

柔軟空気圧球面アクチュエータを用いた
低コスト・可搬型上肢リハビリテーション機器の開発

2018

岡山理科大学大学院

工学研究科

システム科学専攻

松井 保子

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	3
1.3 本論文の構成	6
1.4 本論文で使用する記号	6
第2章 設置型球面アクチュエータ	9
2.1 緒言	9
2.2 柔軟空気圧シリンダの構造と動作原理	9
2.3 設置型球面アクチュエータの構造と動作原理	11
2.4 基本特性	13
2.5 制御システムと制御結果	14
2.6 結言	20
第3章 可搬型上肢リハビリテーション機器	22
3.1 緒言	22
3.2 開発方針と変更点	22
3.3 構造と動作原理	23
3.4 姿勢角計測装置	25
3.5 制御システムと制御結果	26
3.6 結言	33
第4章 周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器	35
4.1 緒言	35
4.2 構造と動作原理	35
4.3 制御システムの構成	37
4.4 オンオフ式シーケンス制御	39
4.5 結言	41

第5章 柔軟空気圧シリンダ用変位センサの開発	42
5.1 緒言	42
5.2 糸状変位センサ	42
5.3 ワイヤ式リニアエンコーダ	45
5.4 ワイヤ式リニアポテンショメータ	50
5.5 結言	54
第6章 センサ内蔵型可搬型上肢リハビリテーション機器	56
6.1 緒言	56
6.2 3次元位置計測システム	57
6.3 低摩擦型柔軟空気圧シリンダ	60
6.4 改良シリンダと3次元位置計測システムを用いた機器の制御	62
6.5 結言	65
第7章 結論	67
謝辞	69
参考文献	70
発表・投稿論文	75

第1章 序論

1.1 研究の背景と目的

少子高齢化が進んでいる近年では¹⁾、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)向上の観点から医療介護、リハビリテーションの分野での福祉機器の重要性が増加している^{2),3)}。上記のようなシステムに使用されるアクチュエータには、高い人間親和性が求められるため、安全で人体に優しいソフトアクチュエータの開発が望まれている⁴⁾。ソフトなアクチュエーションすなわち柔軟な駆動には、制御系により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を有するが、同時に精密な変位や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。しかし、後者の本質的な柔軟性を有するアクチュエータの使用は、高い制御性は実現できないものの、比較的安価に装置を構成できるという利点がある。そこで、本研究室では後者の手法でのソフトアクチュエータの開発をめざし、上述の要求を満たすアクチュエータとして、以前よりフレキシブルチューブを用いた柔軟空気圧シリンダの開発^{5)~7)}を行ってきた。この柔軟空気圧シリンダを用いたリハビリテーション機器として、同研究室では多くの機器が開発されている。例えばMohd Aliffら^{8)~11)}は、柔軟空気圧シリンダを3本並列に配置した柔軟ロボットアームを用いた設置式のリハビリテーション機器を開発している。また、本論文の内容に関連するものとして、安藤ら^{12)~15)}は手首を含むリハビリテーション機器の開発をめざし、自由度の高い手首等の他動運動を行うために球面アクチュエータを試作した。これは、図1-1に示すようなボールを前後左右に転がすことで、手首の関節可動域を広げる訓練を想定している。ここで試作したアクチュエータは、前述の柔軟空気圧シリンダの柔軟チューブをリング状に曲げ、それを2本直角に交差させ、互いのスライドステージとチューブ両端を結合することで、球面上をスライドステージが移動できるものである。この球面アクチュエータは想定した訓練から、机等に設置して使用するものであった。

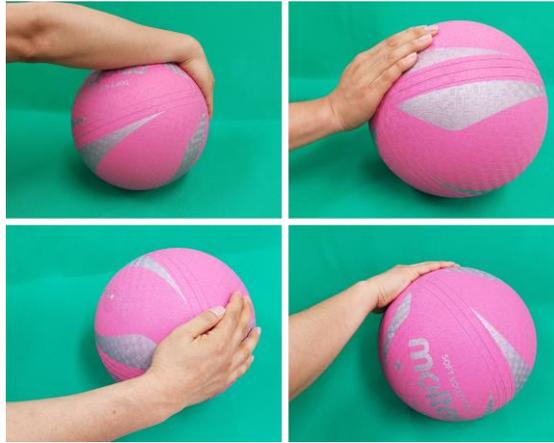


図 1-1 ボールを使用した手首のリハビリテーション

そこで本論文では、この設置型球面アクチュエータを改良し、両手で保持して腕や肩などの上肢全体に対して他動運動などのリハビリテーション施術が行える軽量な可搬型上肢リハビリテーション機器の開発を検討する。具体的には、図 1-2 に示すように球面上を移動するステージを両手で保持することで、手首の関節可動域を広げる動作に加えて、腕をねじる動作など、上肢全体に他動運動を誘導する。またこの手法であれば、頭上で保持するなど持ち方を変えることによって、1 つの装置で他動運動を与える部位を容易に変更できるという利点を有する。ここで、機器に必要とされる仕様としては、手に持って使用するため質量が 1 kg を超えないものとし、さらに自然に保持ができる大きさにするため、一辺が肩幅（男性 450 mm 前後・女性 400 mm 前後）を超えないように、400 mm 以内とする。

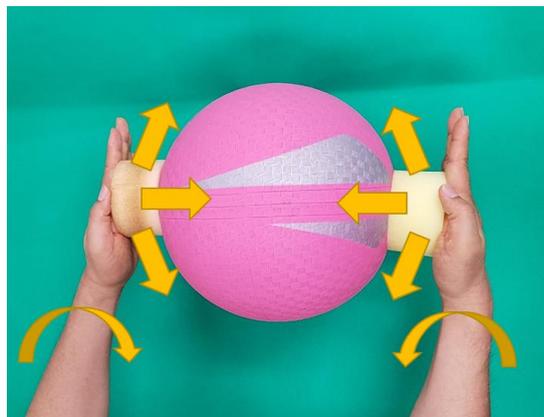


図 1-2 本研究で提案するリハビリテーション動作

また、本論文で開発する可搬型上肢リハビリテーション機器は、患者自身が自宅で使用できるタイプの機器を考える。つまり家庭で専門医や補助員などの付き添いなしに使用できる「ホームリハビリテーション」機器である。このホームリハビリテーション機器の具体的な役割としては、その安全性の確保や操作の容易さから、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、日本でこれらの福祉機器の購入には国が9割を補助している。しかし、高齢化社会がさらに進行することで、労働人口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。つまり、考えるべきは経済的な補助なしに個人ユーザが購入できる程度の機器の開発である。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である。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、頻繁に行えば機器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、その機器自体が使い捨てに耐え得るほど安価な駆動システムが製作できれば、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搬型上肢リハビリテーション機器の開発において、その機器の使用に対する「安全性」や「容易さ」、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空気圧を動力源としたアクチュエータを用いた従来の研究について紹介し、本研究の位置づけについて述べる。本研究がめざす上肢のリハビリテーション機器などのウェアラブルもしくは人間親和性の高い駆動システムは、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、徳島大学の高岩ら^{16)~18)}は、図 1-3 に示すパラレルリンクマニピュレータを用いた手首のリハビリテーションを行う機器を、空気圧サーボ系を構成して実現している。



図 1-3 高岩らによるパラレルリンクマニピュレータ

また、香川大学の佐々木ら^{19),20)}は、図 1-4 に示す外骨格の上肢動作支援ウェアラブル装置をゴム人工筋によって駆動し、リハビリテーションシステムとしての利用をめざしている。さらに、リハビリテーションではないが、実際に製品化されたパワーアシストシステムとしては、図 1-5 に示す東京理科大学の小林ら^{21),22)}によるマッスルスーツがよく知られている。これは、ゴム人工筋を背中に配置し、上腕全体を支持することで、重い荷物などの持ち上げを補助するシステムである。また、津山高専の谷口ら²³⁾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ている。

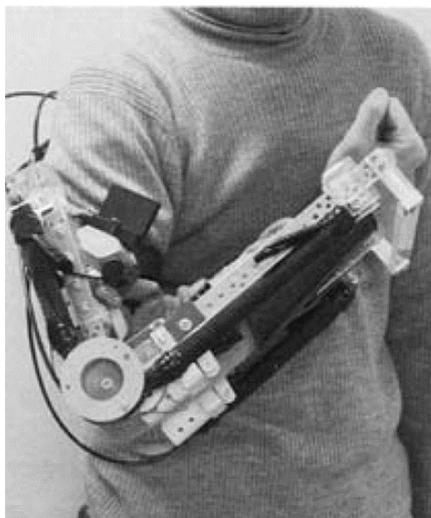


図 1-4 佐々木らによる上肢動作支援ウェアラブル装置



図 1-5 小林らによるマッスルスーツ²⁴⁾

以上に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)に安全であるメリットを有する。これにより、剛体のロボットアームをアクティブ(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、上述のシステムはすべてアクチュエータやそれに接続された骨格が人体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、誤動作時には人体を傷つける可能性がある。特に、実際に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、装置の装着自体が恐怖を与える原因となる。

それに対して、本研究で開発する上肢リハビリテーション機器は使用者が手に持った状態で使用するため、使用者の意志で瞬時に手放すことが可能である。つまり、本質的に患者が恐怖を感じにくいという利点がある。さらに、機器は手先だけに運動を加えるが、人体の関節の可動部の指向性から肩などを含めた上肢全体に対して運動を誘導することができる。すなわち、開発する機器は外骨格型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。

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、開発を行うリハビリテーション機器の基本となるロッドレス型柔軟空気圧シリンダの構造と動作原理について述べる。続いて、このシリンダを用いた設置型球面アクチュエータについて述べる。具体的には、設置型球面アクチュエータの構造と動作原理、基本特性（湾曲特性、発生力特性、トルク特性）、制御システムと制御結果について述べる。第3章では、設置型アクチュエータを改良した可搬型上肢リハビリテーション機器について述べる。具体的には、両手で持つことを考慮した球面アクチュエータ内の柔軟空気圧シリンダの配置や、可搬型上肢リハビリテーション機器の構造と動作原理、機器の姿勢制御システムの構成について述べる。さらに、上記のシステムを用いたオンオフ式シーケンス制御、目標値追従制御についても述べる。第4章では、可搬型上肢リハビリテーション機器の安全性をより高めるための、外部との接続配線が少ない周辺機器一体型の可搬型上肢リハビリテーション機器の開発について述べる。第5章では、手の接触などの事故を防ぐための、保持ステージどうしの相対位置を知ることのできる柔軟空気圧シリンダ用の安価な変位センサの開発について述べる。具体的に開発した変位センサは、糸状変位センサ、ワイヤ式リニアエンコーダ、ワイヤ式リニアポテンシオメータの3種類である。第6章では、ワイヤ式リニアポテンシオメータを用いて3点計測の原理から2つの保持ステージの相対位置を計測できる3次元位置計測システムを開発するとともに、その計測システムを搭載したセンサ内蔵型可搬型上肢リハビリテーション機器の開発について述べる。最後に、第7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_{xout}	: 加速度センサ x 軸方向の出力電圧の A/D 変換値	[-]
A_{yout}	: 加速度センサ y 軸方向の出力電圧の A/D 変換値	[-]
A_{zout}	: 加速度センサ z 軸方向の出力電圧の A/D 変換値	[-]
D_L	: スライドステージの鋼球の中心間距離	[mm]
$D_{x(i)}$: PWM 弁の入力デューティ比(x 方向)	[%]
$D_{y(i)}$: PWM 弁の入力デューティ比(y 方向)	[%]
d	: 原点とワイヤ出力口までの距離	[mm]

$e_{C(i)}$: シリンダの変位偏差	[mm]
$e_{x(i)}$: x 方向の角度偏差	[rad]
$e_{y(i)}$: y 方向の角度偏差	[rad]
K_p	: 座標制御用比例ゲイン	[%/mm]
k_d	: 角度制御用微分ゲイン	[%/rad]
k_p	: 角度制御用比例ゲイン	[%/rad]
L_A	: 計測点 P とワイヤ出力口 A 間の長さ	[mm]
L_B	: 計測点 P とワイヤ出力口 B 間の長さ	[mm]
L_C	: 計測点 P とワイヤ出力口 C 間の長さ	[mm]
$u_{Px(i)}$: 座標制御での PWM 弁の入力デューティ比の変化分 (x 方向)	[%]
$u_{Py(i)}$: 座標制御での PWM 弁の入力デューティ比の変化分 (y 方向)	[%]
$u_{x(i)}$: 湾曲角制御での PWM 弁の入力デューティ比の変化分 (x 方向)	[%]
$u_{y(i)}$: 湾曲角制御での PWM 弁の入力デューティ比の変化分 (y 方向)	[%]
V_{CL}	: ON/OFF 弁の入力 (シリンダの左側圧力室)	[-]
V_{CR}	: ON/OFF 弁の入力 (シリンダの右側圧力室)	[-]
V_{xL}	: ON/OFF 弁の入力 (x 方向シリンダの左側圧力室)	[-]
V_{xR}	: ON/OFF 弁の入力 (x 方向シリンダの右側圧力室)	[-]
V_{yL}	: ON/OFF 弁の入力 (y 方向シリンダの左側圧力室)	[-]
V_{yR}	: ON/OFF 弁の入力 (y 方向シリンダの右側圧力室)	[-]
W_L	: スライドステージの軸方向の鋼球間距離	[mm]
x	: 3 次元位置計測点 P の x 座標	[mm]
x_{d1}	: 水平線と加速度センサ 1 (コントローラ側) の x 軸との角度	[rad]
x_{d2}	: 水平線と加速度センサ 2 の x 軸との角度	[rad]
y	: 3 次元位置計測点 P の y 座標	[mm]
y_{d1}	: 水平線と加速度センサ 1 (コントローラ側) の y 軸との角度	[rad]
y_{d2}	: 水平線と加速度センサ 2 の y 軸との角度	[rad]
z	: 3 次元位置計測点 P の z 座標	[mm]
ϕ	: 重力ベクトルと z 軸との角度	[rad]
θ	: 水平線と加速度センサの x 軸との角度	[rad]
θ_i	: 両保持ステージのなす角 (x 方向)	[rad]
θ	: 水平線と加速度センサの x 軸との目標姿勢角	[rad]

ψ	: 水平線と加速度センサの y 軸との角度	[rad]
ψ_d	: 両保持ステージのなす角 (y 方向)	[rad]
ψ_r	: 水平線と加速度センサの y 軸との目標姿勢角	[rad]

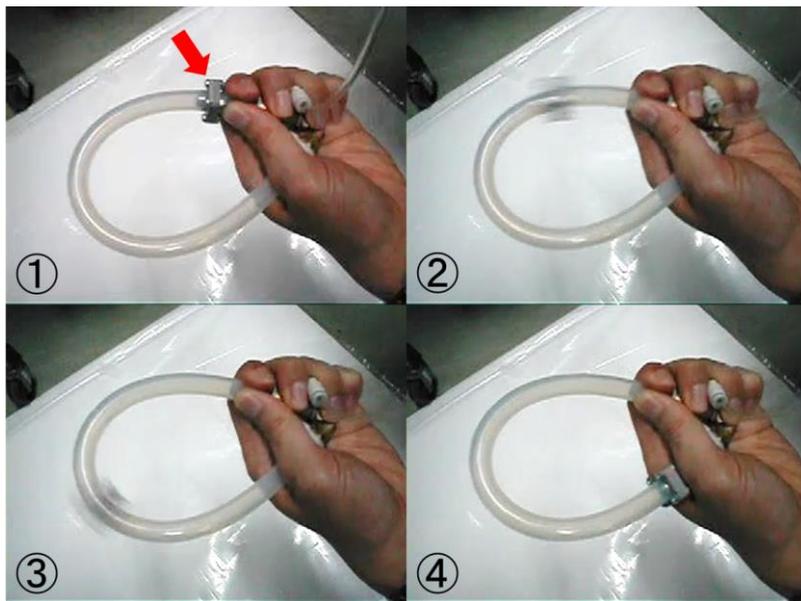
第2章 設置型球面アクチュエータ

2.1 緒言

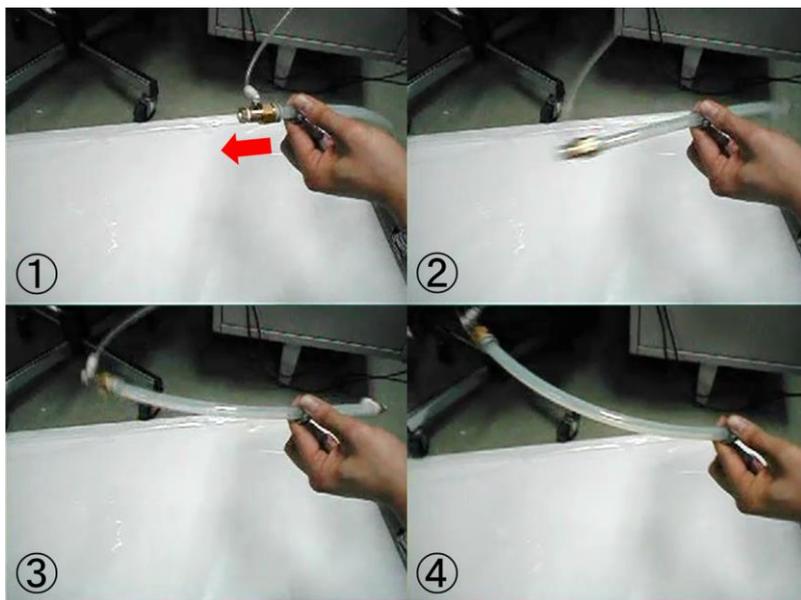
第1章では、本研究の背景と研究目的として、本研究で開発を行う予定の可搬型上肢リハビリテーション機器の仕様や開発の方針を述べるとともに、柔軟空気圧シリンダを用いた手首リハビリテーション機器の開発に関する研究内容や、その他の空気圧アクチュエータを用いた人と接触しながら駆動するリハビリテーション機器やパワーアシスト装置の研究動向について紹介した。本章では、以前の研究で手首のリハビリテーション用のアクチュエータとして安藤ら^{12)~15)}が開発した設置型の球面アクチュエータの構造、動作原理について述べるとともに、設置型球面アクチュエータの姿勢制御やその結果について述べる。

2.2 柔軟空気圧シリンダの構造と動作原理

図2-1に、以前に赤木ら^{5)~7)}が開発したロッドレス型柔軟空気圧シリンダを示す。この柔軟空気圧シリンダは複動シリンダ型のソフトアクチュエータ⁶⁾であり、シリンダ部分が動作時に湾曲しても使用できる柔軟性を有し、さらに1 mのストロークのシリンダの質量が数十 g 程度と軽量であるなどの利点を有する。市販の剛体のロッドレス型の空気圧シリンダの最低駆動圧力が約 80~100 kPa であるのに対して、このシリンダの最低駆動圧力は約 130 kPa と多少摩擦が大きいものの、柔軟アクチュエータでありながら、プッシュプル動作が可能であるといった特長も有する^{5),6)}。



(a) 駆動の様子



(b) プッシュプル動作の様子

図 2-1 柔軟空気圧シリンダ

図 2-2 にロッドレス型柔軟空気圧シリンダの構造を示す。このシリンダは、シリンダ部に相当する柔軟チューブ(株SMC TUS1208)、シリンダヘッドに相当する鋼球(外径 9 mm)、またその鋼球を、チューブを介して 2 対の真鍮製ローラ(外径 4 mm)で挟んだ構造を有するアクリル樹脂製のスライドステージ(縦 25 mm, 横 25 mm, 高さ 3 mm)から構成される。真鍮製ローラの両端は鋼球(外径 3 mm)で支えられ、ステージにはチューブを保持する役

割の鋼球(外径 3 mm)を 4 個設けている。チューブ内壁にはシリコングリス(株信越シリコーン G-30L)を塗布している。動作原理は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というものである。図 2-2 のシリンダは鋼球 1 つを有するもので、シングルボールタイプ^{5),6)}と呼ばれている。他に、鋼球 2 つでスライドステージを挟むダブルボールタイプもある。シングルボールタイプはチューブ内部の摺動面積が少ないため比較的摩擦が小さく、ダブルボールタイプはスライドステージ部分の曲げ剛性が低く柔軟性があるという特長がある。本研究で構成する球面アクチュエータの場合、スライドステージ部分での曲げ剛性が高い方が適しているため、アクチュエータとしてシングルボールタイプの柔軟空気圧シリンダを用いることとする。

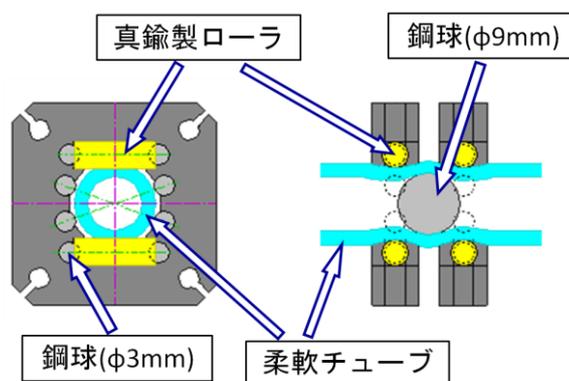


図 2-2 柔軟空気圧シリンダの構造

2.3 設置型球面アクチュエータの構造と動作原理

次に、以前の研究で安藤ら^{12)~15)}が試作した球面アクチュエータの構造を図 2-3 に示す。球面アクチュエータはリング状に曲げた柔軟チューブ(湾曲チューブの外接円直径 155 mm, チューブ中心間円直径 148 mm)2 つを 90 度で交差させ固定している。また、2 つの柔軟空気圧シリンダのスライドステージを下側の固定台に固定し、上側の固定台にシリンダ両端を同一平面上で固定している。上側の固定台に設置したシリンダの両端(計 4 ヶ所)から空気圧を印加するため給気口を設けている。下側のスライドステージはチューブが互いに接触しないように上下方向に約 10 mm ずらして固定している。動作原理は、シリンダの片側を加圧すると、柔軟空気圧シリンダのスライドステージに力が加わり、印加側のチューブ内の圧力室が大きくなるようにチューブがスライドし、上側の固定台(保持ステージ)が移動する。アクチュエータのサイズは、横幅 170 mm, 高さ 160

mm で、全質量は 300 g である。

スライドステージは比較的加工時間の短いレーザ加工機(株)COMNET 超小型 CO₂ レーザ LaserPro Venus 12 W)により加工したアクリル板を組み合わせることで製作した。設計したステージの部品図を図 2-4(a)~(c)に示す。図 2-4(a)は真鍮製ローラを保持するためのローラホルダ(厚さ 3 mm)、図 2-4(b)はローラや 3 mm の鋼球がホルダから外れないためのカバー(厚さ 1 mm)を示す。また図 2-4(c)はローラホルダと 2 つのカバーから構成されるスライドステージ間の距離を空けるためのスペーサである。これらの部品を組み合わせて製作したスライドステージを図 2-5 に示す。スライドステージはローラホルダ(図 2-4(a)参照)の両面からカバー(図 2-4(b)参照)で挟み、厚さ 5 mm の部品として構成されている。この方法により、ステージ部分の剛性を高めることができる。

球面アクチュエータの座標系を図 2-6 に示す。アクチュエータ下部の固定台で、下側に固定されている柔軟空気圧シリンダが y 軸まわりの回転運動を生じ、上側に固定されたシリンダが x 軸まわりの回転運動を実現する。

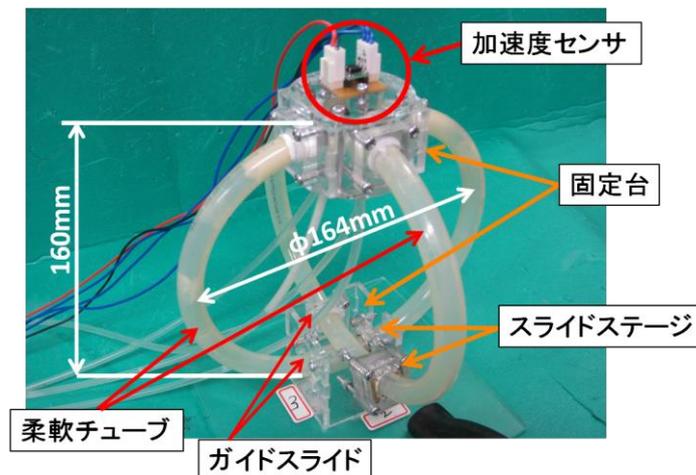
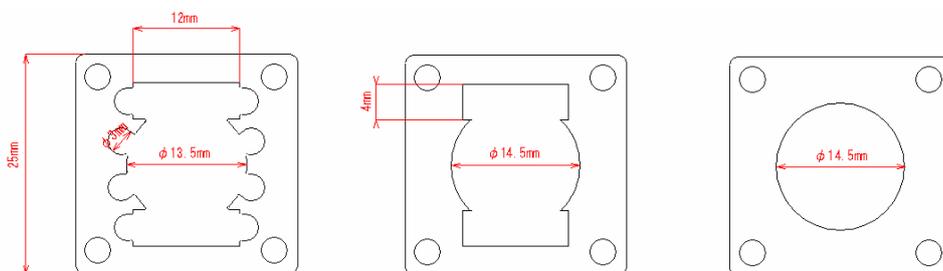


図 2-3 設置型球面アクチュエータの概観



(a) ローラホルダ (t=3mm) (b) ローラカバー (t=1mm) (c) スペーサ (t=1mm)

図 2-4 スライドステージの部品

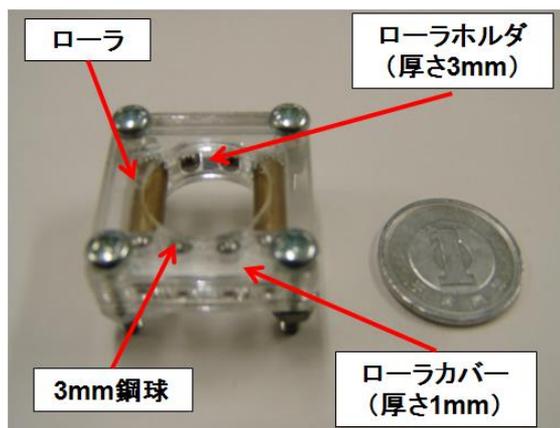


図 2-5 アクリル樹脂製スライドステージ

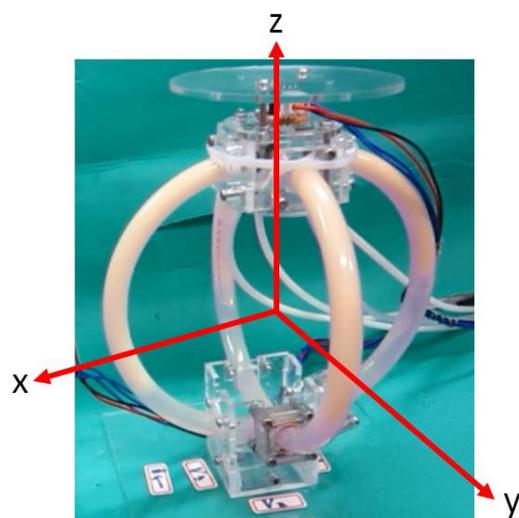


図 2-6 球面アクチュエータの座標系

2.4 基本特性

本節では、以前の研究¹²⁾で調べた設置型球面アクチュエータの基本特性である印加圧力-発生力/トルク特性について述べる。

まずアクチュエータの発生力特性として、図 2-7 に印加圧力と発生力の関係を示す。発生力は、アクチュエータの上側の固定台に x , y 方向ともに一定高さの位置にワイヤを固定し、フォースゲージ等で水平に引っ張ることで測定を行った。また、測定では $\pm x$, $\pm y$ 方向の 4 方向に対して行った。図 2-7 の横軸は印加圧力、縦軸はスライドステージ上に加わる発生力である。図 2-7 から、 x 方向の最大発生力が 5.6 N、 y 方向は 5.5 N であることがわかる。また、いずれの図においても、100 kPa までは発生力が 0 N とデッ

ドゾーンを有することがわかる。このデッドゾーンの原因は、柔軟空気圧シリンダの静止摩擦、つまり最低駆動圧力(120 kPa)のためであると考えられる。また、図 2-8 にアクチュエータの印加圧力に対するトルク特性を示す。このアクチュエータの発生トルクの導出は、図 2-7 で示す発生力を球面アクチュエータのトルクに換算した結果である。ここでトルクは、球面アクチュエータの中心からのトルクを求めるため、x 方向は下側のシリンダの円中心からワイヤ固定位置までの距離 80 mm と、y 方向は上側のシリンダの円中心からワイヤ固定位置までの距離 85 mm をもとに計算した。図 2-8 から、アクチュエータは柔軟性を有しながら、x 方向の最大トルクが 0.45 Nm、y 方向は 0.47 Nm とアクチュエータの重量に対して比較的大きなトルクを有することがわかる。

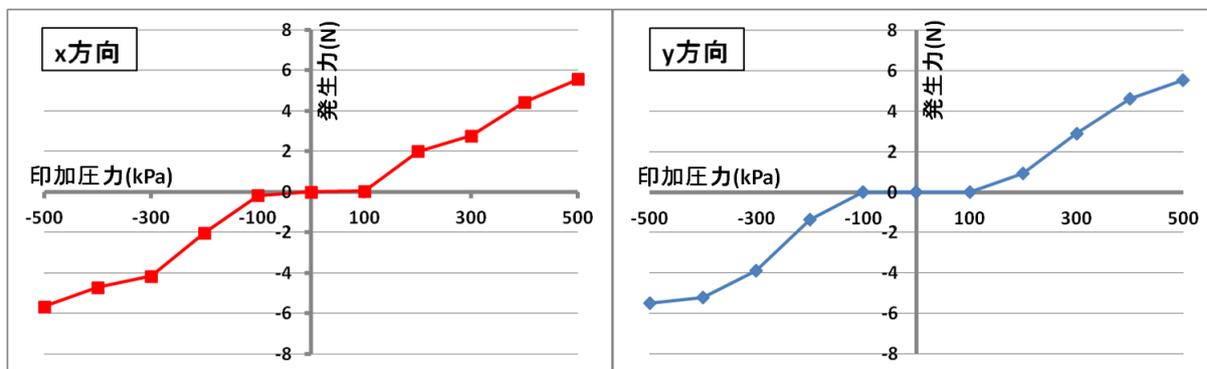


図 2-7 x, y 方向の発生力結果

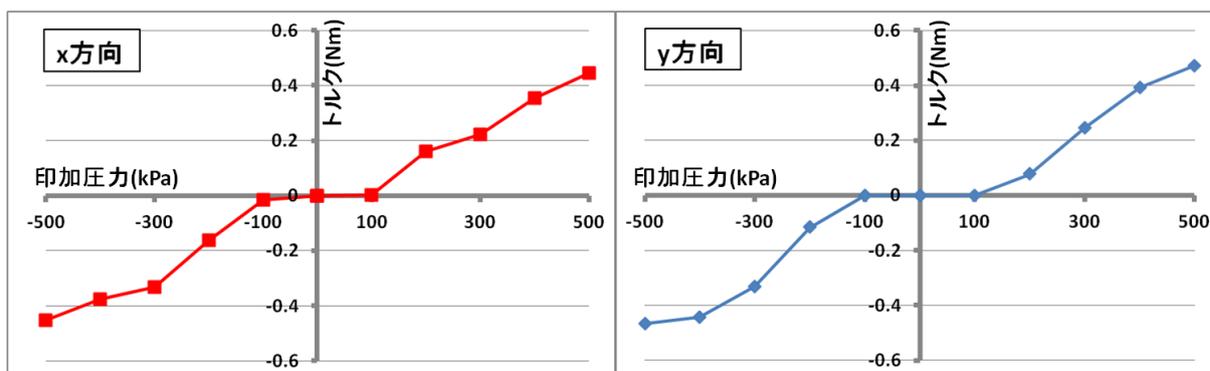


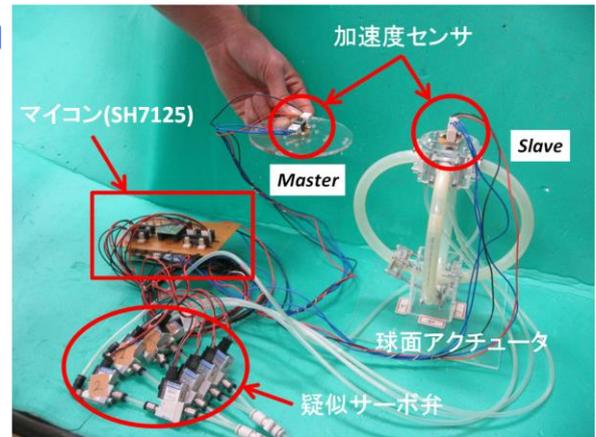
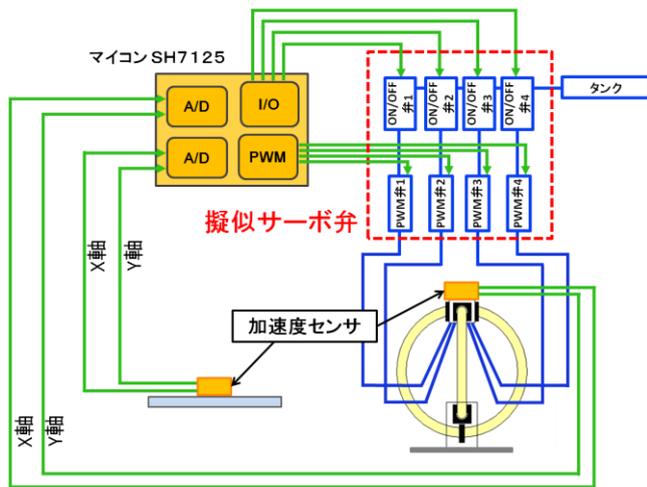
図 2-8 x, y 方向の発生トルク結果

2.5 制御システムと制御結果

球面アクチュエータの姿勢制御システムの構成を図 2-9 に示す。システムは前述の球面アクチュエータ、目標値入力用と球面アクチュエータの上部ステージに設置された 2

つの 3 軸加速度センサ (株KIONIX KXM52-1052), 柔軟空気圧シリンダを駆動するための 4 つの ON/OFF 弁 (株KOGANEI G010E-1) と制御器とな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。以後, マイクロコンピュータのことを「マイコン」と略称する。また, 安藤らの研究では制御則としてオンオフ制御則を用いたマスタースレーブ制御を行った。制御の流れは以下の通りである。まず, 目標値入力用の加速度センサと球面アクチュエータの加速度センサからの出力電圧をマイコン内の 10bit の A/D 変換器を介して検出する。マイコン内では, 目標値入力用装置の姿勢角とアクチュエータの姿勢角の差を, それぞれの加速度センサの出力電圧の偏差として求め, その正負を基に ON/OFF 弁を駆動し, シリンダを駆動させる。具体的には, 図 2-9 の疑似サーボ弁 (後で詳しく述べる) の PWM 弁の入力デューティ比を 100% にした後, オンオフ制御則に従って疑似サーボ弁の方向切替弁である ON/OFF 弁 1~4 を駆動する。

次に, 疑似サーボ弁を用いたアナログ制御則 (PD 制御則) を用いたマスタースレーブ制御システムの構成を前述と同様の図 2-9 を使って説明する。システムの構成は同じで, スレーブ側は球面アクチュエータ, 2 つの 3 軸加速度センサ, 2 本の柔軟空気圧シリンダを駆動するための 4 つの疑似サーボ弁と, 制御器となるマイコン (株ルネサスエレクトロニクス SH7125) から構成される。マスター側は, 図 2-9 (b) に示すように, 直径 100mm のアクリル製円板に目標値入力用の加速度センサを取り付けたものである。制御方法は, 前述のオンオフ制御の場合と同じように, 加速度センサの出力電圧の偏差をもとに, 制御則に従って, ON/OFF 弁と PWM 弁で構成される疑似サーボ弁を駆動し, 球面アクチュエータの姿勢を制御する。制御は, PD 制御則を用いて行った。これは, 比例 (P) 制御だけでは, 目標値付近でのシリンダ変位の振動が大きく, また PID 制御則を用いた場合でも, ワインドアップ現象のようにアクチュエータが定常状態から変位もしくは振動を起こしたためである。ここで, コントローラであるマイコン (SH7125) のクロック周波数は 50 MHz (32 bit 処理) であり, 制御のサンプリング周期は 2.3 ms である。

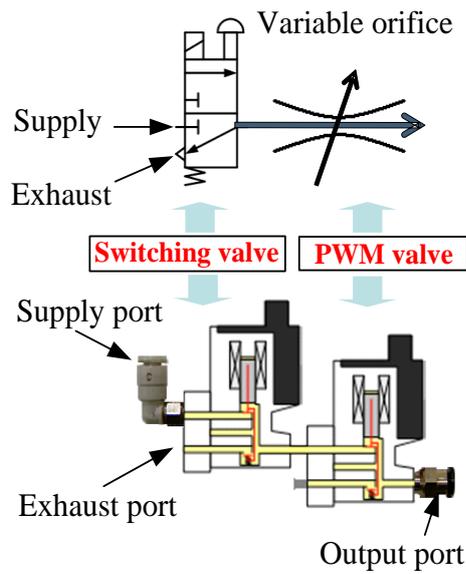


(a) 制御システムの構成

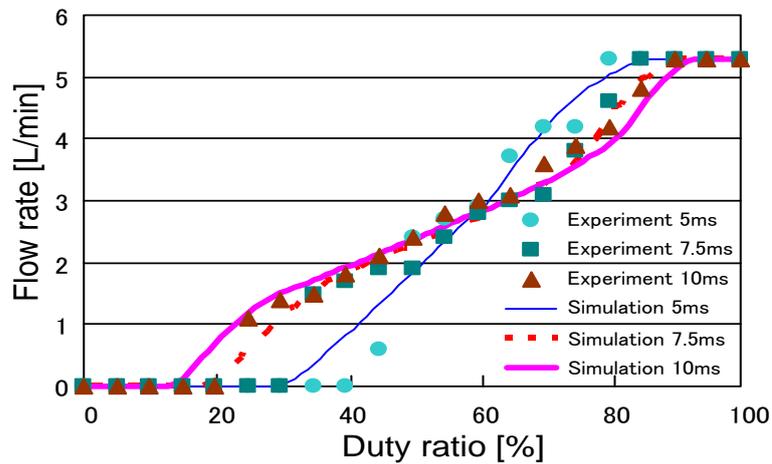
(b) 制御システムの概観

図 2-9 改良アクチュエータのマスタースレーブ制御システム

これらの制御システムにおいて重要な構成要素である疑似サーボ弁は、趙ら^{25), 26)}が開発したものであり、給排気の流れの方向を切り替える 2 位置 3 ポート型 ON/OFF 弁 (株 KOGANEI G010E1) と、流路面積を変える PWM 弁 (排気ポートを塞いだ 2 位置 2 ポート弁) を結合して流量を調整することを可能にした制御弁である。図 2-10(a) に弁の構成を示す。この弁は 2 個の小型 ON/OFF 弁の出力口と供給口を繋ぎ合わせ、供給源側を給排気用の弁とし、アクチュエータ側の弁を流量調整のための可変絞り用の PWM 駆動弁として使用する。この PWM 弁のデューティ比を変えることで開口面積を時間平均でアナログ的に調整することが可能となる。動作原理は、制御入力の正負に従って給排気 (ON/OFF) を切り替え、また制御入力の大きさに従って PWM 弁の入力デューティ比を変え流量の調整を行う。参考までに、12 V 駆動の ON/OFF 弁を用いた疑似サーボ弁のデューティ比と流量の関係²⁵⁾を図 2-10(b) に示す。図のように、入力デューティ比に対して流量が変化しないデッドゾーンが存在し、実際に制御する場合は、これを考慮して弁を駆動する必要がある。



(a) 疑似サーボ弁の構成



(b) 流量特性

図 2-10 疑似サーボ弁の構造と流量特性

この疑似サーボ弁を用いた球面アクチュエータの姿勢制御のための PD 制御則は、次式で与えられる。

$$u_{x(i)} = k_p e_{x(i)} + k_d \{e_{x(i)} - e_{x(i-1)}\} \quad (2-1)$$

$$u_{y(i)} = k_p e_{y(i)} + k_d \{e_{y(i)} - e_{y(i-1)}\} \quad (2-2)$$

$$D_{x(i)} = u_{x(i)} + 22.5 \quad (2-3)$$

$$D_{y(i)} = u_{y(i)} + 22.5 \quad (2-4)$$

$$\left. \begin{aligned} V_{xR} = 1, \quad V_{xL} = 0 \quad (u_{x(i)} > 0) \\ V_{xR} = 0, \quad V_{xL} = 1 \quad (u_{x(i)} < 0) \\ D_{x(i)} = 0 \quad (u_{x(i)} = 0) \end{aligned} \right\} \quad (2-5)$$

$$\left. \begin{aligned} V_{yR} = 0, \quad V_{yL} = 1 \quad (u_{y(i)} > 0) \\ V_{yR} = 1, \quad V_{yL} = 0 \quad (u_{y(i)} < 0) \\ D_{y(i)} = 0 \quad (u_{y(i)} = 0) \end{aligned} \right\} \quad (2-6)$$

ここで、 $u_{x(i)}$ 、 $u_{y(i)}$ 、 $D_{x(i)}$ 、 $D_{y(i)}$ は x 方向および y 方向のシリンダに接続された PWM 弁のデューティ比の変化分と弁に入力される入力デューティ比を示す。また、(2-3)、(2-4)式に示すように、前述のデッドゾーンを考慮して、実際に弁に入力されるデューティ比は 22.5%上乗せしている。さらに、 $u_{x(i)}$ 、 $u_{y(i)}$ の正負により、 $V_{xR} \cdot V_{xL}$ 、 $V_{yR} \cdot V_{yL}$ を切り換え、 $u_{x(i)} = 0$ 、 $u_{y(i)} = 0$ のときのみ PWM 弁の入力デューティ比 $D_{x(i)}$ 、 $D_{y(i)}$ を 0 とした。

次に制御実験結果について述べる。マスタースレーブ実験では、マスター側の湾曲方向角をほぼ一定の周期(約 5 秒)で 1 回転するようにステージを動かした。姿勢制御は、図 2-9 の制御システムを用いて行った。ここで、疑似サーボ弁の PWM 周期は 10 ms である。また、x, y 方向の湾曲角は、外部接続の D/A 変換用 IC(株Linear Technology LTC1660)を介して、電圧値として出力し、レコーダ(株GRAPHTEC Midi LOGGER TYPE GL200)で計測を行った。ここで、姿勢角制御で使用した比例ゲイン k_p は 61.1 %/deg.、微分ゲイン k_d は 183 %/deg. である。これらの制御パラメータは、実験により追従誤差が小さくなるように試行錯誤的に決定した。

図 2-11 に球面アクチュエータの姿勢制御結果、つまり追従制御結果を示す。図において破線がマスター側、実線がスレーブ側を示す。この結果より、図 2-11 の x, y 軸の湾曲角は共に、マスターとスレーブに差が生じていることがわかる。また、マスターとスレーブの湾曲角の偏差を図 2-12 に示す。この結果より、姿勢追従制御における誤差の標準偏差は x 軸が 20.9 deg.、y 軸が 19.3 deg. となり、ゆっくりした動きにもかかわらず偏差が大きいことがわかる。これは、主に使用する弁の遅れやアクチュエータの動特性によるものと考えられる。

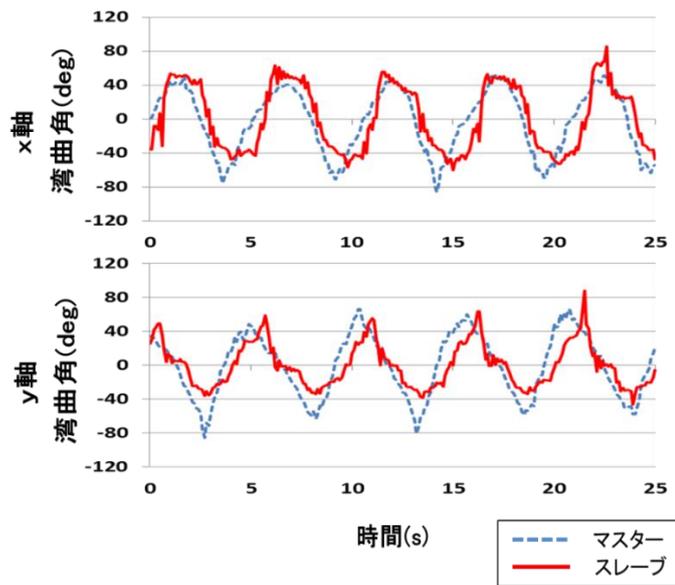


図 2-11 改良後の PD 制御実験結果

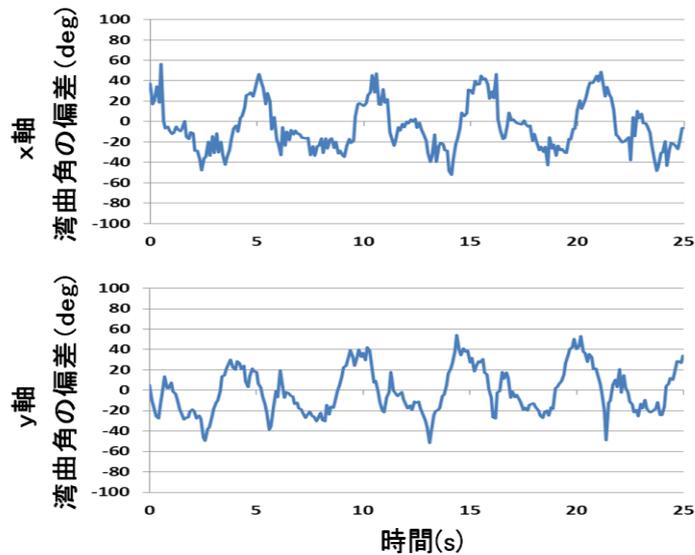


図 2-12 マスターとスレーブの湾曲角の偏差 (改良アクチュエータ)

さらに、手首のリハビリテーション機器への応用を想定して、スレーブ側に手を置いた場合の応答を調べた。実験の様子を図 2-13 に、その応答結果を図 2-14 に示す。この結果より、マスター側の動きに対してスレーブ側が追従しており、図 2-11 の手をのせない結果に比べ、手をのせた図 2-14 ではほとんど振動していないことがわかる。これは、手を置いたことによって湾曲動作時のアクチュエータの反動(慣性力)による振動が抑えられたためと考えられる。

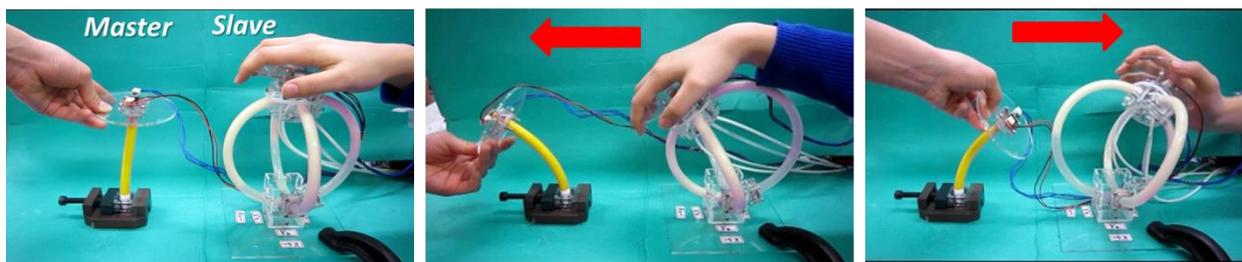


図 2-13 手首のリハビリテーション機器を想定した動作実験の様子

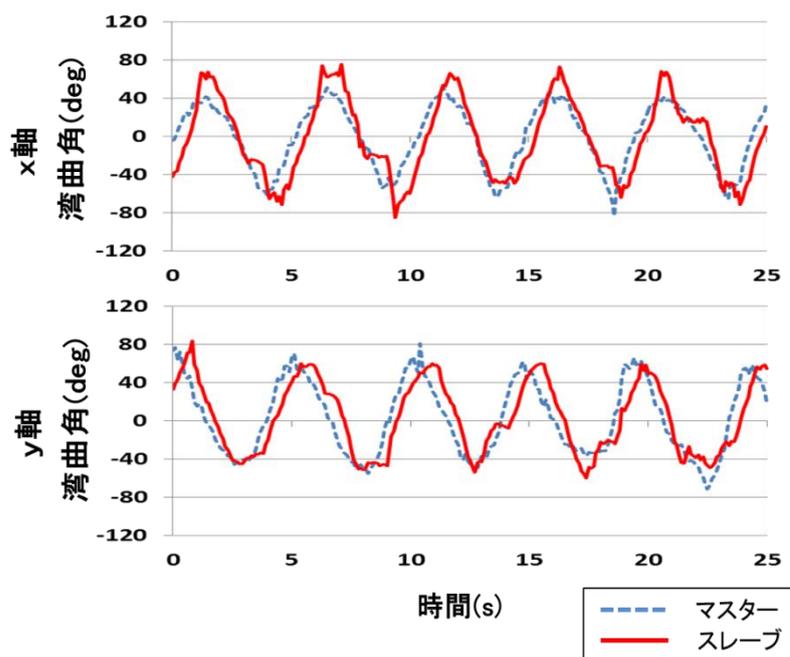


図 2-14 手を置いた場合の PD 制御実験結果

2.6 結 言

本章では以前に開発した柔軟空気圧シリンダを用いた設置型の球面アクチュエータの構成および動作原理・発生トルク特性を紹介するとともに、疑似サーボ弁や加速度センサ、制御用のマイコンを用いてマスタースレーブ方式の制御システムを試作した。さらに、疑似サーボ弁の入力に対して出力流量の得られないデッドゾーン領域を考慮した PD 制御則を用いて球面アクチュエータの湾曲角追従制御を行った。その結果、柔軟空気圧シリンダの柔軟性や摩擦の影響により多少の誤差は生じるものの、任意の方向への湾曲角追従制御が実現できることを確認した。しかしこの設置型の球面アクチュエータの場合、片手に対してのみ他動運動を加えることや、手の重み等でアクチュエータが変形

するなどの問題を生じていた。そこで，次章では球面アクチュエータの軽量で比較的大きなトルクを生じるといった特長を活かし，両手でステージを保持することで上肢全体に他動運動を与える可搬型のリハビリテーション機器の開発をめざす。

第3章 可搬型上肢リハビリテーション機器

3.1 緒言

第2章では、以前に赤木ら^{5)~7)}が開発した柔軟空気圧シリンダの構造と動作原理について述べるとともに、そのシリンダを用いて開発した設置型の球面アクチュエータについて、その構造や動作原理、制御システムの構成や姿勢制御結果について述べた。この設置型のアクチュエータは、ステージ部分に手をのせることで手首のリハビリテーション機器として使用可能であるが、構造が柔軟であるため剛性が低く、手の重みによる重力方向の変形が生じる。そこで著者は、球面アクチュエータの柔軟性や軽量などの特長を活かせば、持つ位置を変えることで上肢全体に他動運動を誘導できる機器を開発できると考え、本章では球面アクチュエータを手を持って使うことを考えた可搬型上肢リハビリテーション機器の開発について検討した。

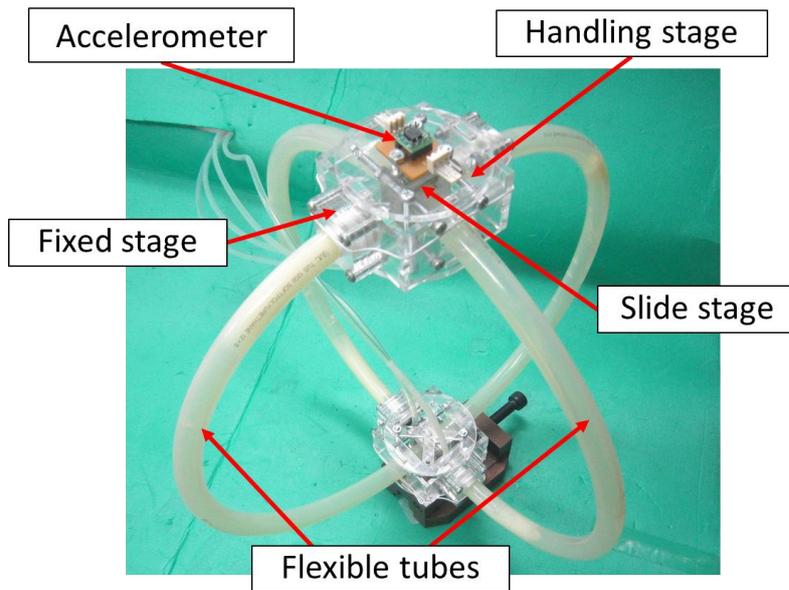
3.2 開発方針と変更点

具体的には、従来の設置型球面アクチュエータを改良し、腕や肩など上肢全体のリハビリテーションを行う機器への応用について検討する。上肢全体のリハビリテーションを考える場合、より大きな可動範囲が得られるアクチュエータが必要である。しかし、球面アクチュエータでは、柔軟空気圧シリンダの性質から、単にチューブの湾曲半径を大きくして可動範囲を広げても、剛性が低くなるなどの問題が生じる。そこで、患者が両手で球面アクチュエータの2つのステージを保持した状態でリハビリテーションを行う方法が有効な手法となる。この方法であれば、小さな変位であっても2つのステージの角度が大きく変化するため、それを保持する両手(上肢)に大きな運動を与えることができる。さらに、肘部分を伸ばした状態でこの機器を使用すれば、肩への他動運動が実現できるなど、リハビリテーションを行う部位を選ぶことも可能となる。さらに、手首の重力方向の負荷を考える必要がないのでアクチュエータ自体を大きくすることが可能である。そこで、従来の球面アクチュエータよりも大きなトルクと可動範囲を与えるため、チューブが形成するリングの直径を160 mmから260 mmに増加した。このサイズは手をもって使用することを想定し、無理なく保持できるサイズを選定した。またこの

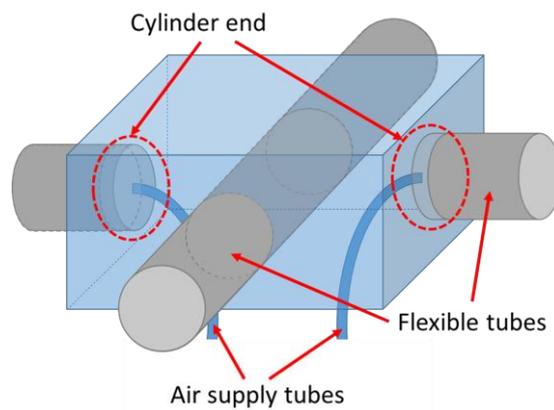
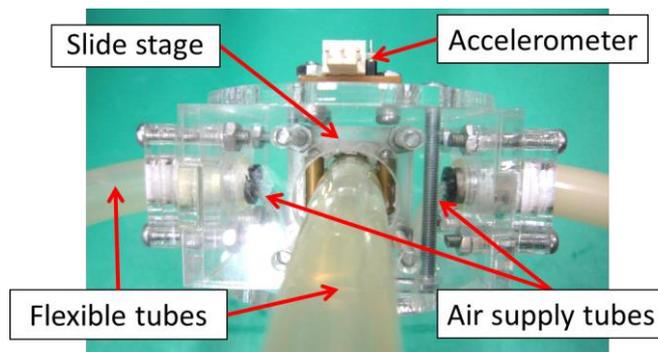
改良により予想される最大発生トルクは0.73 Nmである。さらに設置型アクチュエータでは各シリンダのスライドステージが固定側のステージに集約されており、もう一方のステージを可動する保持ステージとして使用していたが、両手で持って使用する場合、両方を保持ステージにする必要がある。そこで、4つのシリンダ両端を同一平面上で固定するのではなく、両ステージに別々に1本のシリンダの両端を固定し、さらにその面に直交した方向にもう1本の柔軟空気圧シリンダのスライドステージを配置することで、アクチュエータ左右(上下)の不均一を解消する。この改良により、両保持ステージの重量差がなくなり、宙に浮いた状態で使用しても違和感なく保持することができる。また設置型球面アクチュエータでは、1つの加速度センサを用いて重力方向の検出を行うだけで保持ステージの傾斜角の検出ができていたが、手に持って使用する場合両方の保持ステージが自由に動いてしまう。そこで、2つの保持ステージ両方に姿勢角を計測するための加速度センサを組み込み、そのセンサ情報をもとにした姿勢角計測装置を開発する。

3.3 構造と動作原理

以上の基本設計方針をもとに試作した可搬型上肢リハビリテーション機器の構造を図3-1に示す。使用した部品や動作原理は第2章で述べた設置型球面アクチュエータとほぼ同様であるが、一方のステージに2本のシリンダ両端を固定するのではなく、一方の柔軟空気圧シリンダの両端ともう片方のシリンダのスライドステージが交差するように配置することで(図3-1(b)参照)、対称性のある構造を実現することができた。ここで、改良した球面アクチュエータのサイズは、横幅260 mm、高さ270 mmで、全質量は310 gである。両ステージを両手で持ち、肘や上腕部にある種の拘束を加えた状態で、アクチュエータが湾曲動作を行うことで、拘束部位により手首や肩などのリハビリテーションの施術部位を変えることができ、上肢全体に他動運動を与えることができる。また、使用者(患者)が手に持ってリハビリテーションを行うことで、危険を感じるような状態が生じれば、そのまま機器から手を放すことができる。これは、使用者にとっての精神的な不安を取り除くことができるとともに、患者自身の判断で即座にリハビリテーションを中止できることから、家庭において1人で使用した状態でも安全性が確保できるといった大きな利点を有することになる。



(a) アクチュエータの概観



(b) 保持ステージ部分

図 3-1 可搬型上肢リハビリテーション機器の概観

3.4 姿勢角計測装置²⁷⁾

使用者が手に持った状態で装置の姿勢角を制御するには、2つの保持ステージの角度変化を計測する必要がある。また、計測装置は球面アクチュエータの姿勢制御用コントローラの負荷を軽減するため、姿勢制御用とは別に独立したマイコンにより、常時傾斜角を計測する必要がある。そこで、新たに独立したマイコンを有する姿勢角計測装置を試作した。図3-2に姿勢角計測装置の構造を示す。装置は、2つの加速度センサ(株KIONIX KXM52-1052)とマイコン(株ルネサスエレクトロニクス R8C/M12A)、SPI通信を用いた外部設置型D/A変換用IC(株Linear Technology LTC1660)から構成される。各加速度センサのx, y, z軸の3つの加速度出力は、電圧出力としてマイコン内のA/D変換器を介して取り込む。それぞれの加速度センサから得られる水平状態からの傾斜角、つまり、図3-3に示す角度変化 θ , ψ , ϕ は以下の式で定義される²⁸⁾。

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{A_{xout}}{\sqrt{A_{yout}^2 + A_{zout}^2}} \right) \quad (3-1)$$

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{A_{yout}}{\sqrt{A_{xout}^2 + A_{zout}^2}} \right) \quad (3-2)$$

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{A_{xout}^2 + A_{yout}^2}}{A_{zout}} \right) \quad (3-3)$$

ここで、 θ は水平線と加速度センサのx軸との角度、 ψ は水平線と加速度センサのy軸との角度、 ϕ は重力ベクトルとz軸との角度である。 A_{xout} , A_{yout} , A_{zout} は、加速度センサから出力されたそれぞれx軸, y軸, z軸の電圧出力のA/D変換値を表す。マイコン内ではこれらの式を用いて各加速度センサの角度を算出し、シリアル通信により傾斜角 θ , ψ , ϕ をパーソナルコンピュータへ送ることができる。さらに、外部D/A変換器を用いて、得られた角度データを姿勢制御用マイコンに電圧変化として送信することも可能である。なお、9600 bpsの通信速度を有するシリアル通信を用いた場合のサンプリング周期は52 msである。

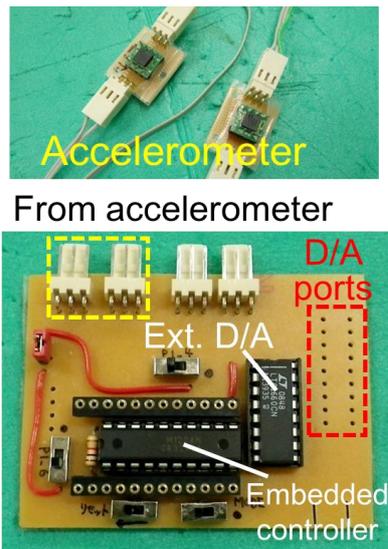


図 3-2 姿勢角計測装置の概観

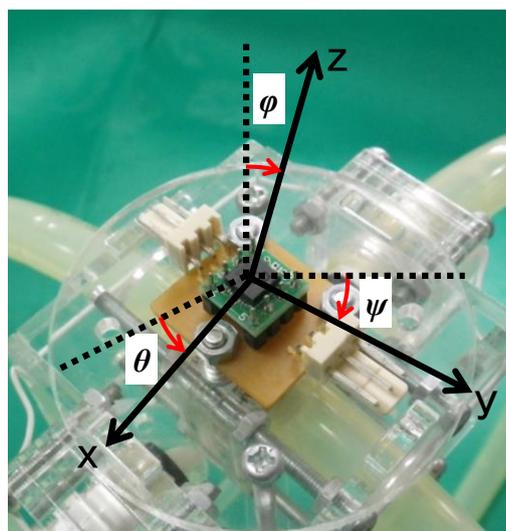


図 3-3 姿勢角 θ , ψ , φ

3.5 制御システムと制御結果

図 3-4 に可搬型上肢リハビリテーション機器の姿勢制御システムの構成を示す。システムは改良型球面アクチュエータ，柔軟空気圧シリンダを駆動するための 4 つの疑似サーボ弁と制御器となるマイコン(株ルネサステクノロジ SH7125)，前述の姿勢角計測装置である 2 つの加速度センサとマイコン(株ルネサスエレクトロニクス R8C/M12A)，D/A 変換用 IC(株Linear Technology LTC1660)から構成される。目標値の入力方法としては，両保持ステージ間の目標姿勢角をシーケンスデータ，もしくは理学療法士が操作する入

力装置を用いて与える。制御の流れは以下の通りである。まず、2つの加速度センサからの出力電圧を、3.3節で述べた姿勢角計測装置を介して取り込み、搭載したマイコンにより2つの加速度センサの傾斜角を求める。この2つの傾斜角から保持ステージ間の角度を算出し、その結果が計測装置内の外部D/A変換器を介して、出力電圧としてリハビリテーション機器(球面アクチュエータ)の姿勢制御用マイコンのA/D変換器に送られる。ここで外部D/A変換器の制御は、姿勢角計測装置に搭載されたマイコンのI/OボードからSPI通信で制御する。そのシステム構成図とデータ信号を、それぞれ図3-5と図3-6に示す²⁹⁾。またこの時の信号データフォーマットを表3-1に示す。これらの操作には、D/A変換器の電源操作のCS/SHDNと入力データ端子のD_{IN}、SPI通信のデータ送信タイミングのクロックCLK端子にマイコンのI/Oポートを接続し、マイコン内にSPI通信プログラムを構成することで実現している。また、表3-1に示すデータから、最初のA3～A0のデータによりポートの選択が可能である。その後、姿勢制御用のマイコン内のA/D変換器を介して、傾斜角と目標の傾斜角に相当する電圧データを取り込み、その偏差を求め、制御則により疑似サーボ弁を駆動することで、球面アクチュエータの姿勢を制御する。ここで、疑似サーボ弁のPWM周期はマイコン内部の独立したタイマを使用し、サンプリング周期に関係なく10msに保たれている。

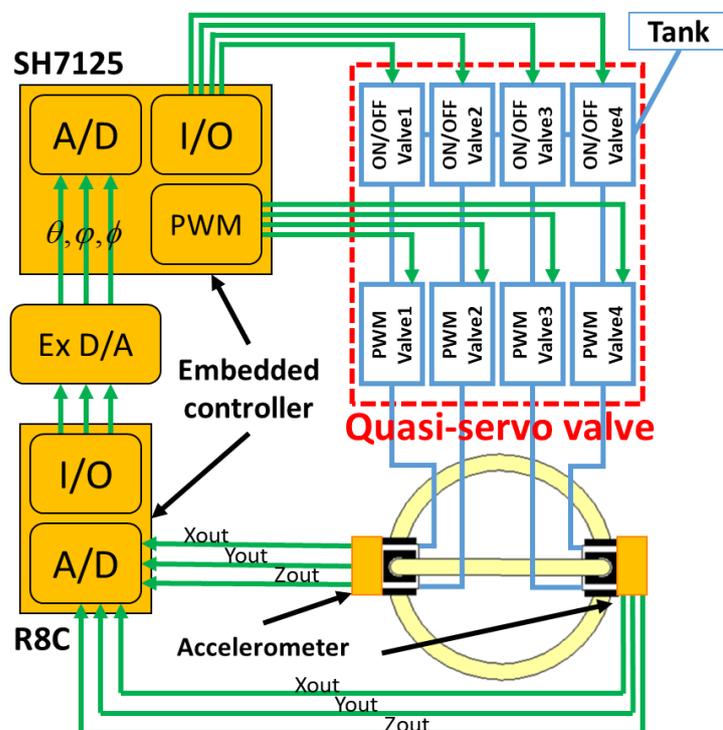


図 3-4 制御システムの構成

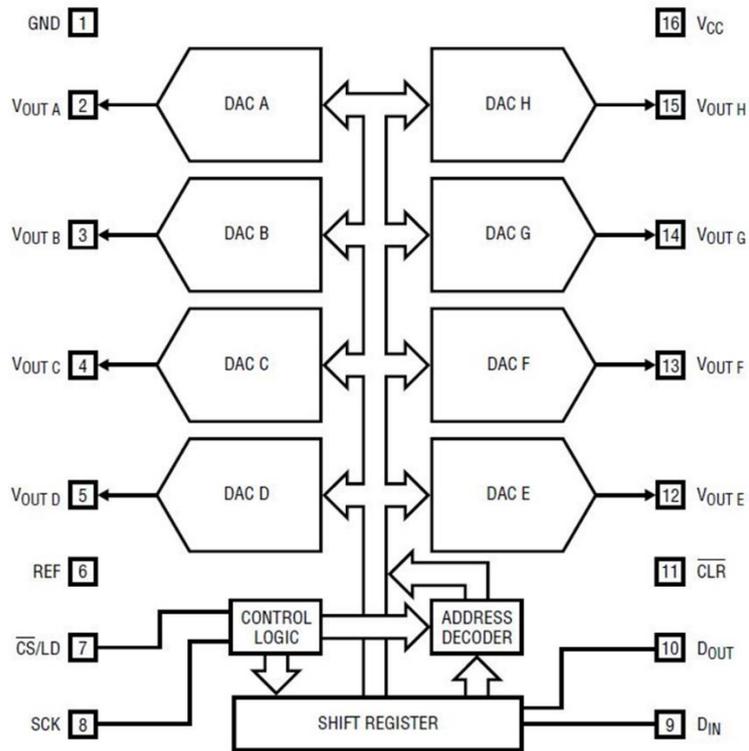


図 3-5 外部 D/A 変換器のシステム構成図 ²⁹⁾

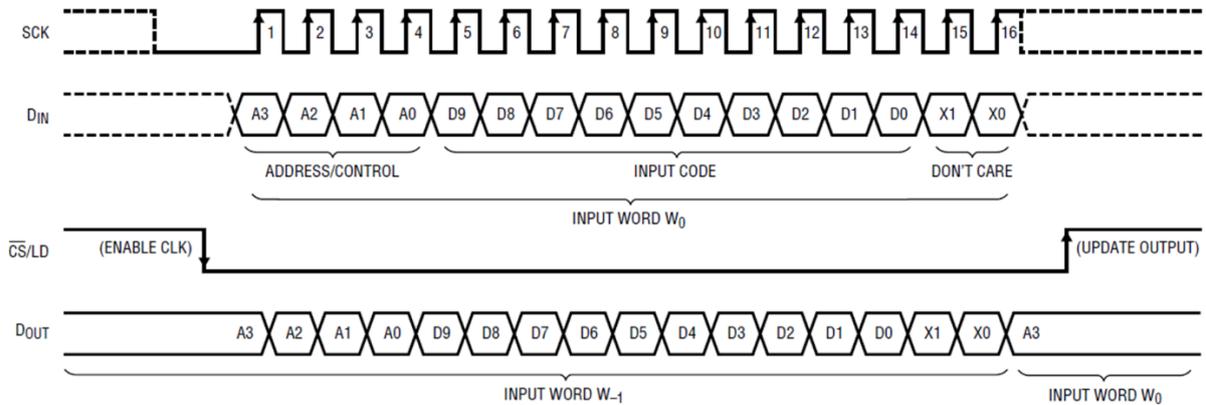


図 3-6 外部 D/A 変換器の操作データタイムチャート ²⁹⁾

表 3-1 外部 D/A 変換器のデータフォーマット ²⁹⁾

A3	A2	A1	A0	D9	D8	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	X1	X0	
Address/Control				Input Code											Don't Care	

オンオフ式シーケンス制御

図 3-7 に、試作した姿勢角計測装置を用いて計測した 2 つのステージ間の角度 θ , ψ の時間変化と実験の様子を示す。これらの動作は、図 3-4 で示す制御システムを用いて行った。実験では、疑似サーボ弁内の PWM 駆動弁の入力デューティ比を 100% とし、ON/OFF 弁のみを使用してオンオフ動作を実現している。具体的には、球面アクチュエータを x 方向, y 方向交互に 0.8 秒ごとに保持ステージを手前に近づけ、遠ざける動作を実行した。図 3-7 より、この姿勢角計測装置によってステージ間の角度が計測できていることが確認できる。

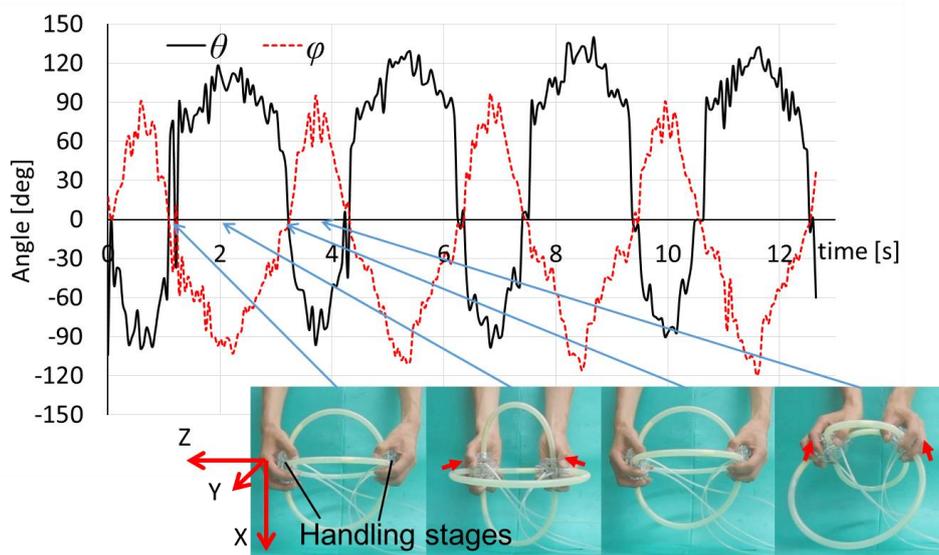
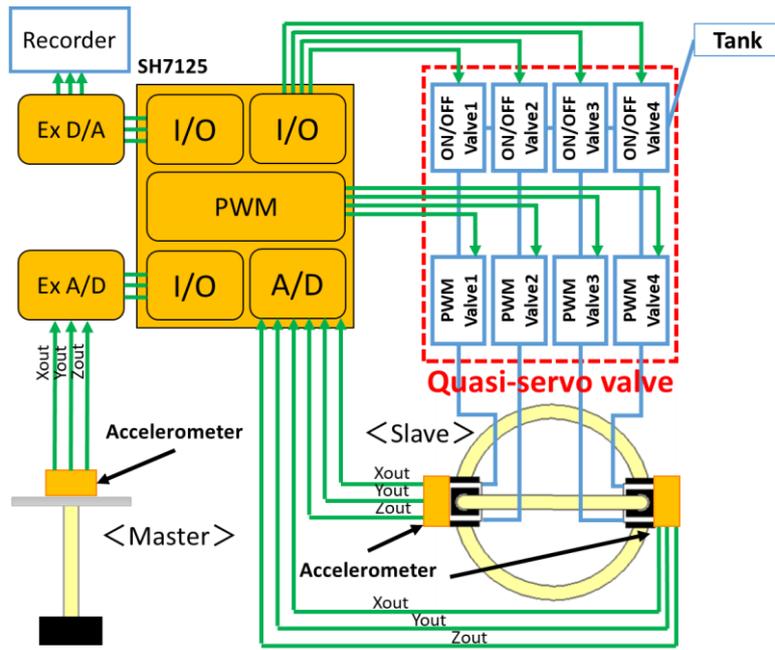


図 3-7 応答結果(θ , ψ)と実験の様子

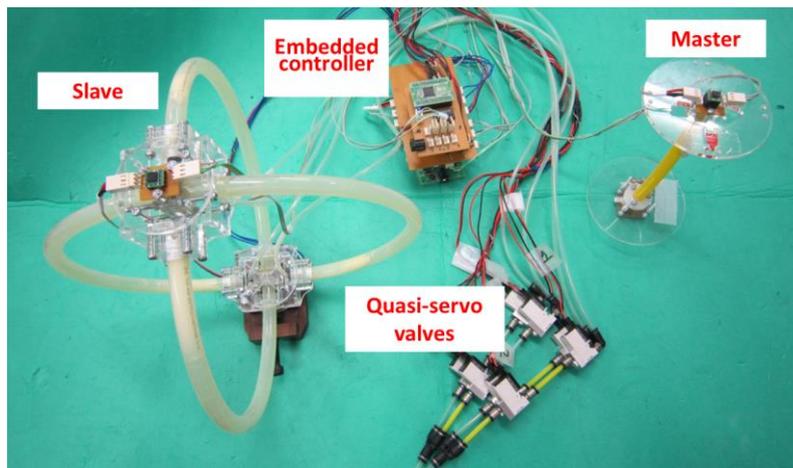
目標値追従制御³⁰⁾

図 3-2 に示す姿勢角計測装置はローエンドのマイコンを使用しているため、姿勢角の算出に 52 ms の時間を要し、さらに計算能力不足のためと思われる動作不良などの問題が発生した。そこで、姿勢角計測装置を使用せず、リハビリテーション機器の姿勢制御用のマイコン(SH7125)のみを用いて、計測や制御を行うことを考えた。ここで、新たな姿勢制御システムの構成を図 3-8 に示す。図 3-8(a)はシステム構成図、図 3-8(b)はシステムの外観である。このシステムは、理学療法士が遠隔もしくは訪問リハビリテーション中に、装置に動作を覚えさせることを想定し、マスタースレーブ制御を行うものとする。システムは 2 つの保持ステージの角度差入力用のマスター装置、スレーブ装置としての可搬型上肢リハビリテーション機器(改良型球面アクチュエータ)、アクチュエー

タを制御する4つの疑似サーボ弁，制御器であるマイコン（株式会社ルネサスエレクトロニクス SH7125）から構成される．ここでマスター装置は，両保持ステージの傾斜角の差を与えるため，加速度センサ1つを用いて水平方向からの傾斜角の変化を与えている．また，姿勢制御用のマイコン内に姿勢角計測装置の機能を付加するためには，センサ入力の取込みポートの増設が必要不可欠である．そこで，I/OのSPI通信で制御する8chの外部A/D変換器（株式会社MICROCHIP MCP3208）を増設した．ここで，この外部A/D変換器の操作システムは，前述の外部D/A変換器のSPI通信と類似の操作をマイコンのI/Oポートを介してプログラムにより行っている．さらに，制御器内の内部パラメータや傾斜角の確認・記録用に，姿勢角計測装置と同じく外部D/A変換器も増設している．制御の流れは以下の通りである．マスタースレーブ制御の場合，まずマスター側の加速度センサからの各軸の出力電圧を外部A/D変換器を介してマイコン内に取込み，両保持ステージ間の目標傾斜角を計算する．次に，マイコンに内蔵されたA/D変換器を介して得られたスレーブ側（球面アクチュエータ側）の両保持ステージにある2つの加速度センサから得られた傾斜角と，目標角との偏差を求める．その後，制御側に従って疑似サーボ弁を駆動し，偏差が小さくなるように球面アクチュエータを動作させる．姿勢角の定義や計算方法は，3.4節で述べたものと同様である．シーケンス制御や目標値追従制御の場合は，マイコン内に事前に設定されたシーケンスプログラムや目標軌道データを基に，マスタースレーブ制御と同様に偏差を求め，制御側に従い弁を操作し，アクチュエータの姿勢を制御する．ここで制御則は(2-1)～(2-6)式で示されるPD制御則のうち，Dゲインに相当する値を0とした比例(P)制御則を用いた．さらに，疑似サーボ弁のPWM周期は10msであり，このマスタースレーブ制御におけるサンプリング周期は，外部A/D，D/A変換器へのSPI通信を含め4msである．



(a) システムの構成



(b) システムの外観

図 3-8 マスタースレーブ制御システム

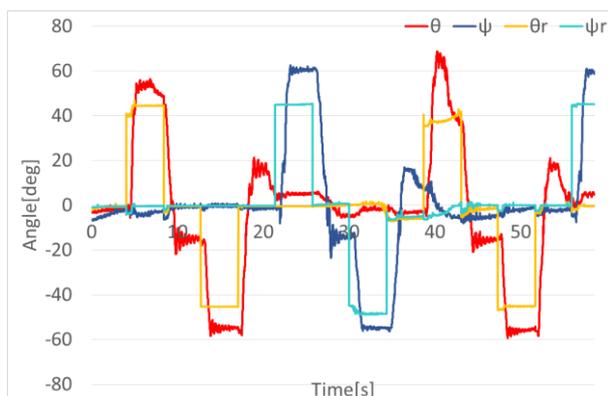
図 3-8 の制御システムを用いて事前に設定した目標傾斜角に対する追従制御を行った。目標とする動作は、x 方向、y 方向交互に動作させる X-Y 独立動作と円動作とし、目標角は、X-Y 独立動作の場合は式 (3-4) で、円動作は式 (3-5)、(3-6) で与えるものとする。ここで、 θ_r 、 ψ_r は目標動作に対応した目標姿勢角である。また実験では、姿勢角の変化が目視しやすいように、機器を両手で保持した状態ではなく、図 3-8 (b) に示すように、片方のステージを机の上に固定した状態で行った。

$$\begin{array}{lll}
0s < t \leq 4s & \theta_r = 0 & \psi_r = 0 \\
4s < t \leq 8s & \theta_r = \frac{\pi}{4} & \psi_r = 0 \\
8s < t \leq 12s & \theta_r = 0 & \psi_r = 0 \\
12s < t \leq 16s & \theta_r = -\frac{\pi}{4} & \psi_r = 0 \\
16s < t \leq 20s & \theta_r = 0 & \psi_r = 0 \\
20s < t \leq 24s & \theta_r = 0 & \psi_r = \frac{\pi}{4} \\
24s < t \leq 28s & \theta_r = 0 & \psi_r = 0 \\
28s < t \leq 32s & \theta_r = 0 & \psi_r = -\frac{\pi}{4}
\end{array} \tag{3-4}$$

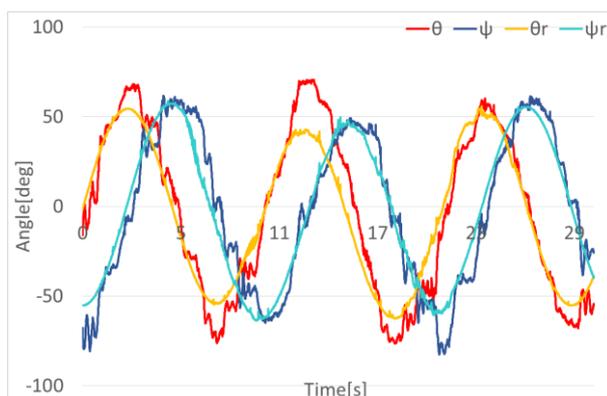
$$\theta_r = 55 \sin(0.67t) \tag{3-5}$$

$$\psi_r = 55 \sin(0.67t - 1.55) \tag{3-6}$$

制御結果を図 3-9 に示す. 図 3-9(a)は X-Y 独立動作, 図 3-9(b)は円動作を示し, 図中の各色の実線は θ , ψ の目標角と実際の姿勢角を表し, 黄色と水色は θ , ψ の目標角, 赤とオレンジは θ , ψ の制御結果を示す. 姿勢制御では P 制御を用い, 比例ゲインは偏差が小さくなるように試行錯誤的に調整し, $k_p = 57.3 \text{ \%/rad}$ を用いた. 図 3-9 より, アクチュエータの x, y 軸の湾曲角は目標角度に追従するように制御していることがわかる. また, いずれの場合もアクチュエータの角度は振動的であるが, これは P 制御のみを用いたためと, 従来に比べアクチュエータのサイズを大きくしたため剛性が低くなったためと考えられる. そこで次に, 実際のリハビリテーションを想定して, アクチュエータの保持ステージに手を置いて, 同様に制御実験を行った. その結果を図 3-10 に示す. 図 3-10(b)の円動作において, 手を置いていない場合に比べ, アクチュエータの剛性に起因すると見られる振動が少なくなっていることがわかる. また, 図 3-10(a)の X-Y 独立動作において, 大きなオーバーシュートが見られるが, これは逆に手を置いたことによりステージの質量が増加し, ステップ状の急激な目標角変化に対して慣性力が大きくなったためと考えられる. どちらの動作においても, 姿勢角(2つの保持ステージ間の傾斜角)の追従精度は悪いものの, 使用者に他動運動を与えることができおり, リハビリテーション機器として使用できるものと考えられる.

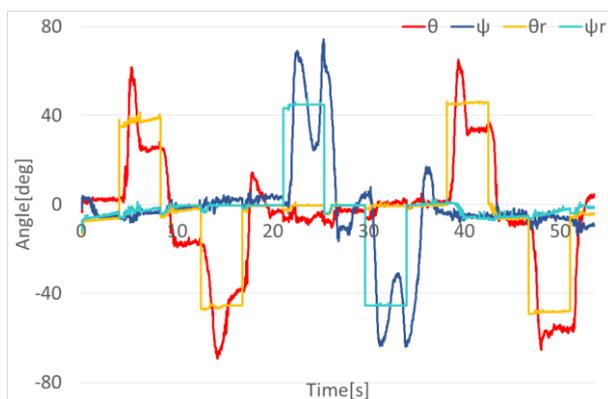


(a) X-Y 独立動作

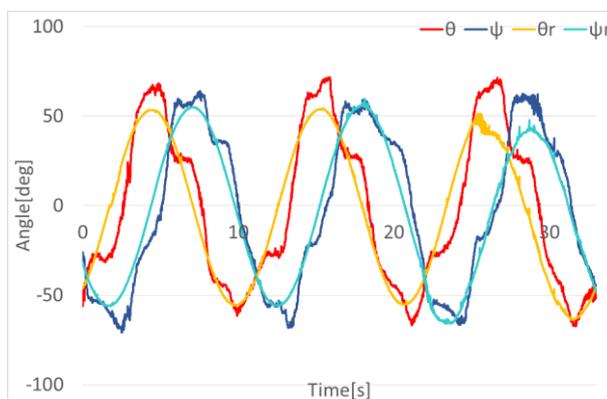


(b) 円動作

図 3-9 実験結果(目標値追従制御)



(a) X-Y 独立動作



(b) 円動作

図 3-10 実験結果(目標値追従制御)―手を置いた場合

3.6 結 言

本章では第 2 章で開発した設置型の球面アクチュエータを両手で保持ステージを持って使用することで上肢全体に他動運動を与える可搬型上肢リハビリテーション機器の開発をめざし，球面アクチュエータの改良を行った．具体的には，両手で持つことを想定した球面アクチュエータのサイズアップと，両保持ステージに各々の柔軟空気圧シリンダのスライドステージを配置することで，球面アクチュエータの対称性を実現した．さらに，2 つの保持ステージの角度を計測するために加速度センサを 2 つ用いた傾斜角計測システムを構築するとともに，小型マイコンを用いたコンパクトな姿勢計測装置を試作し，姿勢角が計測できることを確認した．さらに，姿勢制御用のマイコンのみを用いて，計測や制御を行う可搬型上肢リハビリテーション機器を構成し，シーケンス制御，

マスタースレーブ制御，軌道制御を行った．その結果，姿勢角の追従精度は多少悪いものの，他動運動を与える機器が実現できた．しかし，図 3-8 に示すように，可搬型上肢リハビリテーション機器の姿勢制御にはサーボ弁(複数の ON/OFF 弁)や制御用マイコンなどの多くの周辺機器を必要とする．また，これらに接続される電源ケーブルや多数の配管も転倒などの事故を誘発する原因になりかねない．そこで，次章でこれらの周辺機器を一体化した上肢リハビリテーション機器の開発について述べる．

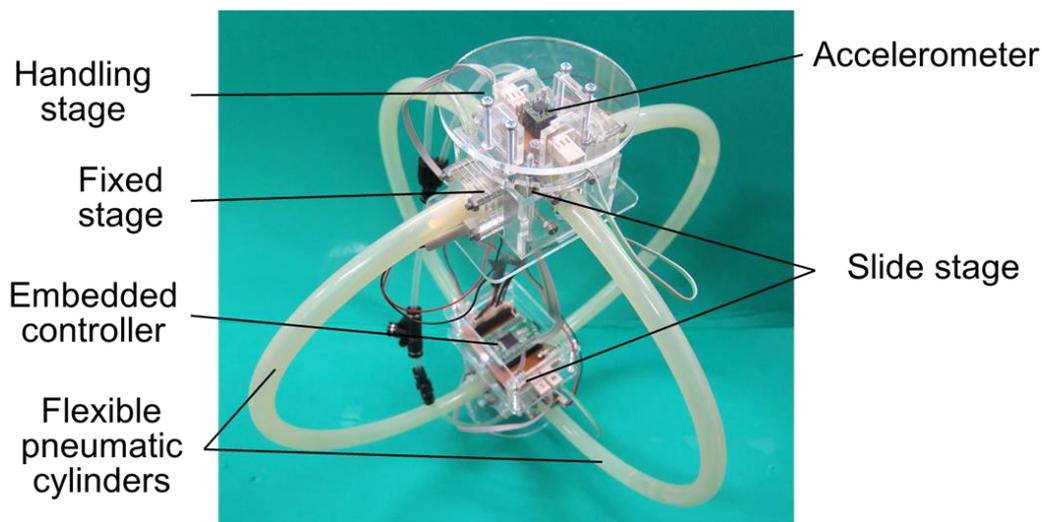
第4章 周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器

4.1 緒言

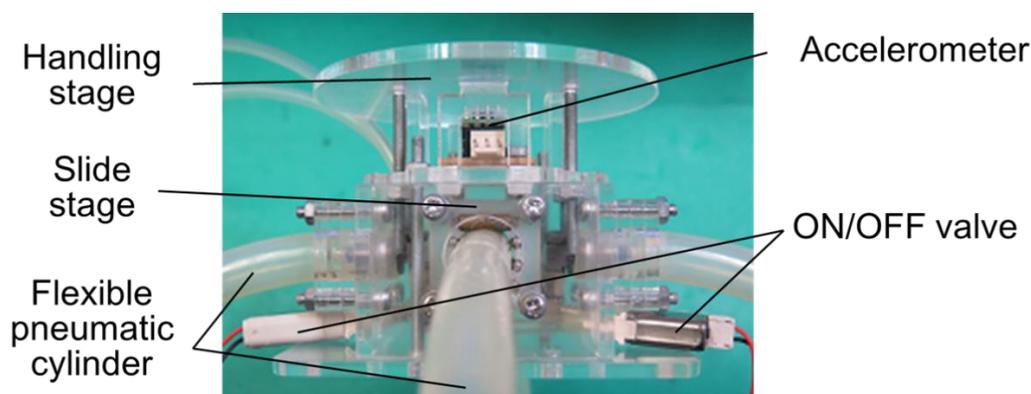
第3章では、両手で持って上肢全体のリハビリテーションを行う可搬型上肢リハビリテーション機器を提案・試作し、その姿勢制御を行った結果について述べた。しかし、第3章でも述べたように、この試作機器を動かすためには制御弁やコントローラなど、多くの周辺機器が必要となる。また、球面アクチュエータ駆動用の弁やコントローラが外部に据え置かれているため、リハビリテーション機器である球面アクチュエータには複数の空気圧配管や電源、信号線が接続されている。これらの配線は、手に持ってリハビリテーションを行う機器として使用する場合、使用者の手に引っ掛かるまたは足に絡むなど、事故に繋がる恐れがある、さらに危険を感じた際に、即座に機器を手放せるといった安全性を阻害するという問題がある。そこで、本章ではこれらの周辺機器を機器に内蔵することで可搬性の向上をめざし、周辺機器一体型のポータブルな上肢リハビリテーション機器の開発について述べる。

4.2 構造と動作原理³¹⁾

図4-1に試作した周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器の構造を示す。マイコンや弁を取り付けるスペースを確保するため、柔軟空気圧シリンダの湾曲直径に相当するリング直径を260 mmから290 mmに変更した。また、使用者が把持しやすくするために直径80 mm、厚さ3 mmの円板形の亚克力製ハンドルを設置し、マイコンや弁駆動回路を片方の保持ステージの背面(内側)に搭載した。また、第3章の可搬型上肢リハビリテーション機器では、4つの疑似サーボ弁を構成するために8個のON/OFF弁(株)KOGANEI G010E1)を使用していたが、この改良機器での想定動作をシーケンス動作のみとすることで、制御弁の数を減らすことを考えた。つまり、4個のON/OFF弁の開閉タイミングの調整によって駆動する。



(a) アクチュエータの概観



(b) ステージ部分

図 4-1 周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器

さらに、流量の調整を行わず常に最大開口での操作を行うため、疑似サーボ弁に使用していた ON/OFF 弁より開口面積の小さな ON/OFF 弁(株SMC S070C-SDG-32)に変更した(図 4-2 参照)。これらの弁の空気供給用チューブはステージ毎にまとめられ、継手等を使って外部からの配管を 4 つの弁に分配している。以上の改良により、試作リハビリテーション機器からは空気配管用チューブが 1 本と電源ケーブル(Vcc・GND)が外部から接続されるのみとなり、より可搬性と安全性が向上した。ここで、改良したリハビリテーション機器の大きさは幅 290 mm、高さ 320 mm と以前のものとは比べ 32%程度大きくなったが、小型な ON/OFF 弁を使用し、さらに集中配管を行ったことで、コントローラを含めたシステム全体の質量が 580 g と軽減された。これは、以前の機器の球面アクチュエータのみ(310 g)と比べても質量変化は大きくなく、十分に軽量であるといえる。

(株)SMC S070C-SDG-32 (株)KOGANEI G010E1
 6.0g (従来の弁)
 14.3g

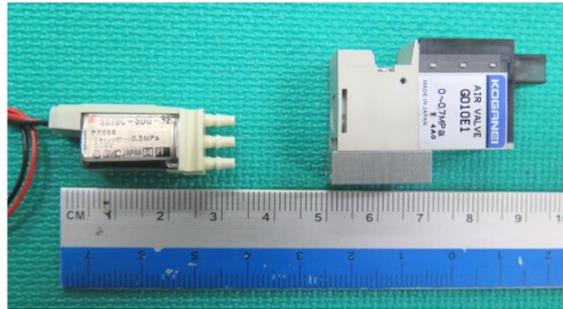


図 4-2 使用する ON/OFF 弁

4.3 制御システムの構成

図 4-3 に周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器の制御システムの構成，図 4-4 に搭載したコントローラの外観を示す．システムは 4 つの ON/OFF 弁とコントローラを搭載した球面アクチュエータと，各保持ステージに取り付けられた 2 つの加速度センサ (株)KIONIX KXM52-1052) から構成される．この加速度センサの出力はモニタ用であり，実際の姿勢制御用の入力としては使用していない．この加速度センサの出力から得られた保持ステージの傾斜角はコントローラに搭載されたシリアル変換モジュール (株)FTDI FT234X) を介して PC へ送信する．ここで，シリアルデータの送信を含めた制御のサンプリング周期，つまりシーケンス動作の最小単位時間は 9 ms である．

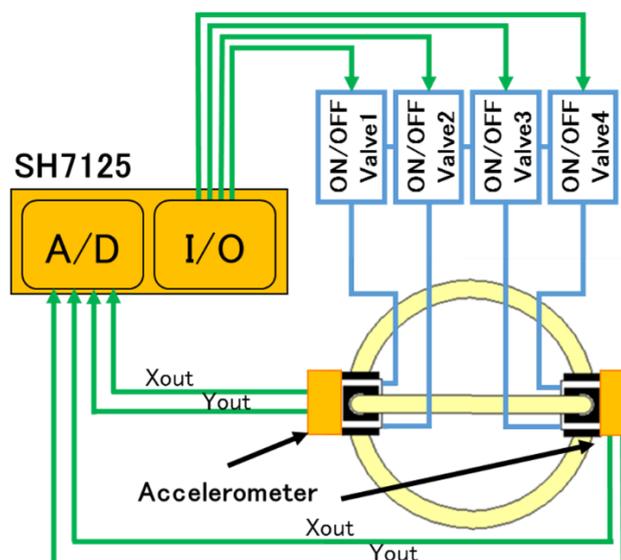


図 4-3 制御システムの構成

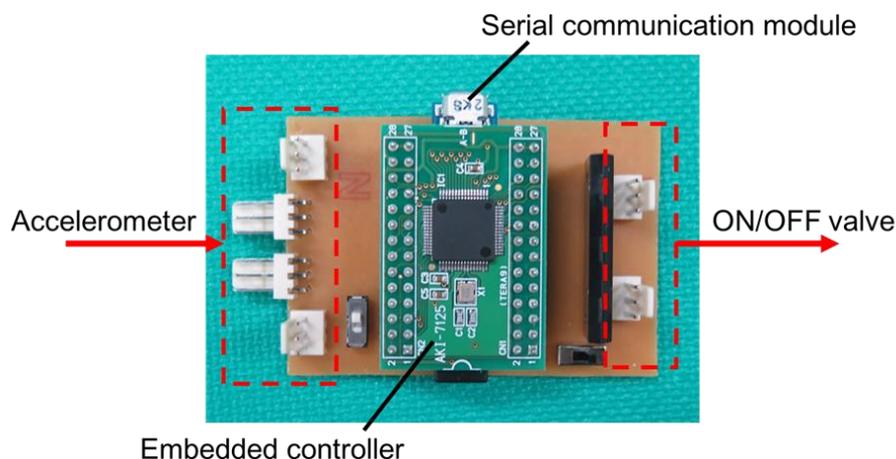


図 4-4 コントローラの外観

このシステムの制御方法は以下の通りである．まず，決められたシーケンス制御を実現するため，マイコン内のタイマ機能を使用して一定間隔で ON/OFF 弁を駆動し，シリンダを駆動させ，ステージ部分に動作を与える．また，アクチュエータの姿勢角に相当するデータを取得するため，2 つのハンドル部についての加速度センサの x, y 軸方向のセンサ出力(電圧)をマイコン内の A/D 変換器で変換し，シリアル通信を介して PC でモニタする．ここで x 方向, y 方向の傾斜角 θ_d , ψ_d は以下の式で定義され， θ_d は加速度センサの x 軸方向の角度偏差， ψ_d は加速度センサの y 軸方向の角度偏差である．これらの式を用いて 2 つのステージ間のなす角度を測定する．

$$\theta_d = x_{d2} - x_{d1} \quad (4-1)$$

$$\psi_d = y_{d2} - y_{d1} \quad (4-2)$$

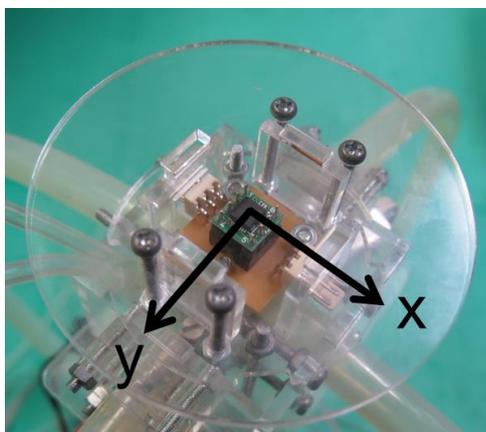


図 4-5 加速度センサの X・Y 軸方向

4.4 オンオフ式シーケンス制御

図 4-3 に示す制御システムを用いて制御実験を行った。実験では、アクチュエータを x 方向, y 方向交互にシーケンス制御則を用いて動作させた。シーケンス動作のパターンは以下の通りである(図 4-6, 4-7 参照)。まず, 弁 2 を 3.3 秒間駆動することで, 図 4-6 に示すチューブ b_u に空気が供給され図 4-7 の①→②の動作を行う。その状態から弁 1 を 2.2 秒間駆動すると, チューブ b_d に空気が供給され②→③の動作が実現できる。次に, 弁 4 を 4 秒間駆動することで, チューブ a_u に空気が供給され③→④の動作を行う。ここで, アクチュエータの供給圧力は 400 kPa である。

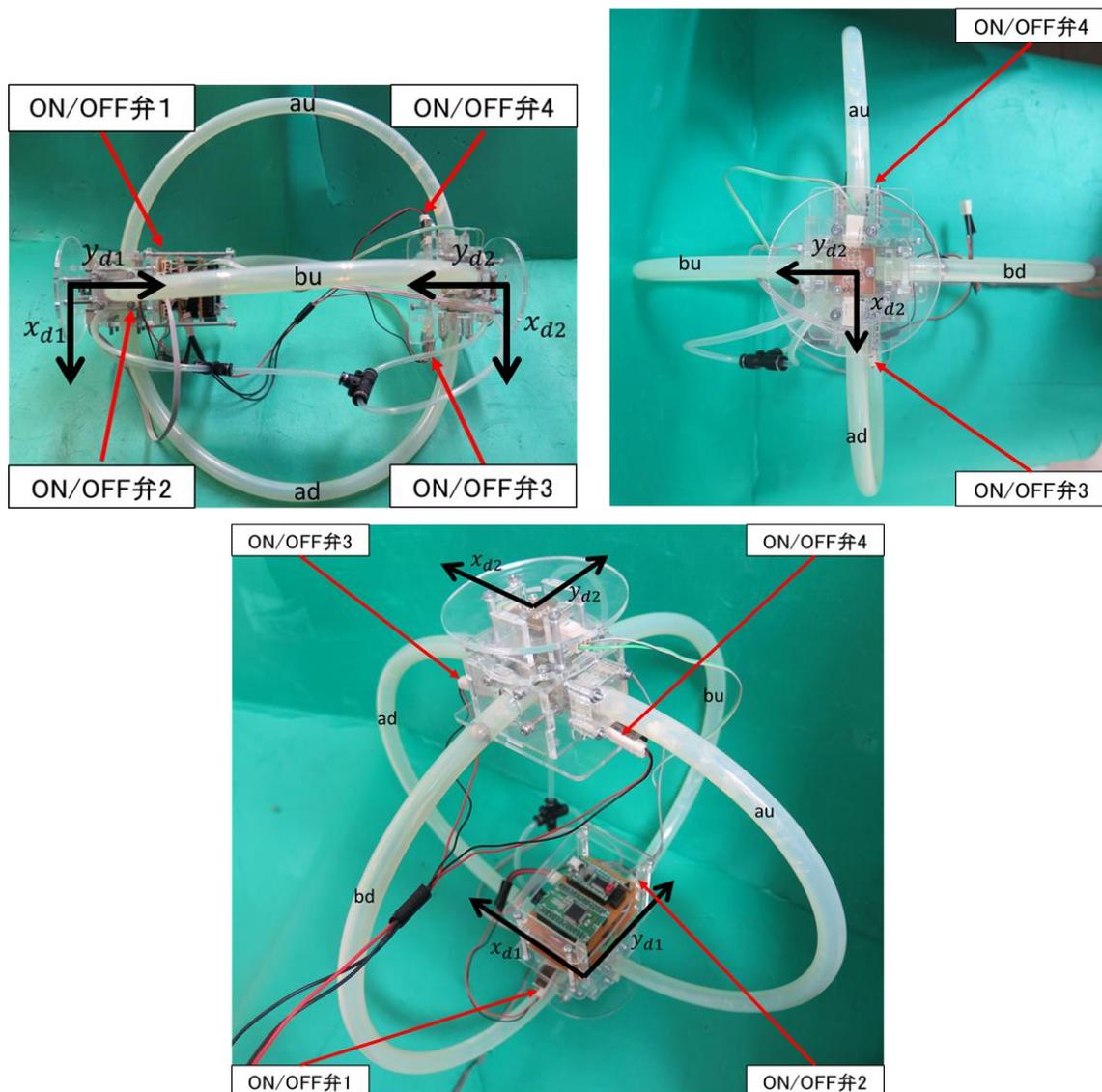


図 4-6 弁配置図

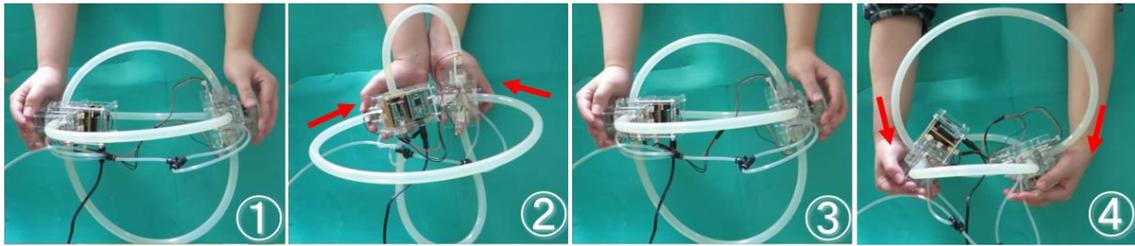
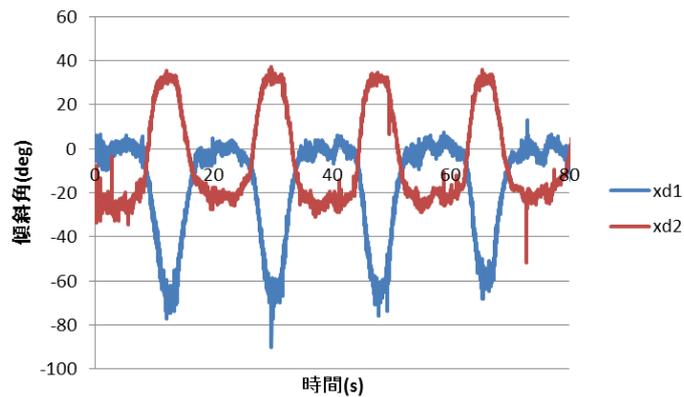
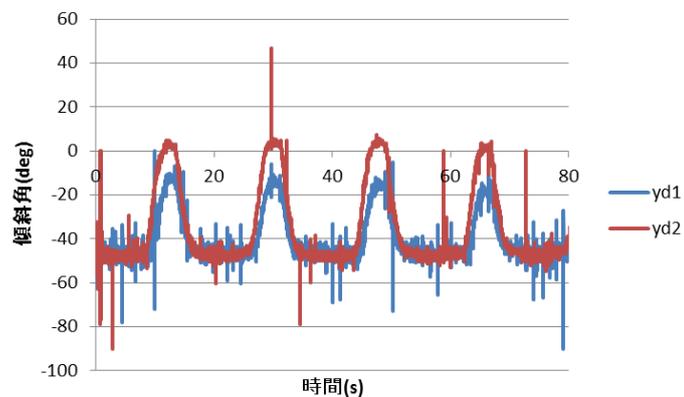


図 4-7 シーケンス制御実験風景

図 4-8 に、動作時の 2 つのステージ傾斜角を示す．図中の x_{d1} , x_{d2} , y_{d1} , y_{d2} は右側および左側ステージの水平からの x, y 方向の傾斜角である．また，この左右のステージのなす角 $\theta_a (= x_{d2} - x_{d1})$, $\psi_a (= y_{d2} - y_{d1})$ の時間変化を図 4-9 に示す．図より，以前の装置に比べ簡単な構成の機器ではあるが，装置が使用者に対して他動運動を誘導できていることがわかる．また，その際の各ステージの角度についても計測が可能である．



(a) 左右ステージの傾斜角 (x 方向)



(b) 左右ステージの傾斜角 (y 方向)

図 4-8 両ステージ角度の応答結果 (x_{d1} , x_{d2} , y_{d1} , y_{d2})

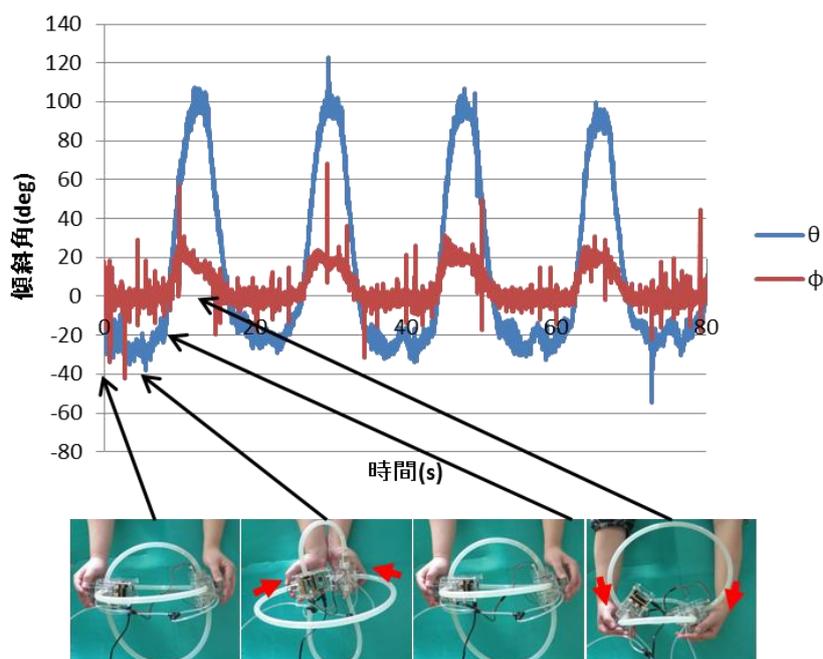


図 4-9 ステージ傾斜角 (θ_d , ψ_d) の応答結果

4.5 結 言

本章では、ON/OFF 弁やコントローラなどの周辺機器や、それに接続された配線・配管による転倒などの事故を防止するため、弁やコントローラを球面アクチュエータ内部に内蔵した周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器を提案・試作した。さらに、ON/OFF 操作による性能低下(抑制)を考え、より開口面積の小さな小型 ON/OFF 弁を使用し、より簡単な制御システムで使用者に他動運動を与えることができるかについて検討した。またこの改良により、機器外部からの接続は電源ケーブルと空気圧供給配管のみとなり、より可搬性と安全性が向上した。しかし、図 4-7②の動作風景に示すように、機器に加わる負荷や摩擦の影響により、使用者の手が接触するなどの問題が生じた。この問題を解決するには、両ステージの相対的な位置を知る必要があるが、加速度センサによる傾斜角の計測だけでは困難である。そのため、傾斜角とステージ間の距離を知る柔軟な変位センサが必要となる。そこで次章で、柔軟空気圧シリンダの変位を計測できる柔軟センサの開発について述べる。

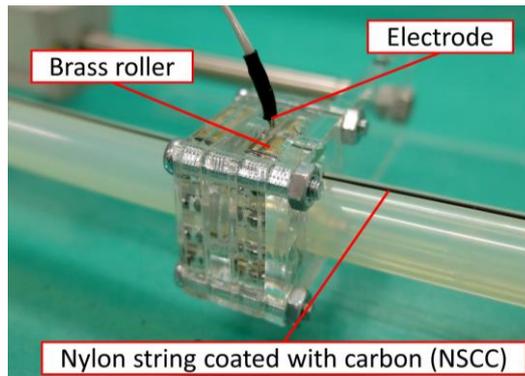
第5章 柔軟空気圧シリンダ用変位センサの開発

5.1 緒言

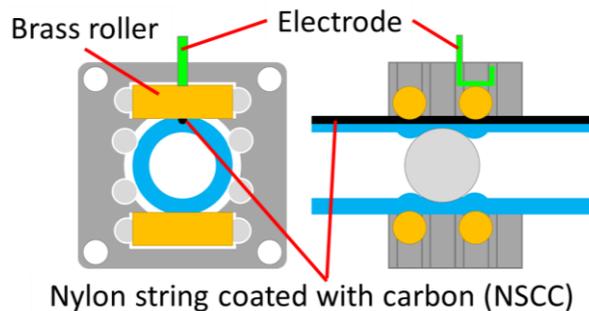
第4章では、外部との接続配線が2本のみと少ない周辺機器一体型の上肢リハビリテーション機器を提案・試作し、シーケンス動作による他動運動を使用者(患者)に与えることができることを確認した³¹⁾。しかし、機器使用時にアクチュエータの柔軟性による変形などにより、使用者の手が接触するなどの障害(事故)が生じた。これは従来の加速度センサによる保持ステージの傾斜角の検出のみでは防ぐことのできない事故であり、保持ステージの位置情報に関連するシリンダの変位検出が必要である。そこで本章では、この障害を防ぐため、柔軟空気圧シリンダ用の変位センサの開発について述べる。具体的には、糸状変位センサ、ワイヤ式リニアエンコーダ、ワイヤ式リニアポテンシオメータの3種類について検討する。

5.2 糸状変位センサ³²⁾

柔軟な変位センサとして、最初に開発した糸状変位センサの外観を図5-1(a)に、構造を図5-1(b)示す。このセンサはスライド抵抗体として使用できる糸状の抵抗体を、リニアポテンシオメータとして使うものである。センサの構成、および柔軟空気圧シリンダとの組合せは以下の通りである。まず、柔軟空気圧シリンダの柔軟チューブの長軸方向に深さ約0.4 mm、幅0.4 mmの矩形の溝を設け、その溝に沿うように外径0.6 mmの炭素被覆ナイロン繊維(株東レ製エレバイ)を配置する。この特殊な繊維は外径0.5 mm程度のナイロン糸に炭素系の導電性体をコーティングしたもので、一般的に除電ブラシの毛材として使用されるものである。また、赤木ら^{33),34)}の研究で糸状の変位センサとして使用できることを確認している。繊維と柔軟空気圧シリンダは、繊維両端のみを接着剤で接合し、繊維は柔軟空気圧シリンダのチューブ上にレーザ加工機によって加工した溝に沿わせている。また、電極スライダとしてスライドステージの真鍮製ローラを使用する。ここで、この繊維を挟んだ状態でチューブを押し付けることで常に接点を生じるようにしている。以上の構成により、柔軟空気圧シリンダのスライドステージの移動において、炭素被覆ナイロン繊維が可変抵抗となり、スライドステージの変位を計測できる。



(a) 外観



(b) 構造

図 5-1 糸状変位センサの外観と構造

図 5-2 に検証実験装置の外観を示す。装置は、糸状変位センサを取り付けた柔軟空気圧シリンダのスライドステージと市販のポテンショメータ (株コパル電子 JCL100B) を、アクリル板を介して平行に接続した。実験では、スライドステージを手で動かした場合の試作センサとポテンショメータ (実変位) からの出力電圧の変化をマイコンの A/D 変換器を介して取り込み、変位を算出する。

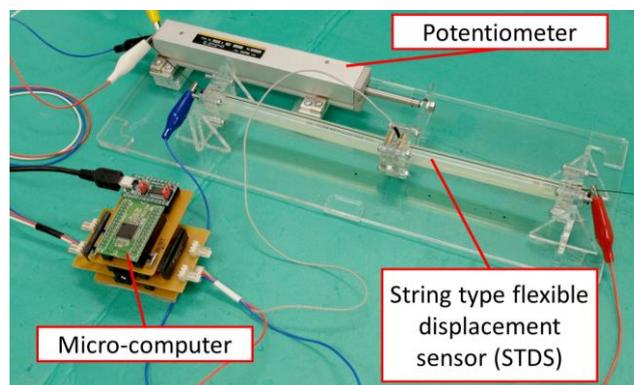


図 5-2 糸状変位センサを用いた実験装置

図 5-3 に糸状変位センサの出力(A/D 変換値)とポテンシオメータによる測定値(実変位)の関係を示す。図 5-3 より、センサ出力電圧は変位に対して線形に変化することが確認できる。図 5-4 にスライドステージの変位とセンサ出力の応答結果を示す。破線はポテンシオメータによる実際の変位、実線は試作センサによる計測変位である。図 5-4 から、試作センサによる変位は実変位と一致しており、シリンダ変位を計測できていることが確認できる。

以上のように、非常に単純な構成で線形性の高い変位センサが開発できた。しかしこのセンサを使用した場合、炭素被覆ナイロン繊維と真鍮ローラの接点を確保するため、チューブの外周に潤滑剤を塗布することなどができない。そのため、スライドステージ部分(摺動部分)の摩擦が大きく、シリンダがスムーズに動作しないなどの問題が発生した。そこで次に、摩擦の少ない変位センサの開発について検討した。

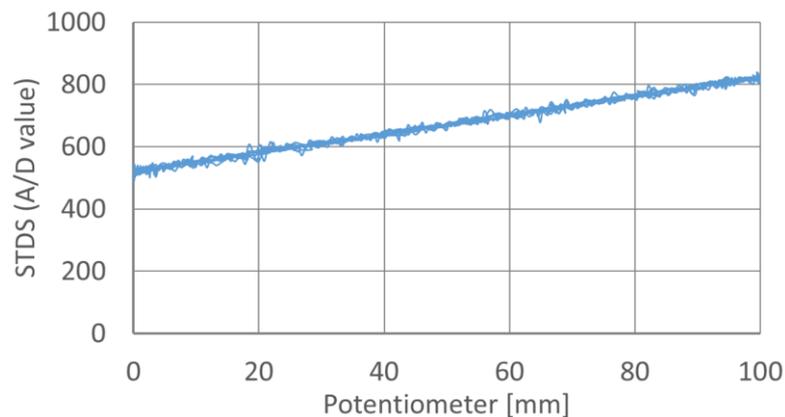


図 5-3 糸状変位センサの出力値とポテンシオメータの値(実変位)の関係

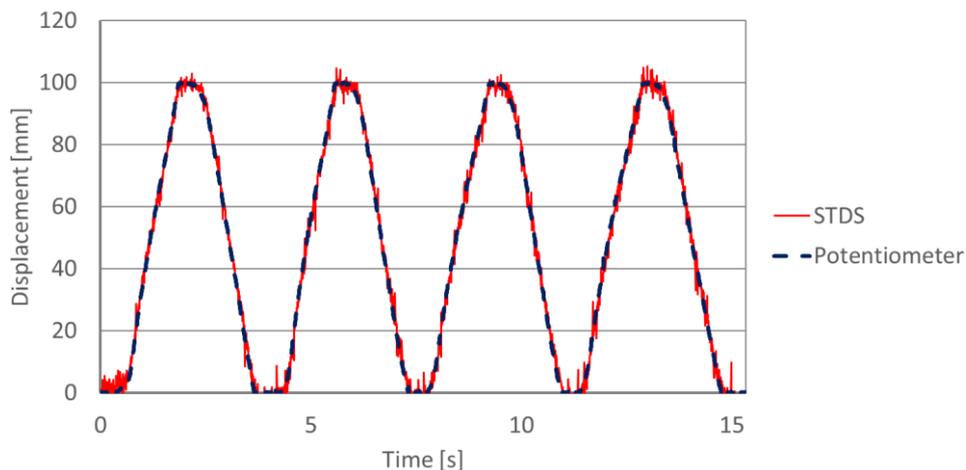


図 5-4 糸状変位センサによる測定変位の応答結果

5.3 ワイヤ式リニアエンコーダ³⁵⁾

その手法として、市販の糸状変位センサであるワイヤ式リニアエンコーダを用いて変位計測を行うことを考えた。図 5-5 に、試作したワイヤ式リニアエンコーダを用いた柔軟空気圧シリンダ用変位計測システムの構成を示す。この計測方法は 5.2 節の糸状変位センサとは違い、シリンダチューブ内部の空間にワイヤを通し、スライドステージの変位を直接測定するものである。この方法であれば、柔軟空気圧シリンダの湾曲に対して多少の変位誤差は生じるものの、湾曲変位のリアルタイムの計測が可能である。計測システムは、柔軟空気圧シリンダのシリンダヘッドに相当する鋼球(直径 9 mm)に繋がれたワイヤ式リニアエンコーダ(株Microtech Laboratory MLS-30-450-1000)と空気供給用の T 字コネクタ(株KOGANEI UT4)、配管用チューブ(株SMC TUS0425)、気密性保持のためのチューブ端コネクタから構成される。

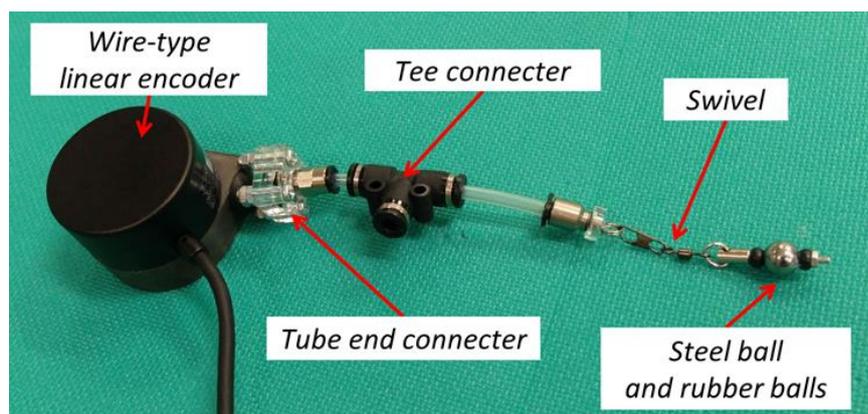


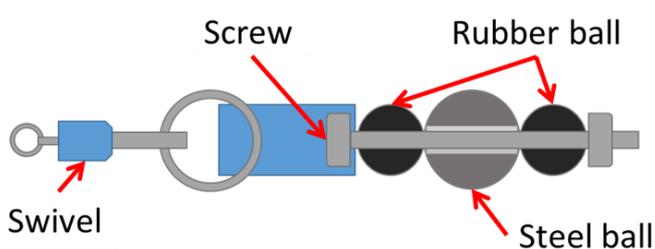
図 5-5 ワイヤ式リニアエンコーダを用いた変位計測システムの外観

図 5-6 に、シリンダヘッドの構造を示す。外径 9 mm の鋼球には内径 2 mm の穴が開いており、図に示すように気密性を保持するため鋼球を 2 つのゴム球(外径 4.6 mm)で両側から挟んでいる。これらはネジで固定され、ナスカンを介してリニアエンコーダのワイヤと接続されている。ナスカンを使用することで、シリンダ内部で鋼球が回転しても、ワイヤがよじれるなどの影響はない。またワイヤは、T 字コネクタとチューブ端コネクタを通り、シリンダ外部のエンコーダに繋がっている。また、ワイヤは配管用チューブの中を通っており、T 字コネクタから圧縮空気の印加があっても気密性を保つようになっている。図 5-7 に、チューブ端コネクタの外観と内部構造を示す。これは、一般的なチューブコネクタとアクリル板、小さな穴が開いたゴム球(外径 4.6 mm)から構成されてお

り，チューブコネクタのネジによってゴム球に加わる圧縮力を調節することで，ワイヤがスライドしても気密性を保持することができる．石鹼水を用いた気密性の確認実験では，500 kPa を印加した場合でも，空気漏れが生じることなく，スムーズにワイヤを動かすことができた．



(a) 外観

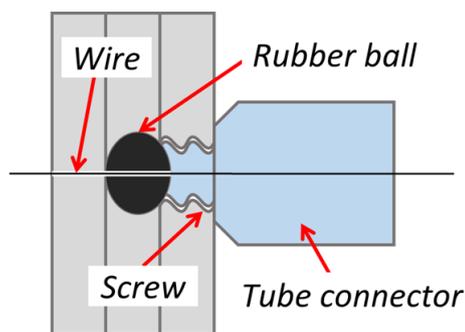


(b) 構造

図 5-6 シリンダヘッドの構造



(a) 外観



(b) 構造

図 5-7 チューブ端コネクタ

この柔軟アクチュエータ用変位計測システムは位置検出にエンコーダ方式を用いることから，Up/Down カウンタが必要となる．しかし，市販の Up/Down カウンタは PC 用に設計されたものが多く，ボードサイズは大きくさらに高価である．そこで，Up/Down カウンタの機能を表 5-1 のアルゴリズムに従ってマイコン内部でプログラムの構成した．

Up/Down カウンタのアルゴリズムは以下の通りである。まず、図 5-8 に示すエンコーダの出力パターンから表 5-1 にあるように A 相を上位ビット，B 相を下位ビットとしたバイナリデータを求める (Step1)。その後，順番の組み立てを分かりやすくするため，2 を 3 に，3 を 2 とするデータの置き換えを行う (Step2)。また，この Step2 で得られた数値を使用して，1 つ前の値と現在の値の差を算出し (Step3)，増減 (+1, -1) を求める。この増減 (カウント値) の和を求めることで，0.2 mm を分解能とする位置検出が可能となる。

表 5-1 Up/Down カウンタのアルゴリズム

Pattern	Phase		Step1	Step2	Step3 Difference from previous one	
	A	B	Binary data	Replaced	Up count	Down count
I	H	L	2	3	-3	+1
II	H	H	3	2	+1	-1
III	L	H	1	1	+1	-1
IV	L	L	0	0	+1	-1

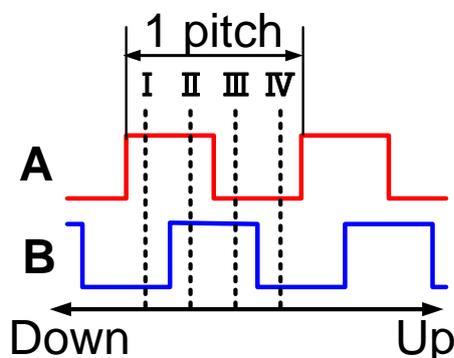


図 5-8 エンコーダ A 相・B 相の出力パターン

以上のように，このアルゴリズムを制御用のマイコンに組込めば，I/O ポート 2 つを介して変位の計測が可能となる。しかし，実際のアクチュエータの姿勢制御では，制御や計測のサンプリング周期が重要となる。そこで，計測速度向上のため，制御用とは別に新たなマイコンを用いた計測システムを構築した。図 5-9 に，新たに試作した Up/Down カウンタの機能を有する計測基板を示す。基板は縦 70 mm，横 85 mm，高さ 18 mm，質量約 50 g であり，エンコーダ出力をカウントするとともに，そのカウント値をアナログ電圧，もしくはシリアルデータに変換可能である。

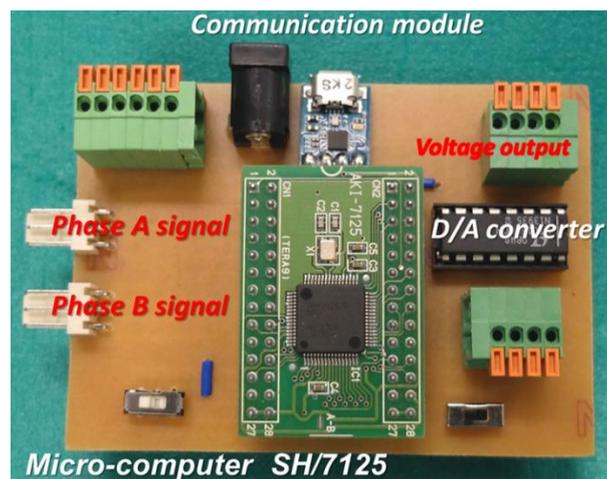


図 5-9 エンコーダデータ変換基板の外観

図 5-10 に、この Up/Down カウンタを含む計測システムの構成を示す。変換原理は以下の通りである。初めに、I/O ポートに接続されたエンコーダの A 相・B 相からの信号が、前述の Up/Down カウンタによってカウント値に変換される。次に、外部接続された 10bit の D/A 変換器(株Linear Technology LTC 1660)によってカウント値をアナログ電圧に変換する。D/A 変換器は 3 つの I/O ポートに接続されており、基板上に搭載したマイコン(株ルネサスエレクトロニクス SH7125)によって制御する。カウント値は、USB シリアル変換モジュール(株FTDI FT234X)を介して PC に転送することも可能である。USB シリアル変換モジュール(ボーレート 115200 bps)を使用した場合、サンプリング周期は 0.75 ms である。また、D/A 変換器を使用した場合のサンプリング周期は 0.14 ms と短くなる。検出分解能と検出サンプリング周期から計算される最大計測速度は約 1.4 m/s であり、これは柔軟空気圧シリンダの最大速度 1.0 m/s よりも速く、十分計測可能な速度である。

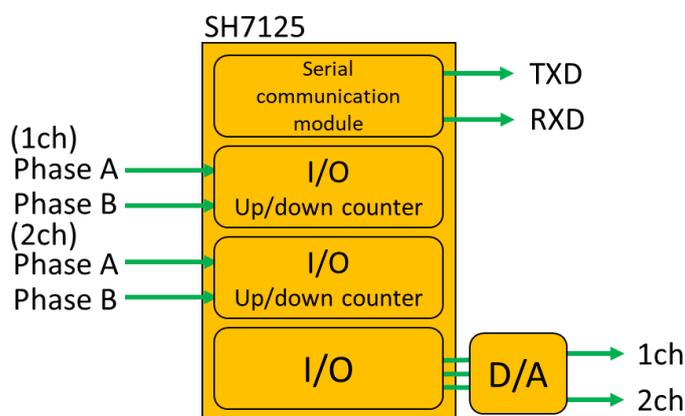


図 5-10 エンコーダデータ変換基板のシステム構成図

試作した計測システムの有用性を確認するため、ポテンショメータ(株Midori Precision LP-50F)を用いて、試作センサで計測した変位と比較した。図 5-11 に、実験装置の外観を示す。ポテンショメータはシリンダのスライドステージと並行になるように接続されている。試作システムとポテンショメータからの出力電圧はレコーダ(株GRAPHTEC midi LOGGER GL900)に記録され、出力電圧から変位に換算される。

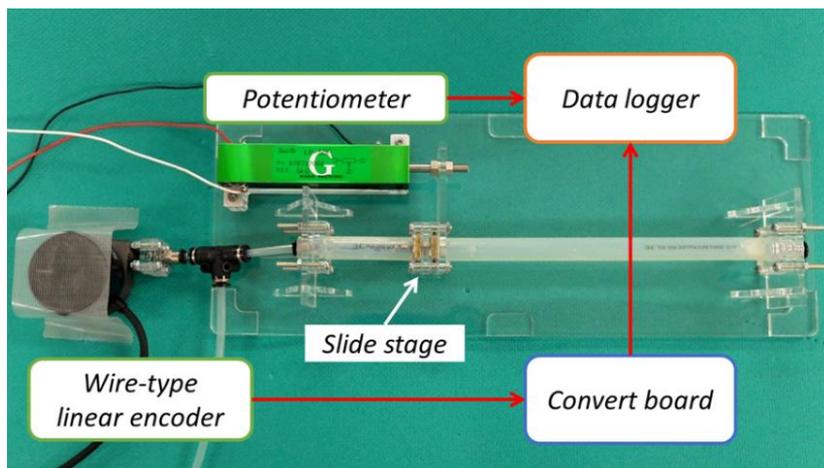


図 5-11 ワイヤ式リニアエンコーダを用いた実験装置

図 5-12 に、その計測結果を示す。図中の実線と破線は、それぞれ試作システムとポテンショメータ(真値)の変位である。図 5-12 より、システムを用いた計測結果とポテンショメータを用いた計測結果はよく一致していることがわかる。またスライドステージの往復動作の際、2 つの計測変位に少し誤差が生じているが、これは柔軟空気圧シリンダのスライドステージ部分でチューブ内部の鋼球とスライドステージのローラとに少し遊びがあるためである。つまり、これはポテンショメータが鋼球ではなくチューブ外部のスライドステージの変位を計測し、リニアエンコーダは内部の鋼球の変位を直接計測しているため、この差異が生じたものと考えられる。以上のことから、試作システムは柔軟空気圧シリンダの変位を直接測定できることが確認された。

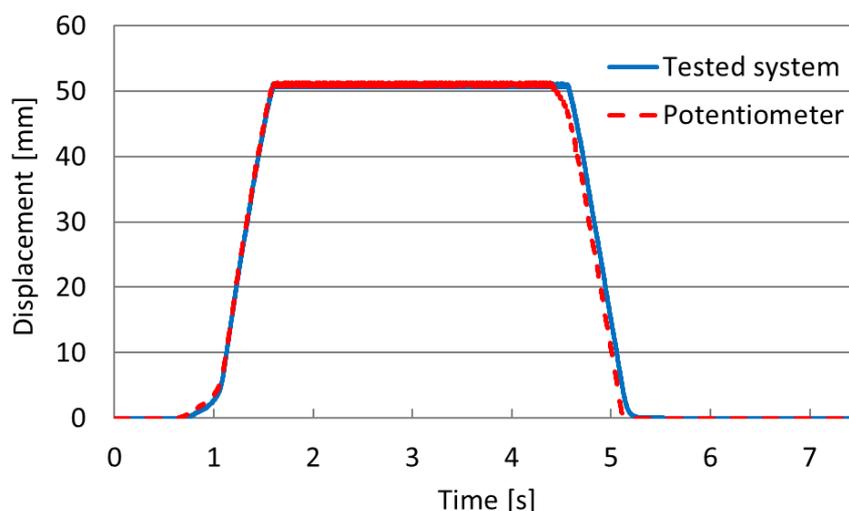


図 5-12 ワイヤ式リニアエンコーダによる測定変位の応答結果

しかし、ワイヤ式リニアエンコーダは約 5 万円と高価で、質量も 185 g と大きいという問題がある。さらに、計測速度や誤差が計測のサンプリング周期に依存するため、複数個のセンサによる同時計測が困難である。そこで新たに、マイコン内の A/D 変換器を利用できるアナログ出力の、安価で軽量な柔軟変位センサの開発をめざす。

5.4 ワイヤ式リニアポテンシオメータ^{36),37)}

具体的には、高価で重いリニアエンコーダの部分を、より安価なアナログセンサで置き替えるという方法である。そこで、多回転の回転角が計測できるヘリカルポテンシオメータとゼンマイによるワイヤ巻取り機構を組合せたワイヤ式リニアポテンシオメータの開発を検討した。図 5-13 に、開発したワイヤ式リニアポテンシオメータの外観を示す。センサは、10 回転分を計測できるヘリカルポテンシオメータ (株BOURNS 3590S-A26-104L) と、板バネによるワイヤ巻取り機構 (直径 22 mm)、ステンレス製ワイヤ (直径 0.4 mm)、図 5-7 に示すチューブ端コネクタによって構成される。このワイヤ式リニアポテンシオメータの最大計測長さは約 0.7 m であり、マイコンに内蔵された 10bit の A/D コンバータを用いた場合の検出分解能は 0.74 mm である。ワイヤを除くセンサのコストは約 900 円と非常に安価である。センサ全体の質量は 45 g であり、ワイヤ式リニアエンコーダと比べて約 24 % と軽量である。また、ワイヤ式リニアポテンシオメータとチューブ端コネクタはアクリル製の台に固定され、2 つの相対距離に変化が生じないようにしている。図 5-14 に、このセンサを内蔵した柔軟空気圧シリンダを示す。前述のワイヤ式リニ

アエンコーダでは、シリンダの片側からのみリニアエンコーダのワイヤ巻取り機構によりシリンダヘッドを引っ張っていたが、この柔軟空気圧シリンダではシリンダの逆側から別のワイヤ巻取り装置で引っ張ることにより、ワイヤが弛むことのないように工夫している。これにより、以前のセンサを用いた場合、ワイヤの巻取りによるスライドステージの移動速度に顕著な差があったが、今回のシリンダでは改善された。また、エンコーダ方式に比べ、信号処理の時間を必要とせず、A/D 変換時間のみとなるため、計測時間は 0.1 ms 以下と高速サンプリングでの計測が可能になった。

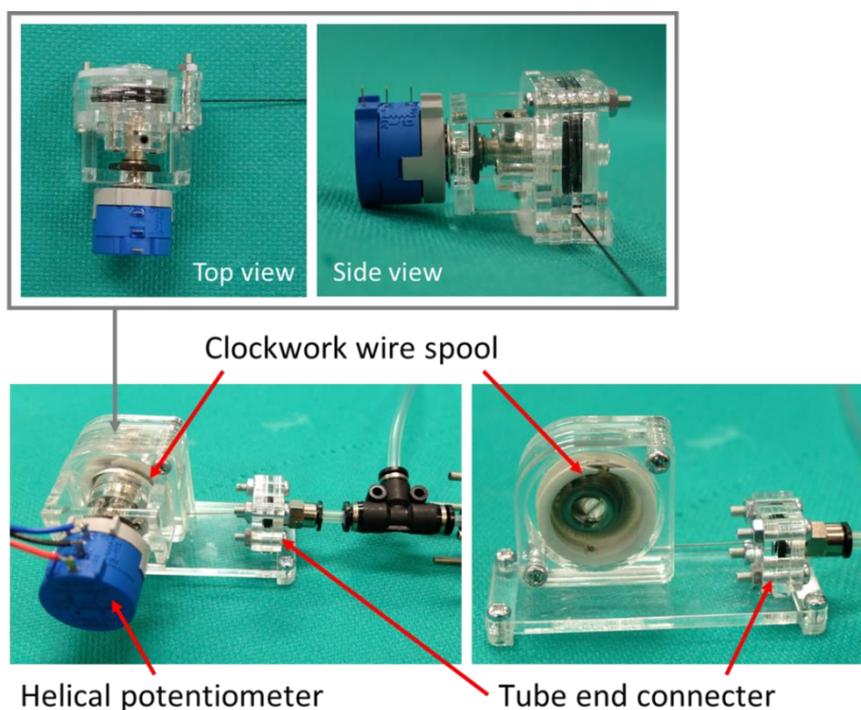


図 5-13 ワイヤ式リニアポテンショメータの外観

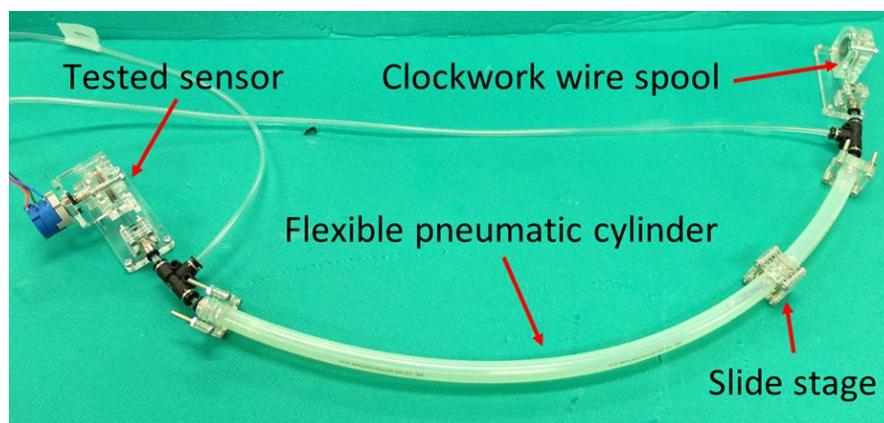


図 5-14 試作センサを内蔵した柔軟空気圧シリンダ

図 5-15 に、ワイヤ式リニアポテンシオメータを用いた柔軟空気圧シリンダのシステム構成を示す。制御システムは、2つの ON/OFF 弁(株KOGANEI G010E1)と、試作センサを搭載した柔軟空気圧シリンダから構成される。制御の流れは以下の通りである。まずマイコン(株ルネサスエレクトロニクス SH7125)に内蔵された A/D 変換器を介して、ヘリカルポテンシオメータからの出力電圧を取り込む。そして、マイコン内に事前に設定された目標値を基に偏差を求め、その正負によって弁を操作し、ステージ変位を制御する。また、シリアル変換モジュール(株FTDI FT234X)を介し、PC へステージ変位に相当する A/D 値を送信し、記録する。ここで、シリアルデータの送信を含めた制御のサンプリング周期は 1 ms である。

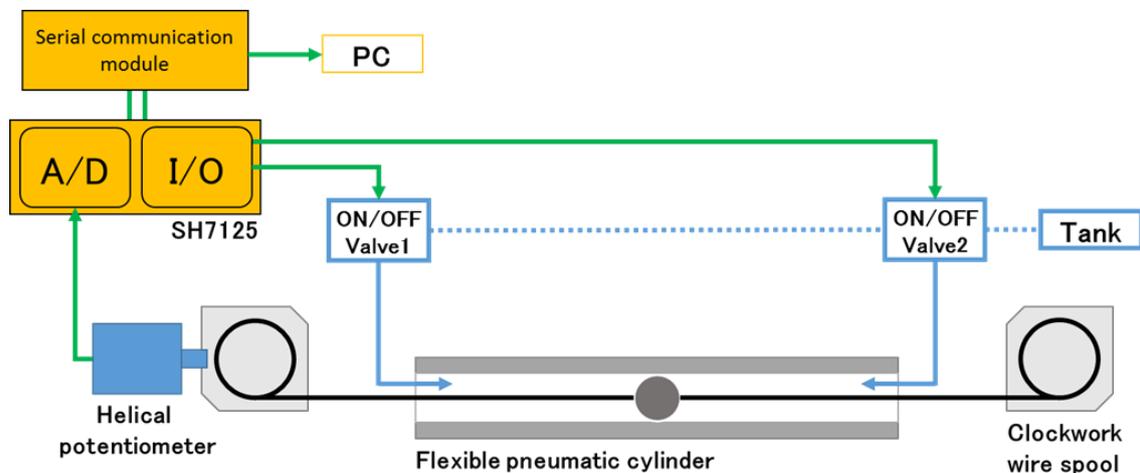


図 5-15 ワイヤ式リニアポテンシオメータを用いた柔軟空気圧シリンダ制御システム

ここで、シリンダの制御に使用したオンオフ制御則を(5-1)式に示す。

$$\left. \begin{aligned} V_{CR} = 1, \quad V_{CL} = 0 \quad (e_{C(i)} > 0) \\ V_{CR} = 0, \quad V_{CL} = 1 \quad (e_{C(i)} < 0) \\ V_{CR} = 0, \quad V_{CL} = 0 \quad (e_{C(i)} = 0) \end{aligned} \right\} \quad (5-1)$$

$e_{C(i)}$ はシリンダ変位の偏差を示す。 $e_{C(i)}$ の正負により、 $V_{CR} \cdot V_{CL}$ を切り換え、 $e_{C(i)} = 0$ の場合は、左右どちらの弁も排気とした。

図 5-16 に、ワイヤ式リニアポテンシオメータを用いたオンオフ制御によるシリンダ

の多点位置決め制御結果を示す。シリンダは、図 5-14 に示すように少し湾曲した状態で実験を行った。図中の破線は目標値，実線は試作センサによる変位を示す。図 5-16 より，オンオフ制御則による振動は見られるものの，シリンダ変位は目標値に比較的追従できており，試作センサの有効性が確認できる。さらに，図 5-17 に湾曲時の位置決め制御の様子を示す。図 5-17 より，大きく湾曲した場合でも図 5-16 と同様の制御が行えることを確認した。

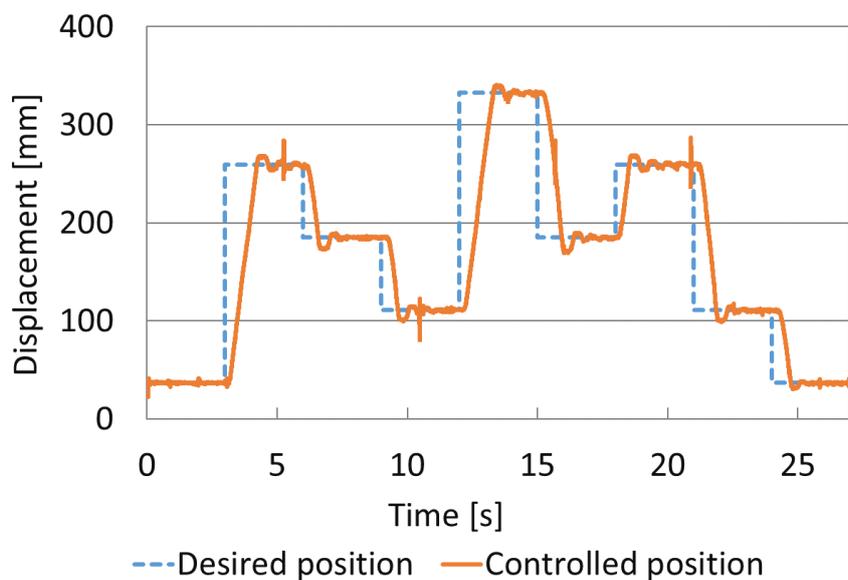


図 5-16 多点位置決め制御

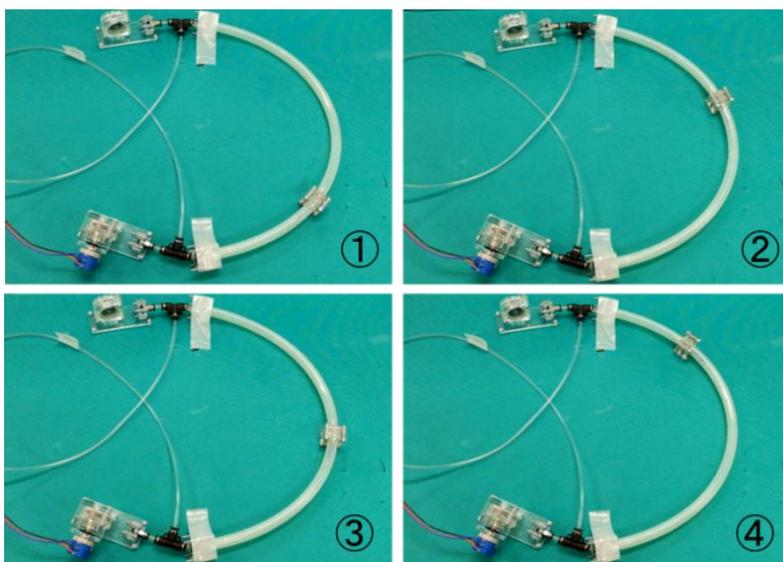


図 5-17 湾曲時の位置決め制御

5.5 結 言

本章では、可搬型上肢リハビリテーション機器に用いられる柔軟空気圧シリンダの変位を計測する変位センサとして、炭素被覆ナイロンを用いて、柔軟空気圧シリンダの表面にポテンシオメータを形成する手法や、市販のワイヤ式リニアエンコーダを用いて、シールを保ちながら柔軟空気圧シリンダのシリンダヘッド部分である鋼球の変位を計測するシステムを構築した。さらに、このエンコーダでの計測方法をより安価で、さらにマイコンを用いても高速で計測できるようにするため、ゼンマイによるワイヤ巻取り機構と 10 回転分の計測が可能なヘリカルポテンシオメータを組み合わせたワイヤ式リニアポテンシオメータを提案・試作した。そして、この安価なリニアポテンシオメータを用いた柔軟な変位センサにより、湾曲時の柔軟空気圧シリンダの変位計測が可能なことを確認し、オンオフ制御則による位置決め制御も実現した。以上、開発した 3 種類のセンサの性能比較を表 5-2 に示す。表 5-2 より、ワイヤ式リニアエンコーダは分解能や検出範囲に優れているものの、計測速度が低く、コストや駆動に必要な力が大きいなどの欠点がある。この 3 種のセンサの中では、コスト面やワイヤ駆動力が小さい点から、ワイヤ式リニアポテンシオメータが柔軟空気圧シリンダの変位計測には適していると考えられる。また、検出分解能はビット数の高い A/D 変換器を使用することで、容易に改善可能である。

表 5-2 試作センサの性能比較

	String type displacement sensor	Wire type linear encoder	Wire type linear potentiometer
Mass [g]	<1	185	45
Resolution [mm]	0.33 (10bitA/D)	0.2	0.74 (10bitA/D)
Measurement range [m]	0.2	1.0	0.7
Sampling period [ms]	<0.001	0.14	<0.001
Cost [US\$]	<1	450 (Product)	8
Friction or Driving force	Large Not measured	Medium 1.4N~2.9N	Small About 0.1N

このワイヤ式リニアポテンシオメータを球面アクチュエータに搭載することで、2 つの保持ステージの相対位置をシリンダ変位から推定し、保持ステージや手の接触を防ぐことが可能であると考えられる。しかし、このリニアポテンシオメータとワイヤ巻取り装置を保持ステージ部に搭載する必要があるため、コンパクトなセンサ配置など設計上の課

題が新たに生じる。また，シールを保ちながら空気圧供給口とワイヤ引込み口を設置するなど，機械的・構造的な設計問題も生じた。これに対し，より簡単な方法での2つの保持ステージの位置計測方法について次章で検討する。

第6章 センサ内蔵型可搬型上肢リハビリテーション機器

6.1 緒言

第5章では、湾曲した柔軟空気圧シリンダの変位を計測する手法として、数種類の変位センサの開発について述べた。そのうち、低コストでマイコンでの位置決め制御に適したアナログ出力のワイヤ式リニアポテンシオメータを試作し、このリニアポテンシオメータで直接シリンダのヘッド部分の変位を計測することで、湾曲時のシリンダの位置決め制御を実現した。しかし、この計測システムを球面アクチュエータに実装する場合、保持ステージ部分の空気圧供給口とセンサ用のチューブ端コネクタとの配置が複雑となり、リニアポテンシオメータの配置など、機器の設計上解決すべき問題が生じた。さらにこの問題が解決し、シリンダの変位が計測できたとしても、球面アクチュエータ自身が外力で変形すれば各シリンダの変位計測から推定した2つの保持ステージ間の相対位置の計測が困難となる。そこで本章では、より簡単に2つの保持ステージの相対位置を計測する手法について検討する。具体的には、1つの保持ステージ上を基点(原点)として、もう一方のステージの座標を直接計測できる3次元位置計測システムの開発を検討する。

ここで、3次元位置の計測方法として、カメラなどを使用した画像処理により計測する手法があるが、球面アクチュエータ外部からの撮影の必要があり、搭載可能な位置計測センサとしては不向きである。また、保持ステージの内側にカメラを設置し、もう一方のステージの位置をカメラで追う方法も考えられるが、球面アクチュエータ自身が柔軟で、保持ステージの面がアクチュエータの変位に伴い傾斜を生じることから、対象物の画素数による距離の把握は困難である。さらに、画像処理のためのカメラやその周辺機器は高価であり、本研究で開発する低コストなりハビリテーション機器には適さない。そのため、より簡単で安価な3次元位置計測システムが必要不可欠である。そこで、GPS(Global Positioning System)と同様に、異なる3点からの位置計測により3次元位置の計測を行うシステムを、安価なワイヤ式リニアポテンシオメータを用いて構成し、搭載することを考えた。

6.2 3次元位置計測システム³⁸⁾

図6-1に、試作した3次元位置計測システムを示す。システムは、同一平面上の異なる位置に配置した3つのワイヤ式リニアポテンショメータ（図6-2参照）から構成される。ここで使用したワイヤ式リニアポテンショメータは、前章で開発したものと同じく10回転分を計測できるヘリカルポテンショメータ（株BOURNS 3590S-A26-104L）と、板バネによるワイヤ巻取り機構、ナイロンワイヤによって構成されたものである。これは以前のもの（図5-13参照）に比べ、位置計測の分解能向上のため、ワイヤスプールの直径を22 mmから10 mmに変更した。これにより、10bitのA/D変換器を介した検出分解能は0.45 mmである。そして、以前のワイヤ式リニアポテンショメータでは、ワイヤスプールとヘリカルポテンショメータの回転軸に少しのずれが生じていたため、ヘリカルポテンショメータのシャフトに直接ワイヤスプールを接続することで、より滑らかに回転するように改良した。また、3つのワイヤ式リニアポテンショメータは、計測原点から+x方向、-x方向、+y方向にそれぞれ35 mmの位置に配置、固定されている。それぞれのワイヤは計測位置で1つに結合されている。さらに前章でも述べたように、ワイヤ式リニアポテンショメータ1台の材料費は約900円と非常に安価であり、このシステム全体でも材料費は約4500円と非常に安価に3次元の位置計測システムを構成できる。また、図6-1の計測システムにも示すように、3つのポテンショメータからの出力電圧をマイコン内部のA/D変換器から計測するだけで、位置計測が可能である。

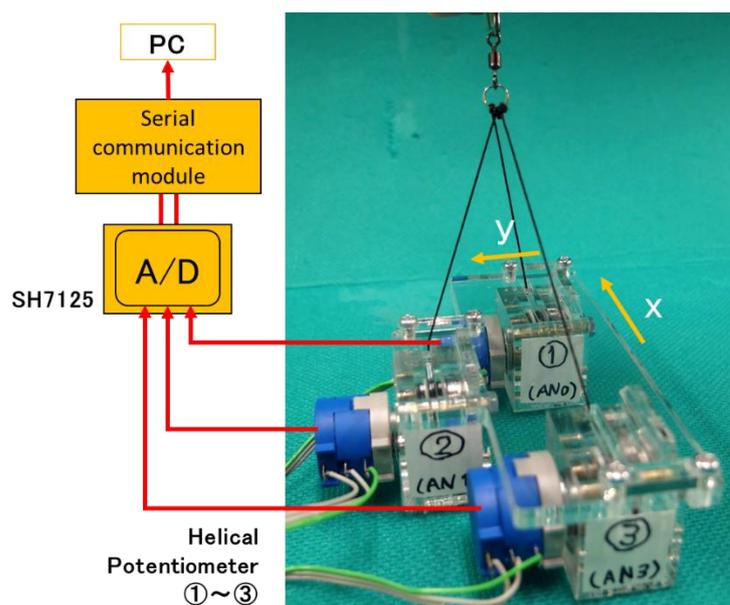


図6-1 3次元位置計測システム

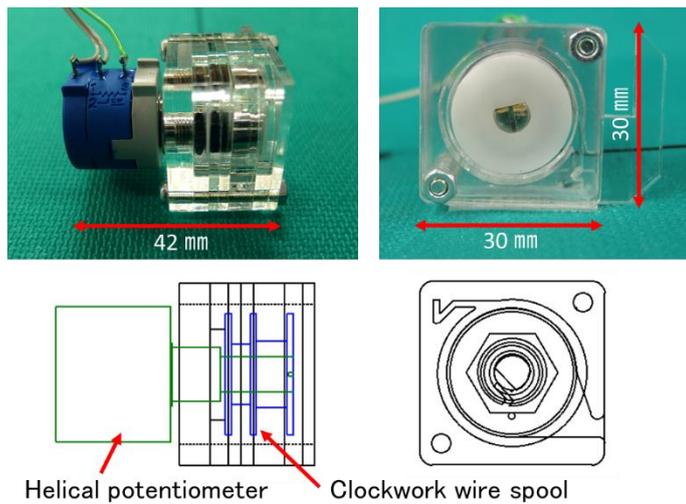


図 6-2 改良型ワイヤ式リニアポテンシオメータ

この装置の計測モデルを図 6-3 に示す. このモデルでは, 原点に相当する O の位置から, 各 3 点 (A, B, C) を平面上の位置から 90 deg. 毎に配置している. 具体的には, 原点を通り x 軸上正と負の方向にそれぞれ距離 d だけ離れた位置である. これは, x 軸上から対称の位置を計測点として設定することで, マイコン内部の計算量を軽減することを目的とした配置である. 各点 A, B, C から計測点 $P(x, y, z)$ までの距離を, それぞれ距離 L_A, L_B, L_C とすると, 計測点 P は点 A, B, C を中心とした半径がそれぞれ L_A, L_B, L_C の球の交点となる. つまり, 3 つの球の式の連立方程式から計測点 P の座標を求めることができる. 以上のことから, 計測点の座標 $P(x, y, z)$ は式 (6-1) ~ (6-3) で表される.

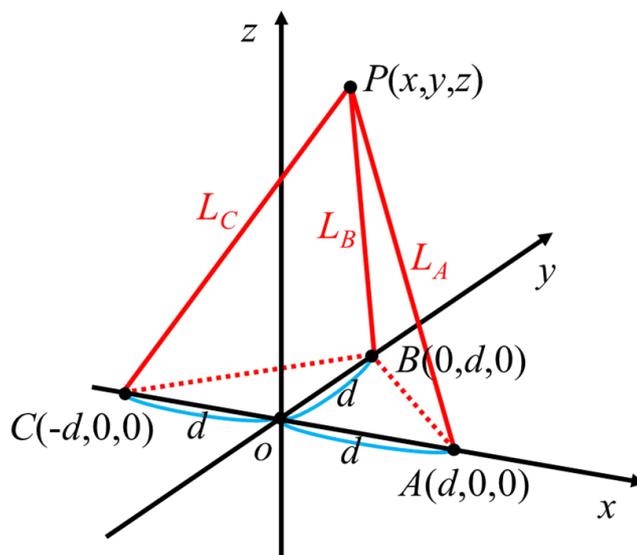


図 6-3 計測モデル

$$x = \frac{1}{4d} (L_C^2 - L_A^2) \quad (6-1)$$

$$y = \frac{1}{4d} (L_C^2 - 2L_B^2 + L_A^2) \quad (6-2)$$

$$z = \sqrt{L_C^2 - (x+d)^2 - y^2} \quad (6-3)$$

ここで、試作計測システムの有用性を確認するため、図 6-4 に示す 3 次元位置計測検証装置を用いて計測実験を行った。装置は、円軌道上の位置を計測するためのアクリル製のリング状の板と、M3 の高ナットを利用した高さを変えるための支柱から構成される。リングの内径は 100 mm と 160 mm の 2 種類であり、高さはそれぞれ 60 mm と 100 mm とした。これは球面アクチュエータの可動範囲を想定し、設定したものである。実験では、計測点である 3 本のワイヤの結合点をリングの内径に沿って移動させた場合の座標を、前述の式(6-1)～(6-3)を用いてマイコン内部で算出し、シリアル通信ユニット(株FTDI FT234X)を介して PC で記録した。

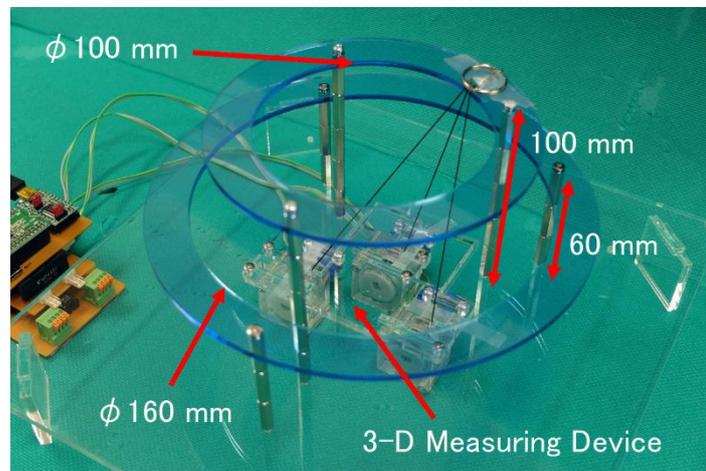


図 6-4 3次元位置計測検証装置

図 6-5 に、2 種類の条件で行った実験結果を示す。図 6-5 中の実線は計測システムを用いた実測値、破線はリングの内径や設定された高さから得られる真値に相当する軌道である。図 6-5 より、試作システムを用いて得られた x, y 座標は真値に対して 5 mm の誤差内で計測できることがわかる。また z 座標に注目すると、円周が大きく高さが低い範囲、つまり両保持ステージが近付いた場合に多少誤差が大きくなっているが、最大でも

10 mm (17%)程度である. また, この球面アクチュエータの姿勢制御では, 2本の柔軟空気圧アクチュエータで x , y 方向のみ制御可能であり, z 軸方向の制御を行うことはできない. つまり, 2つの保持ステージの接触を防止するためには, x , y 座標が接触危険範囲を超えないようにすればよい. また, この x , y 座標の計測精度は, 精密な位置決めを必要としない柔軟な球面アクチュエータにの姿勢制御のための検出変位精度として十分であると思われる.

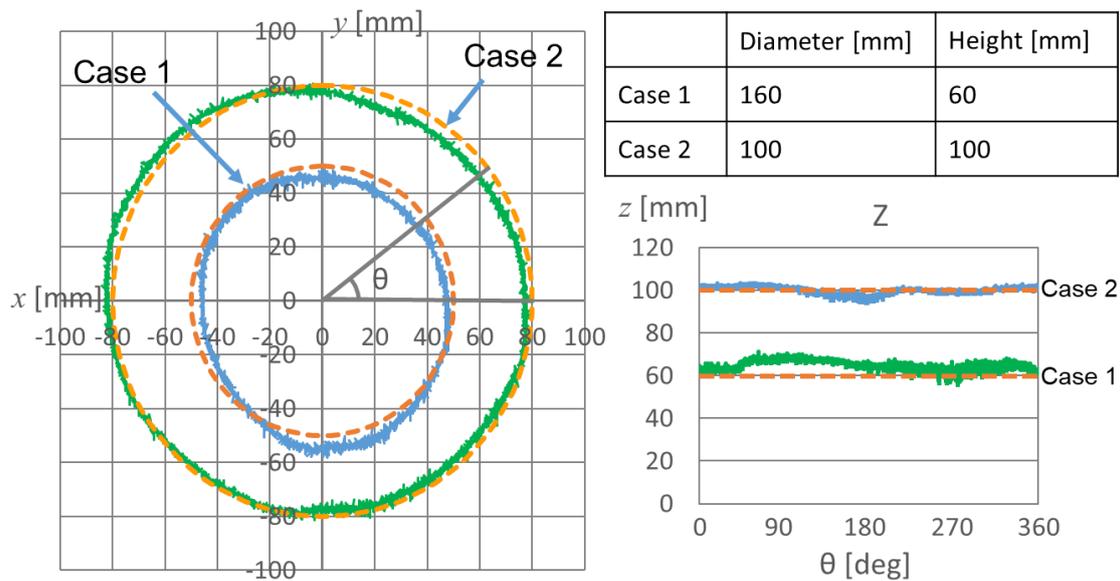


図 6-5 3次元位置計測結果

6.3 低摩擦型柔軟空気圧シリンダ

ここで, 可搬型上肢リハビリテーション機器(球面アクチュエータ)の位置決め制御の性能改善やシリンダ製作の簡略化(低コスト化)のため, 従来の柔軟空気圧シリンダより摩擦の小さいシリンダの開発について検討した. 市販のロッドレス型空気圧シリンダの最低駆動圧力が約 80~100 kPa であるのに対し, 前述までの柔軟空気圧シリンダは, 最低駆動圧力が約 130 kPa と高い駆動圧力が必要となる. これは, 主にスライドステージとシリンダの柔軟チューブ間の摩擦と, 内部の鋼球とチューブ内壁との摩擦が原因である. チューブを介してこれらのステージと鋼球とのはめ合いを緩めることで摩擦は減るものの, 緩めすぎると, 最大供給圧 500 kPa に対して, スライドステージで挟み込んだチューブ内の鋼球が抜けるなどの問題が生じる. そこで, 郭ら³⁹⁾と共に, チューブ外部とスライドステージの接触面積を減らしながらチューブ内部の鋼球がぬけないような

スライドステージを構成し，低摩擦型柔軟空気圧シリンダの実現をめざした．その具体的な方法として，図 6-6 に従来のスライドステージと新たに考案したスライドステージのイメージ図を示す．従来のスライドステージでは真鍮製ローラを使ってチューブを扁平させて，内部の鋼球を保持していたが，この方法では局所的にチューブを変形させることになり，摩擦が大きくなる．また，この真鍮製ローラは両サイドの鋼球で保持するために比較的加工精度が必要となり，製作にコストがかかる．これに対して，ベアリングの材料として容易に入手できる鋼球(外径 3 mm)を円周上に配置し，鋼球とチューブの接触面積を減らすことで，摩擦が減るものとする．また円周上に鋼球を配置するため，チューブ内部の鋼球も抜けにくくなる．以上の理由で，円周上に鋼球を 12 個並べたステージを使って低摩擦型シリンダの開発を行った．

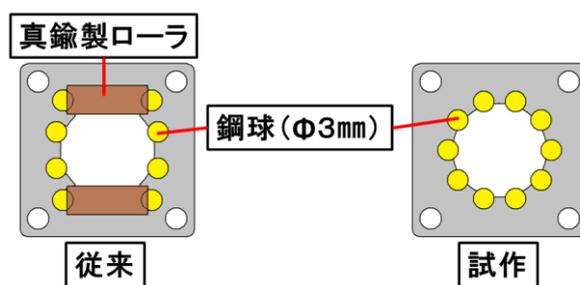


図 6-6 従来のスライドステージと試作スライドステージのイメージ図

前述の設計方針をもとに郭らとともに開発した新たな柔軟空気圧シリンダのスライドステージの外観を図 6-7 に，ステージの内部構成図を図 6-8 に示す．図 6-8 に示すように，新しい柔軟空気圧シリンダは，シリンダ部に相当する柔軟チューブ(株SMC TSU1208)，シリンダヘッドに相当する鋼球(外径 9 mm)，またその両側よりチューブを介して 2 対の鋼球(外径 3 mm)ついたステージで挟み，スライドステージ(縦 25 mm，横 25 mm，高さ 3 mm)を構成している．郭らとともに行った実験³⁹⁾より，鋼球の中心から対角線上の鋼球の中心までの距離 D_L を 14.8 mm，鋼球が入っているプレート同士の間隔 W_L を 10 mm に設定にすることで，9 mm の鋼球が抜けにくい保持条件を満たしながら，最低駆動圧力 94 kPa と，以前の 130 kPa より 72%の圧力での駆動を可能にした．このシリンダの動作原理は，従来のシリンダとほぼ同様である．まず，片側の圧力室を加圧すると，内部の鋼球が押される．その際，12 個の鋼球によりチューブを周方向に均等に窪ませているためチューブ内部の鋼球が抜けることなく，チューブ自体が変形しながら円形に配置された鋼球を押し，ステージが動くというものである．

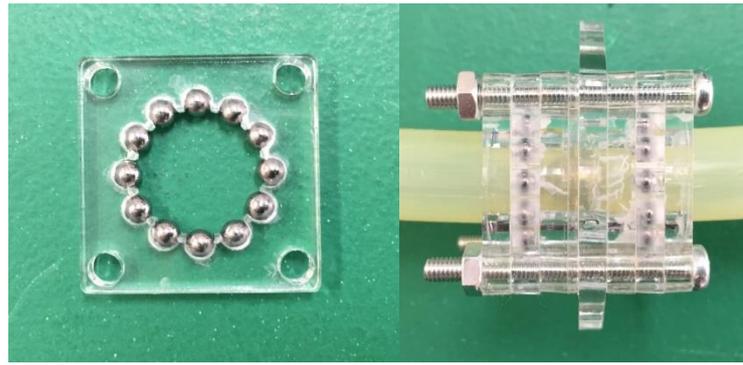


図 6-7 試作した低摩擦型柔軟空気圧シリンダの外観

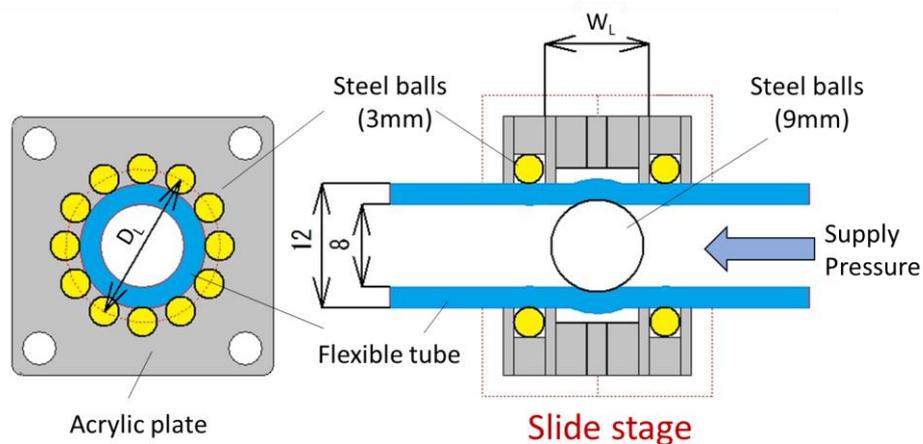


図 6-8 低摩擦型柔軟空気圧シリンダの構造

6.4 改良シリンダと 3 次元位置計測システムを用いた機器の制御

前述の低摩擦型柔軟空気圧シリンダと 3 次元位置計測システムを用いた可搬型上肢リハビリテーション機器の開発や制御について検討する．ここで，3 次元位置計測システムは球面アクチュエータ上の保持ステージの内側に搭載するため，コンパクト化が必要である．しかし，3 点の固定点(ワイヤの出力口)の間隔を小さくすると，図 6-5 に示す計測精度が得られない可能性がある．そのため，固定点位置は変えずワイヤ式リニアポテンシオメータの配置のみを変更した．コンパクト化した 3 次元計測システムを図 6-9 に示す．主な変更点としては，従来同一方向に向けて配置していたリニアポテンシオメータを，y 軸上の固定点のものを逆向きに配置することで，センサ部分のサイズを $82 \times 112 \times 36$ mm から $47 \times 100 \times 36$ mm と，約 49%の省スペース化が実現できた．

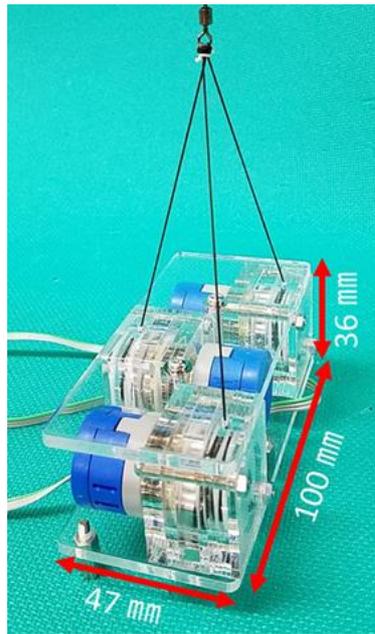


図 6-9 コンパクト化した 3 次元位置計測システム

また，コンパクト化した 3 次元計測システムを搭載した球面アクチュエータの外観を 図 6-10 に示し， 図 6-11 にそのシステム構成図を示す．制御システムは，球面アクチュエータ， 3 次元計測装置， 4 つの疑似サーボ弁， 制御器となるマイコンから構成される．

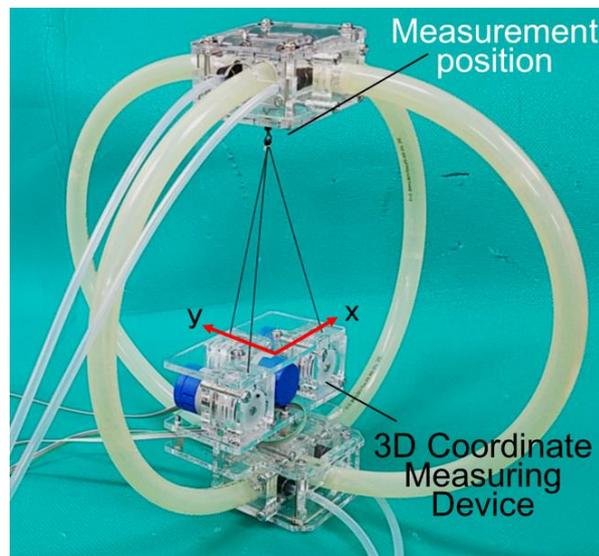


図 6-10 3 次元位置計測システムを搭載した球面アクチュエータ

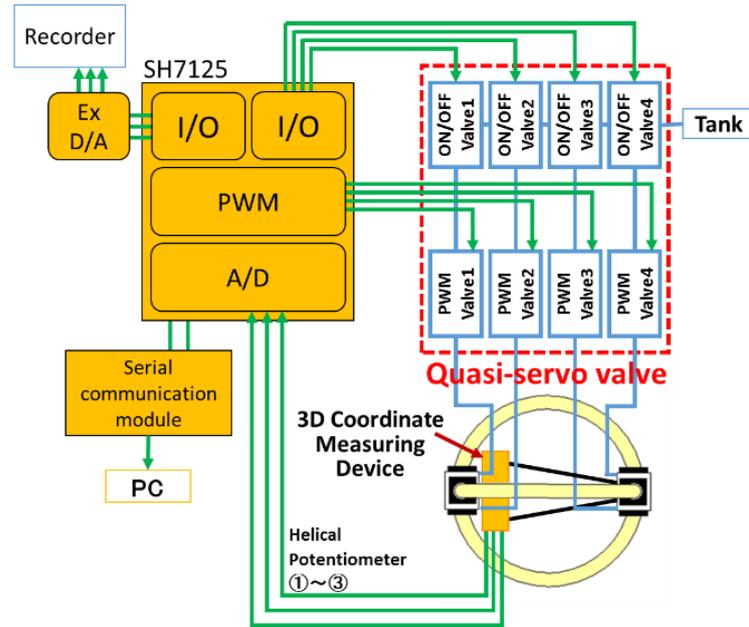


図 6-11 改良機器のシステム構成図

制御の流れは以下の通りである．まず，計測システムからの出力電圧をマイコン内部の A/D 変換器を介して取込み，前述と同じくマイコン内で計測点の x, y 座標を算出する．そして，事前に設定された x, y の目標座標との偏差を求め，その正負で給排気用の切替弁を駆動し，(6-4)～(6-9)式に示す比例制御則による算出(絶対)値から PWM 駆動弁のデューティ比を調整し，各シリンダ変位を x, y 方向で独立して制御し，保持ステージを目標座標に追従させる．

$$u_{Px(i)} = K_p e_{Px(i)} \quad (6-4)$$

$$u_{Py(i)} = K_p e_{Py(i)} \quad (6-5)$$

$$D_{x(i)} = u_{Px(i)} + 22.5 \quad (6-6)$$

$$D_{y(i)} = u_{Py(i)} + 22.5 \quad (6-7)$$

$$\left. \begin{aligned} V_{xR} = 1, \quad V_{xL} = 0 \quad (u_{Px(i)} > 0) \\ V_{xR} = 0, \quad V_{xL} = 1 \quad (u_{Px(i)} < 0) \\ D_{x(i)} = 0 \quad (u_{Px(i)} = 0) \end{aligned} \right\} \quad (6-8)$$

$$\left. \begin{aligned} V_{yR} = 0, \quad V_{yL} = 1 \quad (u_{Py(i)} > 0) \\ V_{yR} = 1, \quad V_{yL} = 0 \quad (u_{Py(i)} < 0) \\ D_{y(i)} = 0 \quad (u_{Py(i)} = 0) \end{aligned} \right\} \quad (6-9)$$

ここで、 $u_{px(i)}$ 、 $u_{py(i)}$ は x 方向および y 方向のシリンダに接続された PWM 弁のデューティ比の変化分と弁に入力される入力デューティ比を示す。さらに、 $u_{px(i)}$ 、 $u_{py(i)}$ の正負により、 $V_{xR} \cdot V_{xL}$ 、 $V_{yR} \cdot V_{yL}$ を切り換え、 $u_{px(i)} = 0$ 、 $u_{py(i)} = 0$ のときのみ PWM 弁の入力デューティ比 $D_{x(i)}$ 、 $D_{y(i)}$ を 0 とした。ここで比例制御のゲイン K_p は 1.0 %/mm である。また、x, y の座標データはシリアル変換モジュールを介し、PC で記録した。ここで、シリアルデータの送信を含めた制御のサンプリング周期は 5 ms である。

図 6-12 に、保持ステージの多点位置決め制御の結果を示す。破線は目標座標、実線は制御座標である。目標座標として、x, y 座標とも同じ座標を与え、たすき掛け状に動くように設定した。図 6-12 より、球面アクチュエータの変形によるオーバーシュートや、大きな変形を伴う追従制御では、x 軸方向に比べ y 軸方向の座標に対する追従誤差の方が大きいなどの差異はあるものの、座標計測によるステージ部の位置決め制御が実現できることがわかる。y 軸方向の誤差が大きい(目標値に達しない)原因は、ハンドメイドのシリンダのため、x 軸方向のシリンダの方が y 軸方向のシリンダに比べ摩擦が小さいことや、シリンダ端部から保持ステージまでの距離が短くなると曲げ剛性が高くなるため、保持ステージが x 軸方向の目標値に先に達することで、より y 軸方向のシリンダの動きを阻害するためであると考えられる。

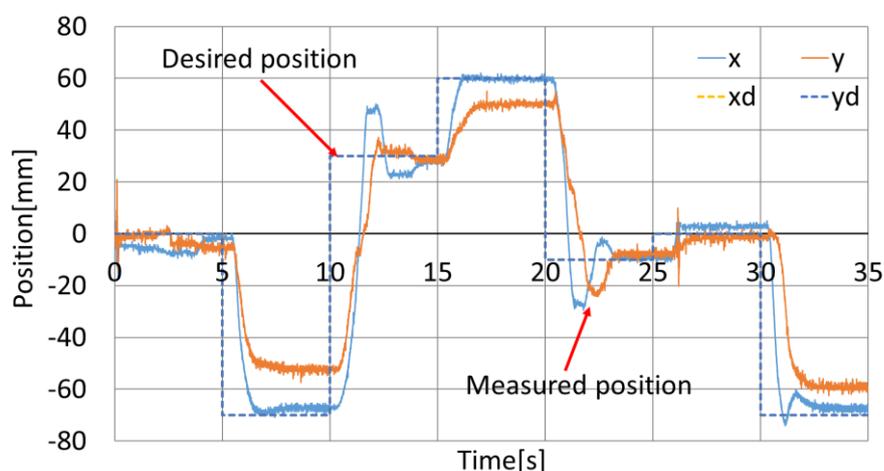


図 6-12 改良機器を用いた位置決め制御結果

6.5 結 言

本章では 2 つの保持ステージの相対位置を直接計測するため、ワイヤ式リニアポテンシオメータを 3 つ用いた安価な 3 次元位置計測システムを提案・試作し、座標計測実験

を行った。その結果、 x, y 座標では ± 5 mm の精度で位置計測が可能であることを確認した。また、球面アクチュエータに用いる柔軟空気圧シリンダの低摩擦化と製作の省力化を考えた新たな柔軟空気圧シリンダを提案・試作し、さらにこれを用いた球面アクチュエータを試作した。さらに、この改良した球面アクチュエータに3次元位置計測システムを搭載するために、計測システムのコンパクト化を行うとともに、試作計測システムを搭載した可搬型上肢リハビリテーション機器(球面アクチュエータ)を用いて、両ステージの相対座標を計測することでリハビリテーション機器の姿勢制御が可能であることを確認した。今後は、開発したセンサ内蔵型可搬型上肢リハビリテーション機器の制御性能の改善や、家庭で入手可能な流体圧力源である水道水圧を利用した駆動システムの開発が必要であると考えられる。

以上の機器に関して、機器の動作風景をもとに複数の理学療法士に評価を依頼した。その結果、以下の評価が得られた。

- ・ 可動域が大きく、有用性がある。
- ・ 脇を絞めて使用することで、手首のリハビリテーションを効果的に行うことができる。
- ・ 機器を頭上に持ち上げて駆動させるなど、持ち方を変えることでリハビリテーションを行う部位を変更できる。

以上のように、リハビリテーション機器としての評価は概ね良好であった。

第7章 結 論

本研究では、家庭で専門医や補助員なしに使用できる「ホームリハビリテーション」機器として、「安全」で操作が「容易」かつ「安価」な可搬型上肢リハビリテーション機器の開発を目的とし、柔軟空気圧シリンダを用いた軽量で手にもって使用できる柔軟駆動機構を開発し、またその機構に用いる柔軟な変位センサの開発を行った。さらに、これらを統合し、組込みコントローラにより姿勢制御を行う上肢リハビリテーション機器を開発した。本研究で得られた結論は以下の通りである。

- 1) 従来の設置型球面アクチュエータを両手で持って使用することで上肢に他動運動を誘導する可搬型上肢リハビリテーション機器の実現のため、球面アクチュエータのサイズを直径 160 mm から 260 mm に大きくするとともに、両保持ステージに柔軟空気圧シリンダのスライドステージを配置することで、対称性を有するアクチュエータ構造を工夫し、実現した。さらに、加速度センサを用いた 2 つの保持ステージ間の傾斜角を計測するシステムを開発し、姿勢制御システムを実現した。
- 2) 可搬型上肢リハビリテーション機器を駆動するための弁やコントローラへの配管や配線による転倒などの事故防止や自由度の向上のため、弁やコントローラを球面アクチュエータに内蔵した周辺機器一体型上肢リハビリテーション機器を提案・試作し、シーケンス制御による動作実験を行った。その結果、全質量 580 g と軽量ながら、機器外部から電源ケーブルと空気圧配管 1 本のみが接続される可搬性の高いリハビリテーション機器が実現できた。
- 3) 可搬型上肢リハビリテーション機器の 2 つの保持ステージ間の相対位置を知るため、炭素被覆繊維を抵抗体とした柔軟な変位センサを提案、試作し、変位計測実験を行った。その結果、試作センサでの変位計測は可能なものの、最低駆動圧力が 400 kPa 以上と摺動部の摩擦が大きいなどの問題を有することを確認した。
- 4) その他の柔軟空気圧シリンダ用の変位センサとして、市販のワイヤ式リニアエンコーダを用いて、シールを保ちながら柔軟空気圧シリンダのヘッド部の変位を直接計

測する手法を提案し、センサー一体型の柔軟空気圧シリンダを試作した。変位計測実験の結果、特殊なシール機構を用いることで、500 kPa 印加時でも気密性を保ちながら変位計測が可能なシステムを実現した。

- 5) 上述と同じ手法で、より安価で高速計測が可能な柔軟変位センサとして、多回転計測が可能なヘリカルポテンシオメータと、ゼンマイ式リールを用いたワイヤ式リニアポテンシオメータを提案・試作した。試作センサを用いた柔軟空気圧シリンダの位置決め制御実験より、シリンダ変位は目標値に比較的追従できており、試作センサの有効性を確認した。また、湾曲時でも同様に位置決め制御が可能であることを確認した。
- 6) 2 つの保持ステージの相対位置を直接計測するため、ワイヤ式リニアポテンシオメータを 3 つ用いた安価な 3 次元位置計測システムを提案・試作し、座標計測実験を行った。その結果、x, y 座標では±5 mm の精度で位置計測が可能であることを確認した。
- 7) 球面アクチュエータに用いる柔軟空気圧シリンダの低摩擦化と製作の省力化(低価格化)を考え、スライドステージに配置した 12 個の鋼球でチューブを押さえながら内部の鋼球を保持する新たな柔軟空気圧シリンダを提案・試作した。これにより、最低駆動圧力が約 130 kPa から 94 kPa に改善された。さらに、これを用いた球面アクチュエータを試作した。
- 8) 改良した球面アクチュエータに 3 次元位置計測システムを搭載するために、計測システムのコンパクト化を行うとともに、試作計測システムを搭載した可搬型上肢リハビリテーション機器(球面アクチュエータ)を用いて、両ステージの相対座標を計測することでリハビリテーション機器の姿勢制御が可能であることを確認した。

以上、本研究では家庭で患者自身が 1 人でも使用できるほど「安全」で、操作が「容易」かつ、使い捨て可能なほど「安価」な可搬型のリハビリテーション機器の開発を行った。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岡山大学大学院自然科学研究科教授 神田岳文先生に深く感謝致します。

さらに、本研究を遂行するにあたり、協力して下さった現SMC株式会社の玉木博章氏をはじめとする知能機械工学科メカトロニクス研究室の方々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。

平成30年6月22日

松井 保子

参考文献

- 1) Ministry of Internal Affairs and Communications, Statistics Bureau, Statistics, Population Estimates, Result of the Population Estimates, Monthly Report. Result of the Population Estimates. [online]. Available: <http://www.stat.go.jp/english/data/jinsui/tsuki/>
- 2) 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).
- 3) 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, 特別講演1, (2010).
- 4) 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.
- 5) 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.
- 6) 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.
- 7) 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.
- 8) 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.
- 9) 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

- 10) Takafumi Morimoto, Mohd Aliff, Tetsuya Akagi and Shujiro Dohta :
Development of Flexible Pneumatic Cylinder with Backdrivability and Its
Application, International Journal of Materials Science and Engineering,
Vol.3, No.1, (2015), pp.7-11.
- 11) 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.
- 12) Ayaka Ando, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Feifei Zhao and Takahiro
Fujikawa : Development of Flexible Mechanisms Using Flexible Pneumatic
Cylinders, Proceedings of the 8th JFPS International Symposium on Fluid
Power (2011), pp.364-371.
- 13) Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Ayaka Ando, Feifei Zhao and Changjiang
Liu : Development of flexible spherical actuator controlled by low-cost
servo valve and embedded controller, Journal of Procedia Engineering,
Vol.41, (2012), pp.127-133.
- 14) Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Changjiang Liu and Ayaka Ando : Development
and Control of Flexible Spherical Actuator Using Flexible Pneumatic
Cylinders, International Journal of Advanced Mechatronic Systems, Volume
5, No.3, (2013), pp.184-192.
- 15) 安藤文華, 堂田周治郎, 赤木徹也, 劉 長江 : 柔軟空気圧シリンダを用いた球面
アクチュエータの試作, 岡山理科大学紀要 第47号A (自然科学), (2011),
pp.21-26.
- 16) Masahiro Takaiwa and Toshiro Noritsugu : Development of Wrist Rehabilitation
Device Using Pneumatic Parallel Manipulator, Proceedings of The First
China-Japan Joint Workshop on Fluid Power, (2010), pp.42-47.
- 17) Masahiro Takaiwa and Toshiro Noritsugu : Wrist Rehabilitation Equipment
Using Pneumatic Parallel Manipulator, Proceedings of World Automation
Congress 2010 MON-PM1. (2010).
- 18) Masahiro Takaiwa, Toshiro Noritsugu, Norimichi Ito and Daisuke Sasaki :
Wrist rehabilitation device using pneumatic parallel Manipulator based on

- EMG signal, *International Journal of Automation Technology*, Vol.5, No.4, (2011), pp.472-477.
- 19) 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* 28(2), (2010), pp.208-214.
 - 20) 佐々木大輔, 則次俊郎, 高岩昌弘, 片岡佑介: 空気圧ソフトアクチュエータを用いた装着型腕部支援装具"ASSIST"の開発, *ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2005*, 101, (2005).
 - 21) 小林 宏, 鈴木秀俊, 伊庭雅弥, 長谷川翔: 上肢動作補助用マッスルスーツの肩機構開発と姿勢制御手法の提案, *計測自動制御学会論文集* 42(4), (2006), pp.376-385.
 - 22) 小林 宏, 野崎広和, 相田貴光: マッスルスーツの開発と工場労働者への適用, *ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2009*, (2009), 1P1-E17(1)-1P1-E17(3).
 - 23) Hironari Taniguchi, Noriko Tsutsui and Yoshiaki Takano: Feasibility Test of Range of Motion Exercises for Ankle Joints Rehabilitation using Pneumatic Soft Actuators, *Lecture Notes in Electrical Engineering* 345, Springer, (2015), pp.159-165.
 - 24) INNOPHYS - 株式会社イノフィス - マッスルスーツの開発を中心とした東京理科大学発ベンチャー企業[online]. Available: <https://innophys.jp/>
 - 25) 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.
 - 26) Yoshinori Moriwake, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta and Feifei Zhao: Development of low-cost pressure control type quasi-servo valve using embedded controller, *Journal of Procedia Engineering*, Vol.41 (2012), pp.493-500.
 - 27) Y. Matsui, T. Akagi, S. Dohta, M. Aliff and C. 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.

- 28) Christopher J. F. : Using an Accelerometer for Inclination Sensing. Analog Devices Application Note AN-1027, (2010), pp.1-8.
- 29) LTC1665/LTC1660 Micropower Octal 8-Bit and 10-Bit DACs マニュアル, Linear Technology Corporation.
- 30) 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.
- 31) 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.
- 32) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta and Shinsaku Fujimoto : Development of Flexible Pneumatic Cylinder with String-Type Displacement Sensor for Flexible Spherical Actuator, Lecture Notes in Electrical Engineering 345, Springer, (2015), pp.75-81.
- 33) 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 濱元 育 : 糸状柔軟変位センサの開発と応用, 日本機械学会論文集 (C編) , Vol.74, No.746, (2008), pp.2528-2534.
- 34) Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Hiroaki Kuno and Iku Hamamoto : Development of String Type Flexible Displacement Sensor to Measure the Movement of Robot and Human Body, International Journal of Intelligent Systems Technologies and Applications, Vol.8, No.1-4, (2009), pp.86-99.
- 35) 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.
- 36) 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).

- 37) Hiroaki Tamaki, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Wataru Kobayashi and Yasuko Matsui : Development of Hybrid Type Flexible Pneumatic Cylinder for Considering Less Air Consumption, MATEC Web of Conferences, Vol. 82, 2016 International Conference on Design, Mechanical and Material Engineering (D2ME 2016), No. 01002 (2016).
- 38) Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi and Hiroaki Tamaki : Development of Simple 3D Measuring Device using Low-cost Wire Type Linear Potentiometer for Flexible Spherical Actuator, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.6, No. 3, (2017), pp.215-218.
- 39) Wataru Kobayashi, Jie Guo, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta and Naoki Kato : Development of Simplified Wearable Wrist Rehabilitation Device Using Low-Friction Type Flexible Pneumatic Cylinders, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.6, No.3, (2017), pp.253-257.
- 40) 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.

発表・投稿論文

1. 学術論文 (査読有)

- [1] 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, Volume 1, Springer, pp.231-238 (2014).
- [2] 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, pp. 49-54 (2015).
- [3] 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, pp.314-318 (2015).
- [4] Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta and Shinsaku Fujimoto, Development of Flexible Pneumatic Cylinder with String-Type Displacement Sensor for Flexible Spherical Actuator, Lecture Notes in Electrical Engineering 345, Springer, pp.75-81 (2015).
- [5] Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi and Hiroaki Tamaki, Development of Simple 3D Measuring Device using Low-cost Wire Type Linear Potentiometer for Flexible Spherical Actuator, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol.6, No. 3, pp. 215-218 (2017).
- [6] Hiroaki Tamaki, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Wataru Kobayashi, and Yasuko Matsui, Development of Electric Flexible Spherical Actuator for Rehabilitation, International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, Vol. 6, No. 4, pp. 327-330 (2017).
- [7] Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi, Hiroaki Tamaki, Development of Flexible Spherical Actuator with 3D Coordinate

Measuring Device, Journal of Flow Control, Measurement & Visualization, Vol. 6, No. 2, pp.95-106 (2018).

2. Proceedingsなど (査読有)

- [1] Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Development of Flexible Displacement Measuring System Using Wire-type Linear Encoder for Flexible Spherical Actuator, Procedia Computer Science, Vol. 76, pp.113-118 (2015).
- [2] Takafumi Morimoto, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Yasuko Matsui, Development of Flexible Displacement Sensor Using Ultrasonic Sensor for Flexible Pneumatic Robot Arm, Procedia Computer Science, Vol. 76, pp.107-112 (2015).
- [3] 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 (2016).
- [4] 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.pdf (2016).
- [5] Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Yasuko Matsui, Hiroaki Tamaki, Naoki Kato, Low-cost wearable rehabilitation devices using flexible pneumatic cylinder with built-in pneumatic driving system, Proceedings of 2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2016), 16340667 (2016).
- [6] Hiroaki Tamaki, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Wataru Kobayashi and Yasuko Matsui, Development of Hybrid Type Flexible Pneumatic Cylinder for Considering Less Air Consumption, MATEC Web of Conferences, Vol. 82, 2016 International Conference on Design, Mechanical and Material Engineering (D2ME 2016), No. 01002 (2016).
- [7] Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Yasuko Matsui, Hiroaki Tamaki and Naoki Kato, Low-cost Portable Rehabilitation Device using Flexile Pneumatic Cylinders

Built-in Pneumatic Driving System Controlled by Embedded Controller, Proceedings of the 4th Japan-China Joint Workshop on Fluid Power 2016, pp. 83-87 (2016).

- [8] Hiroaki Tamaki, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Wataru Kobayashi, Yasuko Matsui, Development of Flexible Electro-Hydraulic Cylinder for Flexible Spherical Actuator, Proceedings of the 10th JFPS International Symposium on Fluid Power 2017, 2A19.pdf, pp. 1-7 (2017).
- [9] Yasuko Matsui, Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Wataru Kobayashi, Hiroaki Tamaki, Development of Flexible Spherical Actuator with 3D Coordinate Measuring Device Using Low-cost Wire Type Linear Potentiometers, Proceedings of the 10th JFPS International Symposium on Fluid Power 2017, 2B09.pdf, pp. 1-7 (2017).

3. 紀要

- [1] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 球面アクチュエータを用いた可搬型リハビリ機器の試作と制御, 岡山理科大学紀要 A, 自然科学 第50号, pp. 67-72 (2014).
- [2] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, ワイヤ式エンコーダを用いた柔軟空気圧シリンダ用変位計測システムの開発, 岡山理科大学紀要 A, 自然科学 第51号, pp. 57-62 (2015).
- [3] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 小林 亘, ワイヤ式リニアポテンシオメータを用いた柔軟空気圧シリンダの位置計測システムの開発, 岡山理科大学紀要 , 第52号 A, 自然科学, pp. 85-90 (2017).
- [4] 玉木博章 , 堂田周治郎 , 赤木徹也 , 小林亘 , 松井保子, 家庭用リハビリテーション機器のための柔軟油圧シリンダの試作と制御, 岡山理科大学紀要, 第53号 A, 自然科学, pp. 89-94 (2018).

4. 学会発表

- [1] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 柔軟空気圧シリンダを用いた可搬型上肢リハビリ機器の試作と制御, 第23回計測自動制御学会中国支部学術講演会, 福山, pp. 62-63 (2014).
- [2] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 柔軟空気圧アクチュエータのための変位センサ

- の試作, 日本機械学会中国四国支部第53期講演会講演論文集, 908.pdf, pp. 1-2 (2015).
- [3] 森本貴文, 赤木徹也, 堂田周治郎, 松井保子, 超音波センサと柔軟チューブを用いた変位の開発, 第24回計測自動制御学会中国支部学術講演会論文集, pp. 56-57 (2015).
- [4] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, ワイヤ式リニアエンコーダを用いた柔軟空気圧シリンダ用変位計測システムの開発, 第24回計測自動制御学会中国支部学術講演会論文集, pp. 96-97 (2015).
- [5] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 玉木博章, ワイヤ式リニアポテンショメータを用いた柔軟空気圧シリンダ用変位計測システムの開発, 日本機械学会中国四国支部第54期講演会講演論文集, K611.pdf, pp. 1-2 (2016).
- [6] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 玉木博章, ワイヤ式リニアポテンショメータ内蔵型柔軟空気圧シリンダの試作, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 2A1-04a2.pdf, pp. 1-4 (2016).
- [7] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 小林亘, 玉木博章, ワイヤ式リニアポテンショメータを用いた柔軟空気圧シリンダの位置決め制御, 平成28年春季フルートパワーシステム講演会論文集, pp. 83-85 (2016).
- [8] 玉木博章, 堂田周治郎, 赤木徹也, 小林亘, 松井保子, 可搬型リハビリテーション機器のための柔軟油圧シリンダの試作, 平成29年春季フルートパワーシステム講演会論文集, pp. 60-62 (2017).
- [9] 松井保子, 赤木徹也, 堂田周治郎, 小林亘, 玉木博章, 柔軟空気圧シリンダを用いた可搬型リハビリテーション機器のための低コスト3次元位置計測システムの試作, 平成29年春季フルートパワーシステム講演会論文集, pp. 69-71 (2017).

5. その他 (受賞, 助成など)

- [1] 2014 International Conference on Robotics and Mechatronics, Excellent Oral Presentation (Yasuko Matsui), (2014).
- [2] 2016 International Conference on Mechanical Engineering and Robotics Research, Best Presentation Award (Yasuko Matsui), (2016).
- [3] 平成29年度日本学術振興会特別研究員 (DC2), 助成期間: 2017-2019年, 柔軟空気圧シリンダを用いた低コスト・可搬型上肢リハビリ機器の開発.
- [4] 平成29年度科学研究費補助金 (特別研究員奨励賞), 助成期間: 2017-2019年, 柔軟空

気圧シリンダを用いた低コスト・可搬型上肢リハビリ機器の開発，1,800千円，研究
代表者：松井保子