

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

下岡 綜・赤木 徹也*・堂田 周治郎*・小林 亘*

岡山理科大学大学院工学研究科システム科学専攻

*岡山理科大学工学部知能機械工学科

(2017年10月31日受付、2017年12月4日受理)

1. 緒言

近年、少子高齢化の進行¹⁾から、多くの研究機関でパワーアシスト装置などに用いるウェアラブルアクチュエータの開発が盛んに行われている²⁾⁻⁷⁾。また国の政策としても、医療・福祉分野への応用分野に関する研究を奨励する傾向にある。ウェアラブルアクチュエータの開発においては、人間親和性の高い、軽量かつ制御性能の良いアクチュエータの開発が望まれる。特に、近年注目されているウェアラブルアクチュエータとしてゴム人工筋がある。ゴム人工筋は、空気圧によるチューブの周方向への膨張を、繊維拘束により軸方向への収縮力に変換するアクチュエータであり、軽量・柔軟なアクチュエータにもかかわらず、数百Nといった大きな発生力を生じる。しかし、このアクチュエータの位置決め制御には、変位センサーが必要となるが、従来の剛体の変位センサーでは、アクチュエータ自身の有する柔軟性のメリットを損なってしまう。また、外部にセンサーを設置した場合、人体に取り付けて使用するなどのウェアラブル性を損なってしまう。そのため、ウェアラブル性向上の意図から外部に変位センサーを有しないセンサーを内蔵したアクチュエータの開発が必要となる。そこで本研究では、フォトフレクタとゴム人工筋を用いたセンサー内蔵型アクチュエータの開発を行ってきた。具体的には小型のフォトフレクタを使用しゴム人工筋の内部に変位センサーを組み込んだセンサー内蔵型ゴム人工筋を提案し、試作した⁸⁾⁻¹⁰⁾。しかし、このセンサー内蔵型ゴム人工筋はフォトフレクタからの赤外線光が人工筋内壁で乱反射を起こしている可能性がある。さらにセンサー面に対して平行な方向に力が加わった場合、内部センサーが人工筋の軸中心からずれ、測定誤差が生じるおそれがあるといった問題点を有していた。

そこで本研究では、この問題を解決するため初めに内径センサーの構造の改良を行う。次に人工筋の固有パラメータの同定を行う。また、3方向内径センサーの計測誤差の解析モデルを提案し、理論的に解析する。さらに、内径センサーを用いた弁・センサー一体型ゴム人工筋を試作し、その構造や人工筋の位置決め制御実験を行

う。

2. 従来のセンサー内蔵型ゴム人工筋

2-1 内径センサーの構造と測定原理

まず、図1に人工筋の特性¹¹⁾を示す。ゴム人工筋は、印加圧力により人工筋のチューブ直径が膨らむことで、網目状の被覆繊維の交差角が変わり、軸方向の変位に変換される。従って、何らかの方法で人工筋の直径を知ることによって軸方向の変位を推定することができる。本研究では、チューブの内径変化を計測することで、軸方向変位を計測する手法を試みた。

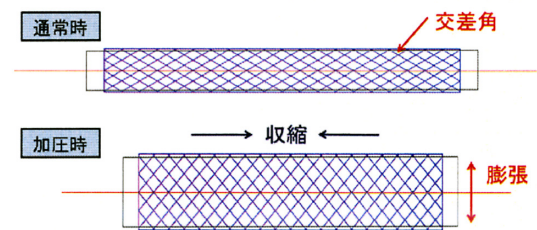


図1 ゴム人工筋の動作原理図

図2に以前の研究で開発した内径センサー^{10), 12)}の外観を示す。センサーは市販のフォトフレクタ4個(株GENIXTEK社製 TPR-105F)と、その回路基板と高さ調節のためのアクリル板で構成される。2つのフォトフレクタは基板を介して対抗して配置され、さらにチューブ内でのセンサーのチューブ軸方向のズレを補正するため、1mm離して配置している。また、シールを保つため、円盤状の圧力隔壁を有している。内径センサーの寸法は長さ45mm、幅9mm、厚さ8mmである。

図3、4に従来の内径センサー内蔵型ゴム人工筋の外観図、断面図を示す。以前の研究では自然長250mm、内径10mmのゴム人工筋(株FESTO MXAM-10-AA)に試作した内径センサーを組み込んだ。フォトフレクタの測定位置はゴム人工筋が膨らんだ際、人工筋の中央部分の直径と同じ径になる場所(人工筋の端部から30mmの位置)に設定した。また、フォトフレクタの検出範囲から4つのフォトフレクタとチューブ壁面との間隔がそれ

ぞれ1mmとなるように配置している。内径センサの取り付けは、圧力隔壁のついたセンサをゴム人工筋の中に挿入した後、両側からドーナツ状の円板ではさみ、センサの保持とシールの保持の両方を同時に行っている。測定原理は以下の通りである。印加圧力によってゴム人工筋のチューブが膨らむと、フォトフレクタとチューブ壁面の間隔が最大5.5mmまで広がる。この際、間隔が広がるに伴ってフォトフレクタの出力電圧が下がり、出力電圧の変化から人工筋の内径を知ることができる。ここで内径センサの質量は10g、センサを含む人工筋の総質量は70gと軽量である。

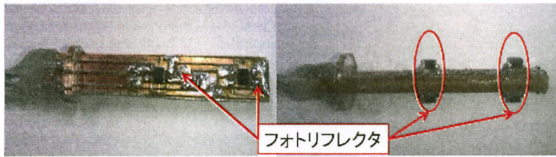


図2 内径センサの外観

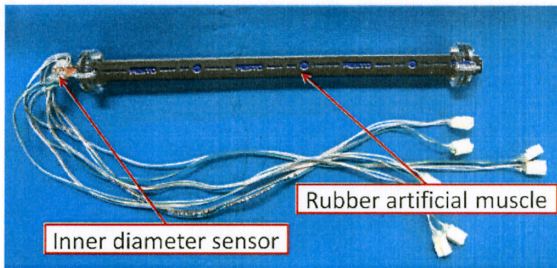


図3 内径センサ内蔵型ゴム人工筋の外観

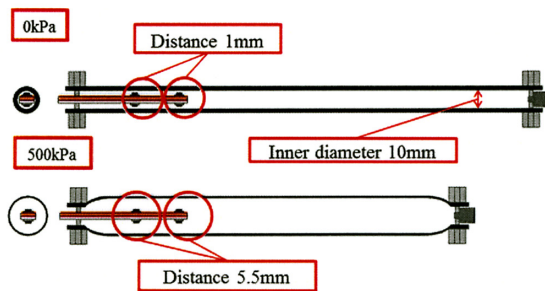


図4 内径センサ内蔵型ゴム人工筋の断面

2-2 センサの特性とゴム人工筋の位置決め制御

図5にゴム人工筋のチューブの直径と長さの解析モデルを示す^{10), 12)}。ここで人工筋の直径とは、繊維拘束をしている部分の直径である。人工筋は図5に示すように、長さ b の繊維が θ_0 の傾斜角を持って n 回巻かれた構造を有しており、幾何学的な関係から直径 D とこれらの長さ L は式(1)で表される。

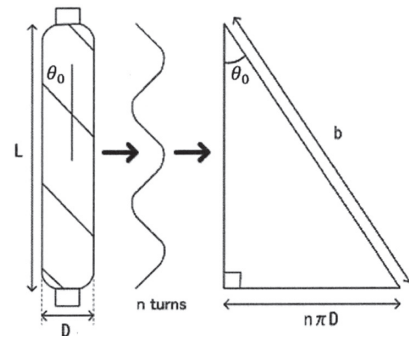


図5 人工筋の解析モデル

$$L = \sqrt{b^2 - (n\pi D)^2} \quad (1)$$

ここで、 L は人工筋の長さ、 b は繊維の長さ、 n は巻き数、 D は人工筋の直径（繊維拘束部分の直径＝繊維直径）である。式(1)から人工筋固有のパラメータである繊維長さ b と巻き数 n が同定できれば、直径に対して人工筋の長さ L が求まる。本研究では、上記の人工筋の理論式を用いて人工筋の変位推定を行う。図6に式(1)を用いた推定人工筋長さと同定した長さとの比較を示す。図中の●は推定値、実線は測定した人工筋長さと同定長さが一致する理想値を示す。図から人工筋変位が飽和する高圧印加時を除き、推定値と実測した人工筋長さ(真値)はよく一致しており提案する手法の有効性が確認できる。

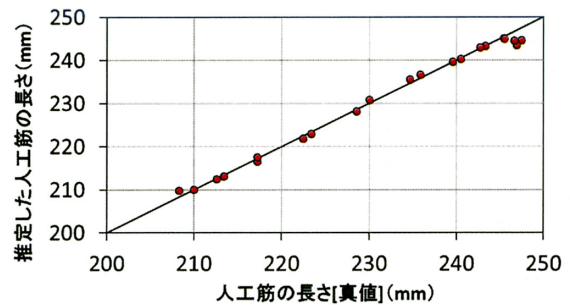


図6 人工筋の推定長さと同定した長さの比較

図7に試作センサを用いたゴム人工筋の追従位置決め制御結果を示す。実験では試作センサからの変位をもとに比例制御則を用いた。図中の一点破線は目標変位、破線はポテンシオメータによる実測変位(真値)、実線は試作センサによる推定変位を示す。実験では、目標値はポテンシオメータを用いて変位が5mm～30mmの範囲で約0.1Hzの周期で変化させている。

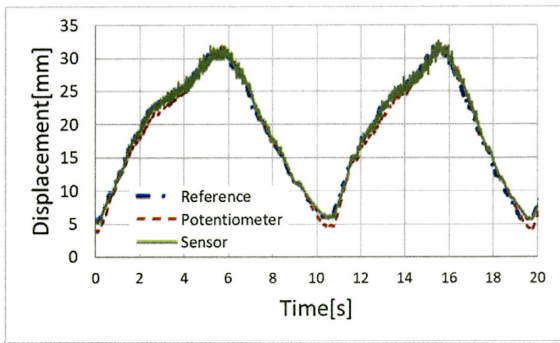


図7 センサ内蔵型ゴム人工筋の追従制御結果

図7より、目標値入力に対してゴム人工筋の変位は比較的良く追従していることがわかる。しかし、センサ面に対し垂直方向のずれは補正できるものの、センサ面に対する平行方向のずれには対応できるように設計されていない。また内径センサに使用しているフォトリフレクタから照射された赤外線光が人工筋内壁で乱反射し、その乱反射光により計測誤差を引き起こしている可能性がある。そこで、乱反射を防ぐフォトリフレクタの配置を提案するとともに、軸方向のズレを二次元的に補正できる内径センサについて検討する。また、同時にゴム人工筋の発生力の向上と計測範囲を拡大するため、従来使用していた人工筋の内径10mmより大きい20mmの人工筋を用いたウェアラブルアクチュエータの試作について検討する。

3. 内径センサの改良

3-1 改良型センサの構造と測定原理

以前の内径センサの乱反射光の影響を低減する方法として、フォトリフレクタの種類と配置を変更する。図8に新たに計測範囲の大きいフォトリフレクタ (Linkman製 LBR-127HLD) の外観を示す。大きさは4.4×8.2×5.6mmである。このフォトリフレクタは図8に示すように、受光素子の側面がフレームによって囲まれており、これにより受光素子に向かって斜めに入ってくる乱反射光の入射を防ぐことができる。

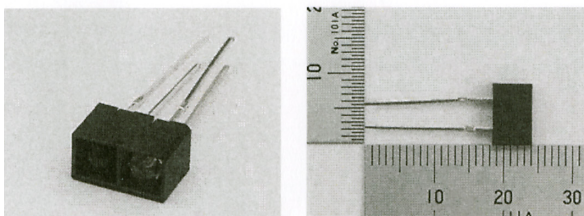


図8 新たに使用するフォトリフレクタ

また、人工筋の軸中心付近での内径を計測するためには、内径センサを人工筋軸中心付近で保持する機構

や人工筋に外力が加わり人工筋の軸中心がずれた場合でも計測できるような仕組みが必要である。図9、10に3方向内径センサの外観図と構成図を示す。センサの寸法は38×18×14mmである。3個のフォトリフレクタは軸中心から120度ごとに約10mm離して配置しており、2mmの亚克力板で底上げし、フォトリフレクタの検出範囲がゴムチューブまでの距離検出範囲を満たすように設定している。このように3個のフォトリフレクタによって3方向でチューブ内壁との距離を計測し、その平均距離を求めることで、人工筋の軸中心がずれた場合でも補正が可能で、より正確な内径計測ができるものとする。

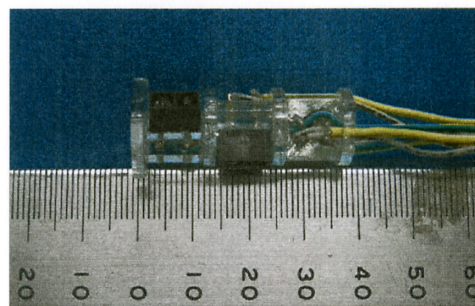


図9 改良した内径センサの外観

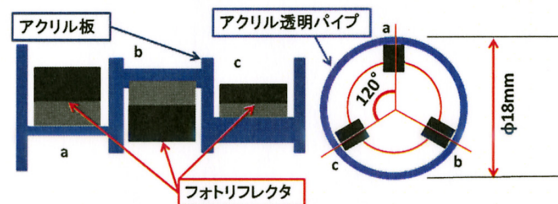


図10 改良した内径センサの構成

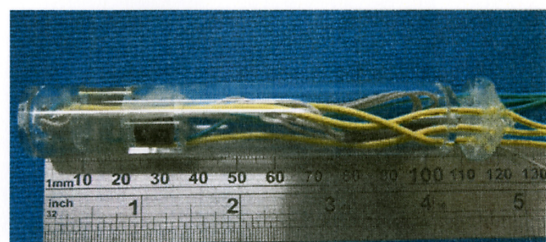


図11 内径センサ全体の外観

この3方向計測内径センサを人工筋に取り付けるために、図11に示す円筒形の土台を構成した。具体的には、長さ100mm、外径18mm、内径14mmの透明な亚克力パイプ内にセンサを挿入し、人工筋端部で保持できるように保持用の亚克力板と5mm離してネジで固定する。この保持用亚克力板には空気供給口とセンサの配線のための穴を設けている。亚克力パイプにはフ

フォトフレクタから内壁に向けて照射された赤外線光や内壁からの反射光に影響を与えないように、それぞれのセンサの上に穴を開けている。

3-2 改良型センサの計測システムと基本特性

試作センサを用いてフォトフレクタのセンサ値から、前章で述べた人工筋モデル式を用いて人工筋長さを推定するには、人工筋の固有パラメータである式(1)の巻き数 n と繊維長さ b を同定する必要がある。これはゴム人工筋の外径と繊維直径の関係を調べることで同定することができる。内径センサの出力(A/D値)とセンサ出力から人工筋の算出長さの関係は、以下の方法により導出した。図12は内径センサを内蔵したゴム人工筋の外観を示している。この人工筋を用いて、内径センサからの3つのフォトフレクタ出力と人工筋外径と長さの関係を調べた。具体的には、人工筋の入力圧力を0~500kPaまで50kPa毎に変えた場合の人工筋の外径と、人工筋長さ(軸方向長さ)を、マイクロコンピュータ(株Renesas製, SH7125)のAD変換器を介して取得した3つのフォトフレクタの出力値を、シリアル通信を用いてパソコンに取り込み測定する。実験で用いるゴム人工筋は株FESTO社製のMXAM-20-AAで公称内径20mm、公称外径24mmである。

従来の研究¹³⁾⁻¹⁵⁾において、人工筋の加圧膨張に対して、人工筋のゴムチューブ部分の体積が変わらないことが確認されている。図13に示す人工筋体積は加圧前と加圧後で同じである。この推定方法はゴム人工筋の太さが変わっても外径を測定することで正確な内径を知ることが可能であり、内径が分かれば繊維直径が推定できる。ここで、加圧前後の体積が一定であるとすると次式が成り立つ。

$$\frac{\pi}{4}(D_{10}^2 - d_0^2)L_0 = \frac{\pi}{4}(D_1^2 - d^2)L \quad (2)$$

これにより、加圧時の内径 d を求めると式(3)が得られる。

$$d = \sqrt{D_1^2 - \left\{ (D_{10}^2 - d_0^2) \frac{L}{L_0} \right\}} \quad (3)$$

ここで、 D_{10} は加圧前の人工筋外径(23mm)、 d_0 は加圧前の人工筋内径(19mm)、 L_0 は加圧前の人工筋長さ(自然長=298mm)、 D_1 は加圧時の人工筋外径、 d は加圧時の人工筋内径、 L は加圧時の人工筋長さである。またこの推定方法を用いて得られた人工筋の内径 d と人工筋の外径 D_1 を用いて加圧時の繊維直径 D は式(4)で求められる。ここで繊維直径とは、図13に示すように断面がドーナツ状の人工筋チューブの肉厚の中央部に存在する繊維

のある直径部分を指す。式(4)を用いて計算した人工筋の外径 D_1 と繊維直径 D との関係を図14に示す。このグラフから人工筋の外径 D_1 [mm]と繊維直径 D [mm]との関係は近似式(5)で表される。

$$D = \frac{D_1 + d}{2} \quad (4)$$



図12 センサ内蔵型人工筋の外観

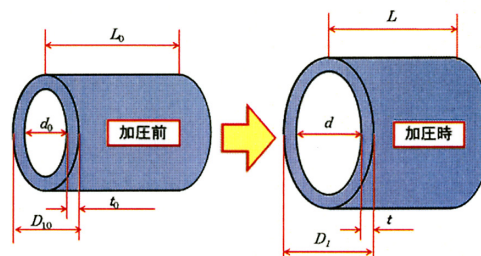


図13 人工筋肉の加圧時の様子

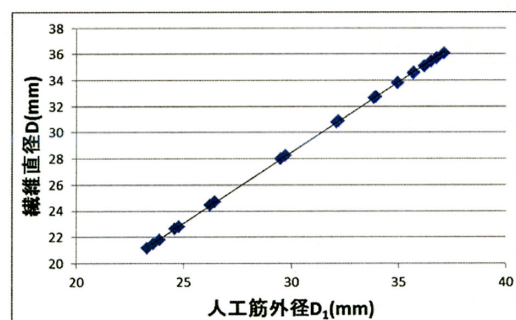


図14 人工筋の外径と繊維直径の関係

$$D = 1.083 D_1 - 4 \quad (5)$$

次に、式(1)を用いるには人工筋の固有パラメータ n 、 b の同定を行う必要がある。式(1)の両辺を二乗すると式(6)が得られ、 L_2 と D_2 の関係は、線形な一次方程式で表されることがわかる。式(5)を用いて使用するゴム人工筋の長さ L と繊維直径 D を求め、その後 L_2 と D_2 の関係をプロットしたグラフを図15に示す。

$$L^2 = -(n\pi)^2 \cdot D^2 + b^2 \quad (6)$$

図15より、巻き数は $n=2.03$ 、繊維長さは $b=327$ mmと同定される。

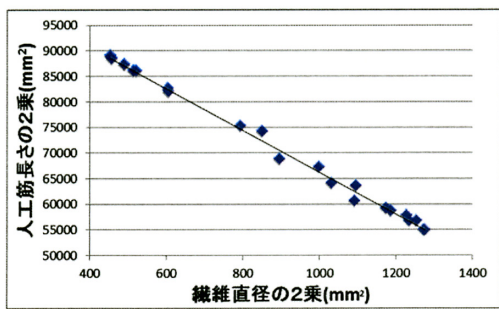


図15 人工筋外径と繊維直径の関係

図16に推定した人工筋長さとの比較を示す。◆は推定値、実線は測定した人工筋長さとの一致する理想値を示す。図より245～265mm付近では多少のばらつきはあるものの標準偏差は1.6mmであり、リハビリテーション機器として必要となる精度(±2mm以内)有している。よって、推定値と真値は理想値とほぼ一致していることがいえる。

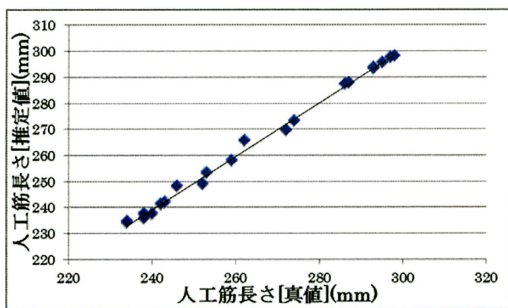


図16 人工筋の推定長さとの実際の長さとの比較

4. 駆動ユニットを有するセンサー一体型ゴム人工筋

4-1 駆動ユニットを有するゴム人工筋の構造

前章で述べた内径センサを外径23mm、内径19mm、長さ300mmのマッキベン型ゴム人工筋内に挿入する。内径センサの取り付けは、ゴム人工筋の中に挿入した後、圧力壁であるアクリル板をPOM製のドーナツ状の円板(外径42mm、内径24mm)ではさみ、センサの保持とシールの保持の両方を同時に行う。また、その人工筋の端部にマイクロコンピュータ(株Renesas製, SH7125)と弁を有する駆動ユニットを取り付け、入力信号に応じた位置決めを可能にしたゴム人工筋を構成した。

図17に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外観を、図18に改良した人工筋の加圧時と無加圧時の断面形状を示す。また、図19に駆動ユニットの側面写真と上面写真を示す。駆動ユニットの大きさは66mm×61mm×70mmであり、ユニットを含む変位センサー一体型ゴム人工筋の全長は約370mmである。駆動ユニットは2つのon/off弁から構成される疑似サーボ弁¹⁶⁾

とマイクロコンピュータ(株Renesas製, SH7125)、内径センサ用の電気回路から構成される。

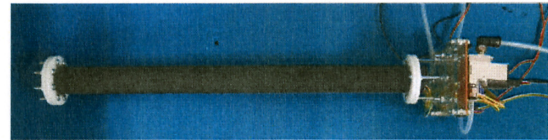


図17弁・センサー一体型ゴム人工筋の外観

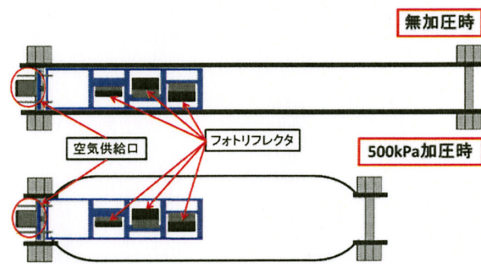


図18 一体型ゴム人工筋の断面図

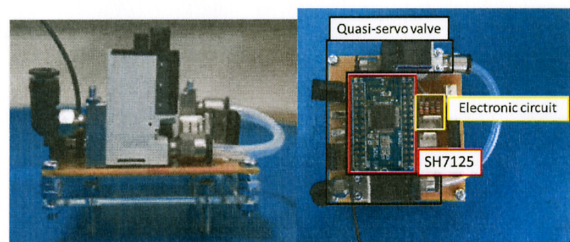


図19弁・コントローラー一体型駆動ユニット

4-2 制御システムの構成と制御の流れ

図20、21に弁・センサー一体型ゴム人工筋の位置決め制御システムの外観図と構成図を示す。システムは改良した3方向計測内径センサを挿入した一体型ゴム人工筋、真値計測用のポテンシオメータ(株緑測器社製 LP-100F-C)とマイクロコンピュータから構成される。実験装置は、一体型ゴム人工筋とポテンシオメータが直列に配置されたアクリル製の台から構成され、ポテンシオメータは台に設けた位置調節用の穴により、初期位置の調節が可能である。制御の流れは以下の通りである。ファンクションジェネレータからの位置目標値と内径センサからの出力電圧をマイコン内のA/D変換器を介して検出し、前述の人工筋長さの推定方法によりゴム人工筋の推定変位を算出し、目標値との偏差を求める。そして、制御則に基づいて疑似サーボ弁を駆動し位置決め制御を行う。ここで制御則として式(7)で与えられる比例制御則を用いる。制御のサンプリング周期は5msであり、疑似サーボ弁のPWM周期は10msである。

$$u = k_p \cdot e \quad (7)$$

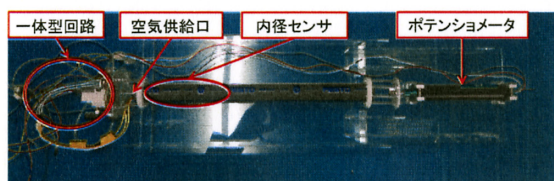


図20 位置決め制御システムの外観

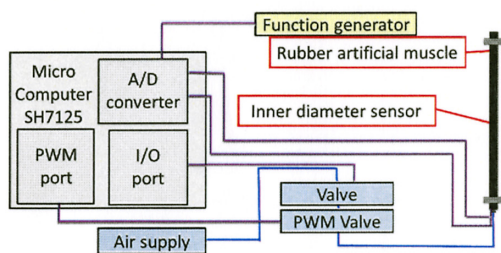


図21 位置決め制御システムの構成

4-3 制御結果と考察

図22に比例制御則を用いた場合の変位センサー一体型ゴム人工筋の追従制御の応答結果を示す。3方向内径センサによる人工筋長さをフィードバックした結果である。比例ゲインは試行錯誤的に求め、 $k_p=50\%/mm$ とした。実線がセンサによる推定長さ、破線はポテンシオメータで測定した人工筋長さ、一点破線はファンクションジェネレータを使って出力した目標変位である。目標変位は、オフセット226mm、振幅38mmの正弦波信号を変化として与え、周波数は0.1Hzである。図22から人工筋の実験値は目標値にほぼ追従していることがわかる。これは目標とするリハビリテーション機器の位置決め精度($\pm 2mm$)を満たしている。しかし、センサ出力値が階段状になっていることがわかる。これはセンサの分解能が影響しているためのもと思われる。しかし、全体として内径センサによるフィードバック制御は実現しており、目標指令電圧を加えるだけで、位置決め制御が実現できるインテリジェントな制御器・弁・センサー一体型のウェアラブルアクチュエータが実現できたといえる。

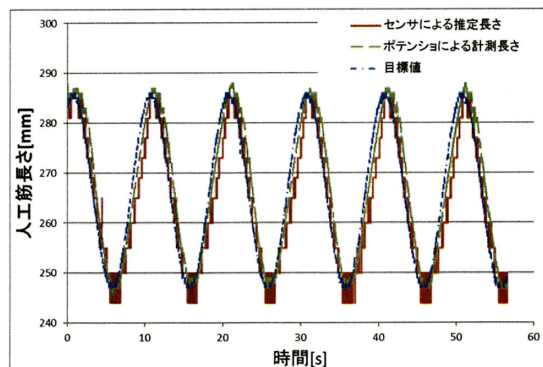


図22 位置決め制御結果

5. 結言

内径センサに使用する光センサを乱反射光の影響を受けにくいフォトリフレクタに変更し、さらにチューブ中心から放射状に3方向から計測することで、人工筋に外力が加わった場合でも、計測可能な内径センサを提案、試作した。

改良した内径センサを人工筋に挿入し、人工筋チューブ肉厚の体積が一定という条件を利用し、人工筋外径から繊維直径を求める関係式を導出した。さらに、外径23mm、内径19mmの人工筋の固有パラメータを同定し、同定したパラメータとモデルを用いた人工筋の推定長さを実測した実験結果と比較することで、提案した内径センサの有効性を確認した。

改良した内径センサ内蔵型ゴム人工筋とその変位計測と位置決め制御のための組込みコントローラと疑似サーボ弁を有する駆動ユニットを提案、試作した。さらに、駆動ユニットとセンサ内蔵型人工筋を組合せた制御器・弁・センサー一体型のウェアラブルアクチュエータを構築し、変位指令電圧を加えるだけで位置決め制御が可能であることを確認した。

参考文献

- 1) 内閣府 平成28年版高齢社会白書
<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/index-w.html>
- 2) 大岩昌弘, 則次俊郎, 佐々木大輔: “空気式パラレルマニピュレータを用いた手首リハビリテーション ～筋電位信号に基づく訓練動作の提案～”, 日本フルードパワーシステム学会論文集, Vol. 43, No. 3, pp. 39-45 (2012)
- 3) 稲葉智也, 則次俊郎: “二関節筋型ゴム人工筋を用いた支援装置モデルの解析と制御”, 日本機械学会論文集(C編), Vol. 77, No. 778, pp. 2323-2335 (2011)
- 4) 有安 諒平, 山脇 香奈子, 久保田 茂希, 河本 浩明, 中田 由夫, 江口 清, 山海 嘉之, 落合 直之: “脊髄損傷不全麻痺患者に対するロボットスーツHALを用いたリハビリテーションの試み”, 国立大学法人リハビリテーションコ・メディカル学術大会誌 33, pp. 63-65 (2012)
- 5) 渡邊大貴, 田中直樹, 金森毅繁, 斉藤秀之, 長澤俊郎, 小関迪, 山海嘉之, 柳 久子: “ロボットスーツ HAL (Hybrid Assistive Limbs) 福祉用の臨床応用にむけた症例研究”, 理学療法科学/27(6), pp. 723-729 (2012)
- 6) 平松宏介, 山海嘉之: “サイバニックマスタアームに搭載す

- るための3Dビジュアルフィードバックシステムの開発”, 日本機械学会論文集(C編), Vol. 79, No. 799, pp. 196-209(2013)
- 7) 佐藤 千恵, 横矢 重治, 渡邊 博美, 梅原 英之, 中村 裕紀, 小林 宏: “腰補助用マッスルスーツ(R)のフィールドテスト(物流の作業現場への適用)”, 日本機械学会論文集C編, Vol. 79, No. 806, (2013), pp. 3525-3538
 - 8) 藤田圭司, 堂田周治郎, 赤木徹也: “長変位型ゴム人工筋を用いた伸縮湾曲機構の試作”, 日本機械学会中国四国支部第48期総会・講演会講演論文集, pp. 291-292(2010)
 - 9) 赤木 徹也, 堂田 周治郎, 趙 菲菲, 藤田圭司: “内径センサ内蔵型ゴム人工筋の開発と制御”, 日本機械学会論文集(C編) Vol. 77, No. 779, pp. 2711-2719(2011)
 - 10) 剣持 雄司, “内径センサ内蔵型ゴム人工筋の改良と応用” 岡山理科大学大学院工学研究科平成24年度修士論文(2013)
 - 11) C. Chou and B. Hannaford: Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 12, No. 1, pp. 90-102(1996)
 - 12) Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Yuji Kenmotsu, Feifei Zhao and Masataka Yoneda: Development of smart inner diameter sensor for position control of McKibben artificial muscle, Journal of Procedia Engineering, Vol. 41, pp. 105-112(2012)
 - 13) 剣持雄司, 赤木徹也, 堂田周治郎, 守分善法: “ゴム人工筋の変位計測用内径センサの改良”, 岡山理科大学紀要, 第48号 A, pp. 17-21(2012)
 - 14) Tetsuya Akagi, Shujiro Dohta, Yuji Kenmotsu, Syota Jinno and Ken-ichi Taniguchi: Model Based Axial Displacement Measurement of Rubber Artificial Muscle Using Inner Diameter Sensor, Lecture Notes in Electrical Engineering 293, Vol. 1, Springer, 349-357(2014)
 - 15) Ken-ichi Taniguchi, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi and Yuji Kenmotsu: Improvement of Rubber Artificial Muscle with Built-in Inner Diameter Sensor and Its Application, International Forum on Systems and Mechatronics, Proceedings D01.pdf, 1-6. (2014)
 - 16) So Shimooka, Shujiro Dohta, Tetsuya Akagi, Yoshinori Moriwake and Feifei Zhao, Estimation of Pressure Control Performance in Low-Cost Quasi-Servo Valve Using Embedded Controller, Springer, Lecture Notes in Electrical Engineering 293, Volume 1, 359-366(2014)

Development of Integrated Rubber Artificial Muscle with Built-in Displacement Sensor and Pneumatic Driving Unit

So Shimooka, Tetsuya Akagi ^{*}, Shujiro Dohta ^{*}, and Wataru Kobayashi ^{*}

Graduate School of Engineering,

** Department of Intelligent Mechanical Engineering,*

Okayama University of Science,

1-1 Ridai-cho, Kita-ku, Okayama 700-0005, Japan

(Received October 31, 2017; accepted December 4, 2017)

Due to the ageing and the decreasing birth rate in Japanese society, providing nursing care for the elderly is improvement problem. Therefore, it is strongly desired to develop a wearable actuator to use in a power assistive device for nursing care or rehabilitation device. The purpose of this study is to develop a high-power flexible actuator with a built-in displacement sensor which can be used in supporting a bathing. In our previous study, we proposed and tested a rubber artificial muscle with a built-in inner diameter sensor and improved the inner diameter sensor which has 4 photo reflectors on the two electric circuit boards to compensate the inclined angle of the sensor in the muscle. This sensor can be expected to estimate the axial direction displacement of the rubber artificial muscle, because the relation between the inner diameter and the axial directional displacement of the muscle has a strong correlation. This sensor can compensate the sensor's setting position error toward vertical direction of the sensor electric circuit board, however, it cannot compensate the horizontal direction setting error. Therefore, we aim to develop an improved inner diameter sensor that can compensate both vertical and horizontal directional setting error of the sensor.

In this paper, as an inner diameter sensor for middle-sized rubber artificial muscle to get larger generated force for lifting whole human body, the novel inner diameter sensor with radial arrangement of three photo reflectors was proposed and tested. The model of the improved sensor for measuring axial displacement of the muscle was proposed. The parameters in an analytical model were identified. The displacement was measured of the muscle using the tested sensor and the model with identified parameter was carried out. As a result, the inner diameter sensor could measure the displacement of the muscle.

As an easily-operated wearable actuator that can be operated and controlled by only reference signal, the intelligent rubber artificial muscle with the integrated pneumatic driving system and the built-in sensor was proposed and tested. To drive the actuator, a pneumatic supply pipe and an electric line with three cores from the outside were required. The position control of the tested actuator was carried out. As a result, it was confirmed that the intelligent rubber artificial muscle controlled by only giving reference voltage could be realized.

Keywords: inner diameter sensor; artificial rubber muscle; photo reflector; quasi-servo valve