

伸長型柔軟空気圧アクチュエータを用いた
上肢リハビリテーションデバイスの開発

2020

岡山理科大学大学院

工学研究科

システム科学専攻

下岡 綜

目 次

第1章 序論	1
1.1 研究の背景と目的	1
1.2 従来の研究	8
1.3 本論文の構成	16
1.4 本論文で使用する記号	17
第2章 上肢のポータブルリハビリテーションデバイスへの検証	19
2.1 緒言	19
2.2 デバイスの設計方針	19
2.3 EFPA の構造と特性	22
2.4 検証用ロボットアームの構造と動作原理および解析モデル	26
2.5 姿勢制御検証用リハビリテーションデバイスの構造と姿勢制御	33
2.6 制御結果と考察	38
2.7 結言	40
第3章 弾性体被覆型 EFPA	42
3.1 緒言	42
3.2 EFPA の改良	43
3.3 圧縮バネ被覆による EFPA	46
3.4 スポンジ拘束型集合 EFPA の構造	47
3.5 スポンジ拘束型集合 EFPA の特性	49
3.6 結言	51
第4章 スポンジ拘束型集合 EFPA を用いた上肢のリハビリテーションデバイス	53
4.1 緒言	53
4.2 試作リハビリテーションデバイスの構造と特性	54
4.3 試作リハビリテーションデバイスの制御システムの構成と制御	57
4.4 制御のための解析モデルと姿勢制御実験	62
4.5 結言	67

第5章 周拘束強化型 EFPA とリハビリテーションデバイスへの応用	69
5.1 緒言.....	69
5.2 周拘束強化型 EFPA の構成	70
5.3 周拘束強化型 EFPA を用いたリハビリテーションデバイスの制御.....	77
5.4 超音波センサを用いた新たなセンシング	81
5.5 結言	88
第6章 結論	90
謝辞.....	95
参考文献.....	96
関連論文.....	103

第1章 序論

1.1 研究の背景と目的

近年、我が国において少子高齢化社会が急速に進みつつある。図 1-1 は現在の我が国の高齢化の推移と将来推計を示す¹⁾。現在、高齢者の割合は総人口の約 29%であり、2025 年では約 30%となり、2040 年には約 36%と約 1/3 が高齢者になると予想される。また、図 1-2 は、要介護度別認定者数の推移を示す²⁾。グラフより、年々要介護の高齢者が増加しており、毎年約 3.5%(20 万人)が増加していることがわかり、これからの増加も予想される。それに伴い、介護労働者数が必要となる。

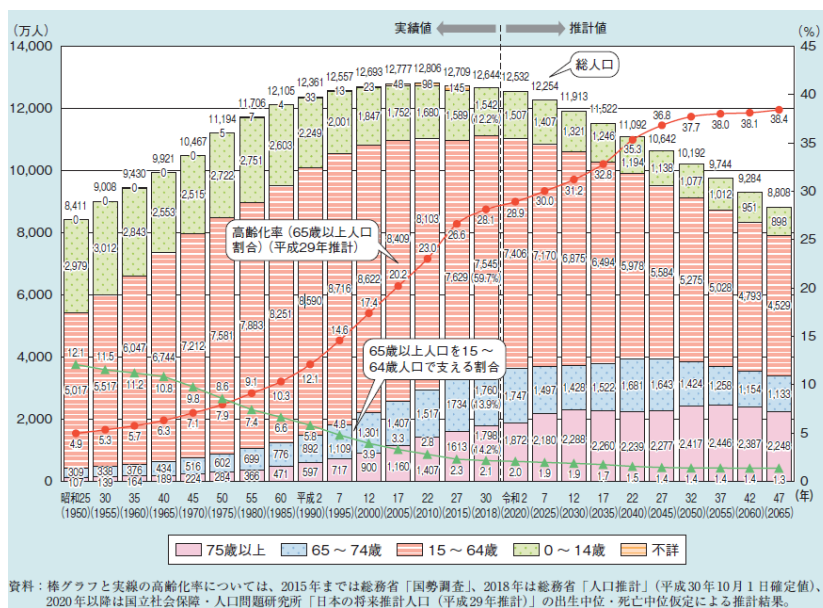


図 1-1 高齢化の推移と将来推計¹⁾

次に図 1-3 に介護者職員の推移を示す²⁾。要介護者が増えるのと同様に介護職員も増える必要があり、毎年増加を余儀なくされている。この統計から現在の介護職員一人当たりが担当する要介護者は約 33 人であり、2010 年～2015 年の 5 年間でほぼその割合は

変わっていない。つまり年間平均(2010～2015年平均)で約230万人の要介護者が増える。これに対して毎年7万人の介護従事者が必要となり、実際2010～2015年で毎年、平均8万人の介護従事者が増えている。この毎年8万人の労働力の増加は、労働力人口が減少している我が国において非現実的な数値であり、将来の経済に大きく影響する問題である。このように介護を必要とする高齢者の増加や将来必要となる介護従事者の増加のため、介護を必要とする対象者の低減をめざし、高齢者の身体能力維持や一時的に障害を負った患者の機能改善などのQOL(Quality of Life:生活の質)の向上から医療介護、リハビリテーションの分野での福祉介護機器の開発が行われている^{3)~22)}。上記のような状況から機能改善に使用されるリハビリテーション機器に用いられる駆動システムには、安全で人体に優しいソフトアクチュエーションの開発が望まれている。

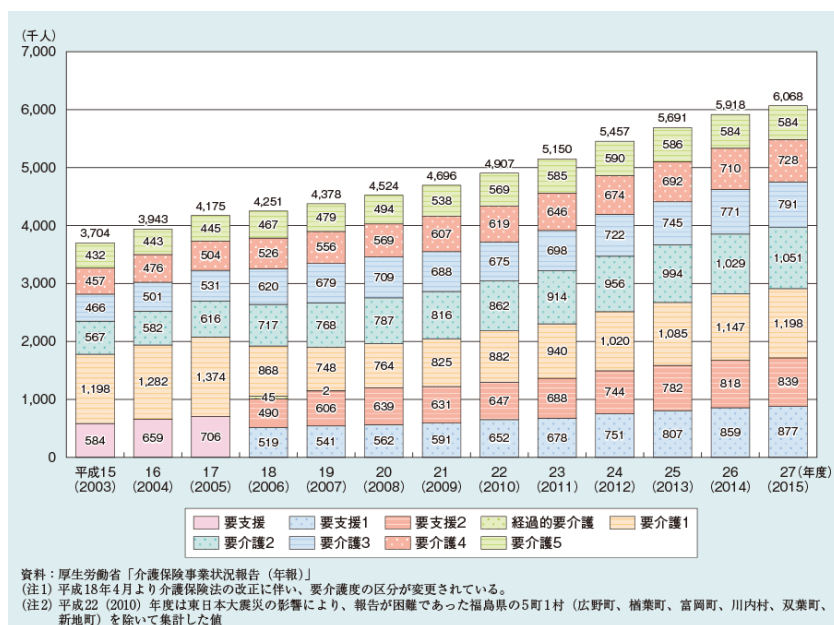


図1-2 要介護者数の推移²⁾

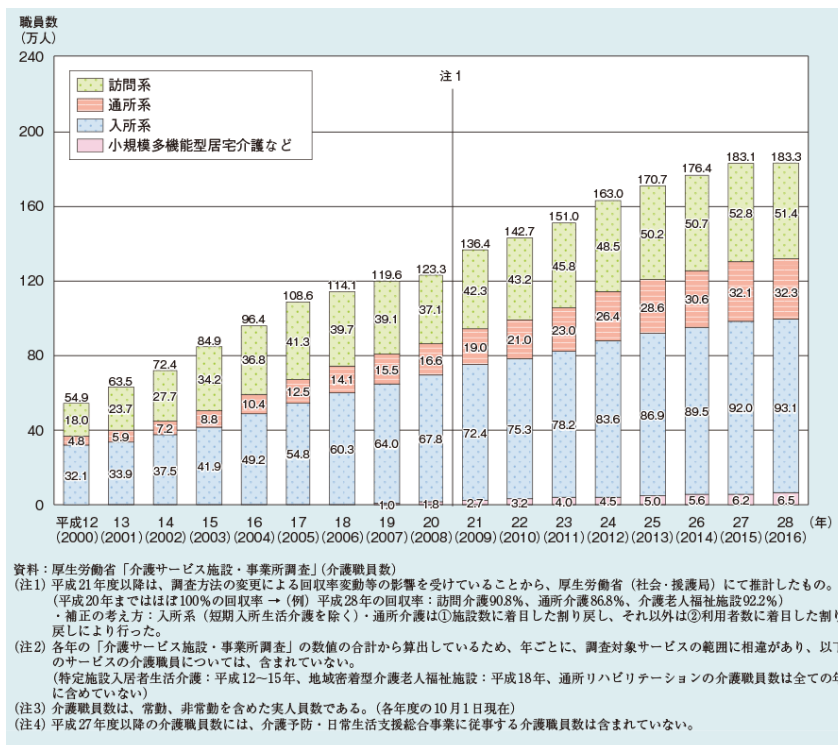


図 1-3 介護職員数の推移²⁾

ソフトなアクチュエーションすなわち柔軟な駆動には、現在、制御系の設計観点から柔軟性を実現する方法と、柔軟素材を利用して本質的な柔軟性を実現する方法の2種類が存在する。前者は、柔軟性と共に高い制御性能を有するが、同時に精密な変位・力の計測やコンプライアンス制御などの複雑な制御系が必要となる。特に、電動アクチュエータを用いた場合、アクチュエータ自体に逆駆動性がないため、これらの複雑な制御系の構築は必須である。また圧縮性によるコンプライアンスを有する空気圧アクチュエータを使った場合でもアクチュエータ自体が剛体であれば同じく複雑な制御系を構成する必要があり、センサおよびアクチュエータを制御するためのサーボ弁が高価になると考えられる。また後者では、本質的に柔軟性を有するアクチュエータを使用するため、高い制御性は実現できないものの、本質的な安全性と比較的安価に装置を構成できるという利点がある。また、電動アクチュエータに比べ空気圧アクチュエータは、速応性に劣るものの、スピードコントローラ(供給流量を絞る)を用いることで容易に移動スピー

ドの調整が可能であり、この特長を活かすことで柔軟かつゆっくりとした動きの他動運動を使用者に与えることができ、これにより使用者に対して恐怖を与えにくく安心してリハビリテーションができるという利点もある。そこで、本研究ではこの空気圧駆動のソフトアクチュエータを用いたリハビリテーションデバイスの開発をめざす。ここでめざすリハビリテーションデバイスは前述のように、高齢者の身体能力改善のため、人手を必要とせず実行できるリハビリテーションデバイスであり、自宅で一人で利用できるリハビリテーションデバイスである。また目標とするリハビリテーションは理学療法士(以後、PT とは呼ぶ)や作業療法士(以後、OT と呼ぶ)による患者の反応を見ながら、加える力を加減し、可動域の改善を行うような本格的な治療行為ではなく、PT、OT による施術後、可動域が改善した関節が再び固まるのを防ぐために、対象となる部位(関節)に他動運動を与えるものである。また個人ユーザが自宅で使用することから、個人でのデバイスの購入が可能なほど安価である必要もある。さらに、一人で使うために、デバイスは使用者の体に身に着けて使用するのではなく、手を挿入するだけで使用できるデバイスにする必要がある。つまり非常時にはデバイスを手から離すことができれば、使用者に恐怖を与えることなく本質的に安全なデバイスとなり得る。

また、リハビリテーションの対象とする部位は、比較的患者自身が自分の意思で動かすにくい肩関節とした。肩関節のリハビリテーションの基本として、図 1-4 に示すような疼痛管理、肩甲骨腕関節や肩甲骨胸郭関節への他動運動が有効である²³⁾。以上で述べた該当の関節を図 1-5 に示す²⁴⁾。これらの関節の可動域改善には、患者からの言動や表情など、痛みのフィードバックによる力の制御が必要であり、現状でこれらの高度な判断を必要とする治療行為は、経験を有した PT や OT などにしかできない。しかし、同時に施術後に患者自身が行う可動域の改善された関節を維持するための運動として、肩甲骨を動かすことが有効であり²⁵⁾、これらに類する助言も PT から受けた。事実、PT や OT が患者に対して勧める自主的に行える肩関節のリハビリテーションとして、窓ふき運動があり、この動作は積極的に肩甲骨を動かすことになる。そこで、本研究で開発するデバ

イスでは，肩関節の肩骨上腕関節，肩骨胸部関節および肩甲骨を同時に動かす動作を他動運動として与えることが有効であると考えられる．そこで，開発するリハビリテーションデバイスが使用者に与える動作として，大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かすものに設定した．実際にこの動作により，肩甲骨を動かす動作が十分に実現できる．



(a) 屈曲



(b) 外転

図 1-4 肩関節の他動的可動域エクササイズ²³⁾

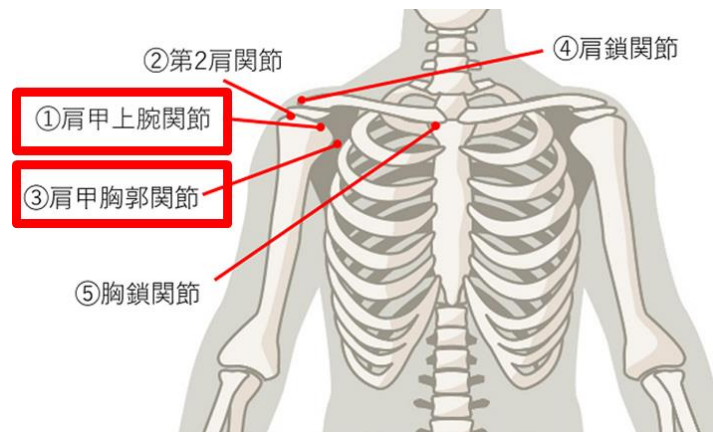
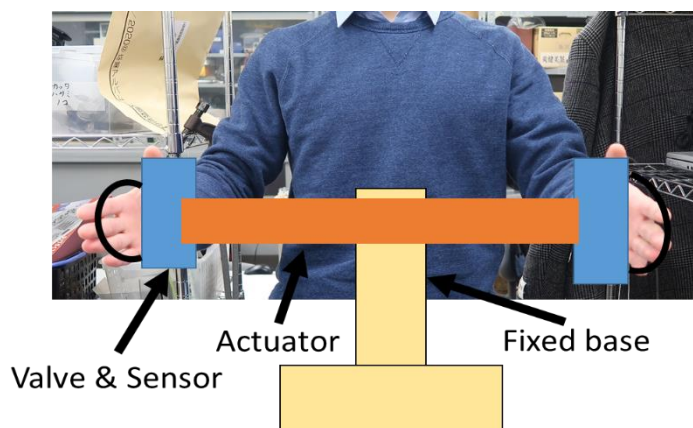


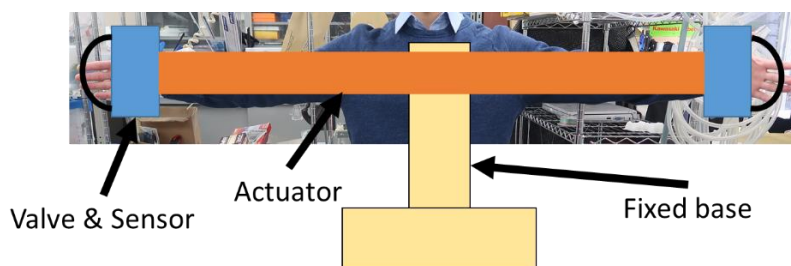
図 1-5 肩関節複合体²⁴⁾

以上のことから考えた，本研究で開発するリハビリテーションデバイスのイメージを図 1-6 に示す．図 1-6 に示すようにデバイスの中央部を固定した状態で，湾曲や伸長を生じ，未使用時にはコンパクトな状態から目的とする肩関節および肩甲骨を動かす他動運

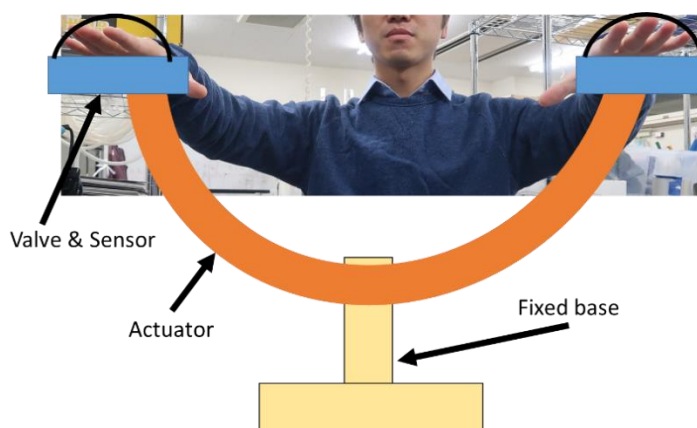
動を与えることができるデバイス，すなわちアクティブに動くエキスパンダやベンダのように手で持つもしくは手をデバイスに挿入するだけで使用できる可動域の広いリハビリテーションデバイスについて検討する。



(a) 初期状態



(b) 伸長動作



(c) 湾曲動作

図 1-6 開発するリハビリテーションデバイスのイメージ

本研究で開発を予定する肩骨上腕関節，肩骨胸部関節および肩甲骨を動かす運動を手先に与えるリハビリテーションデバイスは，前述のように患者自身が自宅において一人で使用することをめざすデバイスである．このデバイスの開発をめざすに至った理由の1つに，医療機関でのPTやOTの施術の時間制限がある．これは診療報酬規定から患者一人に対して行う作業時間が定められており，1日6点(1点当たり20分)と制限が設けられている²⁶⁾．多くのPTがこの制度に関して回復期など患者への施術の不足を感じており，多くの患者に家庭療養等での簡易なリハビリテーション(トレーニング)を自主的にを行うことを勧めている．しかし，PTが動かしてくれる施術と違い，患者自身の筋力の不足や，自主的な運動に対する疲労のため，リハビリテーションに対するモチベーションを保つことができないケースも多く，施術により可動域が改善した関節が凝り固まり次回の施術までにもとの状態に戻るといった問題もある．こういったニーズをもとに本研究では，家庭で専門医や補助員などの付き添いなしで，専門的な知識なしに使用でき，PTやOTによる施術により改善した関節の可動域を持続させる他動運動を与えることが可能なリハビリテーションデバイスを提案する．リハビリテーションデバイスの具体的な役割として，一人で使用する場合の安全性の確保や操作の容易性から，前にも述べたが，想定する肩関節や肩甲骨の運動など特定の他動運動を使用者(患者)に与える方法が有効であると考えられる．また家庭での使用を考える場合，そのコストについても検討すべきである．現在，日本の一部の地域ではこれらの福祉機器の購入を補助している^{27), 28)}．しかし，冒頭にも述べたように高齢化社会がさらに進行することで，労働人口つまり納税者の慢性的な不足により，これらの財源が恒久的に続く可能性は低いと考えられる．つまり，考えるべきは国からの経済的な補助なしに個人ユーザが購入できる程度の安価なデバイスの開発である．また，身体に接触しながら使用する機器は，衛生面から使用者が替わる毎に洗浄作業が必要になる．この作業は多くの人手を必要とするため，作業コストが高く，頻繁に行えばデバイスの導入コストを超える程の費用が必要となる．そこで，空気圧駆動のソフトアクチュエータを用いて，そのデバイス自体が使い捨てに耐

え得るほど安価な駆動システムを製作することで、この問題の根本的な解決となる。

以上のことから、本研究では上述の可動域の広い肩関節の上肢のリハビリテーションデバイスの開発において、そのデバイスの使用に対する「安全性」や「容易さ」、「人間親和性」、また使用者の経済的な負担軽減を考えた「安価」を同時に実現することをめざす。

1.2 従来の研究

本節では、本研究で使用するものと同じく空気圧を動力源としたアクチュエータを用いたリハビリテーション機器やパワーアシストデバイスなどに関する従来の研究について紹介し、本研究で開発するリハビリテーション機器の位置づけについて述べる。特に、空気圧アクチュエータを用いた機器は圧縮性に起因するコンプライアンスや逆駆動性など、人と接して動く機器としての有用性が高い、これらウェアラブル装置もしくは人間親和性の高い空気圧駆動システムは、現在いくつかの研究室および企業で開発が進んでいる。例えば、リハビリテーション機器ではないが、図 1-7 に示すような剛体の構造体に空気圧アクチュエータを配置したウェアラブルな福祉用の空気圧式パワーアシストスーツを神奈川工科大学の山本ら^{6),7)}が開発した。これは腕や腰、足に動きをアシストするための空気圧式ベローズアクチュエータを配置し、そのアクチュエータが人体に接しても安全性を保てるようにソフトアクチュエータを用いている。このシステムでは、使用者の動作に応じて配置された筋肉センサにより、筋肉の硬さを検出し、その値に従って空気圧でベローズを駆動し、各部位のアシストを行う。特徴として、機器の着脱の容易さと機械的部分を使用者と介護者との間に配置しないことで、介護時の安全性を保つ工夫を行っている。また、腰関節と股関節を独立しているため動作を妨げないように配置している。

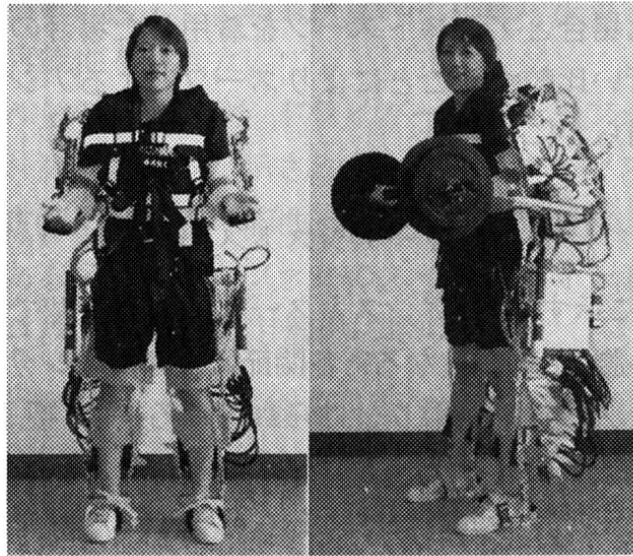


図 1-7 山本らによる介護用パワーアシストスーツ⁶⁾

また、柔軟な構造体を用いたウェアラブル駆動システムの例として、図 1-8 に示す東京工業大学の鈴森ら^{8), 9)}による細径人工筋を用いたパワーサポートスーツがある。これは、衣服に空気圧人工筋肉を取り付けることで、服のように着脱が可能な衣服デザイン設計を元にしたパワーアシストスーツである。特徴として、前述のウェアラブル装置は剛体の構造体にアクチュエータを配置し、人体を動かしているが、このシステムは柔軟な衣服や人工筋のみを使用しているため身体を傷つけることがなく、また服のように着ることができ、装着時の負担や違和感を減らすことができるなどの利点がある。この人工筋はマッキベン型ゴム人工筋¹⁰⁾と呼ばれるソフトアクチュエータであり、ゴムチューブの外側にある網目状の被覆チューブの網目の交差角によって、収縮を生じるものであり、300N 以上といった大きな発生力が生じるものの、変位量が自然長の 25%程度しか得られないといった問題がある。

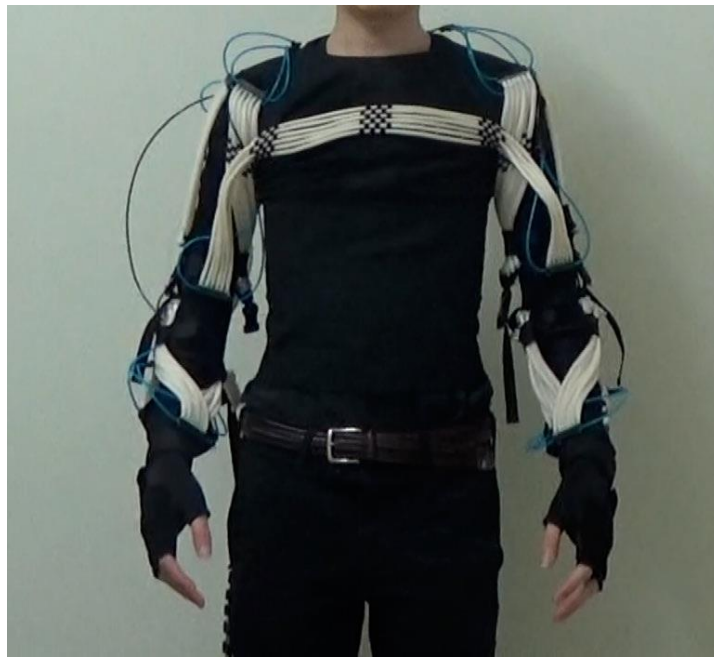


図 1-8 鈴森らによるパワーサポートスーツ⁸⁾

また、このマッキベン型ゴム人工筋とは違い、加圧により伸長するタイプのソフトアクチュエータを使った例もある。具体的には、岡山大学の則次、佐々木ら^{11)~15)}によって開発された手に装着して手指のパワーアシストやリハビリテーションに用いるパワーアシストグローブである(図 1-9 参照)。このパワーアシストグローブでは、鈴森らที่ใช้たマッキベン型ゴム人工筋の被覆チューブを蛇腹状に織り込むことで、伸長型ゴム人工筋を開発している。このグローブは軽量・コンパクトかつ柔軟なもので、重量が 50g 程度と非常に軽い。また装着も容易で、手首に配置されたコントロールスイッチにより人工筋を湾曲させることで、日常生活に必要な手指動作のアシストや手指の拘縮のためのリハビリテーションとして実用化されている。

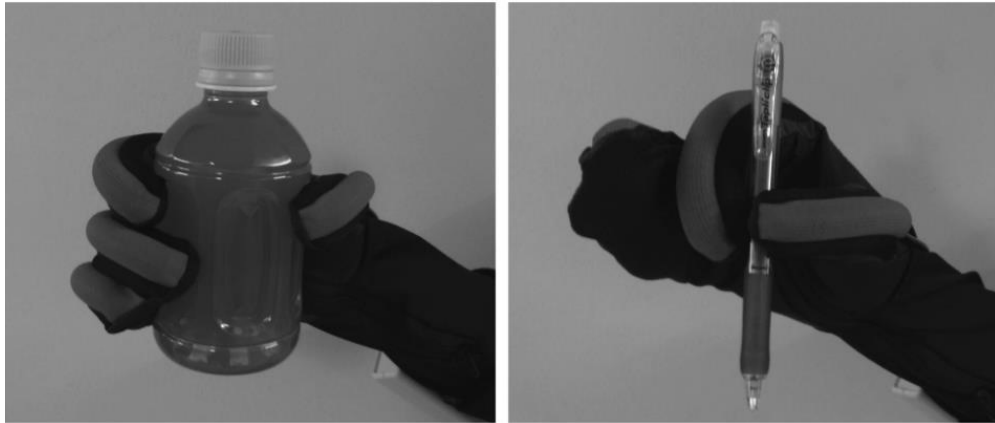


図 1-9 則次, 佐々木らによるパワーアシストグローブ¹⁵⁾

さらに、これらの人工筋を使うのではなく、手の外周を布状のアクチュエータを使って覆いながら動かすことを考えたものも存在する。具体的には、津山工業高等専門学校の谷口ら¹⁶⁾は、閉空間に配置された空気圧のバルーンを用いて、手や足などのリハビリテーションを行う機器を開発した。図 1-10 に手指関節のためのリハビリテーション機器の外観を示す。このリハビリテーション機器は差し込んだ手を自動で動かすため、作業療法士がいなくても手指関節のリハビリテーションを行うことができ、またリハビリテーションだけではなくマッサージといったリラクゼーションの機能も有している。空気圧駆動のバルーンアクチュエータや柔軟性の高いクッション材を用いているため、アクチュエータが手指に直接触れていても剛体の構造体と違い、患者自身が恐怖を感じることもなく安全にリハビリテーションを行うことができる。また外骨格型の装置のような装着するものと違い、容易に機器から手を離すこともできる。

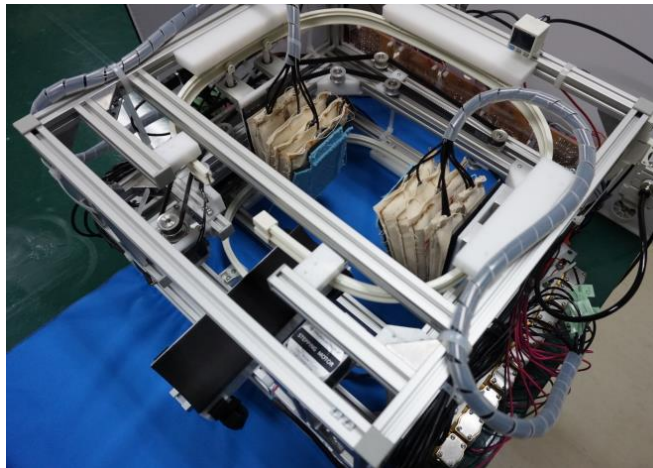


図 1-10 谷口らによる手指関節のためのリハビリテーション機器¹⁶⁾

また、剛性のある構造体を空気圧アクチュエータと高度な空気圧サーボの制御系で構成し、柔らかさを実現したリハビリテーション機器の例も存在する。徳島大学の高岩らは、図 1-11 に示す空気式手指・手首伸展装置を開発している^{17), 18)}。これは拘縮を起こしている患者に対して指や手首の伸展を行い、また病院および、自宅でも継続してリハビリテーションを行うことを想定した機器である。手の輪郭を取得することにより、患者に応じたリハビリテーションを可能にしている。またこのシステムは危険を感じた場合に、すぐに機器から手を離すことができ、自宅で一人でもリハビリテーションを行うこともできると考えられる。

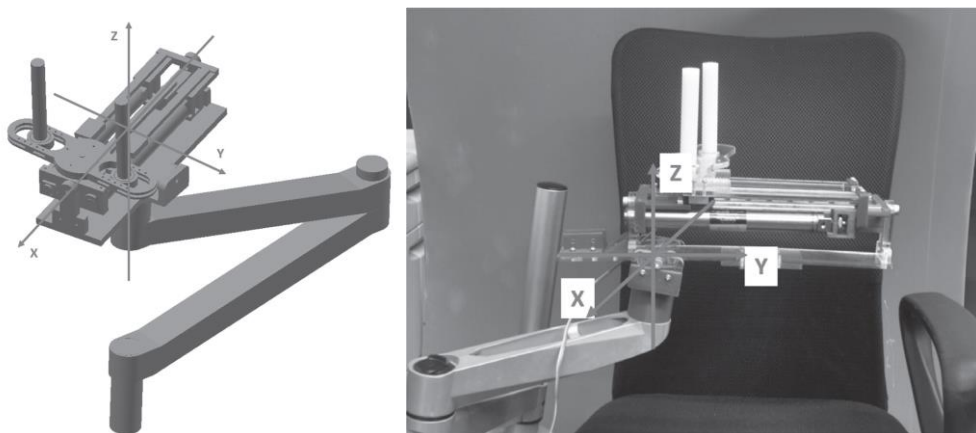


図 1-11 高岩らによる空気式手指・手首伸展装置¹⁸⁾

さらに、本研究がめざす手に持って使用し、さらに使い捨て可能な低コストのリハビリテーション機器として、岡山理科大学の松井ら^{19)~22)}による柔軟空気圧シリンダ^{29)~31)}を用いたポータブルリハビリテーション機器がある。これは手首の他動運動を行うため、手先の位置を変えることで、関節の可動方向の指向性から腕や肩に多少の他動運動を誘導することを考えたものであり、具体的には柔らかな球面アクチュエータを開発している。図 1-12 にそのリハビリテーション機器の外観と構成を示す。

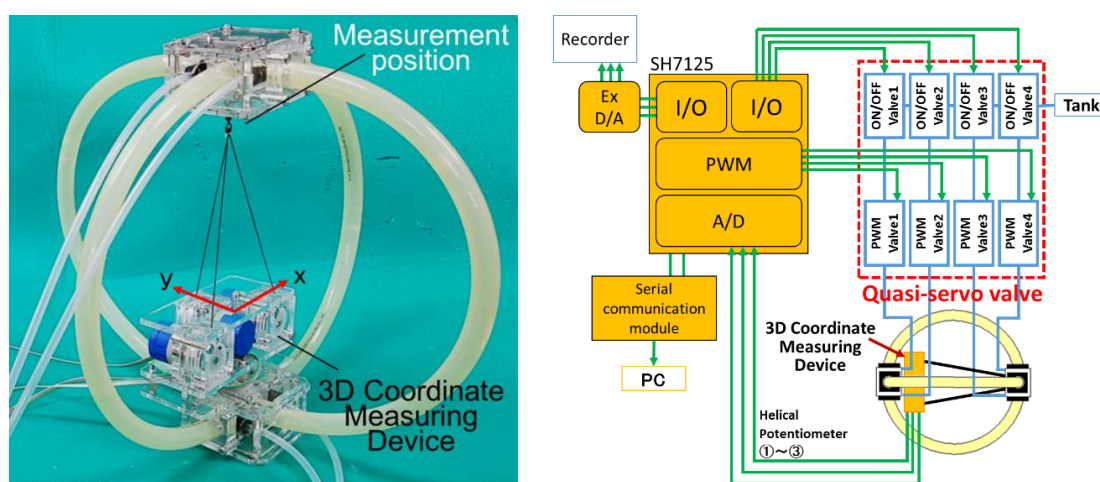


図 1-12 松井らによる球面アクチュエータの外観とシステム構成²²⁾

このリハビリテーション機器はリング状の柔軟空気圧シリンダを 2 本直角に交差させて配置し、互いのスライドステージとシリンダ両端を 2 つのスライドステージ上に結合することで、球面上をステージが動くアクチュエータを構成している。このアクチュエータは、柔軟空気圧シリンダの片側の圧力室を加圧すると、内部の鋼球が押され、それに伴いチューブを変形させながらローラが押され、スライドステージが駆動することで球面上のステージを動かす。この手先の位置を変えることにより、手首のリハビリテーションはもとより、上肢全体に軽微な他動運動を誘導することができる。また、本研究で狙っている機器と同様に、手に持つだけでリハビリテーションを行うことができ、危険を感じた時に容易に機器を離すことができるなどの安全性に優れている。しかし、この

柔軟空気圧シリンダの発生力は、最大でも 5.6N 程度(500kPa 印加時)と小さく、また柔軟なチューブを使用しているため、使用時に座屈を生じるなど機器の剛性が低く、誘導動作ではなく直接肩関節などを動かすリハビリテーションとして不十分であると考えられる。

以上紹介したシステムは、すべて空気圧で駆動するアクチュエータを利用した人間親和性の高い駆動システムである。空気圧アクチュエータは、その圧縮性から機構自体にコンプライアンスを持ち、人と接触するような環境においてパッシブ(受動的)かつ速応性の観点から安全であるメリットを有することから、人と接する環境で使用する駆動システムとして適しており、電動アクチュエータ等を使用してアクティブ(能動的)に制御して柔らかさを実現するものとは違い、本質的な安全性と柔軟性を得ることができる。さらに、アクチュエータ自体が柔軟である場合、その安全性はより高くなる。しかし、上述のシステムのほとんどはアクチュエータやそれに接続された骨格が、人体のすべてあるいは一部を取り囲む構造を有しているため、使用者の動きが拘束され、誤動作または電源消失時には人体を傷つける可能性がある。また、身に着けて動かされているためリハビリテーションを行う(健常者ではない)患者にとって、恐怖を与える原因にもなり得る。

それに対して、いつでも手から離せる状態で使用できるリハビリテーション機器として徳島大学の高岩ら、また岡山理科大学の松井らが開発した機器のような使用者(患者)が手に持った状態で使用し、恐怖を感じた際に使用者の意志で瞬時に手放すことのできるデバイスは、本質的に患者が恐怖を感じにくいという利点がある。特に松井らが考案した機器は、手に持ったあるいは挿入した状態で他動運動を与えることができるため、人体の肩関節および肩甲骨に対して運動を誘導することができる。すなわち、ウェアラブルタイプのリハビリテーション機器に比べ、圧倒的に小さな機器で広範囲の他動運動が実現できる利点を有している。この利点は装着するための時間や他人からの補助を必要とすることなく、機器を持つだけでリハビリテーションを行うことができ、場所を選

ぶことなく一人で利用できる利点もある。これは、自宅において一人で行うリハビリテーションデバイスとして適しているといえる。以上の従来の研究を鑑み、本研究で開発するリハビリテーションデバイスは、机もしくは床に固定されたデバイスに手を差し込んで使用し、いつでも手放すことのできるデバイスで、そのデバイスにより肩関節に対して他動運動を加えることのできるデバイスの開発について検討する。また松井らの機器の欠点であった装置全体の発生力および剛性不足についても必要な力・剛性が得られるように検討する。

また、これらのデバイス開発において、その機器の重量やコストは、個人ユーザが使用する上で大きな問題である。特に空気圧駆動システムにおいてコストで大きなウェイトを占める機器は、サーボ弁と呼ばれるアナログ的な流量をリアルタイムで調整できる弁である。市販されているサーボ弁のうち比較的軽量な弁として、FESTO 製の電磁空気圧サーボ弁 (MPYE-5-8/1-HF-010-B) がある。この弁は多くの空気圧関連の研究者が使用している弁ではあるが、弁 1 個の質量は 330g であり、複数のアクチュエータを制御するシステムでは、アクチュエータによる機器の重量を弁の重量が超えてしまうなどの問題がある。また弁 1 つの価格は高価(約 5 万円)であり、目標とするデバイスではコストの面からこの弁を複数個使用したシステムを構成するのは困難である。また、コントローラである PC も駆動システムのコストとサイズを大きくしている原因の 1 つである。特に PC を用いたコントローラを構成する場合、駆動機器やセンサのインターフェースとなる専用ボード(I/O ボード, A/D 変換ボードなど)が必要となるため、これらのコストは非常に高額になる。以上の点から本論文では、上述のソフトアクチュエータによるリハビリテーションデバイスの開発だけでなく、そのアクチュエータを駆動する周辺機器の小型化・低コスト化として、安価な ON/OFF を用いたサーボ弁の開発とそれらを制御する組込みコントローラ(マイクロコンピュータ)を用いたシステムの開発についても言及する。またリハビリテーションデバイスの利便性の観点から、これらの周辺機器はデバイス内部に搭載されることが望ましい。そこで、ON/OFF 弁とマイクロコンピュータおよ

び安価なセンサを含む搭載型の空気圧駆動システムの開発についても本論文で述べる。

1.3 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。第2章では、本研究でめざす上肢のリハビリテーションデバイスの設計仕様を示す。またそのリハビリテーションデバイスに用いるソフトアクチュエータとして、自然長から2倍以上伸びることができる伸長型柔軟空気圧アクチュエータ(以後、Extension type Flexible Pneumatic Actuator : EFPA と呼ぶ)の構造と動作原理、またその特性について述べる。さらに、そのEFPAを用いたロボットアームを提案・試作し、ロボットアームの設計および制御を行うための解析モデルを提案する。また、デバイスの姿勢制御に使用する搭載型システムの検証として、EFPAの変位を計測する変位センサとEFPAを制御するための制御弁、デバイスの制御用コントローラを用いたポータブルリハビリテーションデバイスを提案・試作する。さらに、ポータブルリハビリテーションデバイスの姿勢制御実験を行った結果について述べる。第3章では、第2章で問題となったEFPAの発生力と剛性の改良について言及する。EFPAの更なる改良として、柔軟性を阻害せず、軸方向に収縮する弾性体である圧縮バネで被覆したEFPAを提案・試作する。また目的とする肩関節および肩甲骨などを動かすための発生力の増強とそれに伴う剛性の確保を行うため、EFPAの更なる改良手法として、低いバネ定数を有する材料を周方向に広げた状態で被覆したスポンジ拘束型集合EFPAを提案・試作する。さらに、そのアクチュエータの構造と特性について述べる。第4章では、複数本のスポンジ拘束型集合EFPAを用いたリハビリテーションデバイスを試作し、その発生力特性と剛性を調べ、搭載型システムを組込んだ上肢のリハビリテーションデバイスの開発について述べる。また、そのデバイスのステップ状の目標値変化に対する追従制御の検証を行う。さらに、任意の目標に対して追従動作を行うための解析モデルを提案し、そのモデルを用いた姿勢制御を行った結果について述べる。第5章では、更なるアクチュエ

一タの発生力と剛性強化のため、並列配置した EFPA の各蛇腹部分を周方向に互いに拘束し、さらに内部のゴムチューブを細かく拘束(分割)することで、剛性を向上させる改良を試みた周拘束強化型 EFPA を提案・試作する。その周拘束強化型 EFPA を用いた可動域の広い上肢のリハビリテーションデバイスを再構成し、姿勢制御を行った結果について述べる。また、EFPA の新たな変位計測手法の提案として、非接触で EFPA の変位が計測できる超音波センサを用いた新たな変位センサを提案・試作し、変位計測実験を行った結果について述べる。そして最後、第 6 章にて本論文の結論を述べる。

1.4 本論文で使用する記号

本論文で使用する主な記号を以下に示す。

A	: EFPA のゴムチューブの断面積	[m ²]
D_i	: PWM 弁の入力デューティ比	[%]
e_i	: EFPA の変位偏差	[m]
k	: EFPA のゴムチューブの弾性係数	[N/m]
k_{pD}	: 変位制御用比例ゲイン(デューティ比)	[%/mm]
k_{pV}	: 変位制御用比例ゲイン(電圧)	[V/mm]
l_i	: リハビリテーションデバイスの基準面からの EFPA の長さ	[m]
L	: ロボットアームおよびリハビリテーションデバイスの EFPA の 平均長さ(中心長さ)	[m]
L_{0i}	: EFPA の初期長さ(自然長)	[m]
L_i	: EFPA の長さ	[m]
L_{ri}	: EFPA の目標長さ	[m]
P_i	: EFPA の供給圧力	[Pa]
P_{min}	: EFPA の最低駆動圧力	[Pa]

r	: ロボットアームおよびリハビリテーションデバイス中心から EFPA が配置されている円周の半径	[m]
R	: ロボットアームおよびリハビリテーションデバイスの曲率半径	[m]
S_i	: 疑似サーボ弁の目標弁開度	[-]
u_i	: PWM 弁の入力デューティ比の変化分	[%]
V_i	: 疑似サーボ弁への制御入力電圧	[V]
α	: ロボットアームおよびリハビリテーションデバイスの湾曲方向角	[rad]
β	: ロボットアームおよびリハビリテーションデバイスの湾曲角	[rad]

ここで、添え字 i は EFPA の位置を示し、 $i=1, 2, 3$ である。

第2章 上肢のポータブルリハビリテーションデバイスへの検証

2.1 緒言

第1章では、本研究の背景と研究目的として、空気圧アクチュエータを用いた人体と接触しながら駆動するリハビリテーション機器やパワーアシスト装置の研究動向について紹介するとともに、本研究でめざしている即座に手放せる安全性の高いリハビリテーション機器として、松井らの柔軟空気圧シリンダを用いた上肢の手首リハビリテーション機器について紹介した。本章では、本研究でめざす肩関節の肩骨上腕関節や肩骨胸部関節を同時に動かす他動運動を与えることのできるリハビリテーションデバイスの設計方針と、デバイスに使用するアクチュエータである伸長型柔軟空気圧アクチュエータ(EFPA)²⁹⁾の構造や動作原理について述べる。また、このアクチュエータは以前に、則次らによって開発されたものと類似した構造を有しており、その他の研究でも伸長するアクチュエータ^{11)~15), 30)}が多数存在するため、それらのアクチュエータと本研究で使用するEFPAとの違いについて述べるとともに、EFPAの変位特性や発生力特性を調べた結果について述べる。また、目標とするリハビリテーションデバイスの検証のためEFPAを用いたロボットアームを提案・試作し、その動作形状の予測と制御のための解析モデルを提案する。さらに、試作ロボットアームを用いて上肢全体のリハビリテーションが実行できるかどうかについて検証を行うため、試作ロボットアームの姿勢制御実験を行う。

2.2 デバイスの設計方針

目標とする肩関節への他動運動を与えるリハビリテーションデバイスの開発のため、まずデバイスの設計方針について述べる。開発デバイスはそれ自身が動くエキスパンダやベンダのように動作し、手先を動かすことで肩関節に他動運動を加えることを目的と

している。そのため、使用時に人間の肩幅程度もしくはそれ以上の大きさに変形するなど広い可動範囲を有する必要がある。さらに、家庭で使うデバイスであるため未使用時にはできるだけコンパクトなデバイスである必要もある。また、自宅で一人で使用するためには、外骨格型の機器では一人での着用が困難であり、さらに機器が故障した場合、安全が確保できないなどの問題がある。つまり、自宅で一人で使用するデバイスは患者自身がデバイスを手に持って使用できるものが理想的である。また想定する大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かす他動運動を促すためには、デバイスのアクチュエータはコンパクトな形状から肩幅を超えるほどの変形つまり広い可動域が必要である。そこで、使用するアクチュエータは少なくとも自然長から2倍以上変形する能力が必要である。さらに、実際のリハビリテーションでは肩関節(主に、肩甲上腕関節や肩甲胸郭関節)と肩甲骨に回転運動を促す動作も必要である。ここで、可動域の大きいアクチュエータとして、電動モータやリンク機構を用いた機器が考えられるが、構造が複雑で、重量が増し、なにより柔軟性が維持しにくいいため、人体を傷つける恐れがある。さらに、そのデバイスの質量が大きくなれば、その慣性力の大きさから患者自身が恐怖を感じる可能性もある。そのため、軽量・コンパクトでバックドライバビリティを有する空気圧駆動のソフトアクチュエータを用いることは有効であると考えられる。

また、想定する動作を実現するためのデバイスの発生力も必要となる。そこでその指標として、平均的な腕や肩を含めた上肢の重量を調べた。図 2-1 に人体の各部位の重さの全体重に対する比率³¹⁾を示す。この図から手から肩までの部位の重さは体全体の6%であることがわかる。また60歳の平均体重は約60kg³²⁾であることから手から肩までの質量は約3.6kgとなる。ここでデバイスの必要となる発生力を考えると、腕の質量を持ち上げる発生力を生じれば、肩関節の動きにくさ(安全率)を含めた負荷を動かすのに十分であると考えた。つまり片腕の質量を持ち上げるために必要な発生力は約36Nであり、両腕の場合では約72Nが必要であると考えられる。そのため、デバイスのアクチュエータは、両腕の平均的な質量を持ち上げるための72N以上の発生力を生じ、さらに上肢を

支えることのできる構造(剛性)が必要となる。

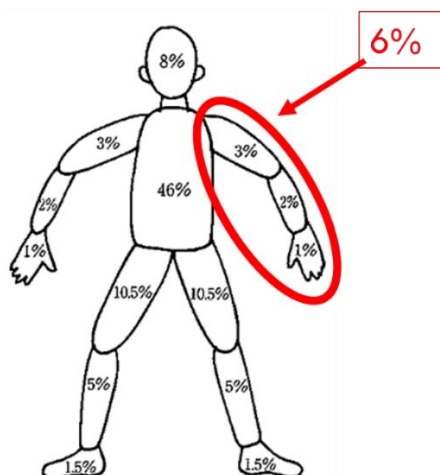


図 2-1 人体の各部位の重さの全体重における比率³¹⁾

以上のデバイスを実現するためには肩幅を超えるサイズの構造体が必要であり、デバイスは大型化することが予想される。しかし前述のように、家庭で手軽に安全に使用することを考えるとデバイス自体の質量を下げるもしくは可動部の慣性力を下げるなどが必要であり、さらに衝突時の衝撃を緩和する必要もある。また、人体に接触することを考慮し、怪我を防止する意図でも金属類などの重量が大きい素材ではなく、柔軟で軽量の素材を選定する必要がある。また、当初の目的の通り、個人ユーザが国からの補助なしに購入できるために、PC や高価なセンサを使用せず、マイクロコンピュータを用いた組み込みコントローラや、より安価なセンサを用いる必要がある。またこの動作を行うデバイスの構造は柔軟性を有しながら、外骨格のように強固な構造体を有せずアクチュエータを繋ぎ合わせる程度のもので駆動機構を構成するのが望ましい。さらに、想定する手先の動作は前述の想定するような大きな動きであれば肩関節を十分に動かせることから厳密な位置決め制御は必ずしも必要ないものと考えられ、違和感を感じない程度の誤差として、一般的な手のひらの大きさの 1/10~1/5 程度の誤差を許容誤差とする。

以上の必要な機能から考えたデバイスおよび使用するアクチュエータの仕様は以下

の通りである。

- ① デバイスは大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かすため、最大伸長時に肩幅を超える可動域を有し、180deg. 程度の湾曲動作を可能とする。
- ② デバイスは机等に固定して使用し、両端に手を挿入して使用するハンドルを有し、緊急時には容易に手を取り外すことができる。
- ③ デバイスは非動作時に手で容易に曲げることができる柔軟性を有し、慣性力を下げるため可動部の質量を 2.0kg 以下とする。
- ④ デバイスは肩関節および肩甲骨を動かすため、72N 以上の発生力とそのため適切な剛性を有する。
- ⑤ デバイスは姿勢制御のためのコントローラ・弁・センサを内部に搭載し、外部には空気圧供給パイプと電源ケーブルのみの接続とする。
- ⑥ デバイスは自宅で使用することを考え、コンパクトな機構にするため、アクチュエータを構造体の一部として構成し、アクチュエータの可動範囲も 2 倍以上とする。
- ⑦ デバイスは一部が使い捨てできるほど安価(材料費が 1 万円以下)にする。
- ⑧ 想定する動作のための位置決め制御性能として違和感を生じない誤差範囲として誤差の標準偏差で±30mm 以内を想定する。

2.3 EFPA の構造と特性

上述の仕様①, ⑥に合わせ、使用するアクチュエータとして、比較的変位量が大きく、摺動部のない伸長型柔軟空気圧アクチュエータ(EFPA)を用いることにした。図 2-2 に、開発した EFPA の外観と構造を示す。この EFPA はコンパクトな形状ながら自然長から 2 倍以上伸長することができるソフトアクチュエータ²⁹⁾である。松井らの研究でポータブルリハビリテーション機器に用いた柔軟空気圧シリンダ^{33)~35)}は、球面状にステージを駆動するために、その可動域と同じだけのアクチュエータ長が必要とされていたが、こ

の EFPA は自然長の状態で最小容積となるため、無加圧時はコンパクトで可動域の大きな駆動システムを構築でき、仕様⑥を満たすことができる。

この EFPA の構造は、ゴムチューブ(外径 10mm, 内径 6mm)を長軸方向のみに伸長するひだを有するナイロン製のスリーブ(外径 16mm, 内径 12mm)で覆っており、従来の柔軟空気圧シリンダに比べて、容易に製作可能な構造を有するソフトアクチュエータである。EFPA の動作原理は、ゴムチューブに圧力を加えることで、ゴムチューブがあらゆる方向に膨らむが、スリーブにより周方向に膨らまず、軸方向にのみ伸長するため、スリーブの最大長さまで伸長する。また、最大伸長時はゴムチューブが加圧されているため、多少の曲げ剛性を有するものの、スリーブなどの拘束によって剛性が変わらないため自由に曲げることも可能である。また、アクチュエータの価格は、1m 当たり約 600 円と低コストであり製作も容易である。さらに使用するスリーブも商品名(TAISHO INDUSTRY Co. Ltd., Magic hose)として市販されたものを利用したものであり、入手も非常に容易である。本研究で使用した EFPA は、則次、佐々木ら^{11)~15)}が以前マッキベン型ゴム人工筋のポリエステル繊維に蛇腹状の織り目を付けた被覆チューブを用いた伸長型ゴム人工筋と構造は同じであるが、被覆チューブの織り込みの構造が異なり、さらに伸長できる利点を有する。また手作業で織り込み作業を行わず、すでにスリーブとして完成された製品を使用するため、圧倒的に短い時間で製作できる利点もある。また、この EFPA に類似したアクチュエータとして、スタンフォード大学の Elliot W. Hawkes ら³³⁾は、弾性チューブに糸状の繊維を螺旋状に巻くことで伸長動作を行う Inverse Pneumatic Artificial Muscle(IPAM)を開発した。これはチューブに圧力を加えることでチューブが膨らみ、繊維によって周方向に膨らむことなく伸長するアクチュエータであるが、ゴムチューブの肉厚が厚く、曲げなどの柔軟性の面で劣るものと考えられる。さらに巻き付けた繊維を接着剤等で接合するため、経年劣化が生じやすい問題もある。ここで、則次らや Hawkes らが開発したアクチュエータそれぞれの伸長率は、230%、170%であり、本研究で使用する EFPA の伸長率は 235%である。以上、開発した EFPA は上記の 2 つの伸長型ア

クチュエータに比べ、製作時間が短い点が大きな利点であり、仕様⑦の観点からも本研究がめざす低コストのリハビリテーションデバイスに使用するアクチュエータとして適しているといえる。さらに、他のアクチュエータに比べ伸長率が高い利点もある。以上の理由から伸縮・湾曲動作が可能で低コストかつ製作が簡易で、伸長率が高い EFPA は目的とするリハビリテーションデバイスに用いるアクチュエータとして最適であると考えられる。

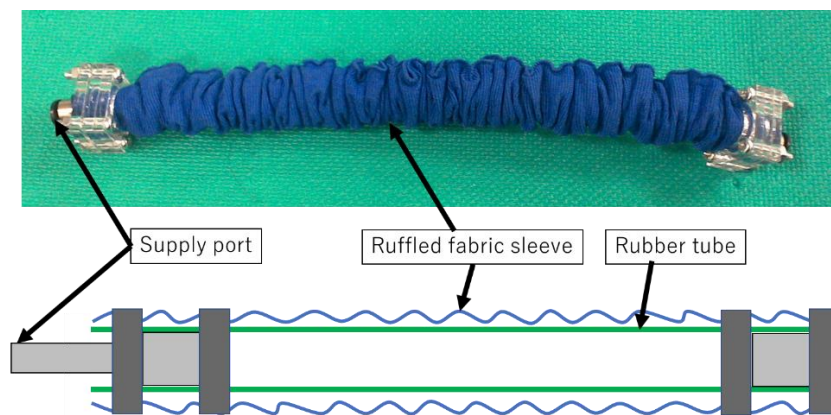


図 2-2 EFPA の外観と構造

次に試作した EFPA の特性について述べる。図 2-3 に EFPA の印加圧力と変位の関係を示す。実験方法として、EFPA に印加圧力 0 から 400kPa まで 20kPa 毎に加圧し、その後 20kPa 毎に減圧した時のアクチュエータの長さをスケール(鋼尺)を用いて計測した。図中の各記号は実験回数を示す。実験結果より、印加圧力約 120kPa から EFPA が伸長し、この間はデッドゾーンになっていることがわかる。このデッドゾーンは EFPA 内のゴムチューブが膨張し始める圧力(約 50kPa)と、膨張により被覆チューブが周方向に押しつけられるため、スリーブとゴムチューブ間の摩擦が大きくなる。この摩擦力がスリーブの伸長を抑制し、軸方向の伸長力がその摩擦力を上回るまで伸長しないためであると考えられる。ここで自然長 200mm を用いたスリーブの EFPA の最大変位は、印加圧力 400kPa

時で約 270mm(伸長率:235%)であり、自然長から 2 倍以上伸長することがわかる。また、アクチュエータを加圧した場合と減圧した場合で変位にヒステリシスが生じる理由は、前述のデッドゾーンと同様に、ゴムチューブとスリーブとの摩擦により生じたものと考えられる。そのため、この EFPA の位置決め制御では、給気と排気でアクチュエータの変位が異なるため、その変位をフィードバックするためのセンサが必要になる。

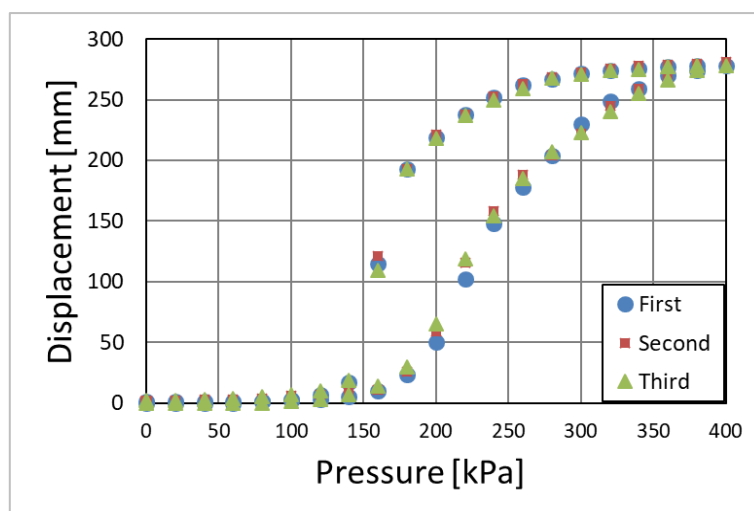


図 2-3 EFPA の印加圧力と変位との関係

次に、EFPA の発生力特性について述べる。図 2-4 に実験装置の外観と EFPA の印加圧力と引張力との関係を示す。実験では、EFPA を最大伸長させた状態、つまり 400kPa まで加圧した状態で、フォースゲージ(株)日本電産シンポ、FGPX-20)を EFPA の先端部に直列に接続し、400kPa から 0kPa まで 20kPa 毎に減圧し、また 20kPa 毎に 400kPa まで加圧した際の発生力を計測した。各記号は実験回数を示している。図 2-4 から、約 40N のアクチュエータ最大引張力が発生していることがわかる。また、100kPa より低い圧力から飽和しており、この結果は図 2-3 に示す印加圧力と変位の関係のデッドゾーンの特性とも一致する。しかし、図 2-3 の印加圧力と変位では再現性が見られるが、図 2-4 の発生力特性では実験回数によって結果が異なっていることがわかる。これは実験より EFPA 内

のゴムチューブを常に引張って発生力の計測を行っているため、遅延弾性が生じているものと考えられる。また、図 2-4 の上図の実験装置を用いて EFPA ができるだけ曲げを生じないように取り付けて押出力の計測を試みたが、アクチュエータ自身が柔軟なため、座屈を生じ押出力を計測することはできなかった。

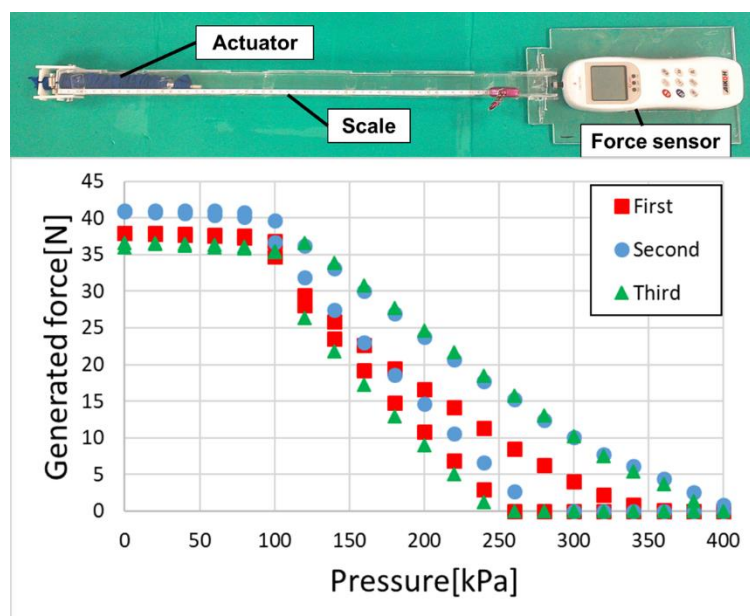


図 2-4 EFPA の印加圧力と引張力との関係

2.4 検証用ロボットアームの構造と動作原理および解析モデル

目的としている肩関節を動かす可動域の広いリハビリテーションデバイスを開発するにあたり、本研究で想定しているリハビリテーション動作が可能かどうかについて検証する必要がある。想定している動作は、初期状態から肩幅を超える程度の伸長動作、肩関節を動かすために腕を上下に動作させる湾曲動作である。そこで、EFPA を用いてこれらの動作が可能であるかどうかの検証のため試作したロボットアームの外観を図 2-5 に示す。このロボットアームの構造は、自然長 200mm の EFPA を中心から半径 30mm の円周上で、中心から 120deg. 毎に 3 本配置している。ここで、ロボットアームの先端部分から見て x 軸上にある EFPA をアクチュエータ①とし、反時計回りにある EFPA をそれぞれ

れアクチュエータ②，③と呼ぶことにする．ロボットアームは両手で両端を持つリハビリテーションデバイスを想定し，EFPA の端をアクリルで固定し，互いの EFPA の間隔が離れないように厚さ 1mm のアクリルプレートを 40 枚配置した．EFPA は柔軟であるため，無加圧時および圧力印加時に座屈を生じることや，3 本並列配置されている EFPA の間隔が一定でなくなる可能性がある．そこで，その柔軟性を維持しつつ，想定している動作を実現するため，これらの拘束板を用いて剛性の確保を狙っている．ここで，拘束板に設けた穴の径はアクチュエータの外径に合わせて直径 17mm に設定した．その拘束板の形状を図 2-6 に示す．このロボットアームは，3 本の EFPA を同時に加圧することで伸長動作を行い，1 本または 2 本の EFPA のみを加圧することで湾曲動作を実現できる．

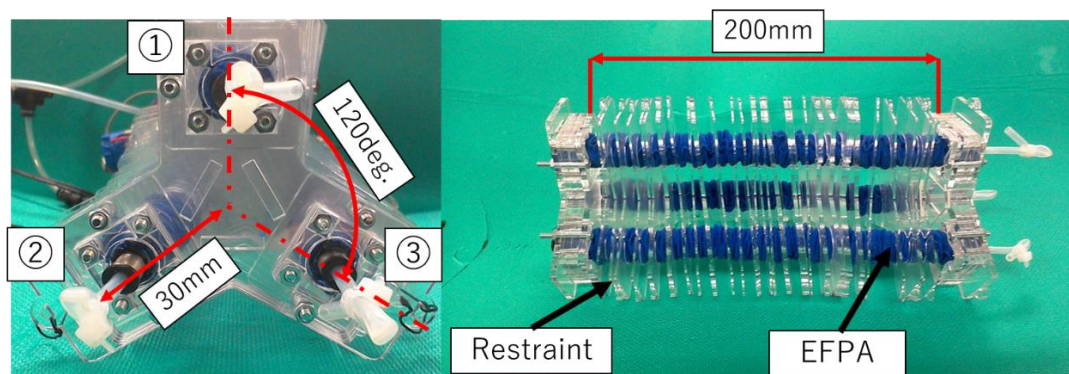


図 2-5 柔軟ロボットアームの外観

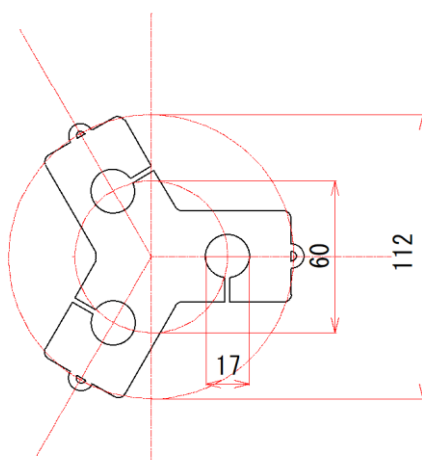


図 2-6 ロボットアームの拘束板形状

また，図 2-7 にロボットアームの動作風景を示す．これは 1 本の EFPA に 200kPa の圧力を印加し，他 2 本の EFPA に 400kPa の圧力を印加場合の動作の様子である．拘束板によって，各 EFPA の間隔が離れることなく湾曲動作が実現できていることがわかる．

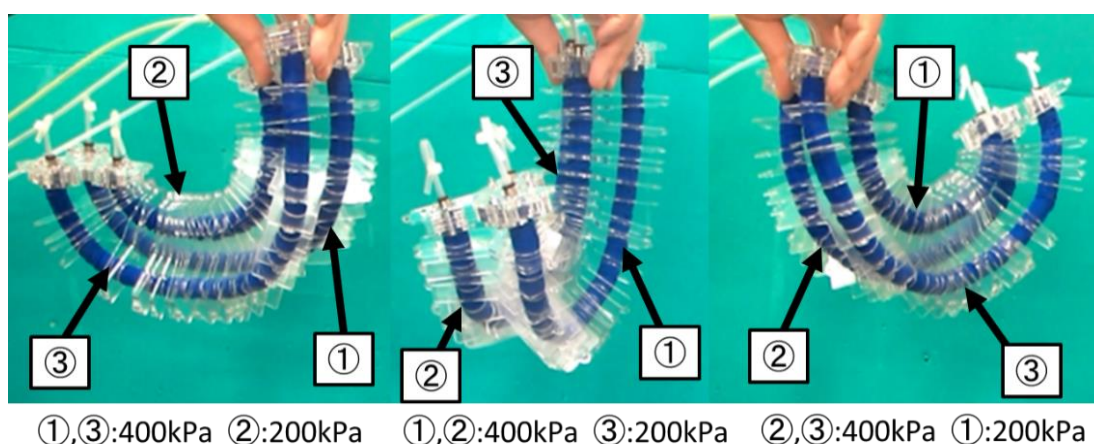


図 2-7 ロボットアームの動作風景

次に，リハビリテーションデバイスの形状設計やロボットアームの設計および制御を行うための解析モデルを提案する．図 2-8 (a)，(b)，(c)^{36)~38)}は提案するロボットアームの解析モデルを示す．また図 2-8 (a)は湾曲時のロボットアームの外観，(b)はロボットアームの湾曲方向角 α と湾曲角 β の定義，(c)は x-y 平面に垂直で湾曲方向角 α を有する面にロボットアームの各 EFPA を投影した EFPA の長さ と湾曲角 β の関係を示す図である．図 2-8 (b)，(c)より，ロボットアーム構成する EFPA の形状は円弧であると仮定すると投影された各 EFPA の長さ L_1 ， L_2 ， L_3 は以下の関係式が得られる．

$$L_1 = (R - r \cdot \cos \alpha) \cdot \beta, \quad (2-1)$$

$$L_2 = \{R - r \cdot \cos(\frac{2\pi}{3} - \alpha)\} \cdot \beta, \quad (2-2)$$

$$L_3 = \{R - r \cdot \cos(\frac{4\pi}{3} - \alpha)\} \cdot \beta, \quad (2-3)$$

$$R = \frac{L}{\beta}, \quad (2-4)$$

ここで、 $L_i (i=1, 2, 3)$ は各 EFPA の長さ、 R はロボットアームの曲率半径、 r は中心から EFPA が配置されている円周までの半径、 α と β はロボットアームの湾曲方向角と湾曲角を示す。式(2-1)から(2-4)より、ロボットアームの中心長さ L や、湾曲方向角 α 、湾曲角 β は以下の式で表される。

$$L = \frac{L_1 + L_2 + L_3}{3}, \quad (2-5)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{\sqrt{3}(L_3 - L_2)}{L_2 + L_3 + 2L_1}, \quad (2-6)$$

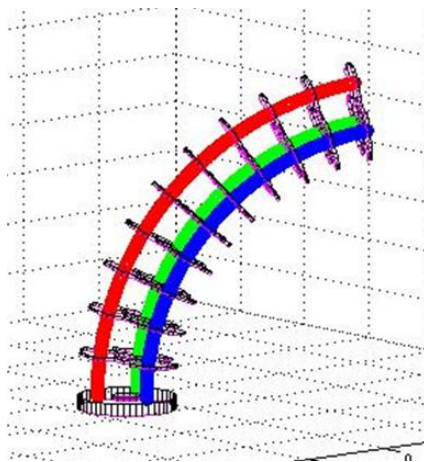
$$\beta = \frac{L - L_1}{r \cdot \cos \alpha}. \quad (2-7)$$

また、 $\cos \alpha = 0$ の場合、湾曲角 β は式(2-2)、(2-3)から以下の式が得られる。

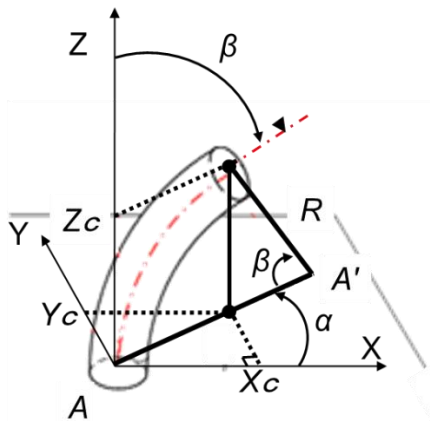
$$\beta = \frac{|L_3 - L_2|}{\sqrt{3}r}. \quad (2-8)$$

さらに式(2-4)と(2-7)から、曲率半径 R は以下の式で与えられる。

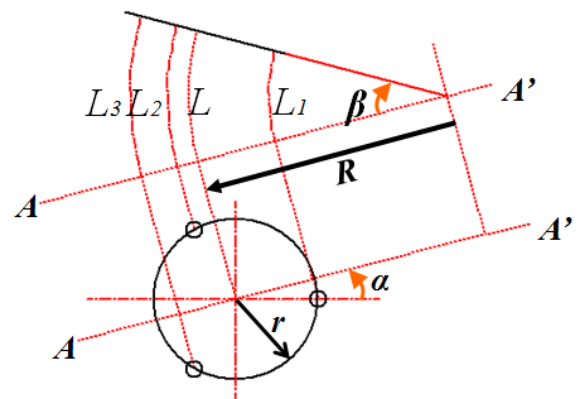
$$R = \frac{L \cdot r \cdot \cos \alpha}{L - L_1}. \quad (2-9)$$



(a) ロボットアームの姿勢(計算結果)



(b) 湾曲方向角 α と湾曲角 β の定義



(c) 各 EFPA の湾曲方向角 α への投影図

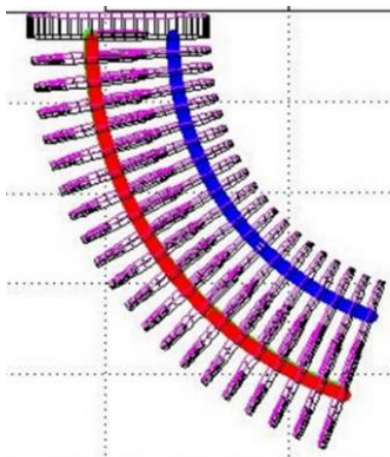
図 2-8 ロボットアームの解析モデル

また、それぞれの EFPA に圧力を加えている場合、それぞれの EFPA の長さ L_i は以下のよう
に求められる。

$$L_i = L_{0i} + \frac{A(P_i - P_{min})}{k} \quad (i=1, 2, 3). \quad (2-10)$$

ここで、 L_{0i} は各 EFPA の自然長、 P_i は印加圧力、 P_{min} は最低駆動圧力、 k は弾性係数、 A は EFPA のチューブの断面積、 i はアクチュエータの位置を示す。

次に、この解析モデルを用いたロボットアームの姿勢と実機による姿勢の比較を図 2-9 に示す。実験では、各 EFPA の供給圧力 P_1 , P_2 , P_3 をそれぞれ 200kPa, 400kPa, 400kPa とした。また、弾性係数 k は EFPA 内のゴムチューブの伸び変位実験から求めた値を微調整し、 $k=345\text{N/m}$ とした。実験から、湾曲角 β は計算結果と実験結果ともに 70deg. であり、提案する解析モデルはロボットアームの形状をよく表していることがわかる。



(a) 解析モデルを用いたアームの姿勢



(b) 実際のアームの姿勢

図 2-9 ロボットアームの姿勢

図 2-10 にロボットアーム中の 1 本の EFPA のみを加圧した結果から、その他の 2 本の EFPA との差圧とロボットアームの湾曲角の関係を調べた結果を示す。実験では、手に持って使用するデバイスであること、中心からアクチュエータの半径 r が大きくなると曲げトルクは大きくなるが湾曲角が小さくなると考え、半径 r が 30mm と 60mm の 2 種類のロボットアームで検証実験を行った。ここでの差圧は供給圧 P_1 と P_2 または P_3 との差を意味する。各記号は実験結果を示し、各線は解析モデルを用いた計算結果を示す。図 2-10 から、差圧が 250kPa 以上の条件で、計算結果と実験結果が一致していないことがわかる。これは図 2-4 のグラフの傾きに相当する弾性係数 k が一定でなく供給圧によって変化しているためであると考えられる。以上のことから、このロボットアームの湾曲角

の制御には各 EFPA の変位を実測し、求めた各 EFPA の長さから式(2-1)から(2-3)を用いてロボットアームの湾曲角 β を算出する必要がある。

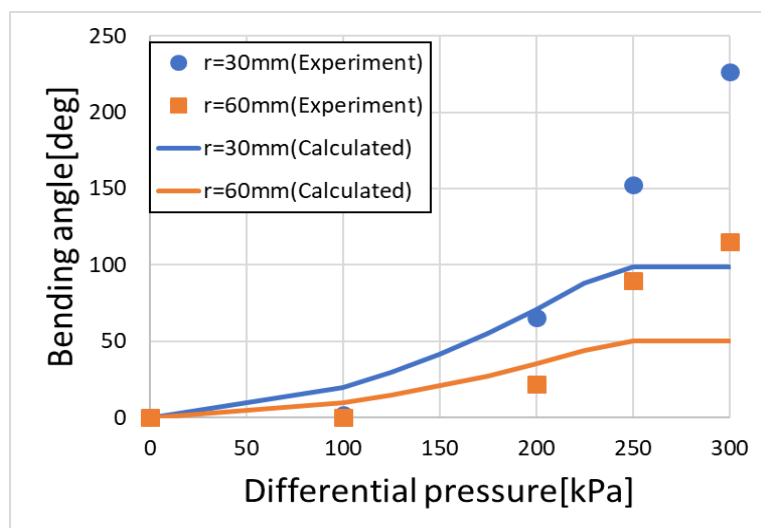


図 2-10 各 EFPA への印加圧力とロボットアームの湾曲角との関係

図 2-11 にロボットアーム 2 本の EFPA に加えた圧力とロボットアーム先端の発生力の関係を示す。実験では、2 本の EFPA を 100kPa 毎に加圧し、湾曲方向と反対の向きにフォースゲージで引張り、ロボットアームを無加圧時の状態に戻すことでロボットアームの湾曲時の発生力を間接的に計測した。また、図 2-10 の実験と同様に、中心から EFPA までの半径 r が 30mm と 60mm の 2 種類のロボットを用いて実験した。図 2-11 の結果より、半径 r が 30mm の場合で最大引張力が約 6N、半径 r が 60mm の場合で最大引張力が 10N である。これらの発生力は本来 EFPA が有する引張力に比べて小さく、主な原因はロボットアームの剛性が低いためであると考えられる。また、押出力は計測ができないほど小さかった。仕様の④から、肩関節および肩甲骨を動かすための約 72N の発生力を必要としているため、このロボットアームの発生力では不十分である。そのため、発生力の増強とそのためのロボットアーム(リハビリテーションデバイス)の剛性の改良が必要になると考えた。このロボットアーム(デバイス)の剛性の改良に関しては、次章以降

で述べる。

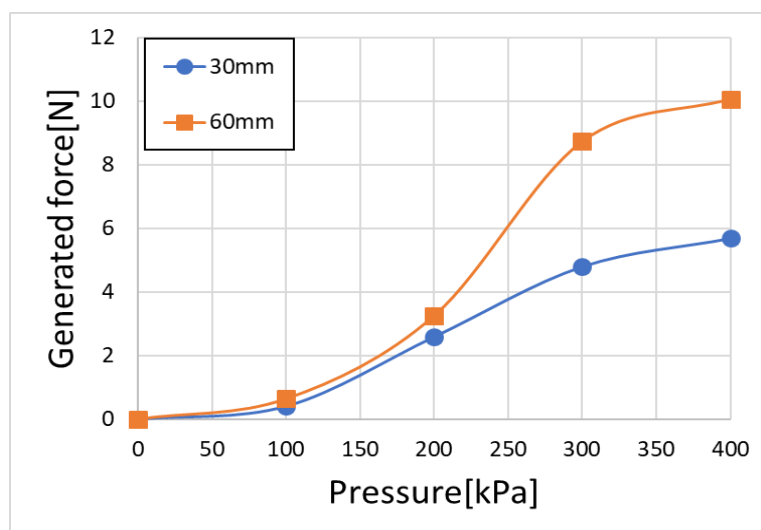


図 2-11 供給圧力とロボットアーム先端の発生力の関係

2.5 姿勢制御検証用リハビリテーションデバイスの構造と姿勢制御

前節で述べたように、検証用ロボットアームの発生力および剛性がリハビリテーションデバイスの仕様④を満たせていないことがわかった。しかし、同様に図 2-10 の結果と考察から、ロボットアームの湾曲角の制御には、各 EFPA の変位をセンサを用いて計測する必要があることも判明した。また仕様⑤から、実際に患者が使用する際には、制御弁や制御用のコントローラなどをデバイスに組み込んだシステムを構築する必要もある。そこで本節では、搭載型システムの検証として、前節までのロボットアームを用いた上肢のポータブルリハビリテーションデバイスを提案・試作し、システムの構築および姿勢制御の検証を行う。ロボットアームを用いた上肢のポータブルリハビリテーションデバイスの外観とシステム構成を、それぞれ図 2-12、図 2-13 に示す。デバイスの構成は図 2-13 に示すように、上肢に他動運動を与えるための試作ロボットアーム、アーム内の各 EFPA の変位(長さ)を計測するための 3 つのワイヤ式リニアポテンシオメータ^{39),40)}, EFPA の変位を制御するための 3 つのコントローラ搭載型疑似サーボ弁^{32),41)}, また、その 3 つ

の弁を介してデバイスの姿勢を制御するためのホストコンピュータに相当する組み込みコントローラ(株ルネサスエレクトロニクス, SH7125)で構成されている。

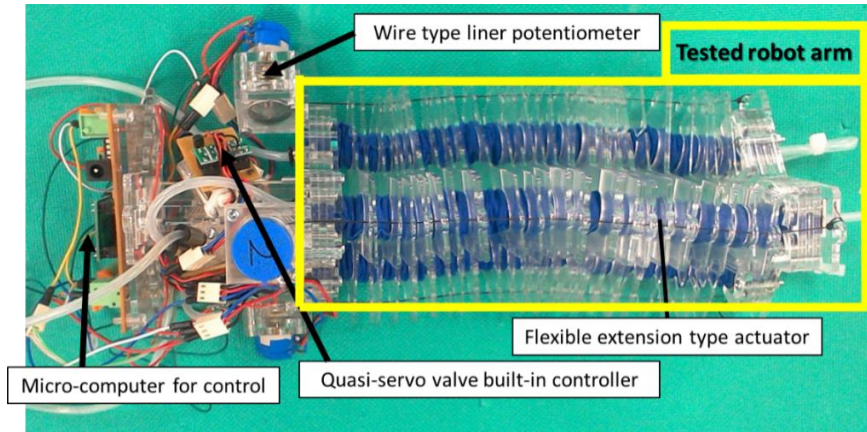


図 2-12 ポータブルリハビリテーションデバイスの外観

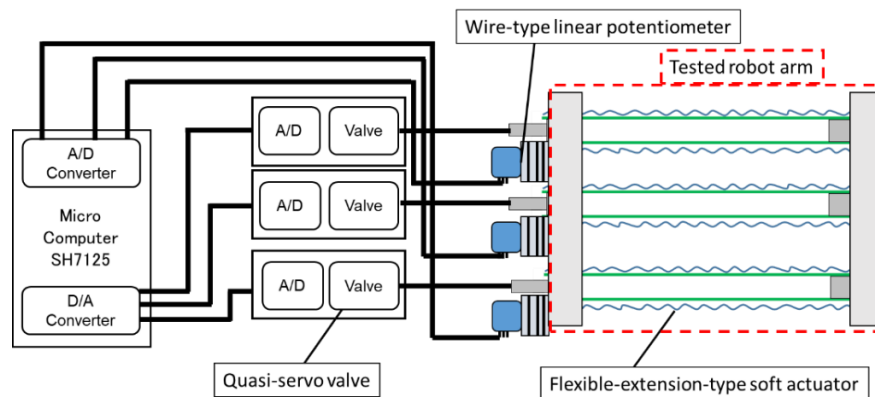


図 2-13 ポータブルリハビリテーションデバイスのシステム構成

ここで、こういったデバイスの姿勢制御に使用する弁として、多くの空気圧機器の研究者は流量制御型の比例弁⁴²⁾を用いている。また同時に、多くの研究者が小型の制御弁の開発に従事している^{43)~47)}。本研究では仕様⑦から、一般的に使用されている比例制御弁では、重量やコストの観点から仕様を満たさないと考え、低コストで軽量の ON/OFF 弁(株SMC, S070C-SDG-32)を用いた流量制御型の疑似サーボ弁³²⁾を開発し、デバイスの姿勢制御の検証を行う。図 2-14 に各 EFPA を制御するための疑似サーボ弁の外観を示し、

図 2-15 に疑似サーボ弁の構成を示す^{42), 48), 49)}。試作弁は 2 つの ON/OFF 弁を用い、一方は給気・排気を切り替える切替弁(2 位置 3 ポート弁)として用い、もう一方は流量調整のための可変絞りの PWM 駆動弁(2 位置 2 ポート弁)として使用する。

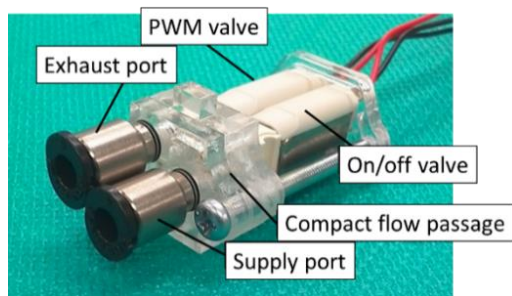


図 2-14 疑似サーボ弁の外観

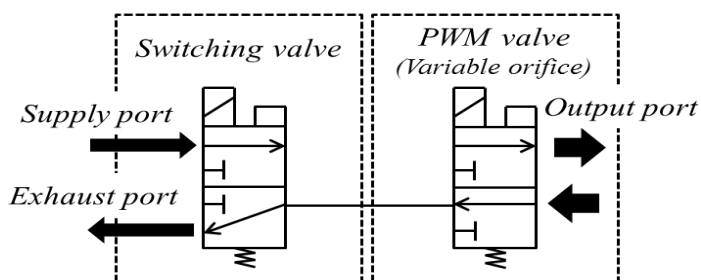


図 2-15 疑似サーボ弁の構成

この PWM 弁によって流量をアナログ的に調整することにより、高価な比例制御弁でしか実現できなかった圧力や流量の制御が容易にできるという利点がある。図 2-16 と図 2-17 にコントローラ搭載型の疑似サーボ弁の外観とそのシステム構成を示す^{32), 41)}。このサーボ弁は疑似サーボ弁とそれを制御するためのマイクロコンピュータ(株)ルネサスエレクトロニクス, RL78/G10)で構成されている。

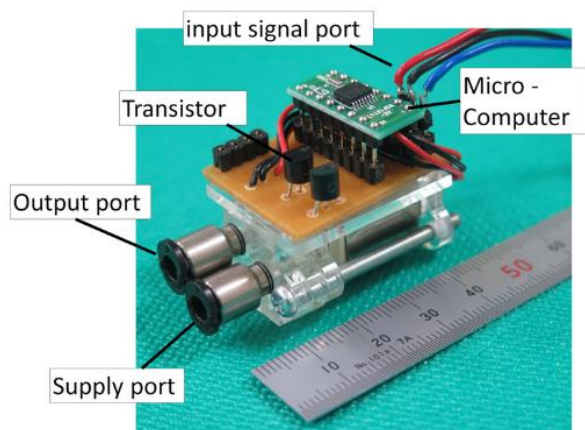


図 2-16 試作疑似サーボ弁の外観

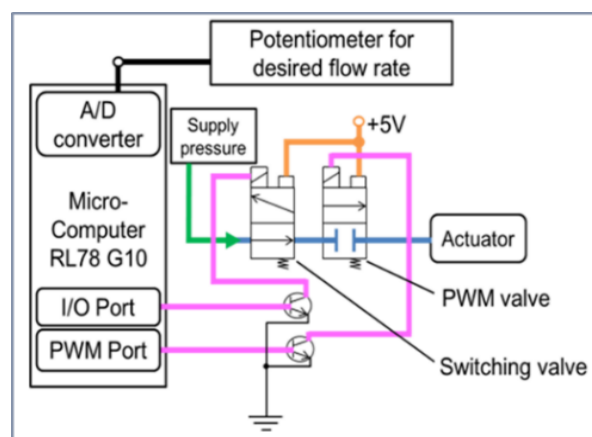


図 2-17 試作疑似サーボ弁の構成

コントローラ搭載型疑似サーボ弁の制御方法は以下の通りである。まず、目標弁開度に相当する指令電圧をマイクロコンピュータ内の A/D 変換器を介して取り込む。次に予備実験から得られた PWM 制御弁への入力 duty 比と弁出力流量の実験結果(図 2-18 参照)から求めた関係式(近似関数)をもとに、PWM 駆動弁の入力デューティ比を計算する。ここで図 2-18 に示す記号○、△は、それぞれ PWM 周期 5, 10ms の結果を示し、青色は弁開度を上げた場合、オレンジ色は下げた場合を示す。マイクロコンピュータ内部に組込まれるこの関係式は次式で表され、PWM 周期 5ms の結果をもとにしたものである。この近似式はマイクロコンピュータのメモリ容量と計算能力を考慮して 5 次近似とした。

$$D_i = 1035.2S_i^5 - 2514.7S_i^4 + 2012S_i^3 - 566.58S_i^2 + 100.66S_i + 34.68 \quad (i=1, 2, 3). \quad (2-11)$$

ここで S_i は目標弁開度、 D_i は PWM 弁への入力デューティ比を示す。上述の近似式を組込んだ流量制御型疑似サーボ弁を用いた入力弁開度と出力流量の実験結果を図 2-19 に示す。この実験では、給気時の流量の調節として、弁開度を 0~100%の範囲で 10%毎に変えた場合の弁出力流量を計測した。図中の各記号の○は弁開度を上げた場合、△は下げた場合を示す。図より、入力弁開度に対し、比例した流量が得られており、ヒステリシスも小さいことがわかる。この弁では、実際の制御では給気、排気の弁開度を調整する必要があるため、入力電圧 0~5V のうち 2.5V を中立状態の給排気を行わない保持状態として流量を調整するように設定している。

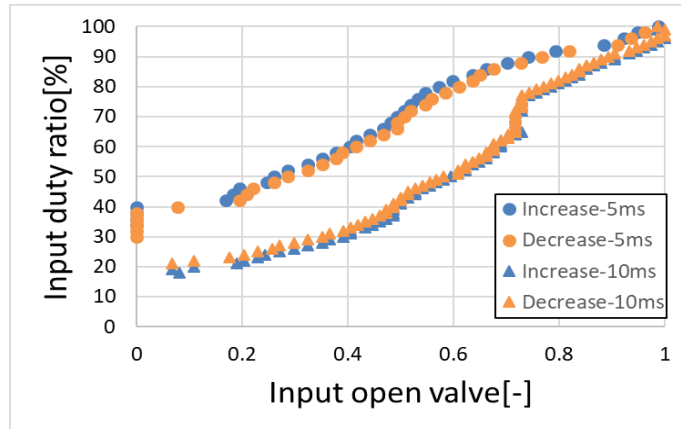


図 2-18 弁開度と PWM 制御弁の duty 比の関係

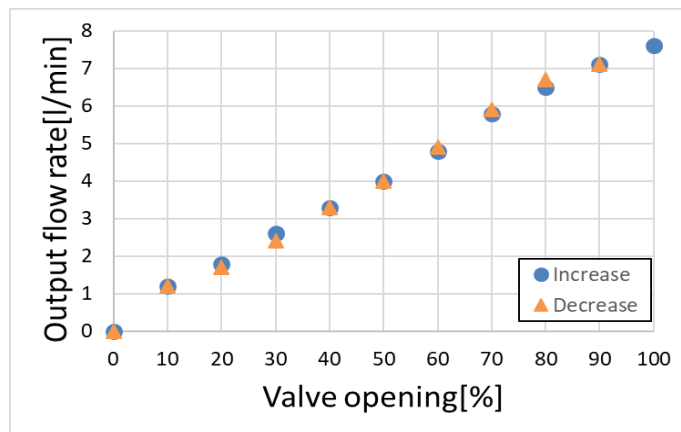


図 2-19 試作弁の入力弁開度と出力流量の関係

次に、試作したポータブルリハビリテーションデバイスの位置決め制御方法について述べる。ここでは制御弁の検証の意図からデバイスの姿勢(湾曲角や湾曲方向角)の制御ではなく、その姿勢から各 EFPA の目標変位がモデル等を使って予め求めたものとして、各 EFPA の位置決め制御を行った。制御の流れは以下の通りである。まず、マイクロコンピュータに組み込まれた各 EFPA の目標変位とポテンシオメータからのアクチュエータの変位に相当する電圧を A/D 変換器を介して取り込み、偏差を求める。この偏差をもとに制御則により駆動する弁の弁開度を計算し、デバイスの制御用コントローラに搭載されている D/A コンバータ(株Linear Technology, LTC1660C)から弁開度に相当する電圧をコントローラ一体型疑似サーボ弁に送ることでアクチュエータを駆動する。制御に用い

た比例制御則は式(2-12)で表される.

$$V_i = k_{pV} \cdot e_i + 2.5 \quad (i=1, 2, 3). \quad (2-12)$$

ここで, V_i は各弁への制御入力電圧, e_i は各アクチュエータの偏差を示し, k_{pV} は比例ゲイン(0.5V/mm)を示す. この比例ゲインはステップ状の目標値との偏差が小さくなるように試行錯誤的に求めたものである. また, 疑似サーボ弁への入力電圧と弁開度 V_i の関係は, 以下の通りである.

$$\begin{aligned} V_i > 2.5 \quad \text{給気} \quad V_i &= (V_i - 2.5)/2.5 \\ V_i < 2.5 \quad \text{排気} \quad V_i &= (2.5 - V_i)/2.5 \\ V_i = 2.5 \quad \text{保持} \quad V_i &= 0 \end{aligned} \quad (i=1, 2, 3). \quad (2-13)$$

以上の操作(制御)を繰り返すことで, 使用者がデバイスを両手で保持し, デバイスが伸長した状態から任意の方向への湾曲や収縮などの動作が可能で, あたかもアクティブに動く湾曲可能なエキスパンダのように, 他動運動を使用者に与えることができる.

2.6 制御結果と考察

ポータブルリハビリテーションデバイス内の3本のEFPAに対してそれぞれ目標とする変位を与え, 追従制御による位置決め制御を行う. 実験では, EFPAへの供給圧力を400kPaとし, 制御のサンプリング周期は5msとした. 図2-20(a), (b), (c)に姿勢制御の動作風景を示し, 図2-21にこのデバイスの位置決め制御における各EFPAの変位の追従制御結果を示す.

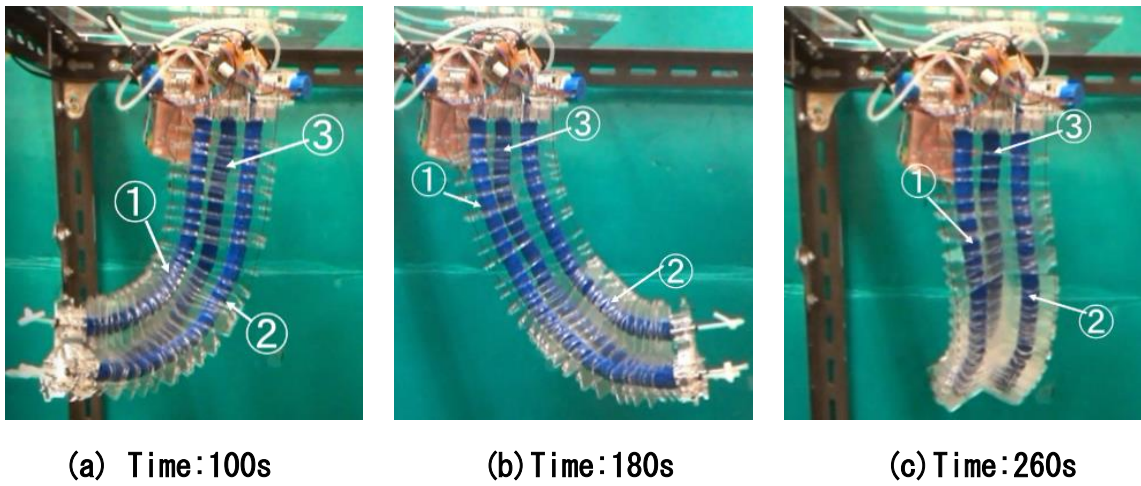


図 2-20 姿勢制御実験の動作風景

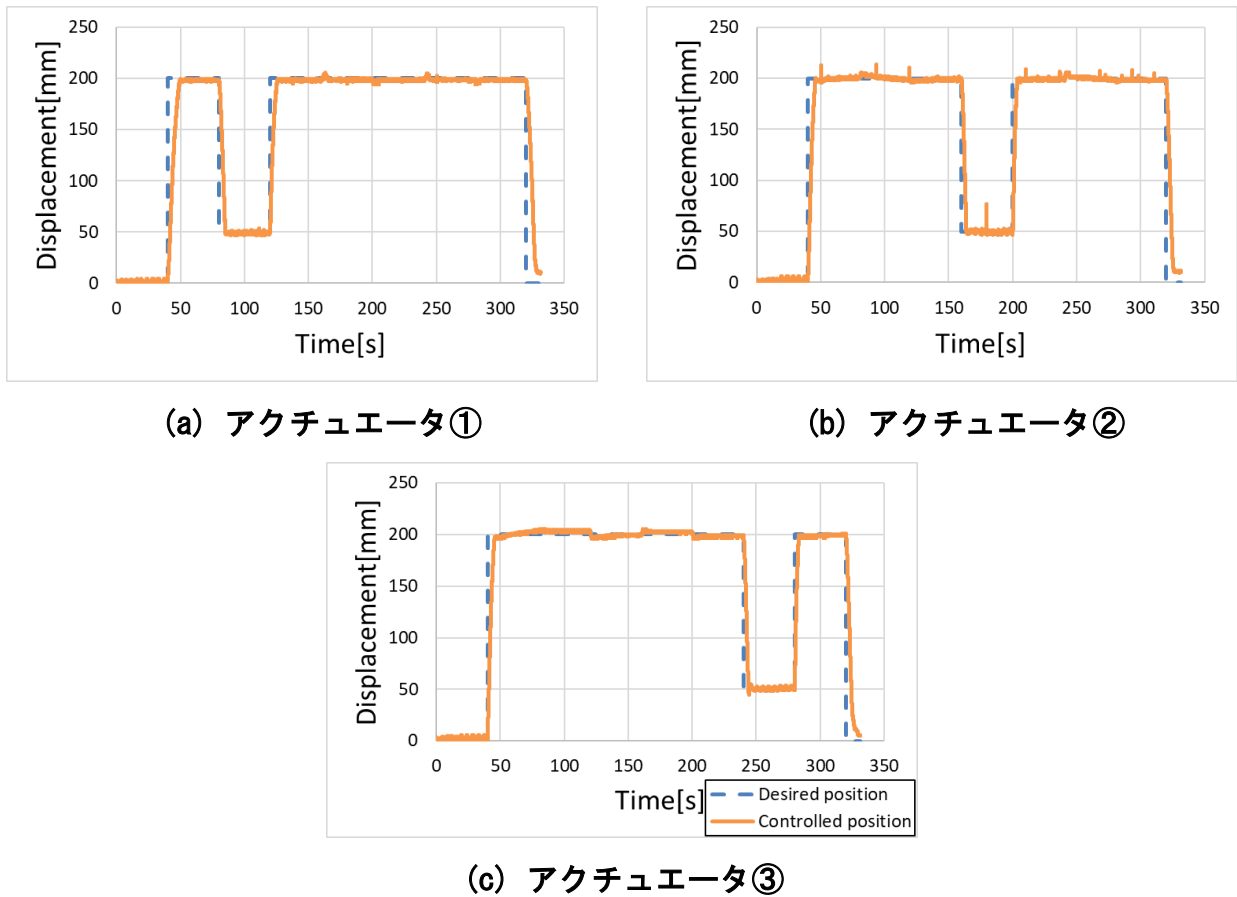


図 2-21 姿勢制御実験結果

図 2-21 (a), (b), (c) はそれぞれデバイス内の EFPA (アクチュエータ) ①, ②, ③ の応答

結果を示し、グラフの破線は目標変位を示し、実線はワイヤ式リニアポテンシオメータで計測した EFPA の変位を示す。実験では、初めに各 EFPA の自然長(200mm)から目標変位を 200mm になるよう制御し、その後、40s 毎に各目標変位が 50mm になるよう順に制御を行った。図 2-21 より、各 EFPA の変位は目標変位に対して比較的良く追従しており、仕様⑧(標準偏差±30mm)も満たす制御性能誤差(誤差の標準偏差±1.27mm)も有しており、各 EFPA の位置決め制御では互いの干渉がなく制御できているものと思われる。しかし、図 2-20(c)にも示すようにデバイスの剛性が低いためかゴムチューブの曲がりの影響を受けてしまうなどの現象が起きている。つまり、肩関節や肩甲骨に対する他動運動を与えるためには、アクチュエータの曲げ剛性および発生力の改良を行う必要がある。

2.7 結 言

本章では、患者が病院等での施術後に関節等が再び固まることを防ぐため自宅等で一人で肩関節に他動運動を加えることのできるリハビリテーションデバイスの開発をめざし、そのためのデバイスの設計仕様について述べた。具体的には、自動で動くエキスパンダやベンダのような広範囲な可動域を有し、大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かす他動運動を加えるデバイスの開発をめざす。以上のデバイスを実現するため、自然長から 2 倍以上伸長する EFPA を提案・試作した。また、EFPA の印加圧力に対する変位特性を調べた結果、400kPa 印加時の伸長率が 235%であることを確認し、加圧・減圧時でヒステリシスが生じていることからデバイスの姿勢制御には EFPA の変位を計測するセンサが必要であることも確認した。また、EFPA の発生力特性を調べた結果、引張力では最大 40N が得られたが、押出力ではアクチュエータ自身が柔軟なため、座屈を生じ計測には至らなかった。さらに、この EFPA を用いたリハビリテーションデバイスの動作検証のため EFPA を 3 本並列に配置したロボットアームを提案・試作した。またそのロボットアームを用いた実験から、ロボットアーム内の 1 本または 2 本の EFPA に圧力を加えることで湾曲動作ができることを確認した。さらに、ロボットアームの動作形状の

予測と制御のための解析モデルを提案し、モデルを使った形状と実際の動作形状とを比較することで、モデルの有効性を確認した。リハビリテーションデバイスの姿勢制御システムの検証のため、ロボットアームを用いた搭載型姿勢制御システムを提案・試作した。また、EFPAを制御するための制御弁として、コントローラ搭載型疑似サーボ弁も提案・試作し、弁開度に相当する指令電圧に比例した流量制御が可能であることを確認した。さらに、ロボットアームの位置決め制御実験を行った結果、各EFPAの変位は干渉することなく目標変位によく追従できており、仕様⑧の位置決め制御性能も満たしていることを確認した。これにより、提案制御システムはリハビリテーションデバイスの姿勢制御への応用ができるものと考えられる。しかし、このコントローラ搭載型の疑似サーボ弁は構造が複雑で、制御弁がホスト側のマイクロコンピュータと弁のコントローラの信号伝達に時間を要する問題があり、ホスト側のマイクロコンピュータが直接疑似サーボ弁を制御する方がよいものと考えられる。さらに、ロボットアームを用いて肩関節のリハビリテーション動作を行う場合、ロボットアームの曲げ剛性や発生力が小さいため、座屈を生じ、肩関節および肩甲骨などに対して所定の運動を与えることが困難であるとわかった。そのため、曲げ剛性と発生力の改良に着目したデバイスの開発を行う必要がある。そこで次章で、このロボットアーム(リハビリテーションデバイス)の剛性改良について検討する。

第3章 弾性体被覆型 EFPA

3.1 緒言

第2章では、肩関節に他動運動を加えるリハビリテーションデバイスを開発する上で、必要となる設計方針とデバイスの仕様について検討した。その仕様をもとに、デバイスに使用するアクチュエータについて検討し、自然長から2倍以上伸長できるEFPAを提案・試作した。また、その構造や特性について述べた。リハビリテーションデバイスの動作検証のため、3本のEFPAを並列に配置したロボットアームを提案・試作した。また、ロボットアームの動作形状の予測と制御のための解析モデルを提案し、モデルによるロボットアームの湾曲形状と実際の形状との比較を行い、その有効性を確認した。さらに検証用のロボットアームを使って、搭載型の姿勢制御システムを提案・試作し、デバイスの位置決め制御を行った。その結果、内部に組込みコントローラを搭載した弁を使用しなくとも、ホスト側にあるマイクロコンピュータで直接疑似サーボ弁を操作することで、姿勢制御が可能になる目算が得られた。また、低価格のワイヤ式リニアポテンシオメータを使ったEFPAの変位フィードバックによる追従制御が実現できることを確認した。しかし、EFPAの剛性や直伸性の問題のためか、ロボットアームは伸長時でも湾曲するなどの問題があった。さらに、ロボットアーム先端部に負荷が加わった状態でEFPAが座屈するなどの問題もあった。特にデバイス(ロボットアーム)を両手で持って使用者に他動運動を促すためには、EFPAを用いたデバイス自体に剛性を持たせる必要がある。そこで本章では、上述の問題を解決するため、直伸性が良いEFPAへの改良について検討する。具体的には、被覆スリーブの改良によりEFPA単体の直伸性の改良を行う。またEFPAを用いたデバイスの押出力の向上のため、無加圧時および圧力印加時において一定の剛性を保ちつつ、アクチュエータの動作を阻害しない構造が必要となる。そこで軸方向に変形を生じる弾性体で被覆し、さらに複数本のEFPAを並列に配置した集合EFPAを提

案・試作するとともに、その発生力および曲げ剛性の特性について検討する。

3.2 EFPA の改良

前章で述べた EFPA は柔軟かつ軽量で、ゴムチューブの弾性力に依存した引張力を有していた。さらに材料コストも 1m 当たり約 600 円程度と、使い捨てを前提とするアクチュエータに適している。しかし、被覆スリーブにたるみを有する布状のスリーブを用いていたため、EFPA の直伸性が悪く、伸長時に容易に湾曲してしまうなどの問題を有していた。そこで、上述の問題点を解消するために被覆素材の変更による EFPA の直伸性の改良を行う必要がある。図 3-1 に改良した EFPA の外観と構造を示す^{50), 51)}。改良点として、被覆スリーブを不均一のたるみを有するスリーブから、蛇腹を有する均一なスリーブ(Swiftrans Co. Ltd., Stretching hose)に変更した。さらに弾性力と曲げ剛性向上のため、以前のゴムチューブ(内径 6mm, 外径 10mm)からゴムの弾性係数が高いシリコーンゴムチューブ(内径: 8mm, 外径: 11mm)に変更し、チューブ自体のバネ定数を上げるとともに、曲げ剛性の向上を図った。蛇腹状のスリーブに変更することにより、蛇腹のある軸方向への抵抗が少なくなり、指向性を有することから、湾曲することなく伸長できるものとする。ここで使用したスリーブの蛇腹の谷の径(最小径)は 12mm であり、山の径(最大径)は 20mm である。

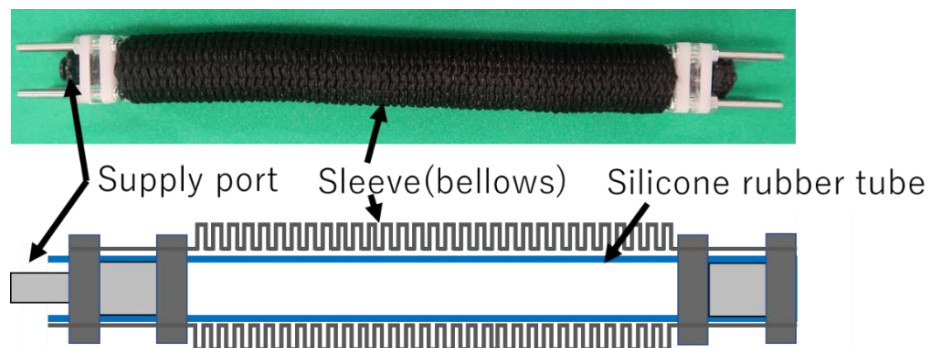


図 3-1 改良した EFPA の外観と構造

次に、改良したアクチュエータの特性として、図 3-2 に改良した EFPA の印加圧力と変位の関係を示す。実験では、0kPa(大気圧)から 500kPa まで 50kPa 毎に加圧し、その後、500kPa から 0kPa まで 50kPa 毎に減圧した際の変位をスケールを用いて計測した。図 3-2 から、改良型 EFPA の最低駆動圧力は約 50kPa であることがわかる。以前の EFPA(図 2-3)と比べると最低駆動圧力 120kPa に比べ低圧での駆動が可能になった。これは蛇腹が EFPA の軸方向へ変形しやすいため、以前の被覆チューブに比べ動かし易くなったためであると考えられる。また、最大変位は 276mm と、以前の EFPA(約 270mm:伸長率 235%)とほとんど変わらないことも確認した。しかし、加圧時と減圧時の変位のヒステリシスは以前のもの(図 2-3)に比べて大きい。これは以前の EFPA に比べ、伸長に伴って内部のゴムチューブも蛇腹形状に膨張するため、スリーブとの摩擦がより大きくなったためであると考えられる。特に収縮時は周方向にゴムチューブが大きな力(圧力)でスリーブを周方向に押しつけているため、摩擦が大きくなり、ある程度押付力(摩擦力)が低減してから、ゴムチューブの復元力によって収縮するような現象が生じたものと考えられる。これが以前のものより大きなヒステリシスを有する原因であると考えられる。また、図 3-3 に EFPA の印加圧力と引張力の関係を示す。実験では、EFPA に 500kPa を加圧した状態でフォースゲージを直列に接続し、そこから 50kPa 毎に減圧し、0kPa になった状態から 500kPa まで 50kPa 毎に加圧した際の発生力(引張力)を計測した。図 3-3 から、最大引張力が約 60N と以前の EFPA(約 40N)より向上していることがわかる。これは EFPA に挿入したシリコーンゴムチューブの弾性係数が高くなり、チューブのバネ定数が増えたためと考えられる。また、以前のものと比べても減圧と加圧した際のヒステリシスも少ないことがわかる。これは常に EFPA 内のシリコーンゴムチューブを引張っているため図 3-2 の結果に比べ、摩擦が小さくなっているものと考えられる。しかし、依然としてアクチュエータが柔軟で低剛性ため、押出力は座屈により計測できないといった問題が残っている。

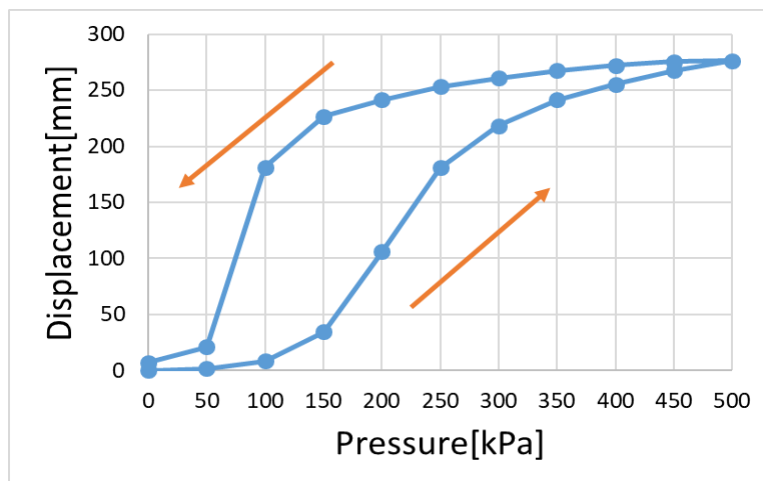


図 3-2 EFPA の印加圧力と変位の関係

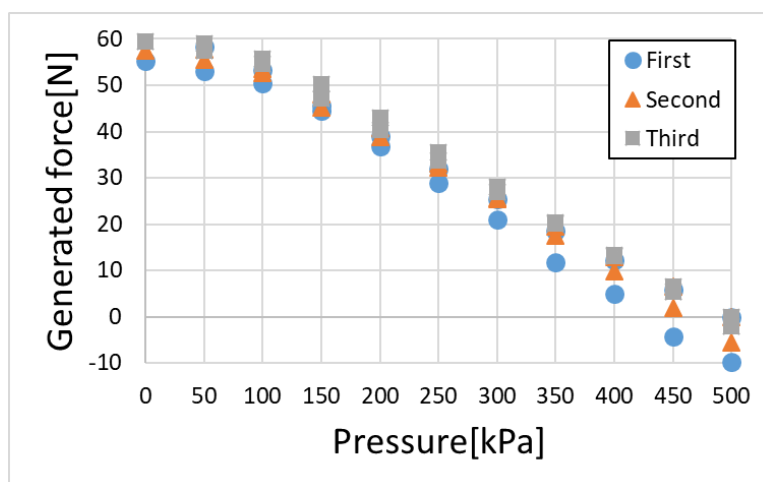


図 3-3 EFPA の印加圧力と引張力の関係

そこで、アクチュエータの曲げ剛性を向上させるための改良について検討する。曲げ剛性を向上させるためには、アクチュエータの無加圧時の低剛性や圧力印加時の剛性の差を小さくする必要がある。さらに仕様⑥に示すように、外骨格をつけるなどの改良ではなく、アクチュエータの柔軟性を阻害しない構造にしなければならない。これらを考慮して、軸方向に収縮する弾性体(圧縮バネ)で被覆した改良型 EFPA を開発した。この詳細は次節で述べる。

3.3 圧縮バネ被覆による EFPA

前節で述べた問題を考慮し、軸方向に収縮する弾性体を有する圧縮バネを用いて EFPA を覆うことで圧縮バネが本来持っている曲げ剛性を活かし、アクチュエータ全体として曲げ剛性を確保することを考えた。圧縮バネを利用する利点として、EFPA が自然長の時に圧縮させた状態のバネで覆うことにより、無加圧時でもバネ本来の曲げ剛性により、アクチュエータの剛性を保つことができる。さらに適切な曲げ剛性の圧縮バネを用いれば、湾曲時のアクチュエータの動作を阻害しないと考えた。以上の考えをもとに、試作した圧縮バネで被覆した EFPA の外観と構造を図 3-4 に示す。アクチュエータの構造は長さ 47.5mm の圧縮バネ（株式会社アキュレイト P403，ばね定数：0.588N/m）を 5 本直列に半田で溶着した自然長 237.5mm のバネを、自然長 200mm の EFPA に圧縮した状態で挿入したものである。ここで使用する圧縮バネは EFPA の引張力やバネ自身のサイズおよび曲げ剛性を考慮し、試行錯誤的に選定した。

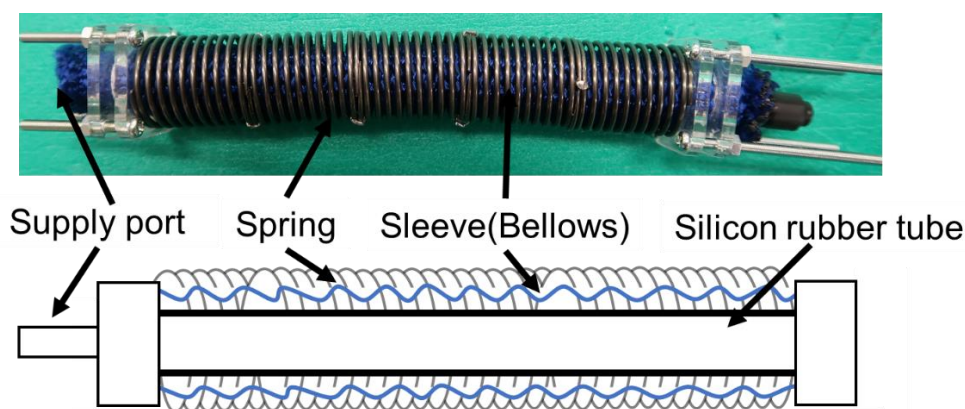


図 3-4 圧縮バネで被覆した EFPA の外観と構造

この改良 EFPA を用いて発生力(押出力)実験を行ったところ、従来の EFPA と同様に加圧するとすぐに(150kPa の印加圧力以上で)座屈を生じ、押出力を利用できないことがわかった。圧縮バネの曲げ剛性にアクチュエータの曲げ剛性が依存するため、曲げ剛性の

高い圧縮バネを使用すると、同時に軸方向の剛性つまりバネ定数が上がる。そのためアクチュエータの軸方向の駆動を阻害しないものを選ぶ必要があり、適切な剛性を有するバネの選定が難しい。また EFPA が最大伸長した際には、圧縮バネの自然長により EFPA の方が長くなることもあり、変形量からの圧縮バネの選定も難しいといえる。つまりアクチュエータの伸長への影響を少なくするため、軸方向のバネ定数が低く、さらに曲げ剛性のみ高くなる材料で被覆する必要がある。ここで軸方向のバネ定数が低い材料で、曲げ剛性を高めるためには、その周方向つまり軸に対して垂直な方向にサイズを大きくし、反動トルクを大きくすることが有効であると考えられる。そこで次節で低弾性の材料で周方向に広げて被覆することで EFPA の曲げ剛性の改良について検討した結果を述べる。

3.4 スポンジ拘束型集合 EFPA の構造

前節では、剛性を有する圧縮バネで EFPA を被覆することで曲げ剛性の改良を試みた。しかし、適切な曲げ剛性を有する圧縮バネを使うと軸方向へのバネ定数が高くなり、変位が小さくなるなど適切な圧縮バネの選定が難しいことがわかった。そこで低いバネ定数を有する材料を周方向に広げた状態で被覆することで EFPA の曲げ剛性改良を行った。さらに上肢のリハビリテーションに必要な力も確保するため、周方向に広げた径に合わせて複数の EFPA を並列に配置し、発生力の増強も行う。

そこで、試作したスポンジ拘束型集合 EFPA の外観と構造を図 3-5 に示す⁴⁸⁾。このスポンジ拘束型集合 EFPA は、中心から半径 25mm の位置に 120deg. 毎に自然長 200mm の EFPA を 3 本並列に配置し、それらを直径 90mm のウレタンスポンジで被覆した構造を有する。ここでウレタンスポンジは円柱形の形状の加工が難しいため、EFPA 初期状態 (EFPA が自然長の状態) から最大伸長時までスポンジが被覆できるよう、厚さ 50mm のスポンジを圧縮した状態で積層して被覆している。ここで、スポンジは 500kPa (最大印加圧力) 印加時に隙間なく積層できるように個数を調整し、自然長 200mm の EFPA に対して 50mm

の厚みを有するスポンジを 13 個積層している。ここで被覆するウレタンスポンジの大きさおよび EFPA の周りを覆うスポンジの径は、EFPA に適切な曲げ剛性を生じるものとして試行錯誤的に調べ、各 EFPA 中心からの半径 20mm の範囲とした。これは、それ以下の半径でのスポンジ被覆の場合、曲げ剛性を保つことができず、無加圧時に円柱形状を保つことができなかつたことからこの大きさを決定した。また 3 本の EFPA の並列配置により、アクチュエータ自体が大型になるのを防ぐため、また互いの EFPA がその円周上で接しないように、中心から 25mm の位置に 120deg. 毎に配置した。またスポンジは EFPA の並列配置を保持するため、3 本の EFPA を通すための穴（内径 20mm）を EFPA の配置と同じく中心から半径 25mm の位置に設けている。これにより、無加圧時および伸長時にもある程度の曲げ剛性が保たれると考える。

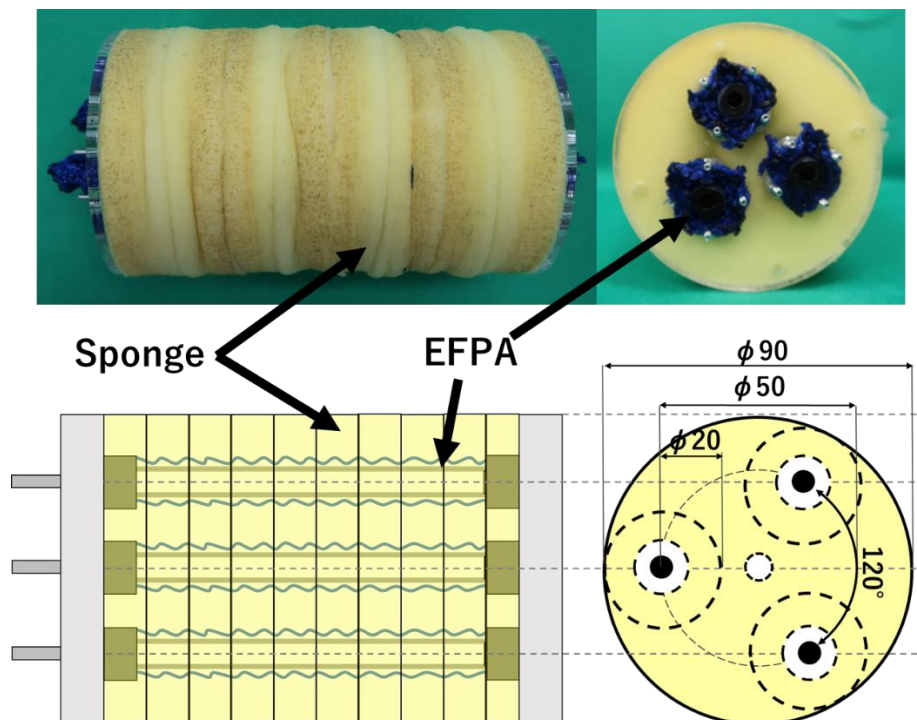


図 3-5 スポンジ拘束型集合 EFPA の外観と構造

3.5 スポンジ拘束型集合 EFPA の特性

図 3-6 にスポンジ拘束型集合 EFPA の引張力特性を示す。実験では、アクチュエータを 500kPa で加圧した状態つまり最大伸長状態でフォースゲージ(株日本電産シンボ, FGPX-20)を接続し, 50kPa 毎に圧力を減圧し, さらに 50kPa 毎に加圧した場合の引張力を計測した。図 3-6 の各記号は使用したスポンジの硬さの違いを示し, 記号■はスポンジの密度が $35 \pm 3.0 \text{kg/m}^3$, 記号●は $20 \pm 2.0 \text{kg/m}^3$ を使用した場合を示す。この結果から, スポンジと EFPA との摩擦のため, EFPA 単体の発生力 (約 60N) の 3 倍 (3 本分の発生力) ではなく 2 倍程度の発生力 (約 130N) になっていることがわかる。また, 印加圧力に対する発生力のヒステリシスは小さく, 結果から密度が小さい方が発生力が高いことがわかる。これは密度の小さいスポンジの方が摩擦が小さいためであると考えられる。またこの発生力 130N は仕様④で示した 72N を満たしており, 引張力としては十分であると考えられる。

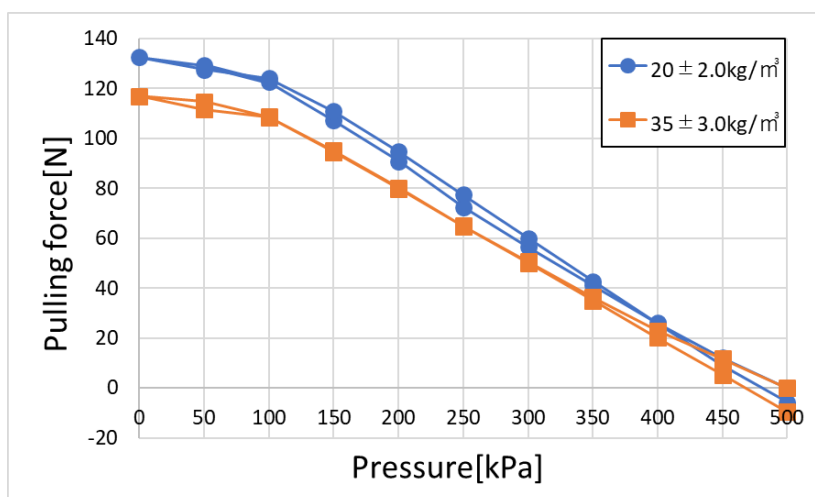


図 3-6 スポンジ拘束型集合 EFPA の印加圧力と引張力の関係

次に図 3-7 にスポンジ拘束型集合 EFPA の印加圧力に対する押出力の関係を示す。この実験では, 引張力特性で優位な結果が得られた密度 $20 \pm 2.0 \text{kg/m}^3$ のスポンジのみを用

いた。実験では、無加圧時のアクチュエータにフォースゲージを直列に接続し、その状態から 50kPa 毎に圧力を加え、発生する押出力を計測した。実験では座屈が生じ、発生力が計測できなくなるまで行った。図 3-7 の各記号は実験の回数(順番)を示す。この図から引張力に比べ押出力は最大でも約 2.3N と大きくないものの、実験回数によらずほぼ同じ特性を有していることがわかる。また従来手法では計測すらできなかった押出力が得られた。

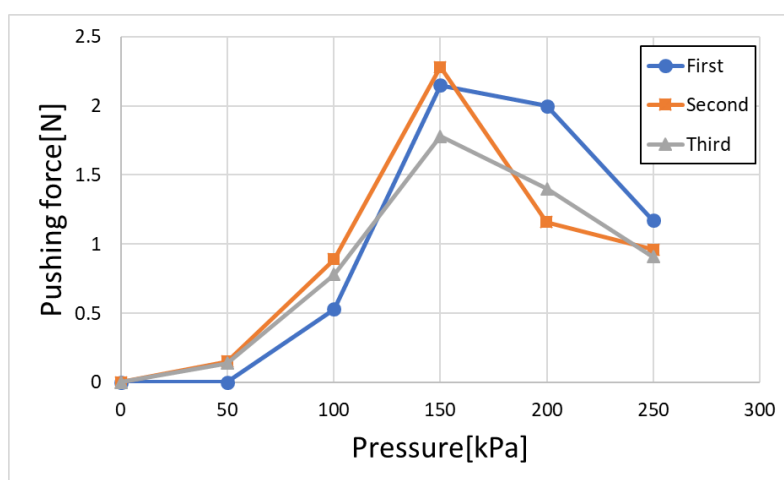


図 3-7 スポンジ拘束型集合 EFPA の印加圧力と押出力の関係

図 3-8 にスポンジ拘束型集合 EFPA の曲げ剛性に関する特性を示す。図中の各記号は印加圧力の違いを示す。実験では、スポンジ拘束型集合 EFPA の端を固定した状態で、所定の印加圧力を加え、先端部分にアクチュエータ軸に垂直な方向へフォースゲージで引張り、そのたわみ量(図 3-9 参照)を調べた。またアクチュエータ長の比を変えた場合の垂直方向の力も計測した。図 3-8 から、グラフの傾きに相当する曲げ剛性(傾きが大きいほど曲げ剛性が高い)は、低圧時には高く、印加圧力が高くなる毎に低くなるものの、スポンジのない状態では測定できなかった曲げ剛性が計測できていることがわかる。また、供給圧力が低い場合や高い場合の曲げ剛性に多少の差(平均 6.6N/(-))があるものの、ある一定以上の曲げ剛性(5.9N/(-))を有していることが確認できる。

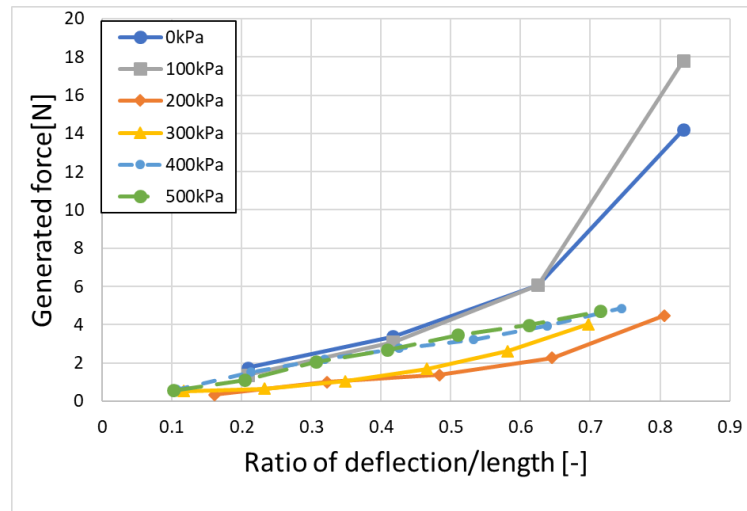


図 3-8 スポンジ拘束型集合 EFPA のたわみ量/アクチュエータ長の比と発生力の関係

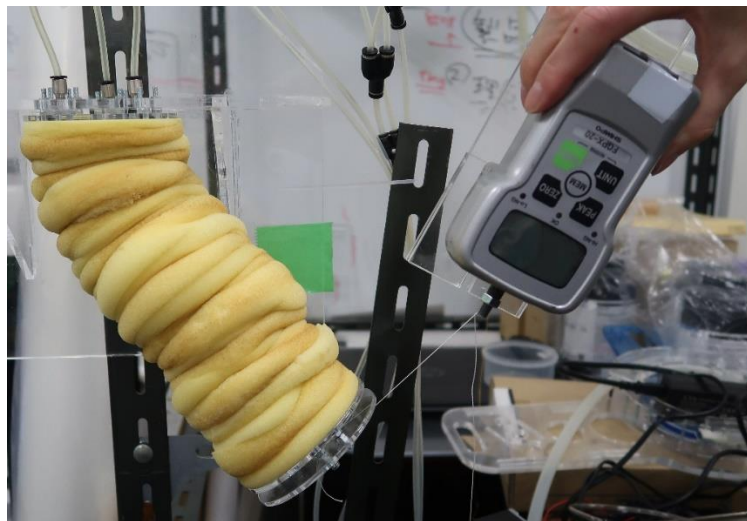


図 3-9 スポンジ拘束型集合 EFPA の曲げ剛性計測実験の様子

3.6 結 言

本章では、開発をめざす肩関節のためのリハビリテーションデバイスの仕様として必要な発生力とそのための剛性を得るため、使用する EFPA の剛性(曲げ剛性)の改善と発生力の増強をめざし、EFPA の改良を行った。まず以前の EFPA で問題となっていた EFPA 単体の直伸性の改良として、均一な蛇腹により軸方向への変形が容易なナイロン製スリーブを使用することで、無負荷での伸長において湾曲することなく伸長できることを確

認した。また発生力特性改善のため、EFPA 内部のゴムチューブを弾性係数が高いシリコーンゴム(内径 8mm, 外径 11mm)に変更することで、最大引張力が約 60N と以前の EFPA(約 40N)の 1.5 倍程度と向上した。さらに EFPA の押出力増強のための曲げ剛性の改善として、被覆した圧縮バネの曲げ剛性を利用して EFPA の剛性の改善を試みた。しかし、この改良 EFPA の押出力実験の結果、伸長時にすぐ座屈するなどの問題が生じた。その結果、曲げ剛性の高い圧縮バネを用いると同時に軸方向のバネ定数が上がるため、アクチュエータの変位を拘束するなどの矛盾した仕様となり、圧縮バネの選定が難しいことがわかった。そこで、バネ定数の低い材料を用いて、周方向に広げて被覆することで曲げ剛性の向上をめざし、スポンジ拘束型集合 EFPA を提案・試作した。このアクチュエータは 3 本の EFPA を並列に配置することで力の増強を図ったものである。また、円柱状の圧縮したスポンジで被覆することにより、無加圧時および伸長時の曲げ剛性が向上したことも確認した。このアクチュエータの特性実験から最大引張力が約 130N、最大押出力が約 2.3N であることがわかった。以上のように周方向に拡張した低弾性体で拘束することで、以前まで計測することができなかつた押出力を計測することができた。しかし、仕様④の 72N の発生力に対して押出力が不足しているため、更なる改善が必要と考えられる。また、印加圧力が低い場合と高い場合で曲げ剛性に差(5.9~11.3N/(-))が生じており、この曲げ剛性の変化に対しても改善が必要であると考えられる。しかし、押出力や引張力などの得られるアクチュエータが開発できたため、次章で、このスポンジ拘束型集合 EFPA を用いた肩関節のリハビリテーションデバイスを試作し、そのデバイスに搭載する姿勢制御システムの構築とその姿勢制御実験について述べる。

第4章 スポンジ拘束型集合 EFPA を用いた 上肢のリハビリテーションデバイス

4.1 緒言

第3章では、第2章で試作したロボットアームの伸長時に座屈するという問題から、EFPA単体の直伸性と剛性の改良について検討した。具体的には、EFPAの被覆スリーブを均一な蛇腹を有するスリーブに変更することで、EFPA単体の直伸性の改良を行った。さらに、発生力と曲げ剛性向上のため、EFPA内部のゴムチューブを弾性係数が高いシリコーンゴムに変更し、EFPA本来のバネ定数の向上と曲げ剛性の改善を行った。その結果、印加圧力に対するEFPAの変位は以前とほぼ同じく、最大変位で約276mm(以前のEFPA: 約270mm)が得られ、さらに最大引張力が約60Nと以前の約40Nと比べて改善された。またEFPAを弾性体で被覆することで曲げ剛性の改善を試みた。具体的には、軸方向のみに弾性変形する圧縮バネで、EFPAを覆うことで剛性の改良を行った。しかし、EFPAの動作を阻害しない低いバネ定数を有する圧縮バネでは同時に周方向への剛性も低く、十分な曲げ剛性を確保できない問題が生じた。そこで、低いバネ定数を有する材料を周方向に広げて配置し、曲げトルクを大きくすることを考えた。さらに発生力の増強のため、EFPAを3本並列に配置したスポンジ拘束型集合EFPAを提案・試作した。このスポンジ拘束型集合EFPAの発生力特性実験の結果、最大引張力は約130Nと仕様④を満たすものの、押出力は最大でも約2.3Nと小さく、更なる押出力の改善が必要であることを確認した。また、スポンジ拘束型集合EFPAの曲げ剛性実験から、印加圧力によりバラつきはあるものの以前のEFPA単体では計測できなかった曲げ剛性を計測できるまでに向上した。しかし上述のように押出力は、仕様④を満たしておらず、押出力向上のためアクチュエータ自体の剛性を改良する必要があるとの結論に至った。そこで本章では、EFPAの発生力

(押出力)や剛性の問題を解決するため、複数本のスポンジ拘束型集合 EFPA を互いに拘束することで、剛性の改善を行うリハビリテーションデバイスを試作し、発生力特性の改善について検討する。さらに、試作リハビリテーションデバイスを実際に手に持った状態で、姿勢制御を行うための組込み型の駆動システムの開発や任意の姿勢に追従させるための解析モデルの提案および姿勢制御を行う。

4.2 試作リハビリテーションデバイスの構造と特性

前章で試作したスポンジ拘束型集合 EFPA の発生力特性の実験(図 3-6 参照)から、最大引張力約 130N が得られた。さらに押出力(図 3-7 参照)の結果から、最大 2.3N が得られたが、仕様④で示す必要な発生力 72N を満たしていない。またスポンジ拘束型集合 EFPA の曲げ剛性実験の結果(図 3-8 参照)から、低圧時にもある程度の曲げ剛性が得られていることを確認した。そこで、仕様④を実現するため、発生力や剛性を増加させる目的で複数本のスポンジ拘束型集合 EFPA を用いたリハビリテーションデバイス⁵¹⁾を提案・試作した。図 4-1 に試作したリハビリテーションデバイスの外観を示す。このデバイスの発生力の増強方法としては、軸方向に対してスポンジ拘束型集合 EFPA を 3 本並列に配置し、さらに曲げ力の改善としては、スポンジ拘束型集合 EFPA を持ち手の中心から離れた位置に配置することで曲げトルク(曲げ剛性)を大きくできるものと考えた。しかし、あまり大きく離すとデバイスが大型化するため、リハビリテーションデバイスの使用(手に持って使用すること)から、人のひらの大きさを基準にして 3 本のスポンジ拘束型集合 EFPA を中心から 70mm の位置で 120deg. 毎に配置した。さらに曲げ剛性を高めるためと互いのスポンジ拘束型集合 EFPA の間隔を一定に保つため、図 4-2 に示す形状のラミネートフィルム(厚さ 0.2mm)をスポンジ拘束型集合 EFPA のスポンジ同士の間に入れた。この手法により発生力や曲げトルク(曲げ剛性)が向上するものとする。

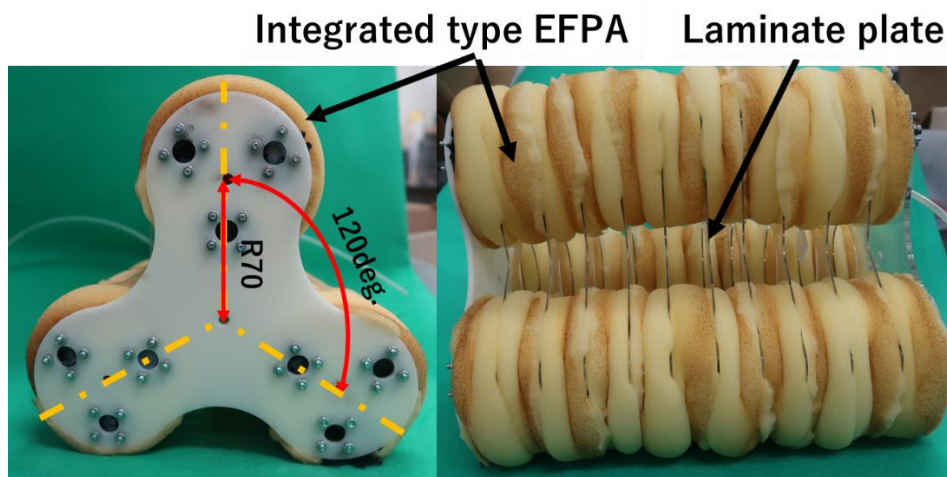


図 4-1 試作リハビリテーションデバイスの外観

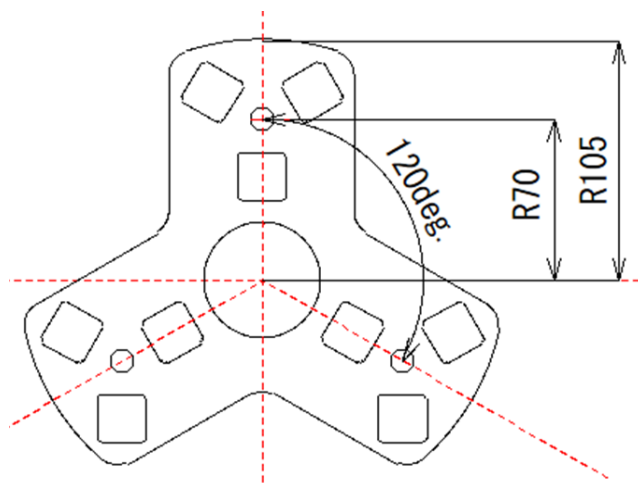


図 4-2 拘束板(ラミネートフィルム)の形状

図 4-3 に試作リハビリテーションデバイスの印加圧力と押出力との関係を示す。実験では図 4-4 に示すように、試作リハビリテーションデバイスの上端を台に取り付け、もう一端(下端側)にフォースゲージを直列に取り付け、フォースゲージを台に固定する。つまり、デバイスは垂直に配置した状態で自然長(無加圧状態)で発生力が 0N になるようにしている。この状態から、3つのスポンジ拘束型集合 EFPA を 50kPa 毎に加圧した際の押出力を計測した。またデバイスが座屈を生じた圧力から 50kPa 毎に減圧し、その際の押出力も計測した。図中の各記号は実験の回数を示す。この結果から、以前のスポン

ジ拘束型集合 EFPA 単体の押出力(約 2.3N)に比べ、大幅に押出力が向上している。また最大押出力では約 72N の仕様④を満たす大きな押出力が得られた。これはスポンジ拘束型集合 EFPA を 3 つ並列に配置することにより、剛性が向上したためであると考えられる。しかし、印加圧力 200kPa 以上からデバイスが座屈を生じ始め、押出力が減少していることも確認できる。

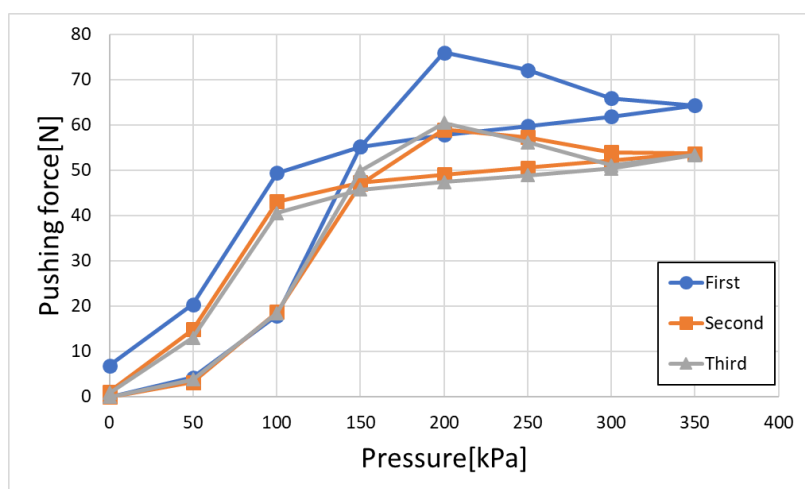


図 4-3 試作デバイスの印加圧力と押出力の関係

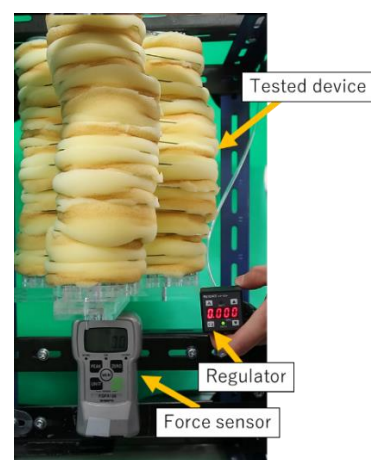


図 4-4 押出力計測の様子

また図 4-5 にリハビリテーションデバイスの曲げ剛性の特性を示す。実験では、図 3-9 で行った実験と同様の実験を行い、試作デバイスの先端部に垂直方向から力を加えた場合のたわみ量とアクチュエータ長の比を調べ、その際に加えた力を調べた。ここで図 4-5 中のグラフのその傾きは曲げ剛性に相当する。また図中の記号は試作リハビリテーションデバイスへの印加圧力の違いを示す。図 4-5 から、低圧時(0~100kPa)でグラフの傾きに相当する曲げ剛性が 51.8N/(-)、高圧時(150~500kPa)で 31.1N/(-)である。スポンジ拘束型集合 EFPA 単体の曲げ剛性の平均値に比べ、4.7~7.8 倍に改善されている。また以上のように引張力・押出力ともに仕様④の 72N 以上の発生力を満たしたデバイスができたため、このデバイスへの姿勢制御システムの組込みとその制御について次節以

降で述べる。

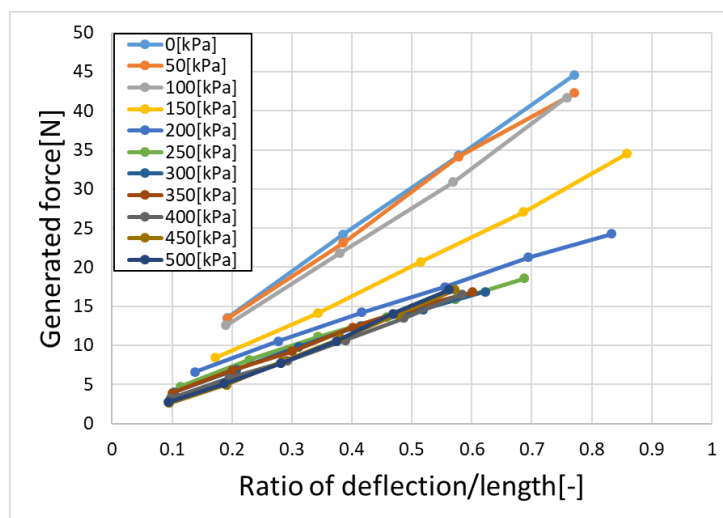


図 4-5 試作デバイスのたわみ量/アクチュエータ長の比と曲げ力の関係

4.3 試作リハビリテーションデバイスの制御システムの構成と制御

図 4-6 に姿勢制御用の駆動・制御システムを組込んだ上肢のリハビリテーションデバイスの外観を示し、図 4-7 にその制御システムの構成を示す。デバイスの制御システムの構成は、第 2 章で試験的に検証を行ったシステム(図 2-13 参照)の結果から、ホストコンピュータにより各弁のコントローラに指令値を送るのではなく、直接ホスト用のマイクロコンピュータで弁を操作・制御を行う方式を用いた。そのシステムの構成は図 4-7 に示すように、肩関節に他動運動を与えることのできる試作リハビリテーションデバイス、各スポンジ拘束型集合 EFPA の中心の変位を計測するために、第 2 章で有効性を確認した 3 つのワイヤ式リニアポテンシオメータ、各スポンジ拘束型集合 EFPA を制御するための 3 つの疑似サーボ弁^{43), 48), 49)}、デバイス全体を制御するための組込みコントローラであるマイクロコンピュータ(株ルネサスエレクトロニクス, SH7125)から構成される。また図 4-6 に示すように、外部からの配線を最小限にするため、デバイスの一方側(図では右側)にポテンシオメータや弁、コントローラなどを配置し、デバイスには電

源ケーブル(V_{cc} , GND)と空気圧供給管 1 本のみが接続されている。また両側のハンドルはリング状のバンドに手を入れることで保持ができ、危険を感じた場合にも容易に手から離すことができるようにしている。ここで、デバイスの可動部つまりアクチュエータ部分の長さは約 227mm(自然長)、外径は約 185mm、ハンドル部を含めた全長は約 350mm、全質量は約 1.5kg である。デバイス中央部分に厚さ 3mm の POM 板をスポンジの間に組込み、この部分を固定もしくは吊った状態で使用できるようにしている。また使用する疑似サーボ弁は、第 2 章で使用した EFPA の長さ(200mm)で約 1.1 倍、本数が 3 本と容積が 3.4 倍と大きなスポンジ拘束型集合 EFPA を制御するため、第 2 章で使用していた ON/OFF 弁より流量の大きい弁(KOGANEI Co. Ltd., G010HE-1)を用いて疑似サーボ弁を構成した。この ON/OFF 弁の最大出力流量は 35L/min(供給圧力 500kPa 時)と以前のもの(供給圧力 500kPa の場合、最大流量約 10L/min)の約 3.5 倍であり、重量も 38g 程度と軽量である。この ON/OFF 弁はセンサ配置を含め、弁の組込みが可能であるサイズのもので、比較的大きな流量が制御できる点から選定した。また前述のように、第 2 章で述べたシステムでは、HOST 側のコントローラと弁のコントローラの信号伝達に時間を要するため、図 4-7 に示すように 1 つのマイクロコンピュータの PWM ポートと I/O ポートを介して直接弁を制御している。さらに、この弁を使用するための供給電圧は 12V のため、制御回路に 5V(マイコン用)と 12V(弁駆動用)の回路を有している。

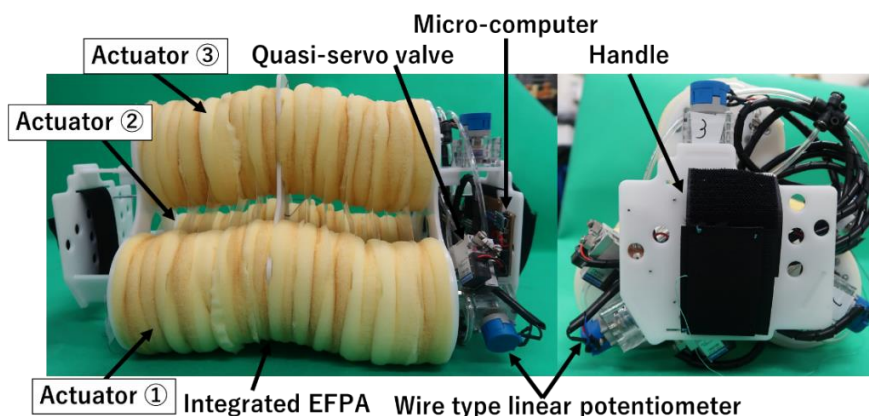


図 4-6 上肢のリハビリテーションデバイスの外観

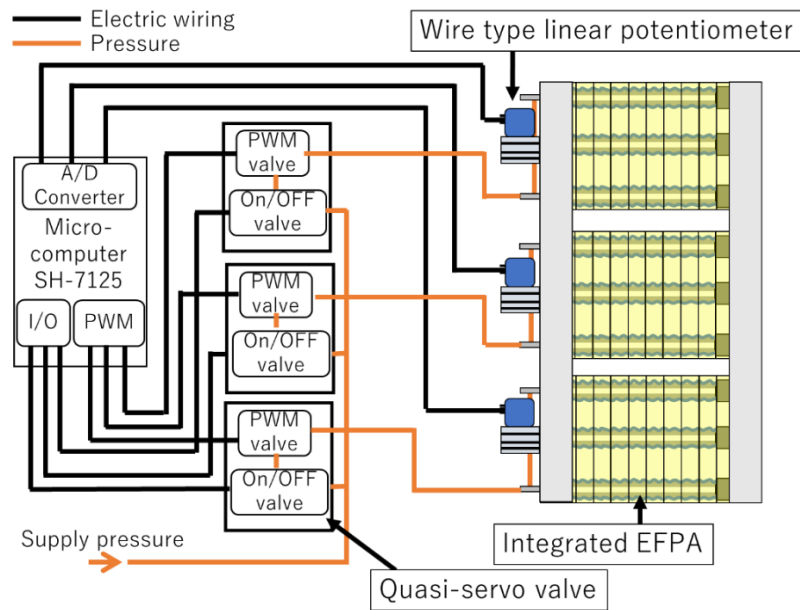


図 4-7 上肢のリハビリテーションデバイスのシステム構成

次に、図 4-7 を用いて、試作デバイス内の各スポンジ拘束型集合 EFPA のシーケンス目標位置への追従制御の流れを以下に示す。まず初めに、マイクロコンピュータの内部メモリ上に組込まれた各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位とその中心変位に相当するポテンシオメータの出力電圧をマイクロコンピュータ内の A/D 変換器を介して取り込む。またポテンシオメータの較正試験から求めた変換式により実変位に換算し、目標値との偏差を求める。この偏差をもとに以下に述べる制御則に従って疑似サーボ弁の PWM 弁と給排気用の ON/OFF 切替弁の制御入力を求める。つまり、制御入力の正負に従って、疑似サーボ弁の切替弁を操作し、また制御入力の絶対値に従って疑似サーボ弁の PWM 弁を操作することで、各スポンジ拘束型集合 EFPA の変位を制御する。ここで制御則としては次式で示す比例制御則を用いた。

$$u_i = k_{pD} \cdot e_i \quad (i=1, 2, 3) \quad (4-1)$$

ここで、 u_i は各スポンジ拘束型集合 EFPA を制御する疑似サーボ弁の制御入力を示し、 e_i

は各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位とポテンシオメータからの出力変位との偏差, k_{pd} はスポンジ拘束型集合 EFPA の比例ゲイン ($k_{pd}=50.0\%/mm$) を示す. また疑似サーボ弁内の給排気切替弁 (ON/OFF 弁) の状態と PWM 駆動弁への入力 duty 比は, 以下の通りである.

$$\begin{aligned}
 u_i > 0 & \text{ 給気 } D_i = |u_i| + 47.5 \\
 u_i < 0 & \text{ 排気 } D_i = |u_i| + 47.5 \\
 u_i = 0 & \text{ 保持 } D_i = 0 \quad (i=1, 2, 3)
 \end{aligned} \tag{4-2}$$

また PWM 弁には入力 duty 比に対して弁が開かないデッドゾーンが存在するため, その補償のため, 保持以外の操作において算出された入力 u_i の絶対値に 47.5% ^{40), 45), 46)} を加えている. この操作を繰り返すことで, デバイスがマイクロコンピュータ内に組込まれた目標変位に従って, 各スポンジ拘束型集合 EFPA の変位を制御し, デバイスを持った両手を通じて肩関節および肩甲骨に他動運動を与えることができる.

次に試作りハビリテーションデバイスの姿勢制御について述べる. 制御では, 疑似サーボ弁への圧力を 500kPa とし, 制御のサンプリング周期を 5ms とした. さらにデバイスを手で保持つまり手を差込んだ状態では, デバイスが変形するだけで目的とする部位に力が加わらない可能性がある. そこで, 図 4-8 のように, リハビリテーションデバイスの中央部を 3 方向から吊った状態で固定することで, 肩関節および肩甲骨などに力を加えるようにしている.

ここでマイクロコンピュータ内に組込まれた各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位は以下の通りである. まず初め, 全てのスポンジ拘束型集合 EFPA の自然長 (227mm) の状態から 50mm の変位を与え, その状態から 20s 後に全てのスポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位を 260mm とし, その後, 3 本のうち 1 本のスポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位を 50mm になる様に 20s 毎に変えていった. この各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標値変化による姿勢制御の結果を図 4-9(a), (b), (c) に示す. 制御は, デバイスのハンドル部分

を両手で保持した状態つまり負荷のある状態で制御している．図 4-9 中の，破線は各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位，実線はポテンシオメータを介して得られたスポンジ拘束型集合 EFPA の変位である．図 4-9(a)，(b)，(c)は試作デバイス内の各位置に配置されたスポンジ拘束型集合 EFPA の変位の応答結果を示す．この制御結果から，各スポンジ拘束型集合 EFPA は多少の追従誤差を生じるものの，目標変位に比較的良く追従していることがわかる．以上のことから各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位が与えられれば，その変位に追従する方法で試作デバイスの姿勢制御が可能であることがわかる．そこで次節では，任意の目標姿勢に対する追従制御を行うため，ある目標姿勢に対して各スポンジ拘束型集合 EFPA の長さを導出できる解析モデルを提案し，そのモデルを用いたデバイスの姿勢制御について検討する．

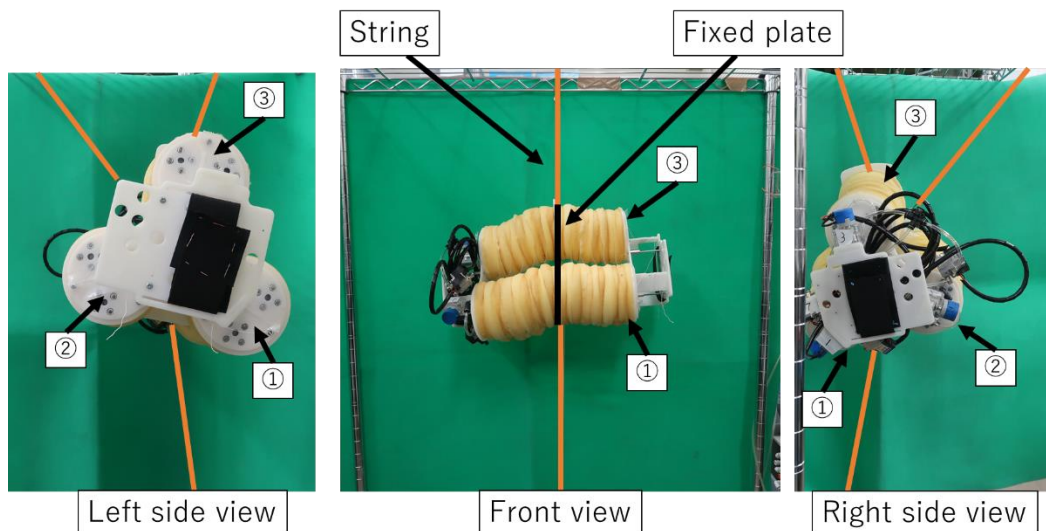
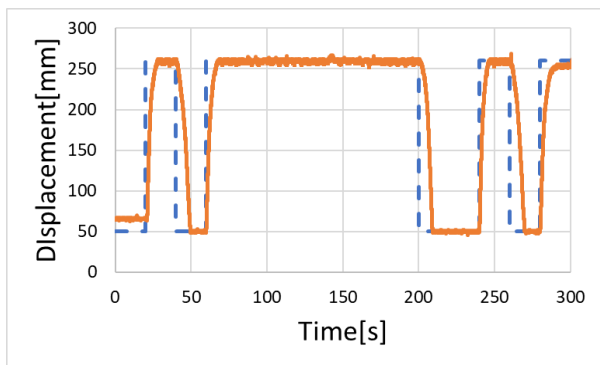
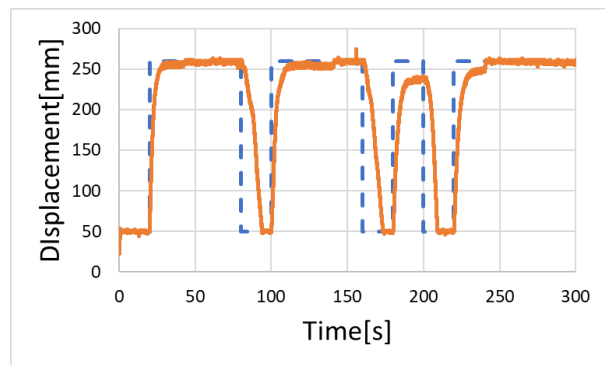


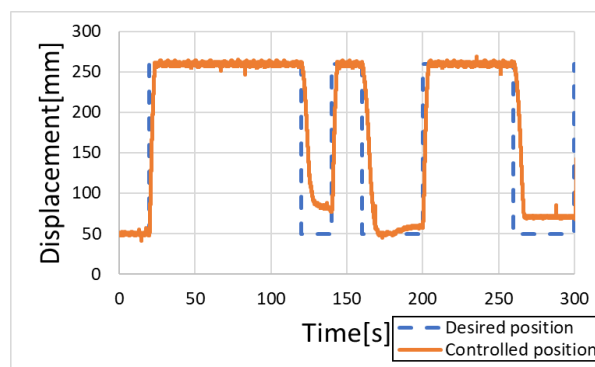
図 4-8 姿勢制御実験におけるデバイスの固定状態とアクチュエータの配置



(a) アクチュエータ①



(b) アクチュエータ②



(c) アクチュエータ③

図 4-9 各スポンジ拘束型集合 EFPA の姿勢制御実験結果

4.4 制御のための解析モデルと姿勢制御実験

前節では試作したリハビリテーションデバイスの姿勢制御を行った。その結果から各目標変位に対して多少の追従誤差を生じているものの、実際に手に持った状態でデバイスの姿勢制御が可能であることを確認した。そこで次に、任意の目標姿勢に対する追従制御を行う。ここで目標姿勢は PT の意見を取り入れ手首をボールの球面状を動かすように一定の湾曲角でデバイスを湾曲させ、それを円周上に回転させる運動とした。図 4-10, 図 4-11 に提案する制御のための解析モデルを示す。このモデルは 2.4 節の図 2-8 に示すモデルとほぼ同様であるが、このデバイスでは中央が固定されているため、中央部を基準面(原点を含む)として、面对称に同様の湾曲を生じるモデルを

用いた。図 4-10 は湾曲時のリハビリテーションデバイスの湾曲方向角 α と湾曲角 β の定義を示し、図 4-11 は x-z 平面に垂直で、さらに湾曲方向角 α を有する面にデバイスの各スポンジ拘束型集合 EFPA を投影した長さ l_1 と湾曲角 β の関係を示す。また図 4-10, 図 4-11 から、投影された各スポンジ拘束型集合 EFPA の基準面からの長さ l_1, l_2, l_3 は円弧であると仮定すると、以下の関係式が得られる。

$$l_1 = (R - r \cdot \cos \alpha) \cdot \beta \quad (4-3)$$

$$l_2 = \{R - r \cdot \cos(\frac{2\pi}{3} - \alpha)\} \cdot \beta \quad (4-4)$$

$$l_3 = \{R - r \cdot \cos(\frac{4\pi}{3} - \alpha)\} \cdot \beta \quad (4-5)$$

$$R = \frac{l_1 + l_2 + l_3}{3\beta} \quad (4-6)$$

ここで、 l_i は各スポンジ拘束型集合 EFPA の基準面からの長さ、 R はリハビリテーションデバイスの曲率半径、 r はデバイスの中心からスポンジ拘束型集合 EFPA の中心までの距離(半径)、 α と β はリハビリテーションデバイスの湾曲方向角と湾曲角を示す。またこの円弧が基準面に対して左右対称であると仮定すると基準面からの長さ l_i を 2 倍したものが各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標長さ L_{ri} となり、次式で与えられる。

$$L_{ri} = 2l_i \quad (i=1, 2, 3) \quad (4-7)$$

これらの式(4-3)から(4-7)を使うことでデバイスの目標姿勢として、湾曲方向角 α 、湾曲角 β 、3 本のスポンジ拘束型集合 EFPA の平均長さ L (もしくは曲率半径 R) を決めることで、各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標長さを求めることができる。つまり、この解析モデルを用いることで、両手の間隔が小さい (L の値が小さい) 場合や大きい (L の値が大きい) 場合での任意の回転動作が可能になり、患者の特徴や症状に合わせた

リハビリテーション動作を実現することができる考える。

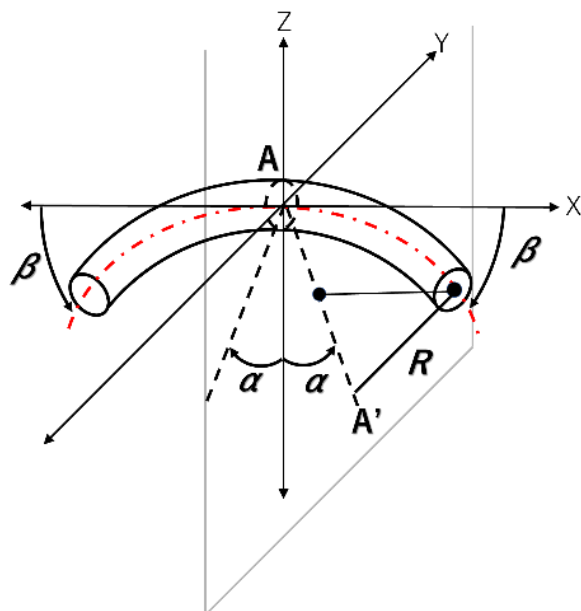


図 4-10 デバイスの基準平面に対する湾曲方向角 α と湾曲角 β の定義

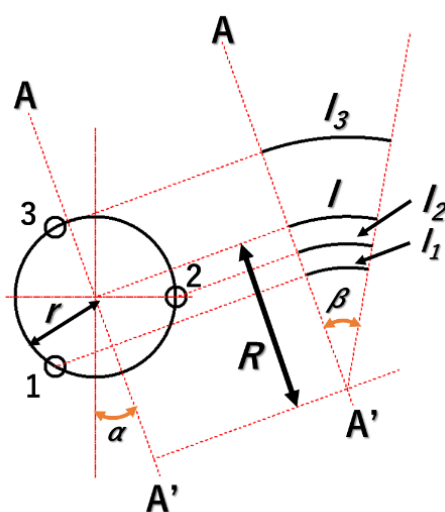
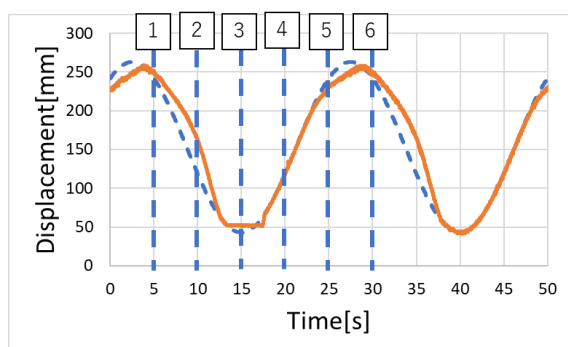


図 4-11 基準面からのスポンジ拘束型集合 EFPA の湾曲方向角 α への投影図

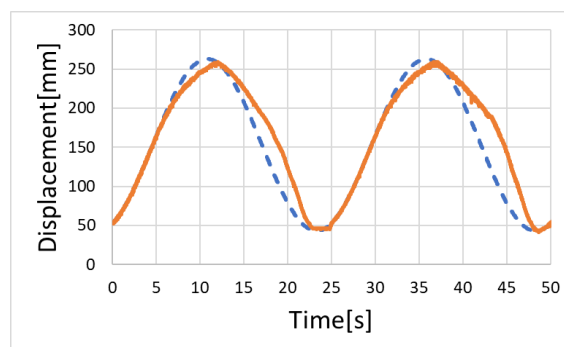
次にこの解析モデルを用いてリハビリテーションデバイスの姿勢制御用コントローラに組み込み、姿勢制御実験を行った。実験では、各スポンジ拘束型集合 EFPA を動かすサーボ弁への供給圧力を 500kPa として、制御のサンプリング周期と弁の PWM 周期をもと

に 5ms とした。また、デバイスは図 4-8 と同様にデバイスの中央部を固定した状態で実験を行った。目標姿勢として、デバイスの湾曲角 β を $\pi/4$ と一定にし、湾曲方向角 α を 25s で一周 ($0 \sim 2\pi$) するように設定した。またデバイスの大きさ(手の保持位置)に相当するスポンジ拘束型集合 EFPA の平均長さ L を肩幅より少し短い 380mm とした。ここでモデルに使用する半径 r は、実際のデバイスと同様に中心からスポンジ拘束型集合 EFPA の中心までの半径 r を 70mm としている。この解析モデルを用いた姿勢制御の流れを以下に示す。まず初めに、マイクロコンピュータ内に組込まれた目標姿勢 α 、 β 、 L のデータと解析モデルから各スポンジ拘束型集合 EFPA の目標長さ L_i を求める。また、各スポンジ拘束型集合 EFPA の中心変位に相当するポテンシオメータの出力電圧をマイクロコンピュータ内の A/D 変換器を介して取り込み、目標長さ L_{ri} からの偏差 e_i を求める。この偏差をもとに制御則に従って疑似サーボ弁の操作量を求める。具体的には式(4-2)を使い、この操作量の正負に従って、疑似サーボ弁内の給排気用の切替弁を操作し、また操作量の絶対値に従って入力デューティ比を求め、疑似サーボ弁の PWM 弁を操作することで各スポンジ拘束型集合 EFPA の変位を制御し、デバイスの姿勢を目標姿勢に追従させる。また、ここで使用する制御則は以前のものと同様に式(4-1)で示す比例制御則を用いる。ここで使用ゲイン k_{pd} は 25%/mm である。その姿勢制御の結果を図 4-12(a), (b), (c)に示す。また破線は各 EFPA の目標変位、実線はポテンシオメータの出力変位つまり、制御変位を示す。また制御時の動作の様子を抜粋を図 4-13 に示す。図 4-12 から各スポンジ拘束型集合 EFPA の制御変位と目標変位で多少の遅れ(偏差)を生じているが、標準偏差で 12mm 程度の誤差と仕様⑧を満たしていることがわかる。この遅れの原因は、変位が小さくなる場合、つまりスポンジ拘束型集合 EFPA 内の圧力を排気する際に、偏差が大きくなっている。これは給気に比べ、排気の方が時間が必要となる空気圧デバイス特有の特性(流れの状態)によるものと考えられる。さらに図 4-13 からスポンジ拘束型集合 EFPA が伸長時にスポンジ同士が離れてしまい、接していない部分があることも確認できる。これは動作時に曲げ剛性が保たれない状況が生じている危険性があることを示し、

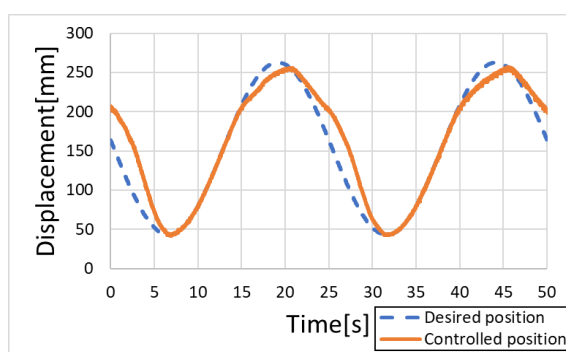
負荷の状態によっては、目標姿勢に沿った動作が実現できない可能性がある。さらに、スポンジを圧縮してデバイスの剛性を保っているため、スポンジがクリープ変形や経年劣化により、元の形状に戻りにくくなる問題が生じることも確認した。以上のように解析モデルを用いて任意の姿勢制御により、リハビリテーション動作を実現でき、さらに湾曲角も片側で 90deg. 以上と仕様①を満たしているものの、アクチュエータの伸長時の剛性の低下などの問題が依然として残っている。そこで、アクチュエータの更なる発生力の増加と無加圧時および伸長時において一定の剛性を確保できる改良を行う必要がある。さらに経年劣化を起こしにくい素材を使って剛性を高める手法について次章で検討する。



(a) アクチュエータ①



(b) アクチュエータ②



(c) アクチュエータ③

図 4-12 解析モデルを用いたリハビリテーションデバイスの姿勢制御実験結果

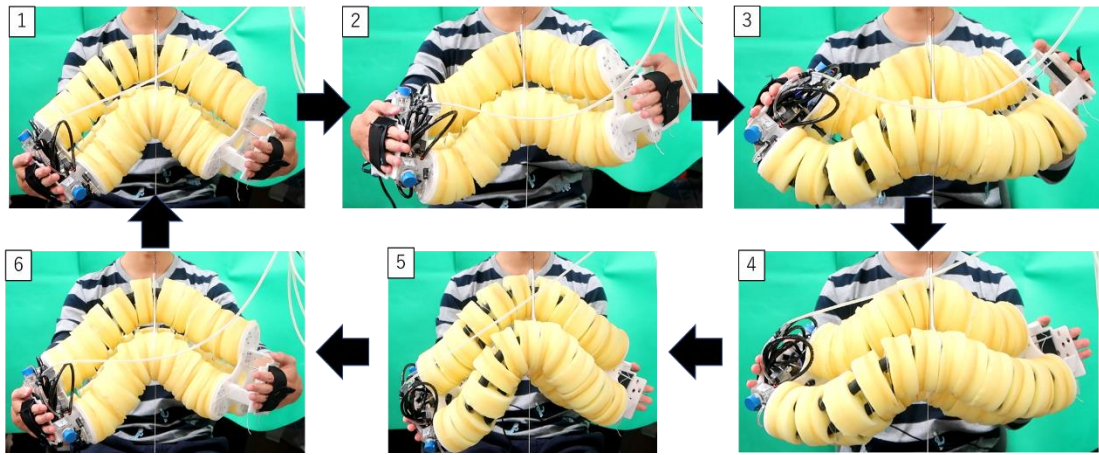


図 4-13 姿勢制御のリハビリテーションデバイスの動作の様子

4.5 結 言

本章では、仕様④に必要な発生力 72N と発生力に必要な剛性を確保するために、スポンジ拘束型集合 EFPA を用いた、リハビリテーションデバイスを試作した。発生力の増強方法として、スポンジ拘束型集合 EFPA を 3 本並列に配置することで改善を行った。また曲げ剛性の改善として、スポンジ拘束型集合 EFPA を持ち手の中心から離れた位置に配置すれば、発生力は同じでも曲げトルク (曲げ剛性) を大きくできると考え、スポンジ拘束型集合 EFPA を中心から 70mm の位置で 120deg. 毎に配置した。さらに、各スポンジ拘束型集合 EFPA の間隔を一定に保つために、ラミネートフィルムにより互いを拘束し、発生力および剛性の改善を図った。また、試作リハビリテーションデバイスの押出力実験を行った結果、最大押出力 76N (供給圧力 200kPa の場合) が得られた。また、リハビリテーションデバイスの曲げ剛性の特性を調べた結果、曲げ剛性が単体のスポンジ拘束型集合 EFPA に比べ、4.7~7.8 倍に改善できた。引張力・押出力ともに仕様④の 72N 以上の発生力を満たしたデバイスを実現できたため、姿勢制御用のシステムを組込んだ上肢のリハビリテーションデバイスを試作した。そのリハビリテーションデバイスを用いて、ステップ状の目標値変化に対する追従姿勢制御実験を

行った。その結果、多少の追従誤差は生じるものの、手に持った状態つまり負荷がある状態でも姿勢制御を実現できた。次に任意の目標姿勢に対する追従制御として、一定の湾曲角でデバイスを湾曲しながら円周上に回転させる運動を実現するための解析モデルを提案した。解析モデルを用いた姿勢制御では、アクチュエータの遅れによる偏差が生じているが、違和感を感じない程度の位置決め制御性能を実現していることを確認した。しかし、スポンジ拘束型集合 EFPA が伸長時にスポンジ同士が離れ、隙間を生じることやスポンジがクリープ変形や経年劣化により、元の形状に戻りにくくなる問題が生じていることも確認した。そこで、アクチュエータの発生力の増強と無加圧時および伸長時において剛性を確保できる改良を行う必要がある。また経年劣化を起こしにくい素材を使って剛性を高めるなど、アクチュエータの改良を行う必要があるとの結論に至った。以上、このアクチュエータの改良については次章で述べる。

第5章 周拘束強化型 EFPA と リハビリテーションデバイスへの応用

5.1 緒言

第4章では、提案するリハビリテーションデバイスの仕様④を満たすためにスポンジ拘束型集合 EFPA を用いた上肢のリハビリテーションデバイスを試作し、発生力特性の改善を図った。スポンジ拘束型集合 EFPA 単体では不十分であった押出力(約 2.3N)が仕様④の発生力 72N 以上を満たす(約 76N)までに向上した。またリハビリテーションデバイスの曲げ剛性を調べ、印加圧力に対して曲げ剛性は変化するものの、低圧時にある程度の曲げ剛性を確保できた。このように引張力および押出力ともに仕様④を満たすデバイスができたため、このデバイスへの姿勢制御システムの組み込みを行った。姿勢制御システムでは、第2章で試験的に検証したシステム(図 2-13 参照)の結果から、ホストコンピュータにより各疑似サーボ弁の制御を直接操作・制御を行う方式を用いて制御系を構成し、ステップ状の目標位置変化に対する追従制御を行った。その結果、多少の追従誤差を生じているが、目標位置に追従できていることを確認した。以上のようにスポンジ拘束型集合 EFPA の目標変位を与えれば、その変位に追従できるシステムが構成できたため、任意の目標姿勢(大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かす動作)に対する追従制御のための改良を行った。具体的には、ある目標姿勢に対して各スポンジ拘束型集合 EFPA の長さを導出するための解析モデルを提案し、その解析モデルを用いたリハビリテーションデバイスの姿勢制御実験を行った。その結果、遅れによる追従誤差を生じているが、違和感を感じない程度の追従誤差であることを確認した。この遅れの原因は、アクチュエータや弁の動特性による遅れ(偏差)と考えられる。またスポンジ拘束型集合 EFPA が伸長した場合、スポンジ同士が離れ隙間を生じ、曲げ剛性が変化し、さら

にスポンジがクリープ変形や経年劣化を起こし、元の形状に戻りにくくなっていると考える。そこで本章では、アクチュエータの発生力の増強と無加圧時および伸長時において剛性が確保できる改良を行うことを検討する。具体的には、互いの EFPA の蛇腹部分を拘束することで、曲げ剛性を向上させる改良を試みる。また改良アクチュエータを用いたりハビリテーションデバイスを実際のリハビリテーションに適用できるサイズ・形状で再構成し、これらの性能の検証を行う。さらに、現在デバイスの変位センサに使用しているワイヤ式リニアポテンシオメータに代わる新たな変位センサの提案として、非接触で湾曲した状態でも変位の計測ができる柔軟変位センサの開発についても検討する。

5.2 周拘束強化型 EFPA の構成

前述のようにスポンジ拘束型集合 EFPA を用いた肩関節用の上肢リハビリテーションデバイスでは伸長時のスポンジ隙間や経年劣化により、曲げ剛性が低下している問題が生じた。そこでより確実な曲げ剛性を確保するため、互いの EFPA の蛇腹部分を細かく拘束し、剛性を向上させる方法を検討する。この手法は圧縮バネのバネ長を細かく裁断し、また並列に配置したバネをお互いに拘束することで、全体の曲げに対する剛性を上げる手法と同じである。その改良したりハビリテーションデバイスの外観を図 5-1 に、その構成を図 5-2 に示す。EFPA の拘束による剛性強化の方法は以下の通りである。まず 3 本の EFPA を図 5-3 に示す厚さ 1mm の PET 製の拘束板(右の図)を用いて、蛇腹状スリーブのくぼみ部分に挿入することで集合 EFPA を構成する(図 5-4 参照)。この際、小拘束板により各 EFPA は中心から 120deg. 毎に半径 11mm の位置に互いに拘束しながら、内部のゴムチューブを細かく拘束(分断)することになり、この軸方向の分割と周方向の EFPA との相互の拘束により、曲げ剛性を大きくすることができる。ここで、小拘束板の穴径は蛇腹状スリーブの谷の径(12mm)と山の径(20 mm)を考慮して 16mm とした。その後、図 5-1 に示すように 3 本の集合 EFPA を拘束する PET 製の Y 字型拘束板(図 5-3 参照)を挿入

し、小拘束板と Y 字型拘束板がある一定パターンで均等に配置されるようにしている。この Y 字型拘束板と小拘束板のパターンを変えることである程度の曲げ剛性の調整が可能になるものとする。また拘束板として、PET 樹脂を使用した理由は、曲げに対する強度があり軽量かつ低コストで、スポンジよりレーザ加工機を使用して加工しやすいという利点があるためである。

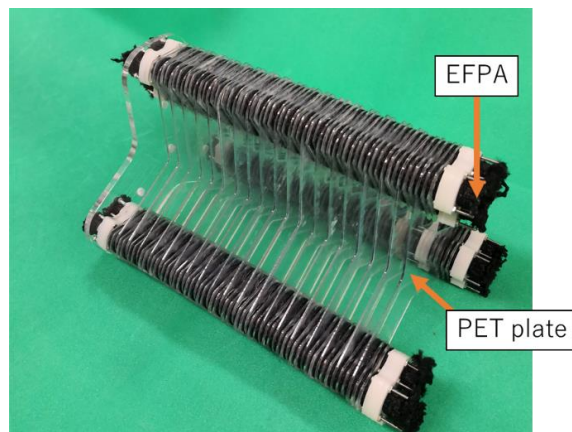


図 5-1 周拘束強化型 EFPA の外観

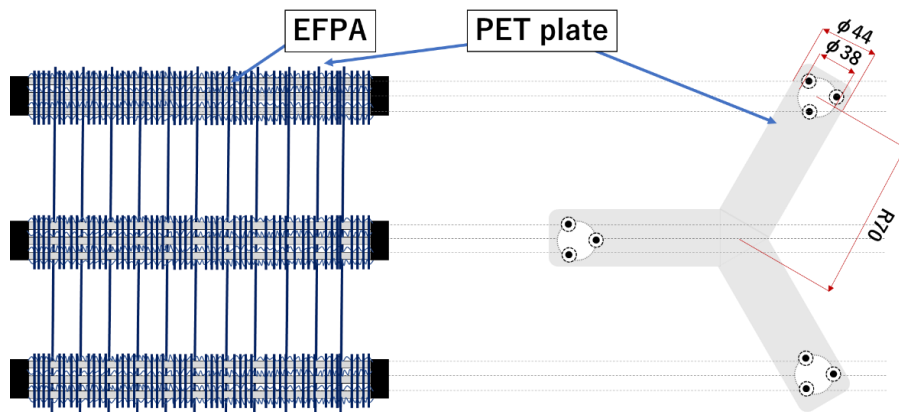


図 5-2 周拘束強化型 EFPA の構成

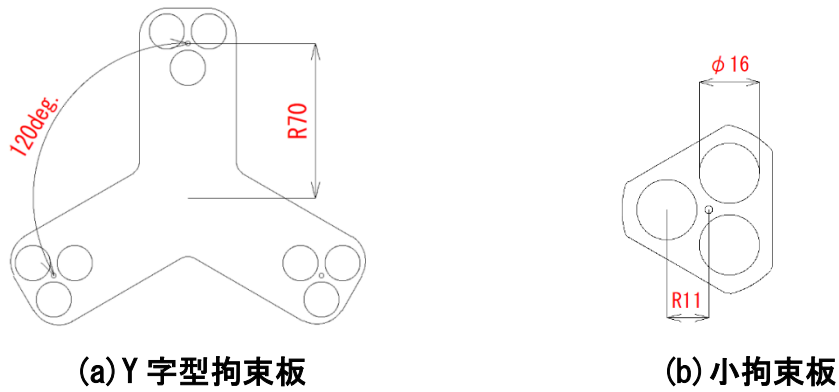


図 5-3 拘束板の形状

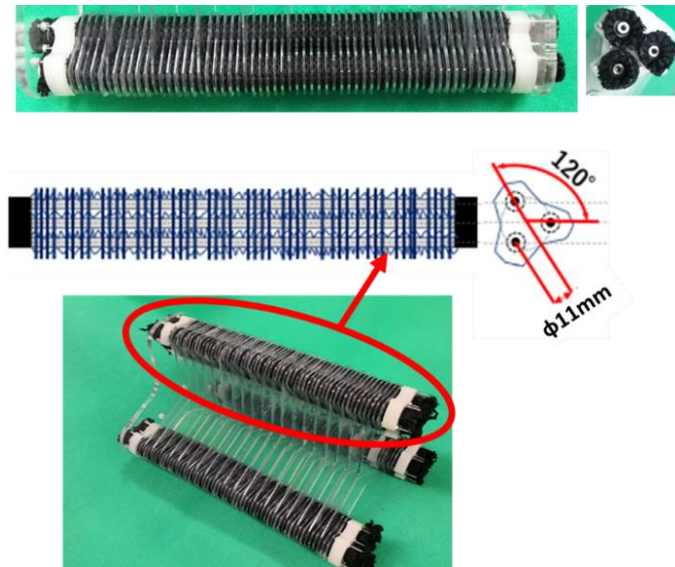


図 5-4 1本の周拘束型集合 EFPA の構造と外観

図 5-5 に周拘束強化型 EFPA の押出力特性を示す。実験では、無加圧時のアクチュエータつまり自然長のアクチュエータにフォースゲージを直列に接続し、その状態から印加圧力を 50kPa 毎に加・減圧し、その際に発生した押出力を計測した。実験では、アクチュエータが座屈するまで供給圧力を加え、その後大気圧まで減圧した。図 5-5 の各記号は Y 字拘束体の蛇腹に対するピッチの違いを示し、ピッチ 2 の場合、Y 字型拘束板が蛇腹の谷 2 つ毎に配置されている。つまり、Y 字型拘束板と小拘束板とが交互に配置されている状態を示す。実験からピッチが小さくなる毎に発生力(押出力)が大きくなる傾

向が見られるものの、ピッチによらずほぼ同様の押出力特性を有していることがわかる。また、実験で得られた最大押出力は飛躍的に大きくなり約 180Nを超えている。また印加圧力に対する発生力のヒステリシスは以前のものに比べ、小さいことがわかる。このヒステリシスの原因は蛇腹状のスリーブと内部のシリコーンゴムチューブとの摩擦によるものと考えられる。

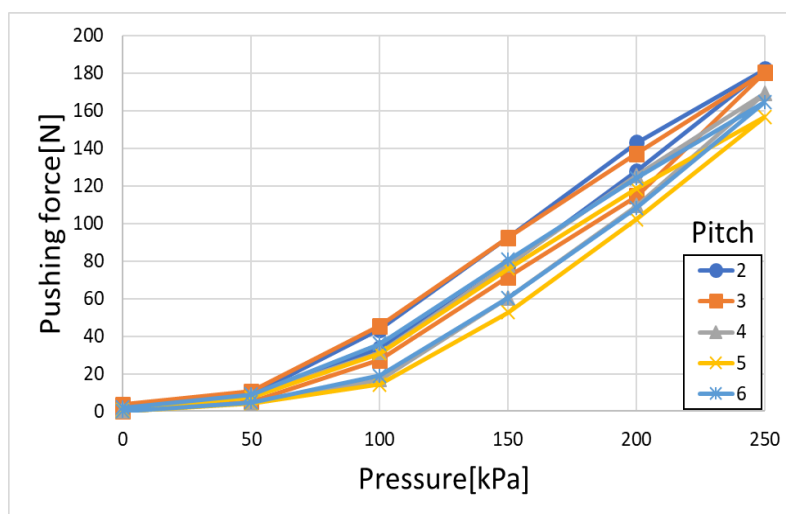


図 5-5 周拘束強化型 EFPA の印加圧力と押出力の関係

さらに図 5-6 に周拘束強化型 EFPA の印加圧力に対する引張力の関係を示す。実験ではアクチュエータに 500kPa を印加した状態つまり最大伸長状態でフォースゲージに接続し、50kPa 毎に減圧し、さらに 0kPa から 50kPa 毎に加圧した場合の発生力を計測した。また、この実験では、拘束板のピッチによらず、EFPA 内に使用するゴムチューブの弾性に依存するため、引張力特性は同じになると考え、2 種類(ピッチ 2, ピッチ 4)の場合のみを調べた。最大引張力は約 420Nであり、伸長型柔軟空気圧アクチュエータ単体の発生力(約 60N)の 7 倍程度の発生力になっていることがわかる。本来、EFPA を 9 本並列に使用しているため、単体の EFPA の 9 倍の引張力が発生できるはずであるが拘束板による摩擦のため、最大引張力が単体 EFPA の 7 倍に留まったものと考えられる。

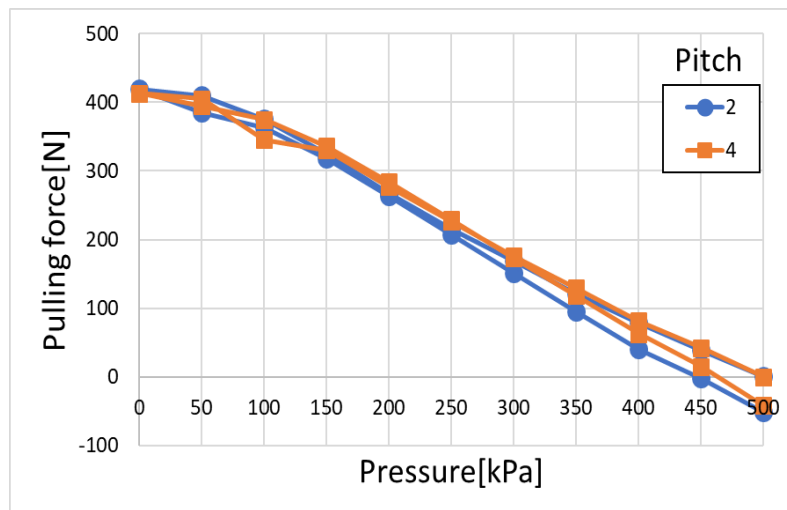


図 5-6 周拘束強化型 EFPA の印加圧力と引張力の関係

また，図 5-7 と図 5-8 に周拘束強化型 EFPA の印加圧力に対するアクチュエータ先端部に垂直に働く力，つまり曲げ力の関係を示す．図 5-7 の実験条件としては，3 本中 1 本の集合 EFPA に圧力をアクチュエータが座屈を生じるまで 50kPa 毎に加え，その後 50kPa 毎に減圧した際の周拘束強化型 EFPA の曲げ力を計測した．また，図 5-8 に示す実験では，2 本の集合 EFPA に加圧した場合の曲げ力を計測した．各記号は Y 字拘束体の蛇腹に対するピッチの違いを示す．図 5-7，図 5-8 より，印加圧力の増加とともに，曲げ力つまり先端部のトルクが増加するが，摩擦の影響のため，給気時と排気時にヒステリシスが生じていることがわかる．また，先端部の曲げ力つまりトルクはピッチに対して有意な相関はないが，概ねピッチが小さい方が曲げ力も大きくなっている傾向が見られる．ここで，アクチュエータ長 350mm を考慮した場合の曲げ力から算出されるアクチュエータの最大発生トルクは 15.2N・m である．

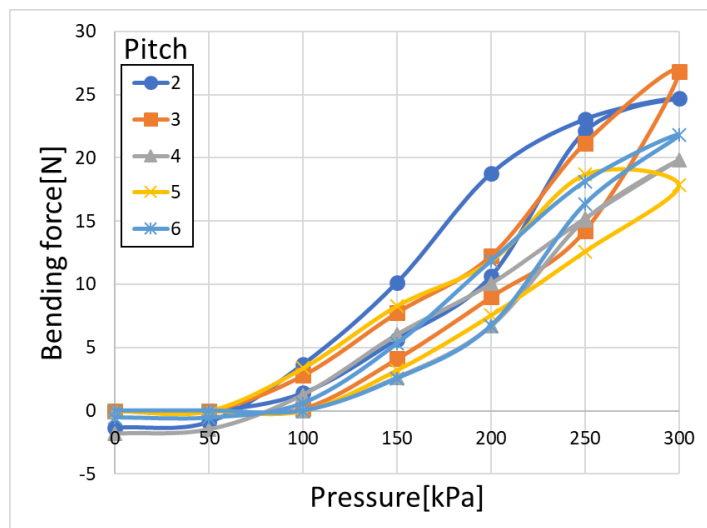


図 5-7 周拘束強化型 EFPA の印加圧力と先端部の曲げ力(トルク)の関係(1 本加圧時)

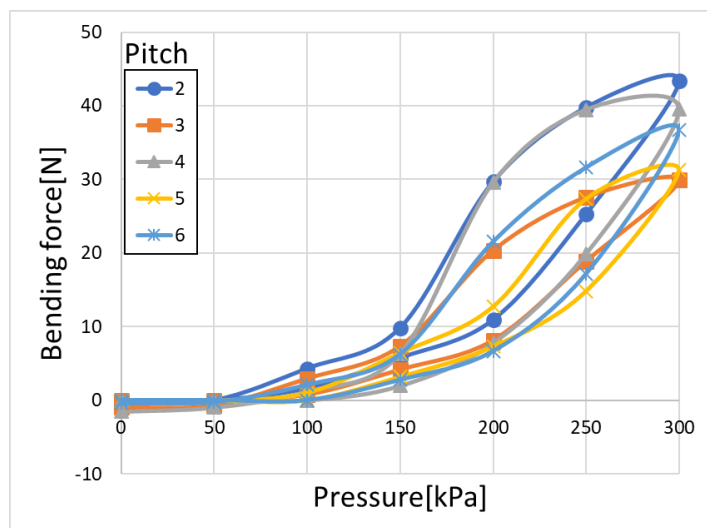
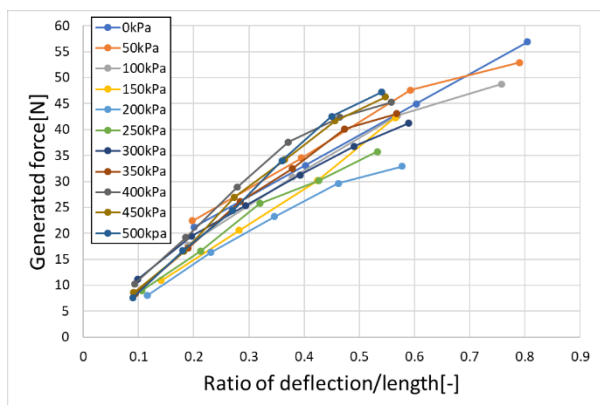


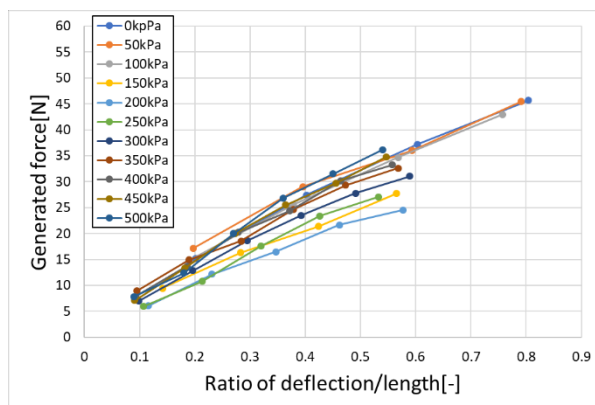
図 5-8 周拘束強化型 EFPA の印加圧力と先端部の曲げ力(トルク)の関係(2 本加圧時)

また、第 4 章で述べたスポンジ拘束型集合 EFPA と同様に曲げ剛性の評価実験(図 4-5 参照)として、たわみ量/アクチュエータ長の比と曲げ力(トルク)の関係を図 5-9(a)から(e)に示す。実験では、同様に EFPA の先端部分にアクチュエータの垂直な方向に引張力(曲げ力)を加え、その時のたわみ量とアクチュエータ長の比を変えた場合の垂直方向の力を計測した。ここで使用したピッチ数は 2 から 6 である。各図はピッチの違いを示し、図中の各記号は印加圧力の違いを示す。図 5-9 より、周拘束強化型 EFPA は低圧時・高圧時に関

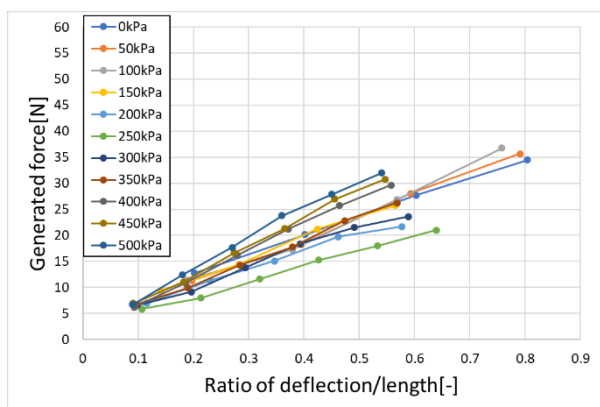
わらず、ほぼ一定の傾きつまり曲げ剛性を有していることがわかる。また曲げ剛性に相当するグラフの傾きは、ピッチ 3 から 6 においてほぼ同じ $40.7 \sim 53.1 \text{N}/(-)$ であり、ピ



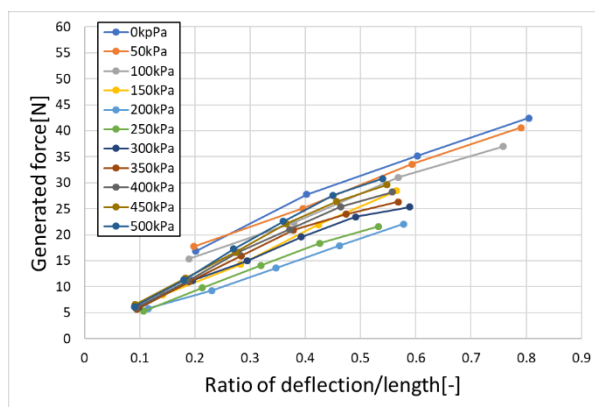
(a) ピッチ 2



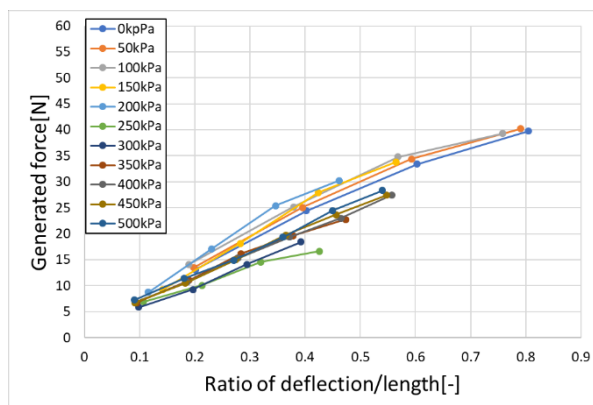
(b) ピッチ 3



(c) ピッチ 4



(d) ピッチ 5



(e) ピッチ 6

図 5-9 周拘束強化型 EFPA の引張力とたわみ量/アクチュエータ長の比の関係

ッチによって多少のバラつきはあるものの、ほぼ同じ曲げ剛性を示していることがわかる。

以上の結果から、第2章で述べたデバイスの仕様①～⑧を十分に満たす上肢のリハビリテーションデバイスが開発できたといえる。そこで本研究での主たる目的である肩関節を動かす可動域の広いリハビリテーションデバイスを実現するため、この周拘束強化型 EFPA の自然長を 490mm と大型化した。ここで、このアクチュエータサイズは腕を正面から斜め 45deg. に広げた状態で目標とする動作(大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かす動作)を行うことを目的として決定した。次節ではこの大型化したデバイスを用いた姿勢制御システムおよびその制御結果について述べる。

5.3 周拘束強化型 EFPA を用いたリハビリテーションデバイスの制御

低圧・高圧時のほぼ一定の剛性を有する周拘束強化型 EFPA の開発ができたため、上肢のリハビリテーションデバイスを再構成し、姿勢制御を行う。図 5-10、図 5-11 に姿勢制御システムを組込んだリハビリテーションデバイスの外観と構成を示す。ここで、周拘束強化型 EFPA のピッチ数はピッチ数が小さくなるのに対して、剛性および発生力があまり変化しないことから、デバイス全体の重量を考慮してピッチ数 4 を使用した。前述のように、想定する肩関節や肩甲骨などを動かすには、より大きい可動域が必要となる。またデバイスが一定の剛性を確保できているため、自然長を大きくすることで可動域を大きくすることが可能であると考えた。そこでデバイスの自然長を肩幅より大きくし、アクチュエータ自然長を約 490mm とした。外径は従来と同じく約 185mm、組込みシステムを搭載したハンドル部を含めた全長は約 600mm、全質量は約 1.8kg である。また搭載の制御システムは第4章で使用した姿勢制御システムを用いる。

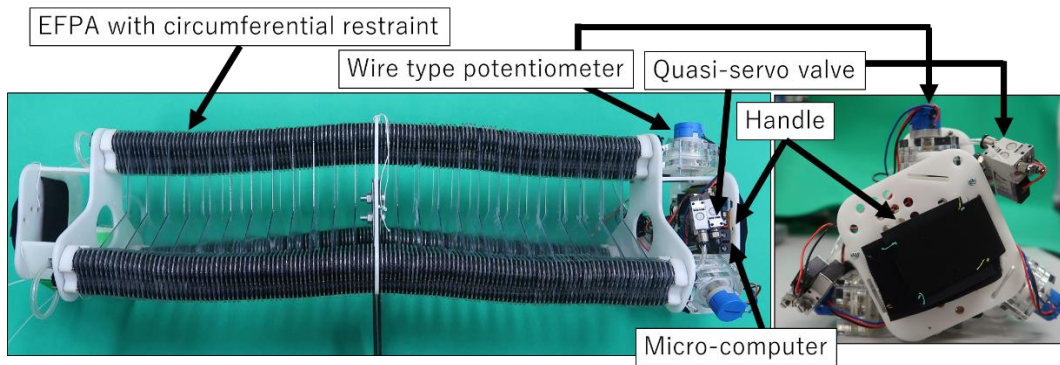


図 5-10 改良した上肢のリハビリテーションデバイスの外観

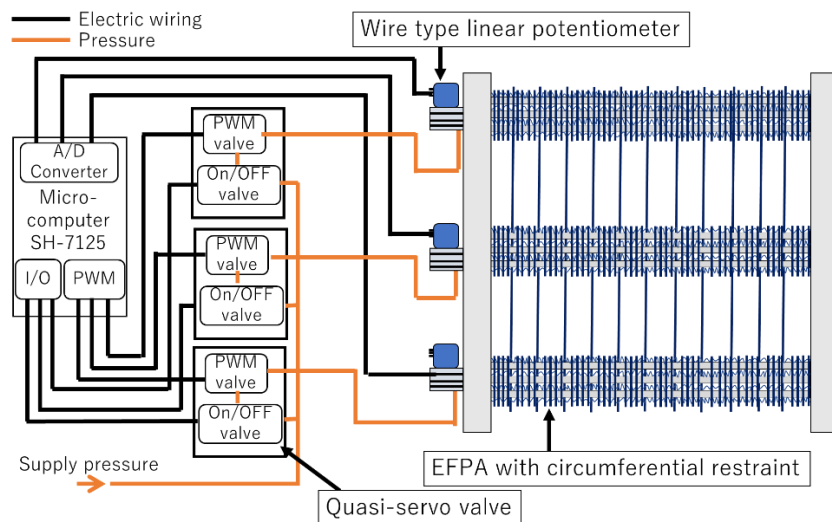


図 5-11 改良した上肢のリハビリテーションデバイスのシステム構成

この試作デバイスの姿勢制御として、節 4.5 の式(4-3)から(4-6)に示すモデルを用いた姿勢制御を行った。ここで、周拘束型集合 EFPA を動かす疑似サーボ弁への供給圧力を 500kPa とし、制御のサンプリング周期と弁の PWM 周期は以前と同様に 5ms とした。また目標姿勢として、デバイスの湾曲角 β を $\pi/3$ と一定にし、湾曲方向角 α を 25s で一周 ($0 \sim 2\pi$) するように設定した。またデバイスの大きさ(手の保持位置)に相当する周拘束強化型 EFPA の平均長さ L を 890mm とした。なお、モデルに使用する半径 r は、実際のデバイスと同様に、中心から周拘束強化型 EFPA の中心までの半径 r を 70mm としている。

姿勢制御の流れは第4章で述べたものと同じで、以下の通りである。まず初めに、前述の設定した目標姿勢である α , β , L のデータをマイクロコンピュータ内のメモリ上に入力し、組込んだ解析モデルから各周拘束型集合 EFPA の目標長さ L_{Ti} を制御サンプリング周期毎に求める。また、各周拘束型集合 EFPA の中心変位に相当するポテンシオメータの出力電圧をマイクロコンピュータ内の A/D 変換器を介して取り込み、目標長さからの偏差を求める。この偏差をもとに制御則に従って疑似サーボ弁の操作量を求める。今回の姿勢制御でも以前と同じ式(4-1)で表される比例制御則を用いた。また疑似サーボ弁の制御も同様にこの操作量の正負に従って、疑似サーボ弁内の給排気用の切替弁を操作し、また操作量の絶対値に従って入力デューティ比を求め、疑似サーボ弁の PWM 弁を操作した。その結果を図 5-12(a), (b), (c)に示す。図中の破線は目標姿勢に対する各周拘束型集合 EFPA の目標変位、実線はポテンシオメータの出力変位つまり、制御変位を示す。また制御時の動作の様子を抜粋を図 5-13 に示す。図 5-12 から、各周拘束型集合 EFPA の制御変位と目標変位は遅れがあるものの、大きな動きに対しても誤差の絶対標準偏差が約 28mm と患者に対して違和感を感じさせない動作が実現できているものと思われる。これはデバイスの剛性や発生力が向上したため、重力や外部負荷に対して多少ロバスト性が向上したものと考えられる。また図 5-13 より、可動域を大きくしているにもかかわらずデバイスのアクチュエータ部分の座屈がほとんどなく肩関節への他動運動が実現できていることが確認できる。また図 5-14 にデバイスを使用した際の肩甲骨の動きを示す。図より、デバイスの動きに応じて肩甲骨が大きく動かされていることがわかる。以上のようにデバイスの重力補償など制御方法の面で今後、改善する必要があるものの、肩関節、特に肩甲骨を動かす他動運動を加えるデバイスが実現でき、本研究の主たる目的は達成できたものと考えられる。以上のように主な目標は達成できたものの、更なる改善を必要とする点も実験を通じ明らかになった。具体的には、各アクチュエータの変位を計測するワイヤ式リニアポテンシオメータの計測範囲が広がったこともあり、ガイドとなる各拘束板との摩擦が大きくなり多少の計測誤差やワイヤの引っかかりを生じること

があった。そこで新たな変位計測の手法として、ワイヤなどの接触するような変位センサではなく、非接触もしくは滑らかな摺動により変位の計測が可能な変位センサの開発を今後の展望として次節で述べる。

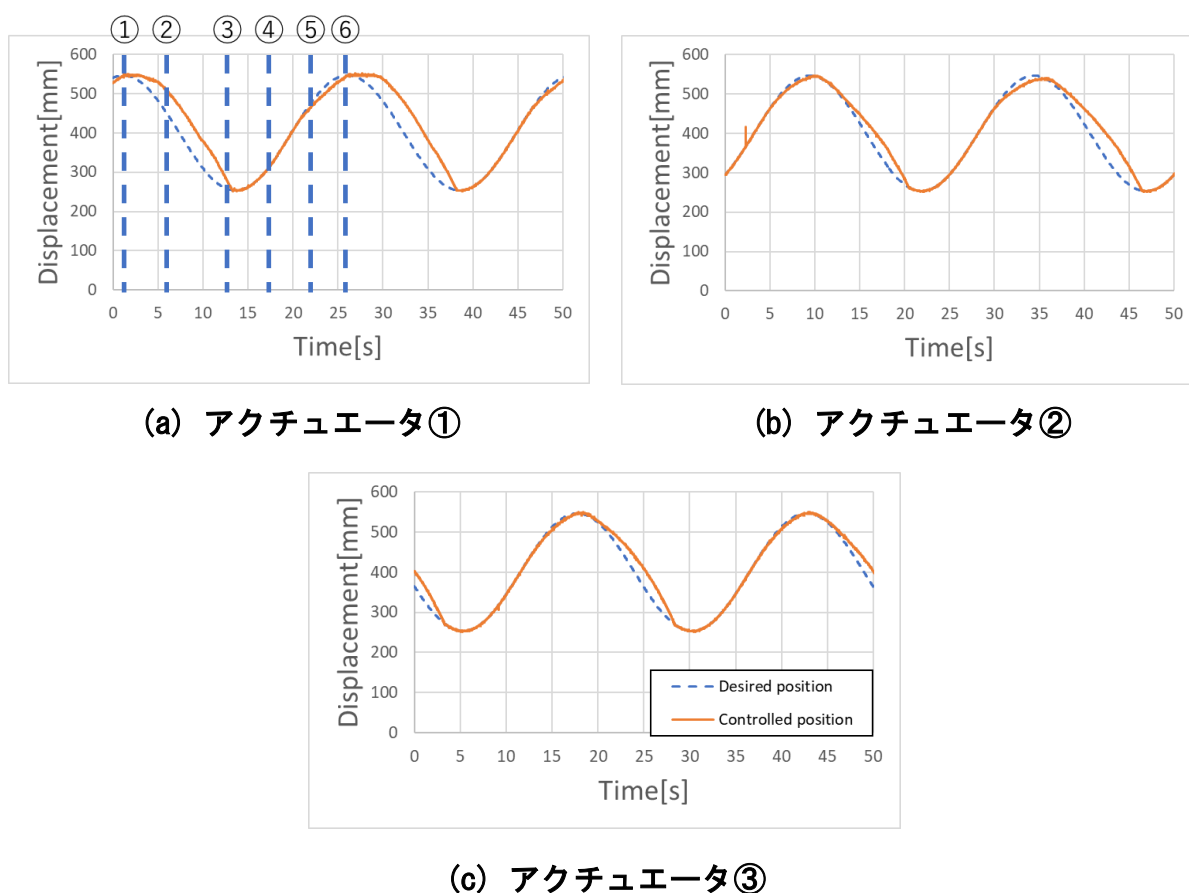


図 5-12 改良したリハビリテーションデバイスの姿勢制御実験結果

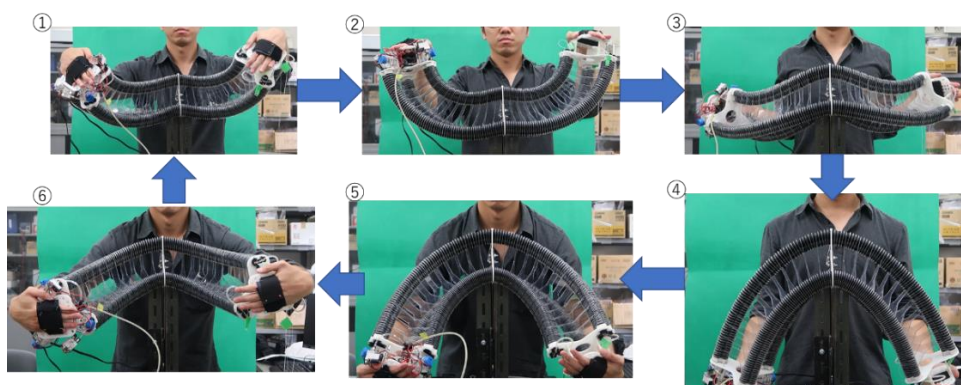


図 5-13 改良したリハビリテーションデバイスの姿勢制御の様子

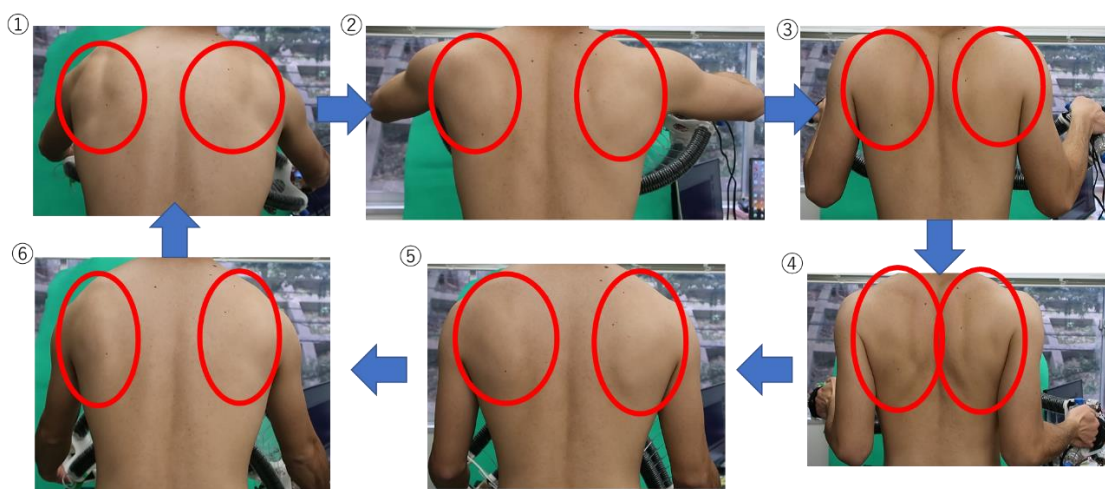


図 5-14 改良したリハビリテーションデバイス使用時の肩甲骨の動き

5.4 超音波センサを用いた新たなセンシング

前節では周拘束強化型 EFPA を用いたリハビリテーションデバイスの姿勢制御を行い、当初の目的である肩などを動かす広い可動域を有するデバイスが実現できた。しかし、使用した変位センサであるワイヤ式リニアポテンシオメータはワイヤと拘束板との摩擦により、引っかかりや動作を阻害するなどの問題が生じた。そこで新たなセンシング手法の提案として、非接触もしくは滑らかな摺動により、変位を計測できる変位センサの開発をめざす。具体的には、非接触変位センサである超音波センサを用いた変位センサの開発を検討する。

使用する超音波センサとして、超音波発信器や受信器のアンプなどがついた Parallax 社製の PING))) を用いることとした^{52)~54)}。このセンサの距離計測方法は以下の通りである。図 5-15 は、このセンサの発信信号および受信信号の時間応答の一例である。図 5-15 に示すようにセンサは外部入力 of $5\mu\text{s}$ のトリガパルスに従い、超音波を発信させ、 $750\mu\text{s}$ 後にその計測距離に相当するパルス信号を出力する。このパルス信号の幅を計測することで、送信器から受信器までの距離を計測することができる。本研究では、試作したリハビリテーションデバイスと同様にマイクロコンピュータ(株ルネサスエレクト

ロニクス, SH7125)を用いて, この始動パルスと出力パルスの計測などの制御を行った. 具体的には, $5\mu\text{s}$ の始動パルスをマイクロコンピュータの I/O ポートから出力し, 出力パルスも同様に I/O ポートに接続する. 計測ではノイズ等の影響を考え, 開始後 $750\mu\text{s}$ ではなく, 1ms 後にこの出力パルス信号をカウント値として測定し, $250\mu\text{s}$ 分を除外した時間をカウント値として計測する. 以上の方法により, 送受信器間の距離の測定を行う.

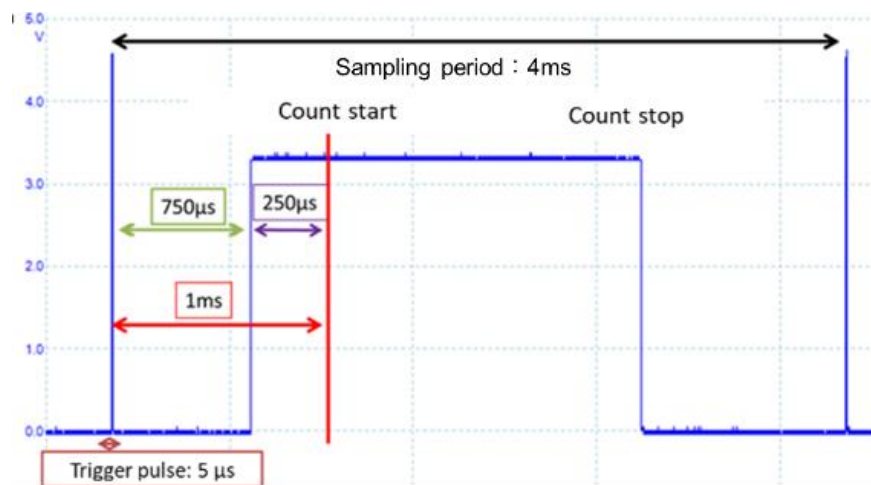


図 5-15 超音波センサの計測原理

実際の EFPA の変位計測では, 拘束板が超音波の遮蔽物として作用するため, 管路のような閉空間での変位計測が必要となる. そこで超音波センサによる変位計測の可能性を検証するため, シリコーンゴムチューブを閉空間としたチューブ式柔軟変位センサを提案・試作した. その試作センサの構成と外観を図 5-16, 図 5-17 に示す. この変位センサは超音波センサの送受信器(SPL Limited Co. Ltd., UT1612MPR/UR1612MPR)をアクリルケースで覆い, 送受信素子の受向面側にチューブコネクタ(株KOGANEI, TS4-01)を接続し, そのコネクタにシリコーンゴムチューブ(内径 4mm, 外径 7mm, 長さ 170mm)で接続し, このゴムチューブを送声管として利用している. これにより超音波の送信が可能であればチューブが曲がった状態でも, センサ間の距離つまりチューブの変位を計測すること

ができる。図 5-18 にセンサのカウント値とチューブ長さの関係を示す。実験では、170mm から 330mm まで 10mm 毎にチューブを引張り伸ばした状態でのセンサ出力のパルス信号からマイクロコンピュータでのカウント値を計測した。図中の記号の○はチューブを引張った場合、△は伸長時から収縮させた場合の結果である。図より、センサ値(カウント値)とチューブ長は線形関係にあり、超音波センサによる長さの計測が実現できていることがわかる。またヒステリシスも少なく比較的精度良く計測ができていることもわかる。次にこの計測システムを EFPA に内蔵した変位計測を試みる。

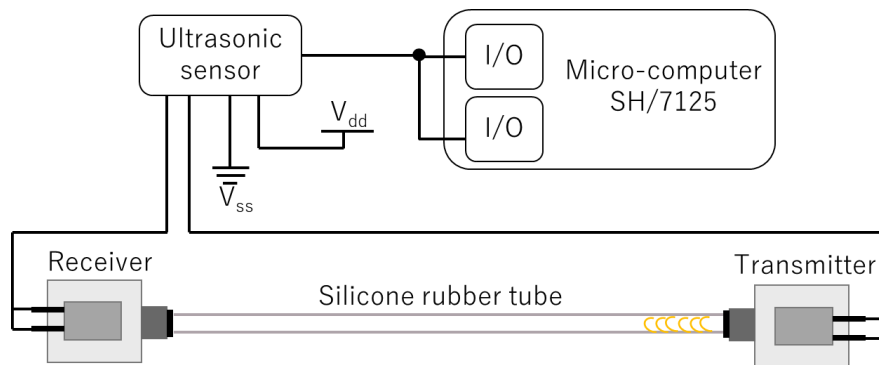


図 5-16 チューブ式柔軟変位センサの構成

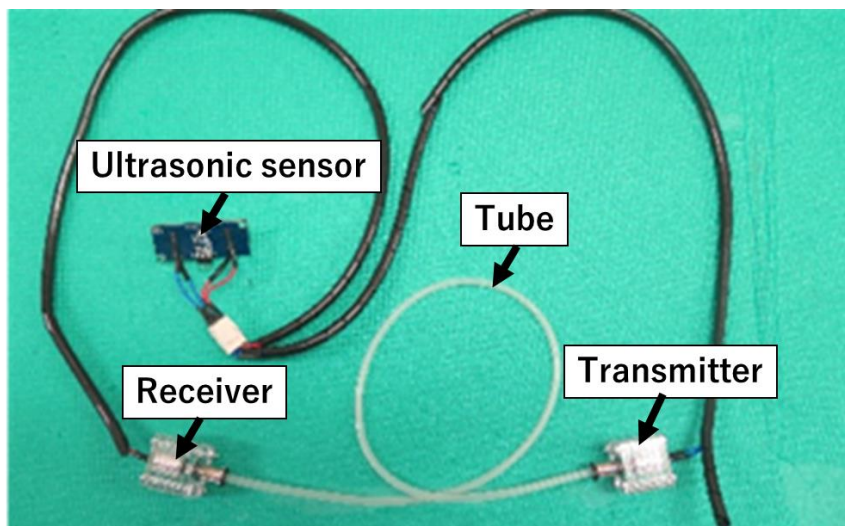


図 5-17 チューブ式柔軟変位センサの外観

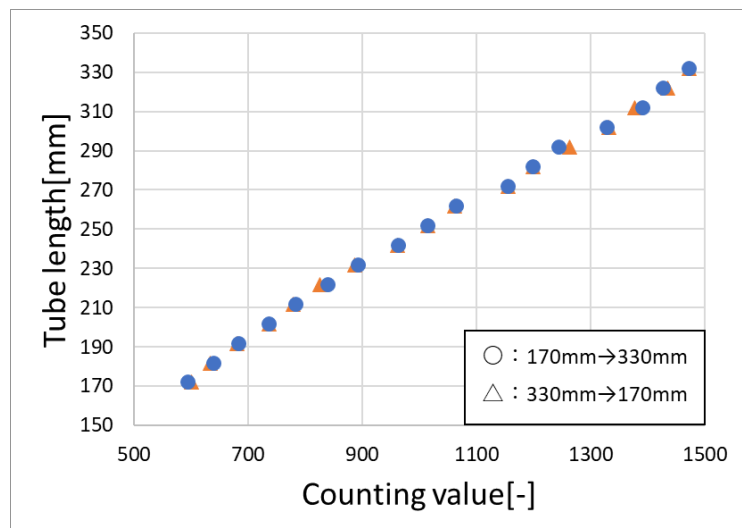


図 5-18 センサのカウント値とチューブの長さとの関係

前述の超音波センサを用いた長さ計測システムを EFPA 内に組込んだセンサ搭載型 EFPA を提案・試作した。その構成と外観をそれぞれ図 5-19, 図 5-20 に示す。このアクチュエータは, EFPA の両端に, シール処理を施したアクリルのケースで覆った超音波センサの送受信器を接続した。ここで, EFPA の自然長は約 150mm である。図 5-21 にセンサのカウント値と EFPA の変位の関係を示す。実験では, 0kPa から 300kPa まで加圧・減圧を繰り返し変位の計測を行う。また, 変位の計測では EFPA と直列に接続した直動式のポテンシオメータ(株緑測器, LP-200F)を使用し, マイクロコンピュータ内の A/D 変換器を介して検出し, センサ出力のカウント値とともに, シリアル通信を介して PC で記録した。実際の制御ではリアルタイムで変位計測をする必要があるため, それを想定して行った。図 5-21 から, 変位が大きくなっていくに従って, ノイズが大きく発生していることがわかる。これは印加圧力が高くなることによって, 超音波センサが動作不全を生じていることを意味している。また, EFPA に圧力を加えない状態で伸長させた場合の計測結果を図 5-22 に示す。図から, 変位が大きくなった場合でもセンサ出力のカウント値に大きなノイズが発生しておらず, 変位とカウント値は, 線形な関係を有していることがわかる。図 5-21, 図 5-22 の結果から, 超音波センサに圧力を加えた状態での計測は困

難であると結論づけた。そこで、センサに圧力が加わらない状態でアクチュエータ変位を計測する柔軟変位センサの開発を検討した。

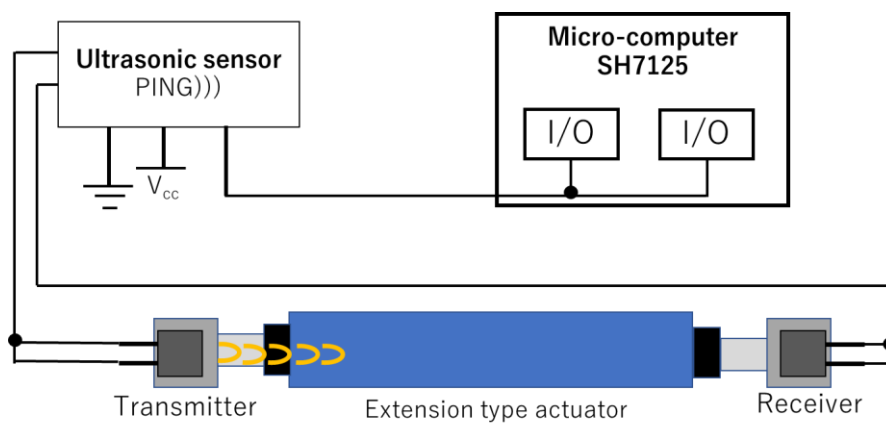


図 5-19 センサ搭載型 EFPA の構成

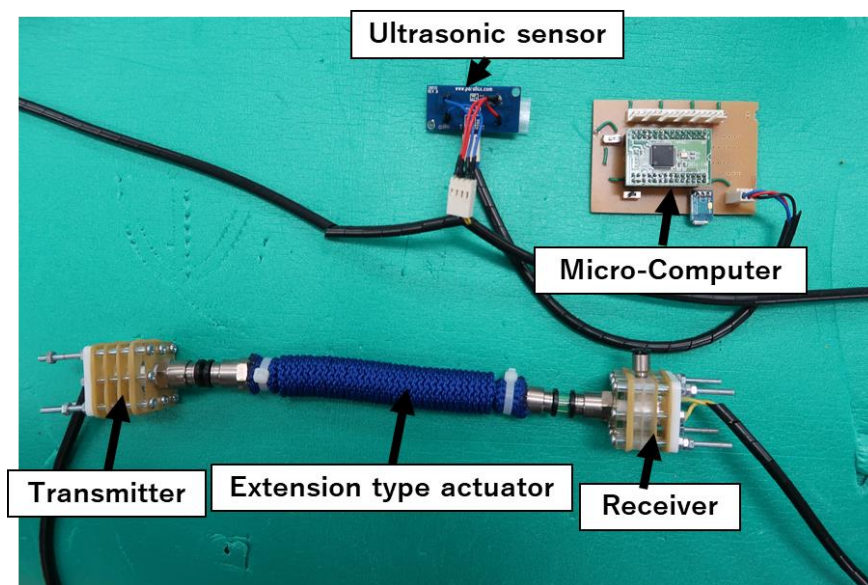


図 5-20 センサ搭載型 EFPA の外観

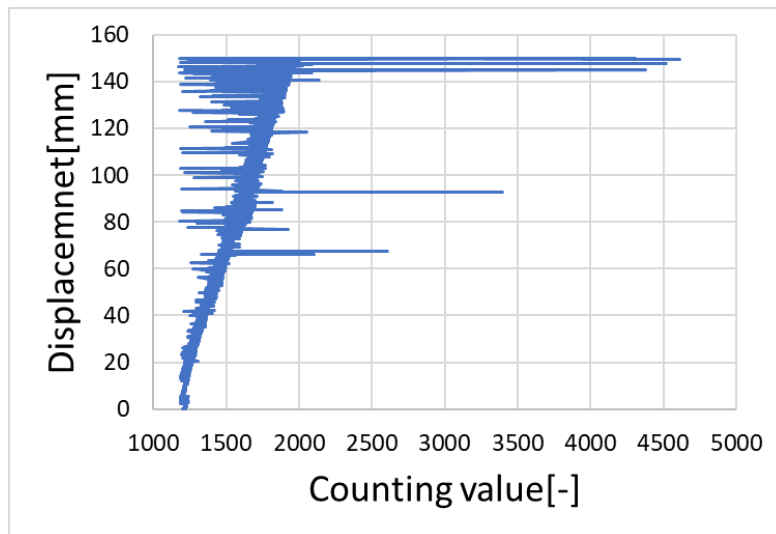


図 5-21 センサのカウント値と EFPA の変位との関係 (圧力印加時)

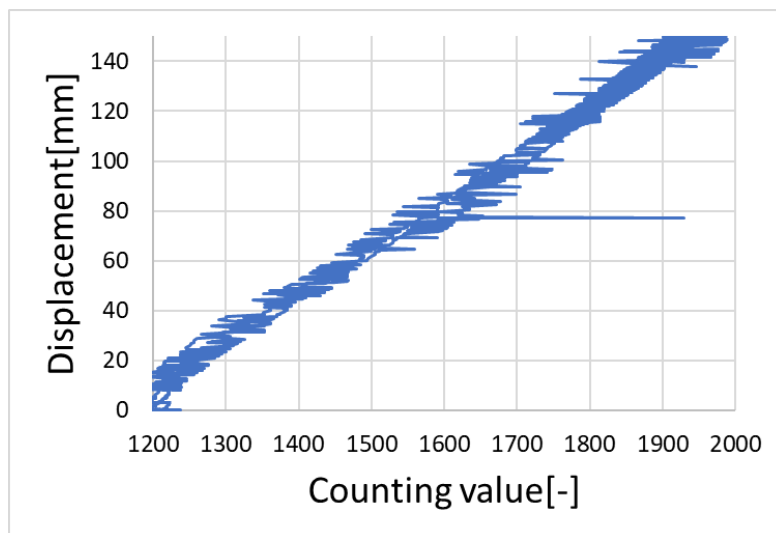


図 5-22 センサのカウント値と EFPA の変位との関係 (無加圧時)

超音波センサを EFPA 内部に入れずに変位を計測する場合、アクチュエータ外部に並列に配置して湾曲動作や伸長動作を行うセンサの開発が必要である。1つの手段として、図 5-17 に示すゴムチューブを用いたセンサが考えられるが、EFPA が湾曲した際にゴムチューブが変形して管路を遮断し、ゴムチューブの弾性力自体が EFPA の動作を阻害する恐れがある。理想的には、引張力や収縮力を生じることなく、伸び縮み可能で、さら

に自在に曲げることで必要な管路が必要となる。そこで、スライド式柔軟変位センサを提案・試作した。その構成と外観をそれぞれ図 5-23, 図 5-24 に示す。センサの構造は、送受信器の亚克力ケースをスライド機構を有する柔軟チューブ(内径 9mm, 外径 12mm, 自然長 150mm)に接続し、そのチューブに小さい柔軟チューブ(内径 5mm, 外径 8mm, 自然長 140mm)を挿入している。これにより力を加えることなくセンサ間の長さを変化させることが可能になる。またチューブが柔軟なため、湾曲した場合でも計測が可能となる。

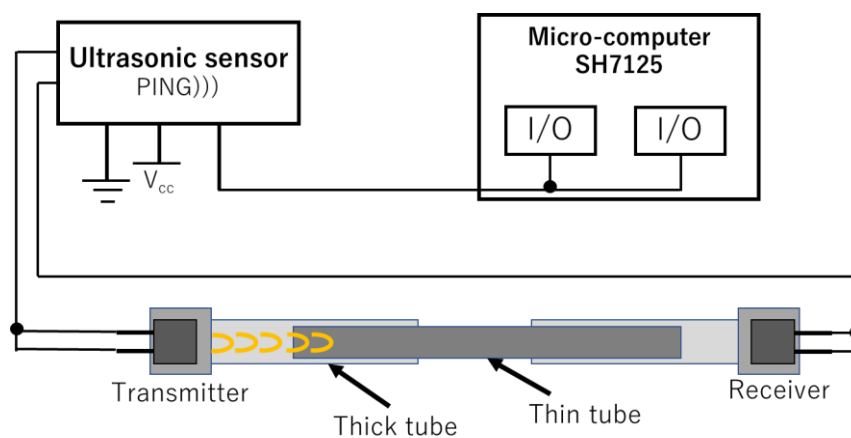


図 5-23 スライド式柔軟変位センサの構成

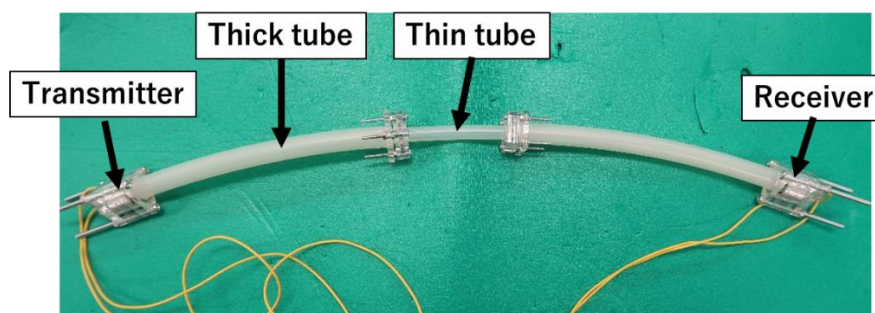


図 5-24 スライド式柔軟変位センサの外観

図 5-25 にセンサのカウント値とチューブの変位の関係を示す。実験では、センサをポテンシオメータと直列に接続し、スライドチューブを 140mm から 270mm 程度まで伸ばし、

その時のセンサ値とポテンシオメータの変位をマイクロコンピュータと PC を介して計測した。図 5-25 より、出力カウント値に多少のノイズは生じるものの、変位に対してカウント値が線形に変化していることがわかる。以上の手法を使って EFPA の変位をリアルタイムに計測することが可能であると考える。

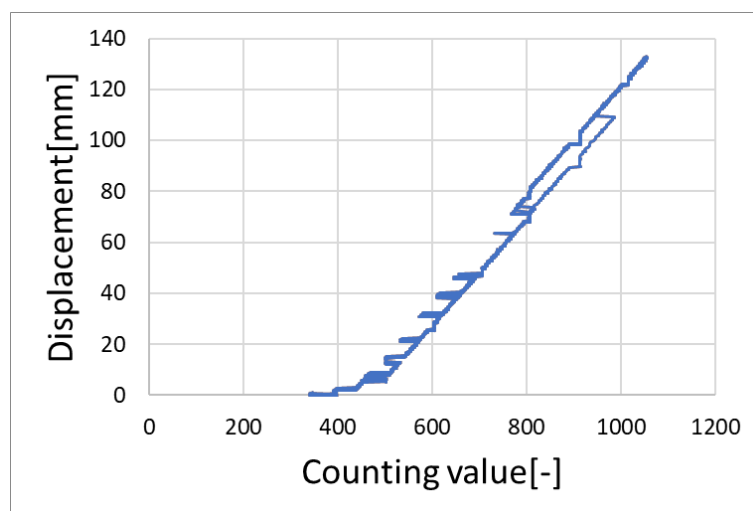


図 5-25 センサのカウント値とスライドチューブの変位との関係

5.5 結 言

本章では、アクチュエータの発生力増強と無加圧時および伸長時における一定の剛性を確保することができる改良を検討した。すなわち、並列配置した EFPA の各蛇腹部分を周方向に互いに拘束し、さらに内部のゴムチューブを細かく拘束(分断)することで、剛性を向上させる改良を試みた。改良した周拘束強化型 EFPA の特性実験を行った結果、押出力では最大で約 180N(供給圧力 250kPa の場合)、引張力では最大約 420N の大きな発生力が得られた。周拘束強化型 EFPA の先端部の曲げトルクでは最大約 15.2N・m(供給圧力 300kPa の場合)が得られた。また、周拘束強化型 EFPA の曲げ剛性として、EFPA のたわみ量/アクチュエータ長の比と先端部の引張力との関係から、低圧時および高圧時にも関わらずほぼ一定の傾きつまり曲げ剛性を有していることを確認した。

以上、十分な発生力を有するデバイスができたため、更に可動域の大きな肩関節用の上肢リハビリテーションデバイスを再構成した。周拘束強化型 EFPA を用いたリハビリテーションデバイスに第4章での姿勢制御システムを組み込み、さらに第4章で用いた姿勢制御のための解析モデルを使った姿勢制御実験を行った。その結果、多少の追従誤差を生じるものの、患者が違和感を感じてない程度(絶対標準誤差: 28mm)の追従動作が実現できていることを確認した。また開発したデバイスは、肩関節や肩甲骨などに他動運動を与える大きな可動域や十分な発生力を有することを確認した。以上のことから、仕様を満たした肩関節のためのリハビリテーションデバイスが実現できたと考える。しかし、リハビリテーションデバイスのアクチュエータ部分の変位を計測するために使用されるワイヤ式リニアポテンシオメータがアクチュエータの各拘束板との摩擦により、位置計測に多少の誤差を生じる現象が見られた。そこで、非接触でアクチュエータの変位を計測することができる変位センサとして、超音波センサを用いた柔軟変位センサの開発について検討した。まず超音波を閉空間内で使用できるかの検証のため、シリコーンゴムチューブを用いたチューブ式柔軟変位センサを提案・試作した。その結果、計測誤差も少なく変位センサとして使用できることを確認した。そこで、提案センサを EFPA 内部に組み込んだセンサ搭載型アクチュエータを提案・試作し、性能試験を行った。その結果、圧力印加時にセンサにノイズが生じていることを確認した。また、無加圧状態で計測を行った場合、圧力を加えた場合に比べてノイズが少なく、正常に計測できることを確認した。以上のことから、EFPA 外部に並列して変位計測を行うセンサとして、変位変化に対して引張力や収縮力を生じないスライド式柔軟変位センサを提案・試作した。その結果、多少のノイズ(±4.4mm 程度の誤差)を生じるものの、湾曲時においてリアルタイムな変位計測が可能なセンサを提案した。今後、この柔軟変位センサを上肢のリハビリテーションデバイスに組み込み、姿勢制御実験を行えるものとする。

第6章 結 論

本研究では、家庭で専門医や補助員、また専門的な知識なしに使用できる「リハビリテーション」デバイスとして、「安全」で操作が「容易」かつ「安価」な上肢のリハビリテーションデバイスの開発をめざし、伸長型柔軟アクチュエータ(以後、EFPA と呼ぶ)を用いて手に持って使用でき、広範囲に手先を動かすことで肩関節や肩甲骨に他動運動を与えることができるデバイスの開発を行った。また、そのデバイスを駆動するために、組み込みコントローラや小型サーボ弁および変位センサを用いた搭載型の姿勢制御システムを構築した。さらに、任意の目標姿勢に追従するための解析モデルをコントローラ内に組み込み、任意の軌道に追従する姿勢制御システムを開発した。また、新たなセンシング手法として、非接触でアクチュエータの変位を計測できる柔軟変位センサを提案・試作した。本研究で得られた結論は以下の通りである。

- 1) 病院等での施術後に肩関節が再び固まるのを防ぐため、手に持って自宅等で患者が一人で使う肩関節用のリハビリテーションデバイスの開発をめざし、そのためのデバイスの設計仕様について述べた。具体的には、自動で動くエキスパンダやベンダのような動作が可能でさらに広範囲に手先を動かすことで、肩関節、特に肩甲骨に他動運動を加えるデバイスの開発をめざした。以上のデバイスを実現するため、自然長から2倍以上伸長するEFPAを提案・試作した。さらに、このEFPAを用いたリハビリテーションデバイスの動作検証のため、EFPAを3本並列に配置したロボットアームを提案・試作した。さらに、ロボットアームの動作形状の予測や制御のための解析モデルを提案し、モデルを使った形状と実際の動作形状とを比較することで、モデルの有効性を確認した。

- 2) リハビリテーションデバイスの姿勢制御システムの検証のため、ロボットアームを用いた搭載型姿勢制御システムを提案・試作した。また、EFPAを制御するための制御弁として、コントローラ搭載型疑似サーボ弁も提案・試作し、弁開度に相当する指令電圧に比例した流量制御が可能であることを確認した。さらに、ロボットアームの姿勢制御実験の結果、各EFPAの変位は干渉することなく目標変位によく追従できていることを確認した。さらに、ロボットアームは肩関節のリハビリテーション動作を行う場合、ロボットアームの発生力や曲げ剛性が小さいため、座屈を生じ、肩関節および肩甲骨に他動運動を与えるには困難であることがわかった。
- 3) リハビリテーションデバイスとして必要な剛性および発生力を得るため、使用するEFPAの発生力の増強と剛性(曲げ剛性)の改善をめざした改良を行った。EFPA単体の直伸性の改良として、均一な蛇腹により軸方向への変形が容易なナイロン製スリーブを使用することで、無負荷での伸長において湾曲することなく伸長できることを確認した。また発生力の改善として、EFPA内部のゴムチューブを弾性係数の高いシリコーンゴムチューブに変更することで、最大引張力が約60Nと以前のEFPA(約40N)の約1.5倍程度と改善した。
- 4) EFPAの押出力増強のための曲げ剛性の改善として、被覆した圧縮バネの曲げ剛性を利用してEFPAの剛性の改善を行った。しかし、押出力実験の結果、伸長時にすぐ座屈するなどの問題が生じた。そこでバネ定数の低いスポンジを用いて、周方向に広げて被覆することで曲げ剛性の向上をめざし、さらに3本のEFPAを並列配置することで発生力の増強をめざしたスポンジ拘束型集合EFPAを提案・試作した。特性実験から、最大引張力が約130N、最大押出力は約2.3Nと、以前では計測することができなかった押出力の計測を得ることができた。

- 5) 目標とする仕様の発生力(押出力・曲げ剛性)を得るために、スポンジ拘束型集合 EFPA を用いた上肢のリハビリテーションデバイスを提案した。押出力の増強方法として、スポンジ拘束型集合 EFPA を 3 本を中心から離れた状態で並列に配置することで改善を行った。各スポンジ拘束型集合 EFPA の発生力は同じでも曲げトルク(曲げ剛性)を大きくできると考え、この集合 EFPA を中心から 70mm の位置で 120deg. 毎に配置したリハビリテーションデバイスを試作した。また、試作リハビリテーションデバイスの押出力実験の結果、最大押出力 76N(供給圧力 200kPa の場合)が得られた。また、リハビリテーションデバイスの曲げ剛性を調べた結果、単体のスポンジ拘束型集合 EFPA (6.6N/(-))に比べ、4.7~7.8 倍に改善できた。
- 6) 引張力・押出力ともに仕様を満たすデバイスが実現できたため、姿勢制御用のシステムを搭載した上肢のリハビリテーションデバイスを試作した。また、任意の目標姿勢に対する追従制御(大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かすような動作)として、一定の湾曲角でデバイスを湾曲しながら円周上に回転させる運動を実現するための解析モデルを提案した。解析モデルを用いた姿勢制御の結果、アクチュエータの遅れによる多少の偏差(絶対標準誤差: 12mm)は生じるものの、患者に対して違和感を感じない程度の追従性能を有していることを確認した。しかし、デバイスの伸長時にスポンジに隙間が生じることや経年劣化を生じるなどの問題があることがわかった。
- 7) アクチュエータの発生力増強と無加圧時および伸長時における一定の剛性を確保するため、並列配置した EFPA の各蛇腹部分を周方向に互いに拘束し、さらに内部のゴムチューブを細かく拘束(分断)することで、剛性を向上させる周拘束強化型 EFPA を提案・試作した。その結果、最大押出力約 180N(供給圧力 250kPa 時)、最大引張力約 420N の大きな押出・引張力が得られた。先端部の曲げトルクでは最大約 15.2N/m(供

給圧力 300kPa 時)が得られた。さらに、曲げ剛性では、ピッチによって多少の変動(40.7~53.1N/(-))があるものの、低圧時および高圧時にも関わらずほぼ一定の曲げ剛性を有していることを確認した。そこで、更に広い可動域を有する上肢リハビリテーションデバイスを再構成し、解析モデル用いた姿勢制御実験を行った。その結果、多少の追従誤差を生じるものの、患者に対して違和感を感じない程度の誤差範囲(絶対標準誤差:28mm)で目標姿勢(各周拘束型集合 EFPA の目標変位)に追従できていることを確認した。また開発デバイスは肩関節および肩甲骨などに他動運動を与える大きな可動域や十分な発生力を有していることも確認した。

- 8) 試作デバイスの変位計測用のワイヤ式リニアポテンシオメータが各拘束板との摩擦による、位置計測誤差を防ぐため、非接触で変位計測可能な超音波センサを用いた柔軟変位センサを提案した。閉空間内で超音波センサを使用した、シリコーンゴムチューブを用いたチューブ式柔軟変位センサを提案・試作した。その結果、計測誤差も少なく変位センサとして使用できることを確認した。また、前述のセンサを EFPA 内部に組込んだセンサ搭載型アクチュエータを提案・試作し、性能試験を行った。その結果、圧力印加時にのみセンサにノイズが生じ、計測が困難であることを確認した。そこで、変位変化に対して引張力や収縮力を生じないスライド式柔軟変位センサを提案・試作した。その性能評価の結果、多少のノイズ(±4.4mm 程度の誤差)を生じるものの、湾曲時においてもリアルタイムな変位計測が可能な柔軟変位センサが開発できた。

以上、本研究では家庭で患者自身が 1 人で使用できるほど「安全」で、操作が「容易」かつ、使い捨て可能なほど「安価」な肩関節のための上肢リハビリテーションデバイスをめざし、目的となる肩関節および肩甲骨などに大きな直径の球体に沿って手先を円周上に動かすような動作をさせる他動運動を与える可動域の広いデバイスを開発できた。

本研究の成果が，将来の我が国の福祉事業に貢献できることを切に願うものである．

謝 辞

本研究を進めるにあたって、終始懇切丁寧な御指導、御助言、御援助を戴きました岡山理科大学工学部教授 赤木徹也先生、岡山理科大学工学部特任教授 堂田周治郎先生に深く感謝の意を表します。

また、本研究をまとめるにあたり、有益なる御討論、御助言を戴きました岡山理科大学工学部教授 山田訓先生、吉田浩治先生、藤本真作先生ならびに徳島大学大学院社会産業理工学研究部教授 高岩昌弘先生に深く感謝致します。

最後に、本学工学部知能機械工学科の諸先生方はじめ多くの皆様方に大変お世話になりました。心より御礼申し上げます。

2020年3月吉日

下岡 綜

参考文献

- 1) 内閣府共生社会政策：令和元年版 高齢社会白書，第1章 高齢化の状況（第1節）（2018），
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2019/zenbun/pdf/1s1s_01.pdf.
- 2) 内閣府共生社会政策：平成30年版 高齢社会白書，第1章 高齢化の状況（第2節 2），（2018），
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/html/zenbun/s1_2_2.html.
- 3) 小林 宏：動作支援装置の事業戦略，日本機械学会 2015年度年次大会講演論文集，No. 15，（2015）.
- 4) 堂田 周治郎：ウェアラブル制御機器の開発と生活支援機器への応用，第22回バイオエンジニアリング講演会講演論文集，（2010），特別講演1.
- 5) 長田 義仁 編：ソフトアクチュエータ開発の最前線，エヌ・ティーエス，（2004），pp. 291-335.
- 6) 山本 圭治郎，兵頭 和人，石井 峰雄，松尾 崇：介護用パワーアシストスーツの開発，日本機械学会論文集(C編)，Vol. 67，No. 657，（2001），pp. 281-288.
- 7) 石井 峰雄，山本 圭治郎，兵頭 和人：完全独立型パワーアシストスーツの開発，日本機械学会論文集(C編)，Vol. 72，No. 715，（2006），pp. 175-182.
- 8) 阿部 智輝，古泉 祥一郎，難波 江裕之，遠藤 玄，鈴森 康一，佐藤 菜緒，足立 美智子，高見澤 ふみ，伊藤 由美子：被服デザイン設計の知見に基づいたソフトパワーサポートスーツの試作，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018，ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018 講演論文集，（2018），1P2-D15.
- 9) 平光 立拓，鈴森 康一，難波江 裕之，遠藤 玄：細径人工筋肉からなる織布状ソフトメカニズムの試作と評価，設計工学，Vol. 54，No. 4，（2019），pp. 245-252.
- 10) Ching-Ping Chou, B. Hannaford：Measurement and modeling of McKibben

- pneumatic artificial muscles, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.12, No.1, (1996), pp. 90-102.
- 11) Toshiro Noritsugu, Daisuke Sasaki and Masahiro Takaiwa: Application of artificial pneumatic rubber muscles to a human friendly robot, Proc. of the 2003 IEEE International Conference on Robotics& Automation, (2003), pp. 2188-2193.
 - 12) 佐々木 大輔, 則次 俊郎, 山本 裕司, 高岩 昌弘: 空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストグローブの開発, 日本ロボット学会誌, Vol.24, No.5, (2006), pp. 640-646.
 - 13) 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, (2010), pp.208-214.
 - 14) 則次 俊郎: 空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストウェアの開発, 日本ロボット学会誌, Vol.33, No.4, (2015), pp.222-227.
 - 15) 佐々木 大輔: 空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストグローブと小型空気圧供給システム, 計測と制御, Vol.56, No.4, (2017), pp.290-293.
 - 16) 谷口 浩成, 脇元 修一, 鈴森 康一: 作業療法士の施術を目指した手指関節用リハビリ装置の開発, 日本機械学会論文集(C編), Vol.80, No.820, (2014), TRANS0348.
 - 17) 高岩 昌弘, 則次 俊郎: 空気式パラレルマニピュレータを用いた手首部リハビリ支援装置の開発-多自由度リハビリ動作の実現-, 日本ロボット学会誌 Vol. 24 No.6, (2006), pp.747-753.
 - 18) 細見 大樹, 松井 保子, 高岩 昌弘: 拘縮予防のための空気式手指・手首伸展装置の開発, 2019年春季フルードパワーシステム講演会論文集, pp.10-12.
 - 19) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Mohd Aliff and Changjiang Liu: Development of Portable Rehabilitation Device Using Flexible Spherical Actuator and Embedded Controller, Lecture Notes in Electrical Engineering 293, Vol.1, Springer, (2014), pp.231-238.

- 20) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, and Shujiro Dohta : Development and Control of Flexible Spherical Actuator for Portable Rehabilitation Device, International Journal of Materials Science and Engineering, Vol.3, No.1, (2015), pp. 49–54.
- 21) Hiroaki Tamaki, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, and Yasuko Matsui : Development of Portable Rehabilitation Device Using Flexible Spherical Actuator with Built-in Embedded Controller and Valves, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.4, No. 4, (2015), pp. 314–318.
- 22) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi and Hiroaki Tamaki : Development of Flexible Spherical Actuator with 3D Coordinate Measuring Device, Journal of Flow Control, Measurement & Visualization, Vol.6, (2018), pp. 95–106.
- 23) 千田益生, 聖山佳美, 兼田大輔 : 肩関節疾患のリハビリテーション, The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine, Vol.53, No.12, (2016), pp. 928–933.
- 24) 理学療法士が教えるボルダリングのための自宅トレーニング「肩、肩甲骨」編, <https://machicon.jp/bouldering/column/3657>.
- 25) 首・肩・腰・膝など症状のある方, <http://www.arikawaseikei.jp/shoulder>.
- 26) 田辺三菱製薬 : リハビリテーション, pp. 30–34, <https://medical.mt-pharma.co.jp/support/sh-manual/index.shtml>.
- 27) 岡山市市政情報 : 介護機器貸与モデル事業について, http://www.city.okayama.jp/hofuku/hokenfukushiseisaku/hokenfukushiseisaku_00084.html.
- 28) 神奈川県高齢化社会福祉政策 : 介護ロボット導入補助金の交付, <http://www.pref.kanagawa.jp/docs/u6s/cnt/f420373/p1075201.html>.
- 29) So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Wataru Kobayashi and Masataka

- Yoneda : Development of Portable Rehabilitation Device Using Flexible Extension Type Soft Actuator with Built-in Small-Sized Quasi Servo Valve and Displacement Sensor, JFPS International Journal of Fluid Power System, 11-2, (2018), pp.18-25.
- 30) Elliot W. Hawkes, David L. Christensen, Allison M. Okamura : Design and implementation of a 300% strain soft artificial muscle, 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation, (2016), pp. 4022-4029.
- 31) 小川 鑛一 : イラストで学ぶ看護人間工学, 東京電機大学出版局, (2008), pp. 28-29.
- 32) 総務省統計局 : 日本の統計 2015 第 21 章保健衛生, (2015),
<http://www.stat.go.jp/data/nihon/back15/21.html>.
- 33) Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta and Katsuro Okabe : Development of a Flexible Pneumatic Cylinder with a Flexible Tube, Proceedings of 7th Triennial International Symposium on Fluid Control, Measurement and Visualization (2003), 076.pdf, pp.1-6.
- 34) 赤木 徹也, 堂田 周治郎 : ロッドレス型柔軟空気圧シリンダの開発とその応用, 日本機械学会論文集 (C 編), Vol.73, No.731, (2007), pp.2108-2114.
- 35) Tetsuya Akagi and Shujiro Dohta : Development of Rodless Type Flexible Pneumatic Cylinder and Its Application for Long Stroke McKibben Type Actuator, Proceedings of 6th JFPS International Symposium on Fluid Power, (2005), pp.196-201.
- 36) Mohd Aliff, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi and Hui Li : Development of a simple-structured pneumatic robot arm and its control using low-cost embedded controller, Journal of Procedia Engineering, Vol.41 (2012), pp.134-142.
- 37) Mohd Aliff, Shujiro Dohta and Tetsuya Akagi : Control and Analysis of Robot

- Arm using Flexible Pneumatic Cylinder Mechanical Engineering Journal, Vol.1, No.5, dr0051, (2014), pp.1-13
- 38) Mohd Aliff, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi and Takafumi Morimoto : Control of Flexible Pneumatic Robot Arm Using Master Device with Pneumatic Brake Mechanism, JFPS International Journal of Fluid Power System, Vol.8, No.1, (2015), pp. 38-43.
- 39) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, and Shujiro Dohta : Development of Flexible Displacement Measuring System Using Wire-type Linear Encoder for Flexible Spherical Actuator, Procedia Computer Science, Vol.76, (2015), pp. 113-118.
- 40) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta : Development of Low-cost Wire Type Linear Potentiometer for Flexible Spherical Actuator, Proceedings of 2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2016), 16340660 (2016).
- 41) So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Yoshinori Moriwake : Analysis and Simulation of Small-sized Quasi-servo Valve Using Tiny On/off Control Valve, Lecture Notes in Electrical Engineering 345, Springer, (2015), pp. 59-66 .
- 42) FESTO : 電磁空気圧サーボ弁 (MPYE-5-8/1-HF-010-B), https://www.festo.com/cat/ja_jp/products_MPYE_1
- 43) 趙 菲菲, 堂田 周治郎, 赤木 徹也 : 柔軟湾曲アクチュエータ用小型疑似サーボ弁の試作と解析, 日本機械学会論文集 (C編), Vol.76, No.772, (2010), pp. 3665-3671.
- 44) 香西 健太, 泉沢 和宏, 平井 慎一 : 三方向振動駆動式無拘束ポペット空気圧弁の製作, ロボティクス・メカトロニクス後援会講演概要集2012, (2012), 2A1-D11(1)-2A1-D11(4).
- 45) HIROOKA Daisuke, YAMAGUCHI Tomomi, FURUSHIRO Naomichi, SUZUMORI Koichi, KANDA Takefumi : Development of novel particle excitation flow control valve

- for stable flow characteristics, *International Journal of Automation Technology*, Vol.10, No.4, (2016), pp.540-548.
- 46) 石田 靖昌, 只野 耕太郎:ピンチ型空気圧サーボバルブの開発, *日本フルードパワーシステム学会論文集*, Vol.48, No.1, (2017), pp.1-7.
- 47) Hideyuki Obayashi, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi, and Shota Harada :Development of 5-Port Type Low-Cost Servo Valve Using Buckled
International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research Vol. 7, No. 6, (2018), pp.669-673.
- 48) So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Y. Moriwake and Feifei Zhao, Estimation of Pressure Control Performance in Low-Cost Quasi-Servo Valve Using Embedded Controller, *Lecture Notes in Electrical Engineering* 293, Volume 1, Springer, (2014), pp.359-366.
- 49) Yoshinori Moriwake, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta and Feifei Zhao : Analysis of Pressure Control Type Quasi-servo Valve Using Embedded Controller, *Proceedings of The 5th International Conference on Positioning Technology 2012*, (2012), 255-258.
- 50) Yoshio Suzuki, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi, Hiroaki Tamaki, Yasuko Matsui, and So Shimooka :Development of Tetrahedral Type Rehabilitation Device Using Flexible Pneumatic Actuators, *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research* Vol.7, No.4, (2018), pp.409-414.
- 51) So Shimooka, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi and Takashi Shinohara : Improvement of Home Portable Rehabilitation Device For Upper-Limbs, *JFPS International Journal of Fluid Power System* Vol.12, No.1, (2019), pp.10-18.
- 52) So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi and Yoshinori Moriwake : Position Control of Rubber Artificial Muscle Using Built-in Ultrasonic Sensor and

- Quasi-servo Valve, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.4, No.4, (2015), pp.304-308.
- 53) Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Takafumi Morimoto, Yasuko Matsui and So Shimooka : Development of Compact Flexible Displacement Sensors Using Ultrasonic Sensor for Wearable Actuators, MATEC Web of Conferences, Vol.51, 2016 International Conference on Mechanical, Manufacturing, Modeling and Mechatronics, (2016), No.02002.
- 54) So Shimooka, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru kobayashi and Takashi Shinohara : Flexible Displacement Sensors Using Ultrasonic Sensor for Soft Actuator with Long Stroke, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research Vol. 8, No. 6, (2019), pp.982-986.

関連論文

1. 学術論文(学位論文に直接関係するもの) (査読有)

- [1] So SHIMOOKA, Shujiro DOHTA, Tetsuya AKAGI, Wataru KOBAYASHI and Masataka YONEDA, Development of Portable Rehabilitation Device Using Flexible Extension Type Soft Actuator with Built-in Small-Sized Quasi Servo Valve and Displacement Sensor, JFPS International Journal of Fluid Power System, Vol. 11, No. 2, (2018), pp.18-25.
- [2] Yoshio Suzuki, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi, Hiroaki Tamaki, Yasuko Matsui, and So Shimooka, Development of Tetrahedral Type Rehabilitation Device Using Flexible Pneumatic Actuators, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.7, No.4, (2018), pp.409-414.
- [3] So SHIMOOKA, Tetsuya AKAGI, Shujiro DOHTA, Wataru KOBAYASHI and Takashi SHINOHARA, Improvement of Home Portable Rehabilitation Device For Upper-Limbs, JFPS International Journal of Fluid Power System, Vol.12, No. 1, (2019), pp.10-18.
- [4] So Shimooka, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru kobayashi and Takashi Shinohara, Flexible Displacement Sensors Using Ultrasonic Sensor for Soft Actuator with Long Stroke, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol. 8, No. 6, (2019), pp.982-986.

2. 学術論文(学位論文に間接的に関係するもの) (査読有)

- [1] So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Y. Moriwake and Feifei Zhao, Estimation of Pressure Control Performance in Low-Cost Quasi-Servo Valve Using Embedded Controller, Lecture Notes in Electrical Engineering 293, Springer, (2014), pp.359-366.

- [2] So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi and Yoshinori Moriwake, Position Control of Rubber Artificial Muscle Using Built-in Ultrasonic Sensor and Quasi-servo Valve, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.4, No.4, (2015), pp.304-308.
- [3] Yoshinori Moriwake, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, and So Shimooka, Application of Pressure Control Type Quasi-Servo Valve to Force Control System, Journal of Automation and Control Engineering, Vol.16, No.3, (2016) pp. 209-212.
- [4] So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi and Yoshinori Moriwake, Analysis and Simulation of Small-Sized Quasi-servo Valve Using Tiny On/Off Control Valve, Lecture Notes in Electrical Engineering 345, Springer, (2016), pp. 59-66.
- [5] Haojun Qiu, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, So Shimooka, Shinsaku Fujimoto, Analytical Model of Pipe Inspection Robot Using Flexible Pneumatic Cylinder, Lecture Notes in Electrical Engineering 345, Springer, (2016), pp.325-334.
- [6] So Shimooka, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Shinsaku Fujimoto and Wataru Kobayashi, Development of Intelligent Rubber Artificial Muscle with Integrated Pneumatic Driving System and Built-in Inner Diameter Sensor, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research Vol.9, No.1, (2020), pp.136-142. (掲載決定).

3. Proceedingsなど (査読有)

- [1] So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Yoshinori Moriwake, Application of Pressure Control Type Quasi-Servo Valve for Positioning of Rubber Artificial Muscle, International Forum on Systems and Mechatronics, Proceedings, (2014), A06.pdf, 1-6.
- [2] Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Takafumi Morimoto, Yasuko Matsui and So

Shimooka, Development of Compact Flexible Displacement Sensors Using Ultrasonic Sensor for Wearable Actuators, MATEC Web of Conferences, Vol.51, 2016 International Conference on Mechanical, Manufacturing, Modeling and Mechatronics, (IC4M 2016), No.02002.

4. 紀要

- [1] 下岡 綜, 堂田 周治郎, 赤木 徹也, 守分 善法, 低コスト圧力制御型疑似サーボ弁の性能評価と応用, 岡山理科大学紀要 A, 自然科学 第50号, (2014), pp. 50-60.
- [2] 下岡 綜, 堂田 周治郎, 赤木 徹也, 守分 善法, 超音波センサ内蔵型ゴム人工筋の試作と位置決め制御, 岡山理科大学紀要 A, 自然科学 第51号, (2015), pp. 63-68.
- [3] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 小林 亘, 駆動ユニットを有する変位センサー一体型ゴム人工筋の試作, 岡山理科大学紀要 A, 第53号, 自然科学, (2017), pp. 75-82.

5. 学会発表

- [1] 下岡 綜, 堂田 周治郎, 赤木 徹也, 守分 善法, 圧力制御型疑似サーボ弁の性能評価とゴム人工筋の位置決め制御への応用, 第23回計測自動制御学会中国支部学術講演会, 福山, (2014), pp. 64-65.
- [2] 下岡 綜, 堂田 周治郎, 赤木 徹也, 守分 善法, 小型オンオフ弁を用いたウェアラブル疑似サーボ弁の試作と解析, 日本機械学会中国四国支部第53期講演会講演論文集, (2015), 907.pdf, 1-2.
- [3] 下岡 綜, 堂田 周治郎, 赤木 徹也, 守分 善法, 超音波センサと疑似サーボ弁を用いたゴム人工筋の位置決め制御, 平成27年春季フルードパワーシステム講演会論文集, (2015), pp. 16-18.
- [4] 下岡 綜, 堂田 周治郎, 赤木 徹也, 守分 善法, 超音波センサを内蔵したゴム人工筋の位置決め制御, 第24回計測自動制御学会中国支部学術講演会論文集, (2015), pp. 54-55.

- [5] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 守分 善法, 超音波センサ内蔵型ゴム人工筋の改良と制御, 日本機械学会中国四国支部第54期講演会講演論文集, (2016), K919. pdf, 1-2.
- [6] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 小林 亘, 米田眞崇, 超音波センサを用いた空気圧伸長型柔軟アクチュエータ用変位センサと搭載型疑似サーボ弁の試作, 平成29年春季フルードパワーシステム講演会論文集, (2017), pp. 10-12.
- [7] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 小林 亘, ゴム人工筋用内径センサの改良, 日本機械学会中国四国支部第56期総会・講演会論文集, (2018), 1111.
- [8] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 小林 亘, 空気圧駆動リハビリテーション機器のための超音波式柔軟変位センサの試作, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018 in Kitakyushu論文集, (2018), 2P1-H14.
- [9] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 小林 亘, 篠原 隆, 弁・センサ搭載型ポータブルリハビリテーション機器の改良, 平成30年秋季フルードパワーシステム講演会論文集, (2018), pp. 12-16.
- [10] 下岡 綜, 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 小林 亘, 周拘束強化による伸長型柔軟空気圧アクチュエータの改良とリハビリテーション機器への応用, 2019年秋季フルードパワーシステム講演会, (2019), pp. 26-28.