

報告日 2013年(平成25年) 5月14日  
報告者 芝浦工業大学 システム理工学部  
伊藤 和寿 (教授)  
芝浦工業大学大学院 理工学研究科  
小林 亘 (博士課程2年)

## 1. 研究概要

(和文)

### (1) 課題名 (日本語)

水圧人工筋によるリハビリテーション用プール内歩行訓練システムの開発(水圧人工筋の基礎特性調査とモデル化)

### (2) 研究者氏名

伊藤 和寿 芝浦工業大学 システム理工学部 教授

小林 亘 芝浦工業大学大学院 理工学研究科 博士課程2年

### (3) 研究概要 (日本語)

近年、リハビリテーション分野においてもクリーンな駆動源である水圧技術の適用が進められている。本研究は、水圧技術をマッキベン型人工筋に適用し、水中歩行訓練に適した補助装具の開発を目的としている。ここでは、水道水圧により駆動される人工筋の動特性を明らかにし、その動的モデルを導出した。また、補助装具の股関節部に直接センサを用いずに角度を推定する手法として、1) 動的モデルを用いた手法、2) 曲げセンサを用いた手法、を挙げこれらの有用性について実験により検証した。

### (4) キーワード

リハビリテーション工学, 歩行訓練装具, マッキベン型人工筋, ADS (Aqua Drive System)

(英文)

### (1) Research title

Development of Gait-training Orthosis with Water Hydraulic McKibben Muscles

### (2) Name of researcher with title of position

Kazuhisa Ito, Shibaura Institute of Technology, Professor

Wataru Kobayashi, Shibaura Institute of Technology, Ph.D. candidate

### (3) Summary

Water Hydraulics, which has 100% oil-free characteristics, has been applied to rehabilitation engineering. This study supposes to apply water hydraulic McKibben muscle to a gait-training orthosis specialized underwater gait-training. In this study, the characteristics of water hydraulic McKibben

muscle were shown and its dynamical model was derived. In addition, two methods were proposed: one is the method using dynamical model and the other using flex sensor.

#### (4) Key Words

Rehabilitation engineering, Gait-training orthosis, McKibben Muscle, ADS (Aqua Drive System)

## 2. 本研究の意義・特色

歩行訓練を対象とした訓練装置は数多く開発されており、その有用性に関する研究も多い。しかしながら、これらの訓練装置は全自動化による装置の大型複雑化、高コスト化の面で実用化に至っていないケースがほとんどである。また、大掛かりな装置を身体に装着して行うリハビリに嫌悪感を抱く患者も多い。そこで、本研究では装置の小型簡略化を目的とした新しい補助装具を提案している。従来の装置では動力源やアクチュエータとして電気モータやコンプレッサを用いていたが、これらは前述の大型化、高コスト化に大きく関わる要素であり、電動モータやコンプレッサに変わる新しい動力源もしくはアクチュエータが必要である。

これに対し、本研究では、柔軟・軽量・安価なアクチュエータとして知られ、リハビリでも広く用いられているマッキベン型人工筋の適用について検討した。マッキベン型人工筋に水圧技術を適用した事例はいくつか報告されているが、そのほとんどが空気圧では達成することが難しい高圧域を対象としているものであり、水道水圧のような低圧域を対象とする研究は少ない。そのため、水道水駆動マッキベン型人工筋の特性解析を行い、水道水圧により駆動されるマッキベン型人工筋の駆動特性を明らかにした上で、人工筋の動特性を考慮した人工筋モデルをシステム同定により算出し、本提案装具への適用の可能性について検証した。これにより、水圧ポンプや他の駆動源を一切必要としない省スペースで安価なアクチュエータが実現され、ひいては訓練装具の小型簡略化を達成することができる。

## 3. 実施した研究の具体的内容、結果（本文）

実施した研究の内容について以下に述べる。具体的には、1) 人工筋の特性解析、2) 人工筋の静的モデルの妥当性確認、3) システム同定による人工筋動的モデルの算出、について述べる。加えて、4) 本提案装具の特長の一つとなるポテンショメータを用いない股関節角度の推定法について報告する。

### 3.1 水道水駆動マッキベン型人工筋の特性解析

前述したように、マッキベン型人工筋を水道水圧により駆動した事例は少ない。そのため、特性解析として供給圧力－筋変位特性および筋変位－筋張力特性の二つを実

験により明らかにした。以下に実験装置を示す。実験装置は、水圧切替弁、圧力センサ、流量計、ポテンシオメータから構成されている。なお、実験に用いた人工筋の自然長は 550mm であり、空気圧人工筋の作動流体を水道水に変更して使用している。また、圧力域が空気圧と同等であることから、配管部には従来の水圧で用いられているステンレスパイプに加え、空気圧で用いるチューブも使用することが可能である。

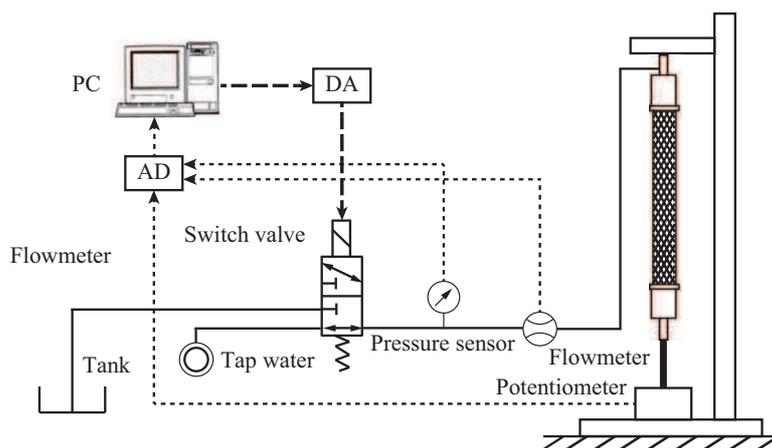


Fig.1 Schematic diagram of experimental setup

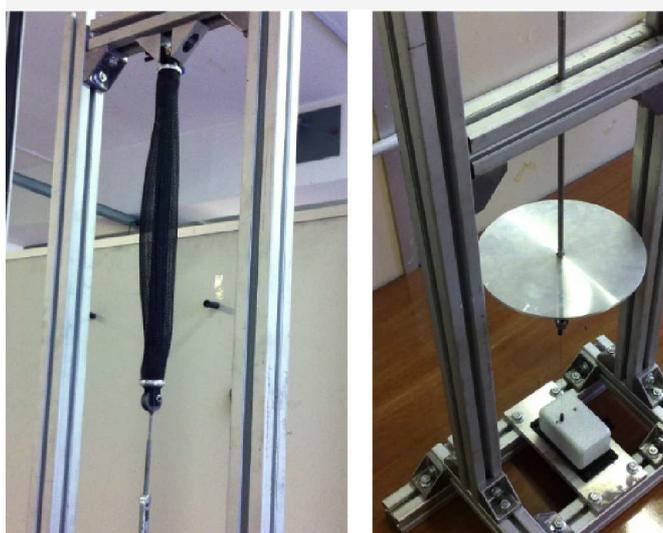


Fig.2 Experimental setup

なお、筋張力を計測する際には、人工筋下部に接続されたポテンシオメータをロードセルに変更し、人工筋上部を固定しているフレーム位置を任意に変えることにより人工筋の筋変位を調整している。以下に供給圧力ー筋変位特性に関する実験結果を示す。

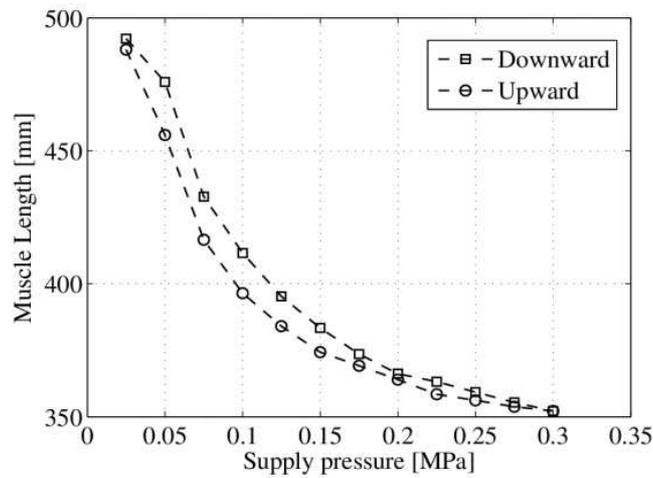


Fig.3 Pressure – displacement characteristics

供給圧力は水道水圧に対応する 0.3MPa 程度を上限とし、0.05MPa 毎に筋変位を計測した。その結果、最大筋収縮率は 25%程度となり、空気圧駆動人工筋とほぼ同等の収縮特性を有していることが明らかになった。次に筋変位－筋張力特性について示す。

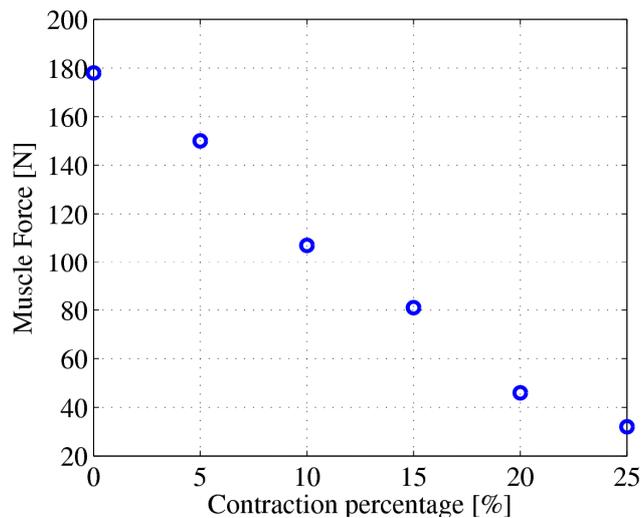


Fig.4 Contraction rate – contraction force characteristics

人工筋は、筋変位が大きくなるにつれて筋張力が小さくなることが知られているが、水道水圧駆動においても同様の傾向がみられた。このとき、筋張力は最大で 180N 程度となることから、片足 10kg の上下動が要求される提案装具のアクチュエータとして十分な性能を有しているといえる。

### 3.2 マッキベン型人工筋の静的モデル

Fig.5 に示すように、マッキベン型人工筋の形状を円柱形と仮定すると、マッキベ

ン型人工筋ではその幾何学的構造から次式が成り立つ<sup>[1]</sup>。ただし、 $L$  は人工筋長、 $D$  は人工筋径、 $b$  は人工筋のスレッド長、 $n$  はスレッドの巻き数、 $\gamma$  はスレッドの人工筋軸方向とのなす角である。

$$L = b \sin \gamma, \quad D = \frac{b \cos \gamma}{\pi n} \quad (1)$$

このとき、スレッドの弾性変形を無視し、流入流量による仕事と人工筋の収縮により行われる仕事とのつり合いに基づくと、人工筋が受ける力と供給圧力との間に次の関係が成り立つ。

$$F = \frac{\pi p}{4} \left( \frac{b}{n\pi} \right)^2 (3 \cos^2 \gamma - 1) \quad (2)$$

さらに人工筋の厚さ  $t_k$  を考慮した次の評価式も導出されている<sup>[2]</sup>。

$$F = \frac{\pi p}{4} \left[ \left( \frac{b}{n\pi} \right)^2 (3 \cos^2 \gamma - 1) \right] + \pi p t_k \left[ \frac{b}{n\pi} \left( 2 \sin \gamma - \frac{1}{\sin \gamma} \right) - t_k \right] \quad (3)$$

これらの式はどちらも空気圧駆動人工筋を対象としたものであるため、本研究では水圧駆動人工筋を対象とした評価実験を行った。以下に自然長 550mm の人工筋を用いた実験の解析結果を示す。なお、Fig.7, 8 はそれぞれ人工筋の静的モデル(2)式, (3)式をもとに算出した筋収縮特性および人工筋径を示している。

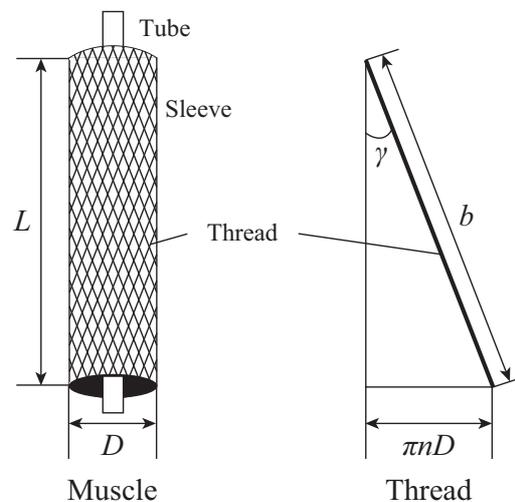


Fig.5 Geometric structure of McKibben muscle

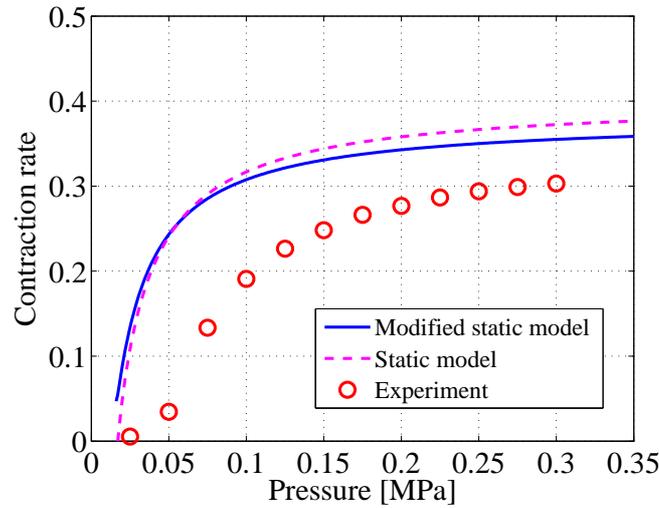


Fig.6 Contraction rate comparison of static models and experimental results

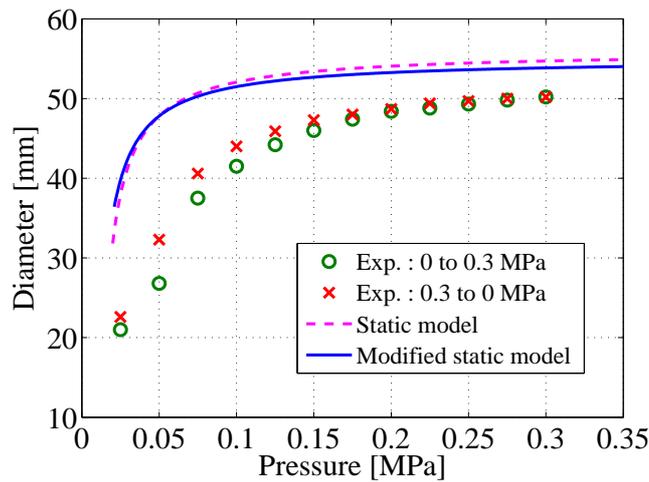


Fig.7 Diameter comparison of static models and experimental results

実験結果からわかるように、人工筋の静的モデルは両式ともに実験結果を十分に再現できておらず、筋収縮特性において最大で 20%程度の誤差を生じることが明らかになった。加えて、静的モデルは人工筋の変位制御を行う際に過渡応答を制御することができないといった問題点も有するため、その動特性を再現できる詳細な人工筋の動的モデルが求められる。次節では、本研究で行ったシステム同定による人工筋動的モデルの導出について述べる。

### 3.3 マッキベン型人工筋の動的モデル

マッキベン型人工筋はその構造上の問題から、理論的に動的モデルを得ることが難しいため、本研究ではシステム同定により人工筋の動的モデルを導出する。なお、シ

システム同定に適した入出力データを得るため、Fig.1 に示した実験装置を用いた。以下にシステム同定を行う前準備であるプリ同定の結果について示す。

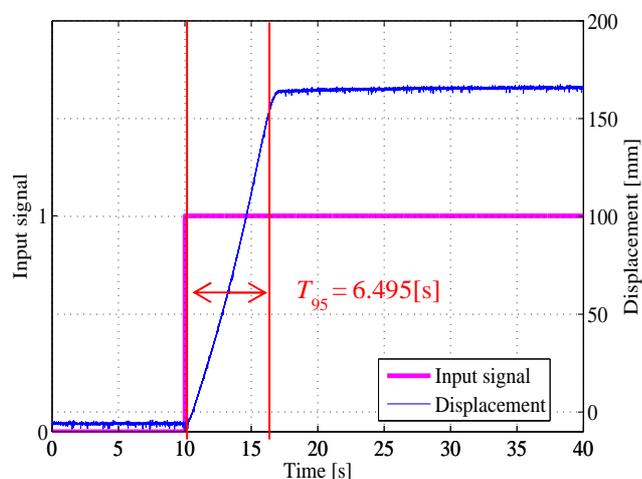


Fig.8 Experimental result of step response

一般に、システム同定を行う際のサンプリング時間  $T$  は以下の関係を満たすものを用いることが多い。

$$\frac{1}{15}T_{95} \leq T \leq \frac{1}{4}T_{95} \quad (4)$$

$$0.433 \leq T \leq 1.63$$

今回は(4)式を満たす範囲内で  $T = 0.5$  とした。

次に同定実験に用いる入力データについて述べる。システム同定を行う際には PE 性の観点から白色性入力が望ましいとされているが、物理的に実現することはできないため、人為的に生成した擬似不規則信号を用いる。特に線形システムの同定を行うためには 2 値信号で十分であるため、本研究ではその中でもシステム同定入力信号として最も広く使われている M 系列信号を用いることとした。以下にシステム同定に用いる入力信号を示す。なお、入力は On/Off 弁への印加電圧となっているが、オフセットを除去している点に注意が必要である。

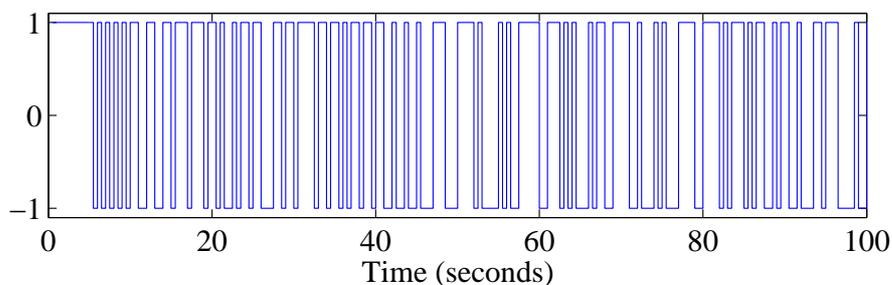


Fig.9 Input signal (Maximum-length linear shift register sequence)

また、上記の M 系列信号を印加した際の実出力応答を以下に示す。

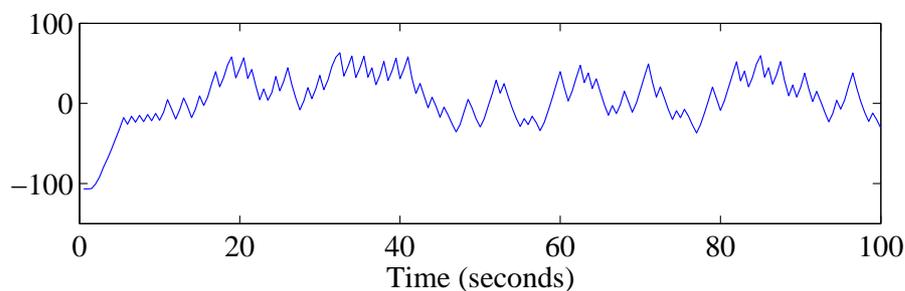


Fig.10 Output response (displacement of McKibben muscle)

なお、入力信号と同様にオフセットを除去しているため、筋変位が負値をとっている点に注意が必要である。これらの入出力データから複数の同定手法を用いてその同定結果を比較し、人工筋の動的モデルを決定する。Fig.11 に各手法の同定出力と計測値との適合率を示す。ただし、各同定手法の詳細についての説明はここでは割愛する。

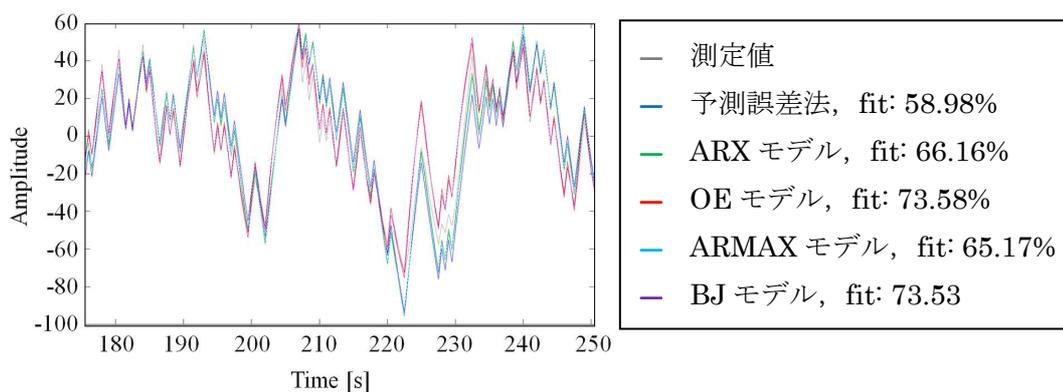


Fig.11 Results of system identification

同定実験の結果から出力誤差法（OE モデル）が最も高い適合率を示すことが明らかとなった。したがって、出力誤差法により得られた以下のモデルを人工筋の離散時間伝達関数  $G(z)$  を動的モデルとして採用する。

$$G(z) = \frac{Y(z)}{U(z)} = \frac{14.35z - 12.78}{z^2 - 1.78z + 0.7925} \quad (5)$$

ただし、 $U(z)$  は On/Off 弁への入力電圧、 $Y(z)$  は人工筋の筋変位量である。

### 3.3 股関節角度推定法

提案する歩行補助装具では、アクチュエータである人工筋の長所を活かすため、以下に示すような金属フレームを用いない柔軟で簡潔な構造を採用している。このような構造とすることで各関節を必要以上に拘束しない冗長性を確保することができる反面、ポテンシオメータを用いて股関節角度を直接計測することができない。同様に人工筋の筋変位量を測定することも難しいため、前述の人工筋動的モデルを用いて On/Off 弁への入力から筋変位量を推定する手法について検討した。なお、筋変位量が十分に推定可能であれば、提案装具の幾何学的構造から股関節角度を推定することが可能である。

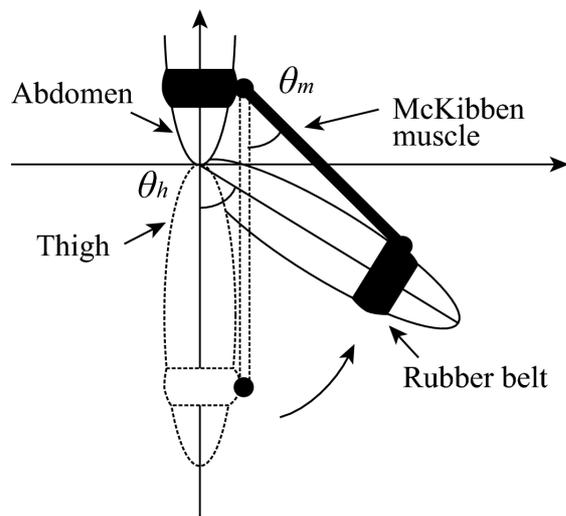


Fig.12 Structure of proposed orthosis

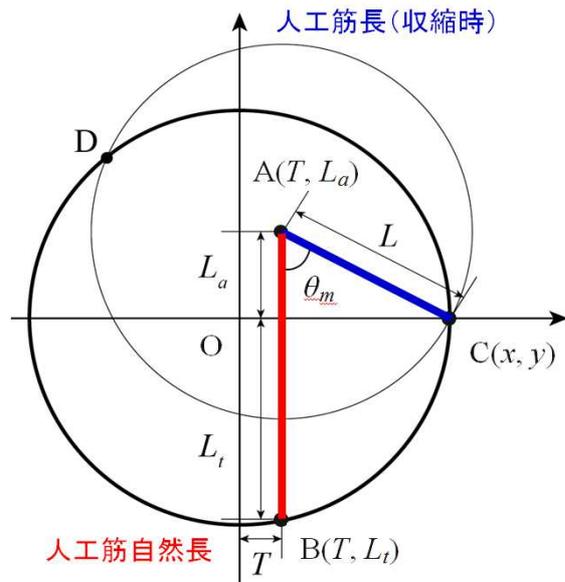


Fig.13 Geometric structure of proposed orthosis

Fig.13 において点 A, B を既知とすると, 次式を解くことで点 C および点 D の座標を得る. 求めた点 C と点 A を用いて時々刻々変動する人工筋長  $L$  を推定することができる.

$$\begin{cases} (x-T)^2 + (y-L_a)^2 = L^2 \\ x^2 + y^2 = T^2 + L_t^2 \end{cases} \quad (6)$$

ただし,  $L$  は人工筋長,  $T$  は大腿部厚さ,  $L_a$  は固定点 A から股関節 O までの長さ,  $L_t$  は股関節 O から固定点 B までの長さ,  $L_n$  は人工筋自然長 ( $L_n = L_a + L_t$ ),  $\theta_m$  は人工筋角度,  $\theta_h$  は股関節角度である.

### 3.3.1 動的モデルを用いた推定法

3.2 節で導出した動的モデルを用いて筋変位量を推定する. なお, 実験は Fig.1 に示した装置の人工筋下端部分を以下に示すように変更し, 大腿部を想定したフレームを接続した. また, 股関節部を想定したフレームの接続部にはポテンシオメータを取り付け, 股関節角度を直接計測している. よって, 以降で示す実験結果においては人工筋変位量から推定した股関節角度およびポテンシオメータにより計測された股関節角度を用いて議論する.



Fig.14 Experimental setup of angle control

変位量から推定した股関節角度およびポテンシオメータにより計測された股関節角度を用いて議論する. 以下に動的モデルを用いた推定法の実験結果を示す.

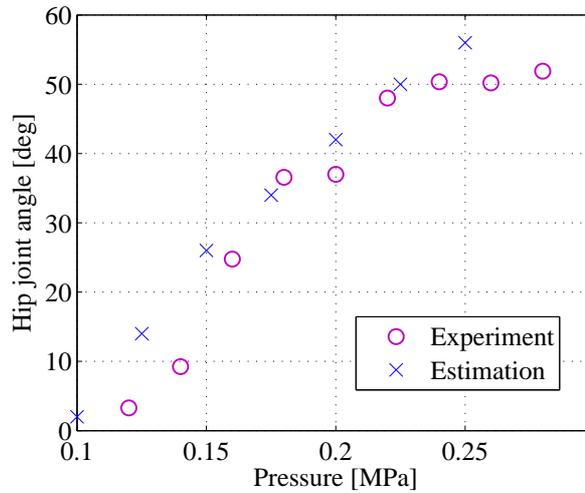


Fig.15 Comparison of estimated and measured data (using dynamical model)

動的モデルを用いた推定法では0.1MPa程度の低圧域において誤差がみられるものの十分に股関節角度を推定できていることがわかる。なお、低圧域においてみられる誤差は、実験開始時に実験装置管路内が完全には水で満たされていないことが原因であると考えられる。現状では人工筋が伸長する際に人工筋内の水を排出すると同時に回路内の水も排出する構造となっているため、これらを改善し回路内の圧力を保つ構造とすることでより高精度な推定が行えると期待される。

### 3.3.2 曲げセンサを用いた推定法

次に曲げセンサを用いた推定法について検討した。曲げセンサは以下に示す構造となっており、柔軟で安価なセンサとして知られている。曲げセンサを人工筋の周囲に装着し、その抵抗値変化により人工筋径を計測する。また、人工筋径と人工筋長には(1)式で示した関係があるため、人工筋径  $D$  から人工筋長  $L$  を推定することが可能となる。

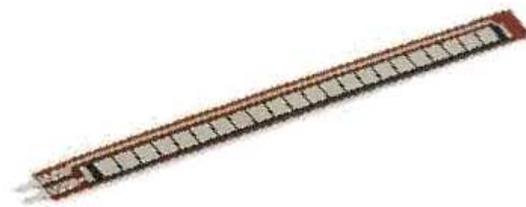


Fig.16 Flex sensor (2.2 inch)

以下に実験結果を示す。なお、図中には3.3.1節と同様にポテンショメータにより計測した結果を同時に示している。

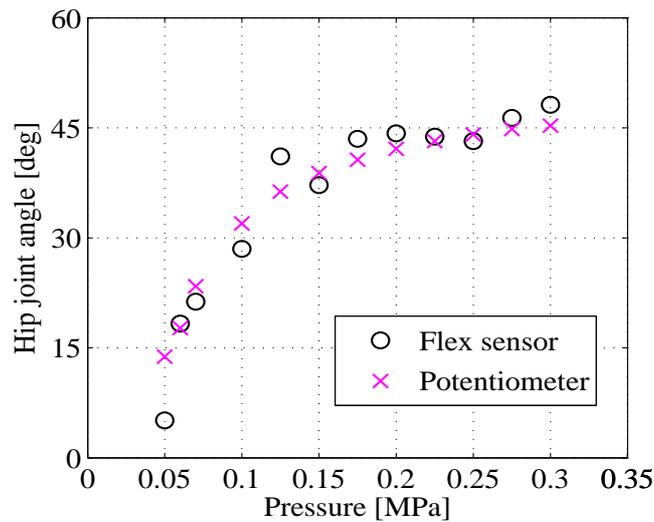


Fig.17 Comparison of estimated and measured data (using Flex sensor)

Fig.17 に示すように、曲げセンサを用いた推定法では多少のばらつきがみられる。これらは曲げセンサの取り付け位置のずれ及び実験中の曲げセンサの位置の変動が影響していると考えられる。人工筋は中央部と端部で周長が変化してしまうため、しっかりと中央部に固定することでばらつきを抑えることが可能となる。また、曲げセンサを用いた推定法では、曲げセンサを水中に直接入れる必要があるため、センサ自体の防水が必要となる。

### 3.4 結言

電気モータやコンプレッサといった動力源を用いない新しい歩行訓練補助装具として、水道水で駆動される人工筋を用いた装具を提案した。また、水道水駆動型人工筋の特性解析およびシステム同定によるモデル化を行い、その駆動特性を明らかにするとともに、装具を制御する際に用いる公称値モデルの導出法についての指標を立てた。ついで、ポテンショメータを用いることなく股関節角度を推定する手法として動的モデルを用いた手法と曲げセンサを用いた手法を挙げ、その有用性について明らかにした。

### 参考文献

- [1] B. Hannaford, J. M Winters: Actuator properties and movement control: Biological and technological models “in Multiple Mtems, J. Winters and S. Woo, Eds. New York: Springer-Verl
- [2] Schulte. H. F. Jr.: The characteristics of the McKibben artificial muscle, The application of External Power in Prosthetics and Orthotics, Washington, DC: Nat. Acad. Sci. –Nat. Res. Council, 1961

#### 4. 本研究を実施したグループに属するおもな研究者の氏名・役職名

伊藤 和寿 芝浦工業大学 システム理工学部 教授  
小林 亘 芝浦工業大学大学院 理工学研究科 博士課程 2 年  
池尾 茂 上智大学大学院 地球環境学研究科 教授  
山本 紳一郎 芝浦工業大学 システム理工学部 教授

#### 5. 研究実施時期

2011 年（平成 23 年）3 月 1 日から 2013 年（平成 25 年）2 月 28 日

#### 6. 本研究に関連して発表した主な論文等

- [1] 小林 亘, 伊藤和寿, Pierluigi Beomonte Zobel, 池尾 茂, 高橋浩爾, 水圧人工筋を用いた水中歩行訓練補助装具の股関節角度推定, 平成 24 年度秋季フルードパワーシステム講演会, pp. 64-66, 2012
- [2] Wataru Kobayashi, Kazuhisa Ito, Pierluigi Beomonte Zobel, Development of Gait-training Orthosis with Water Hydraulic McKibben Muscles, the 7<sup>th</sup> South East Asia Technical University Consortium Symposium, OS-4.20, 2013
- [3] 小林 亘, 伊藤和寿, 水圧人工筋を用いた水中歩行訓練装具の股関節角度推定, ウィンターセミナー2013「アクアドライブシステム（新水圧駆動技術）の現状と将来」, pp. 23-45, 2013

#### 7. 内外における関連研究の状況

水圧駆動の人工筋は、主に空気圧の適用が難しい高圧域において主に研究されている。そして、空気圧人工筋より高出力が要求される分野への応用が注目されている。しかし、現在使用されている人工筋はすべてポンプやコンプレッサといった動力源を必要としており、リハビリ分野への適用に適しているとはいえない。

一方で、プールや温泉を使った水療法への注目も高まっており、水中で行うリハビリに関する研究も盛んである。国内においては、感染症の予防やスペースの問題から実際に導入する施設は多くないため、小型で安価な訓練装置の開発が期待されている。

#### 8. 今後の発展に対する希望

今回製作した実験装置において、十分に股関節角度を推定できることが明らかになったため、次の段階として提案した推定法を用いた股関節角度制御を行う予定である。ただし、提案装具はコストを抑えることを目的として、比例弁やサーボ弁を用いずに On/Off 弁のみで制御を行うことを想定しているため、高精度な On/Off 制御が可能となる制御則の適用が期待される。これには、以前研究者らが提案したモデル予測制御を応用した 2 値制御の知見が活かされる。