_y \quad (10)$$

$$(\sin \alpha = \frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2}}, \cos \alpha = \frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2}}) \quad (11)$$

よって, は以下のように求められる.

$$\theta = \arcsin \frac{p_y}{\sqrt{A^2 + B^2}} - \alpha \quad (12)$$

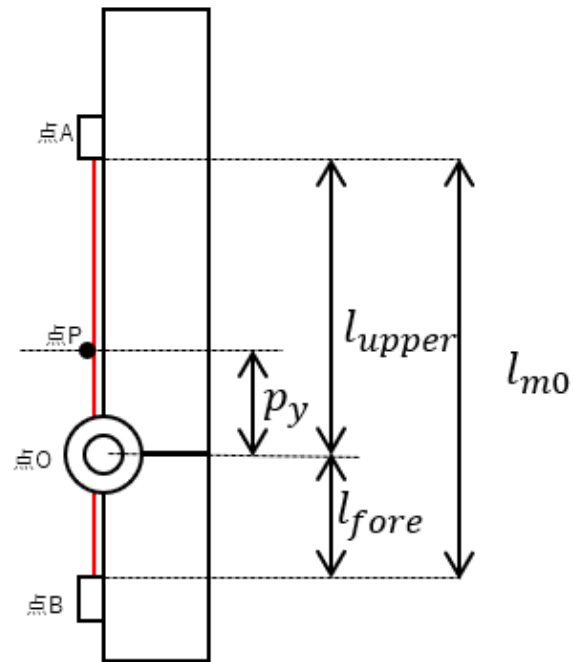


Fig. 3.1 Elbow assist mechanism model UnBending

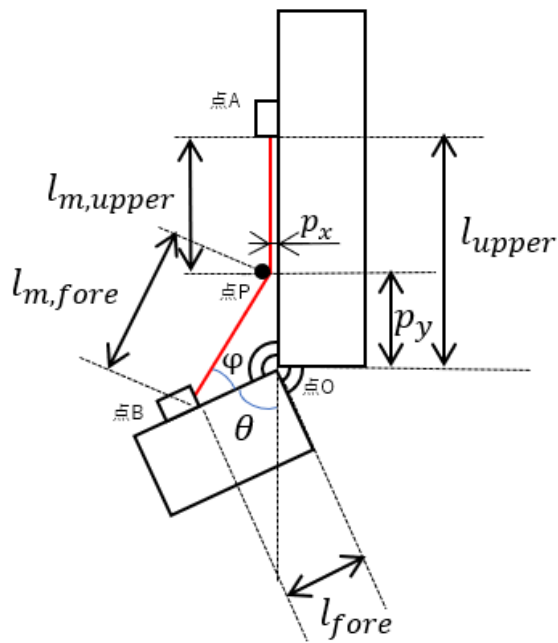


Fig. 3.2 Elbow assist mechanism model Bending

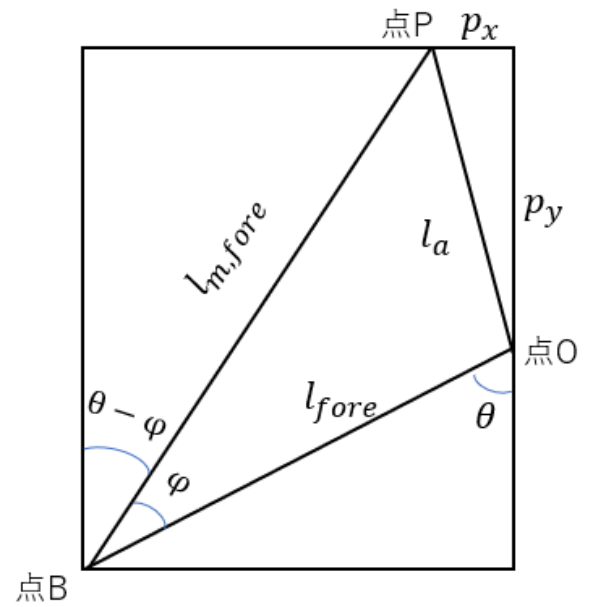


Fig. 3.3 Triangle POB

適当に構造パラメータを設定することで図 3.4 に収縮率と肘角度の関係を示す. この図より肘角度は収縮率が大きくなるにつれて肘角度が対数的に増加することと, 収縮率が 6.5% の時, 肘角度は約 42° になることが分かった.

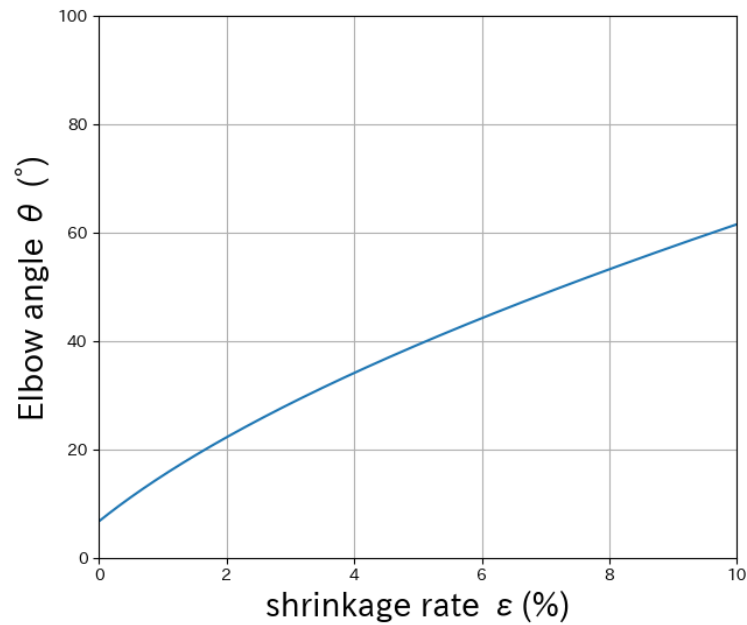


Fig. 3.4 Relationship between elbow angle and contraction rate

4 肘角度測定実験

理論モデルの検証および肘部アシスト機構の性能評価を目的として、実験を行った。まず、実験に用いた装置および測定手法について説明する。次に、実験条件を設定し、計測を行った結果を示す。最後に、理論解析の結果と実験結果を比較し、本研究で構築した理論モデルの妥当性を考察する。

4.1 実験装置

本節では、肘角度測定実験に用いた装置とその構成について説明する。図 4.1 に実験装置の全体構成を示す。本実験では、肘部アシスト機構、空気圧制御装置、測定器具 2 つを用いて、人工筋肉の収縮率に対する肘角度の変化を測定した。肘部アシスト機構の人工筋肉を駆動するにあたって、空気圧制御装置を用いて人工筋肉に空気を供給した。人工筋肉に電空レギュレータとコンプレッサを接続し、空気圧を制御した。また、電空レギュレータと人工筋肉の間の配管には、デジタル圧力センサを取り付け、供給圧力を測定した。また、肘角度を測定するために、肘部アシスト機構にロータリエンコーダを取り付け、肘角度を定量的に測定した。ロータリエンコーダの分解能は 0.72° である。そして、供給圧力と肘角度の出力をマイコンを介して PC にデータを送信した。PC から電空レギュレータへの制御信号は、安定したアナログ電圧を送れるのでマイコンの DAC 出力で行った。また、画像処理で収縮率を測定するため、収縮率測定マークを人工筋肉のインレット端とプーリとシール端に取り付けた。

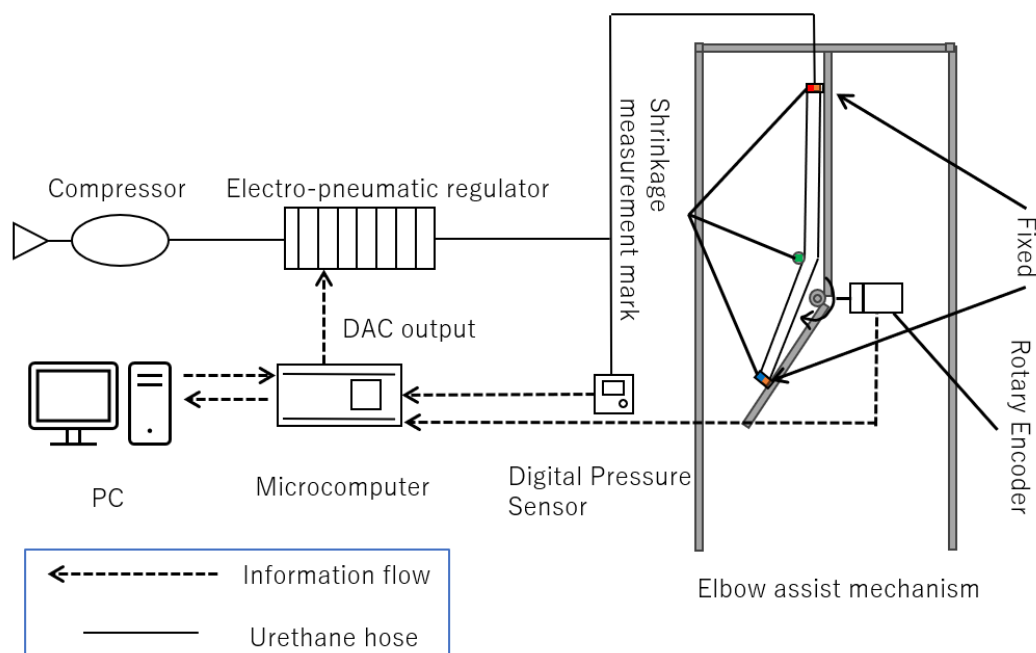


Fig. 4.1 Experimental device

4.2 実験方法

ここでは、肘角度測定実験の手順について説明する。

- [1] 肘部アシスト機構の前腕フレームを動かし、上腕フレームと平行の状態を作る。
- [2] この状態を肘角度を 0° として測定を行い始め、前腕フレームが自然に戻るまで待つ。
- [3] 100 kPa から 500 kPa まで供給圧力を増加させる。
- [4] 500 kPa から 100 kPa まで供給圧力を減少させる。
- [5] 肘角度測定の実験を終了する。

尚、人工筋肉の自然長は 400 mm とし、使用したマイコンの DAC 出力の特性により、供給圧力が 100 kPa から実験を開始する。0 kPa から 100 kPa の間は、人工筋肉の収縮率が小さく、肘角度の変化が小さいため、この範囲での変化は無視できるものとする。

実験後、デジタルカメラで撮影した映像を解析し、収縮率を測定する。その手順を説明する。収縮率測定マークの位置を図 4.2 に示す。今回の実験では、収縮率測定マークの赤色をインレット端、青色をシール端、緑色をプーリの中心に配置した。非屈曲時の赤、緑、青のマークの位置はほとんど直線状にあるとみなす。この時、赤色から緑色までの距離は $l_{m,upper}$ 、緑色から青色までの距離は $l_{m,fore}$ に相当するので、収縮率 ε は画像処理で得たそれらの値を以下の式に代入することで得る。

$$l_{m,upper} + l_{m,fore} = (1 - \varepsilon)l_{m0} \quad (13)$$

後に肘角度とのデータの同期を行う。

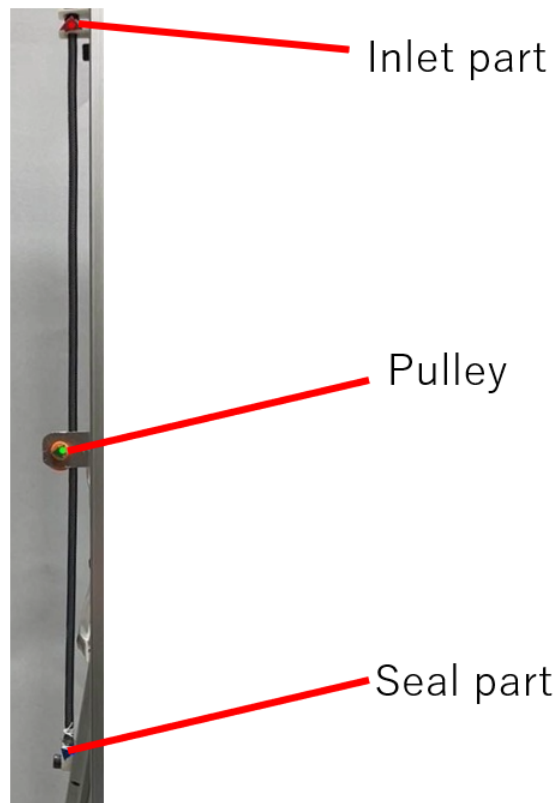


Fig. 4.2 Shrinkage measurement mark

4.3 実験結果と考察

図 4.3 に、理論解析による肘角度と実験結果を示す。図中の青色の点は実験結果、オレンジ色の実線は理論解析による肘角度を示している。肘角度の理論値と実験値の両方とも、収縮率に対して対数的に増加する傾向を示した。ただし、理論値と実験値を比較すると、実験値は常に理論値よりも大きい値を示し、その差は収縮率が大きくなるほど小さくなる傾向が見られた。考えられる要因の一つとして、人工筋肉の摩擦や剛性が影響を与えた可能性がある。特に、編組スリーブの摩擦やシリコンチューブの弾性による影響が、実際の収縮挙動において理論値との差を生じさせたと考えられる。人工筋肉は収縮すると径方向に変形するため、編組スリーブの摩擦が増加し、収縮率が大きくなるほど摩擦の影響が顕著になったと考えられる。また、プーリーや固定部品の配置誤差、人工筋肉の初期状態のわずかなばらつきも、実験値のばらつきの要因となった可能性がある。さらに、収縮率が最大値付近では、実験値のばらつきが小さくなる傾向が見られた。これは、人工筋肉の収縮限界に達した際の挙動が比較的一定だった、または人工筋肉のトルク出力の限界値だったと考えられる。一概に、収縮率が大きい領域では予測精度が向上する訳ではない [9][10]。

よって、本研究では人工筋肉の収縮特性をより精密に評価するために、摩擦特性や人工筋肉の径方向への変形挙動を詳細に考慮した理論モデルの構築が必要であることが示唆された。今後の課題として、人工筋肉の奥行き方向の変位や摩擦の影響を定量的に評価し、より高精度なモデルを構築することが求められる。

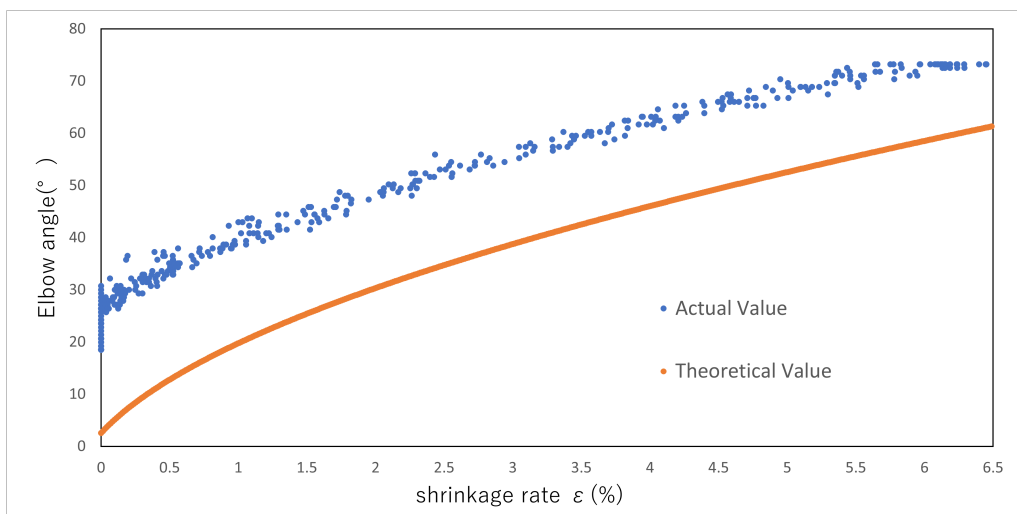


Fig. 4.3 Comparison of theoretical and actual elbow angles

5 結言

本研究では, 肘関節の屈曲動作における人工筋肉の湾曲配置の有効性を理論的および実験的に検討した. まず, 肘関節を単純な回転対偶と仮定し, 人工筋肉の収縮率と肘角度の関係を定式化する理論モデルを構築した. よって, これを用いて人工筋肉の配置が肘関節の屈曲角度に与える影響を定量的に評価することで, 人工筋肉の湾曲配置設計に対する基礎的な知見を得ることができた. 次に, 実機モデルを用いた実験を行い, 理論値と実験値の比較を通じて, 人工筋肉の配置が肘関節の屈曲角度に与える影響を明らかにした. その結果, 人工筋肉を直線的でなく湾曲に配置することが実際に有効であると確認した. 今後の課題として, 三次元空間での人工筋肉の配置や, 動的負荷条件下での応答特性の評価が挙げられる. また, 異なる人工筋肉の種類や固定方法についての検討を行うことで, さらなる性能向上が期待される.

参考文献

- [1] 脇本 修一. 細径 McKibben 型人工筋の開発と用途開拓. 計測と制御第 57 巻第 11 号, pp.812 ~ 815, 2018.
- [2] 河村 俊貴. 石井 千春. 上肢リハビリテーション用パワーアシストスーツの開発. Proceedings of the 2017 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, No17-2, 2017.
- [3] 阿部 智樹. 小黑 めぐみ. 辺見 森象. 木村 捻輝. 遠藤 玄. 難波江 裕之. 鈴森 康一. 細径人工筋肉を用いた上肢補助デライトスーツの開発. 第 35 回日本ロボット学会学術講演会 予稿集, 2017.
- [4] 佐々木 大輔. 則次 俊郎. 高岩 昌弘. 中西 克文. 丸田 紘史. 空気圧ゴム人工筋を用いた上肢動作支援ウェアラブルマスタスレーブ装置の開発. 日本ロボット学会誌 Vol.28 No.2, pp.208 ~ 214, 2010.
- [5] 小林 宏. 上肢動作を補助する人工筋肉「マッスルスーツ」の開発. 建設工事に伴う騒音振動対策ハンドブック 建築の施工企画, pp.50 ~ 55, 2006.
- [6] 吉東 孝. McKibben 型人工筋のハイブリッドモデリングに関する研究. 奈良先端科学大学大学院大学情報科学研究科情報システム学専攻修士論文 (未公刊), 2011.
- [7] 佐々木 陽一. 空気圧駆動 McKibben 型人工筋肉を用いたアシストスーツとその性能の評価. フルードパワーシステム 第 54 巻 第 5 号, 2023.
- [8] 鈴森 康一. 次世代マッキベン人工筋の実現. 科学研究費助成事業 研究成果報告書, 2019.
- [9] 澤野 堅太. 負荷変動する McKibben 型人工筋のモデリングに関する研究. 奈良先端科学大学大学院大学情報科学研究科情報システム学専攻修士論文 (未公刊), 2012.
- [10] 小木曽 公尚. McKibben 型空気圧ゴム人工筋のモデル化とパラメータ推定. 計測と制御計測と制御第 56 巻第 4 号, pp.253 ~ 257, 2017.

謝辞

本研究に携わる機会を下さり，また日頃から研究に対する些細な疑問に対しての回答や様々な知識を丁寧にご教授下さった平光立拓助教に心から感謝いたします．また，金沢大学理工学域フロンティア工学類の関啓明教授ならびに辻徳生准教授には的確な助言とご指導を賜わり，様々な面で大変お世話になりました．厚く御く御礼申し上げます．

さらに本論文の作成の際に数々のご協力を頂きました，金沢大学理工学域フロンティア工学類のロボティクスメカトロニクス研究室の大学院生の先輩方，学部生の皆様方に感謝の意を表しつつ，この論文の終わりとさせていただきます．