

解 説

SMC 高田賞受賞について*

小林 亘**

* 平成 28 年 6 月 6 日原稿受付

** 岡山理科大学工学部知能機械工学科，〒700-0005 岡山市北区理大町 1-1

1. はじめに

この度は名誉ある SMC 高田賞を賜り，誠に光栄である．受賞論文は「水道水圧駆動マッキベン型人工筋の変位制御（第 1 報，人工筋のモデル化および Bouc-Wen モデルの適用）」であり，本論文の共著者である芝浦工業大学教授の伊藤和寿先生をはじめ，本研究にご協力いただいた関係者の皆様に心より感謝申し上げます．本稿では受賞論文の研究について，その背景や概要を紹介させていただく．

2. 研究背景

マッキベン型人工筋は，医療・福祉分野を中心に広く使用されてきた¹⁾．とりわけ取り扱いの容易さから，圧縮空気を使用する空気圧駆動のものが多く用いられている．一方で，制御系設計の観点からは人工筋の強い非線形性や空気の圧縮性や温度変化など無視できない不確かさが原因となり，高い制御性能を発揮することが困難であった．実際には PID 制御のような比較的単純な制御系が適用されることが多い反面，特に有負荷時において十分な制御性能が得られておらず，モデルベースでの制御系設計が注目されてきている．しかしながら，人工筋の数学モデルは未だ確立されておらず，人工筋が本来持つ強い非線形性のある条件下で線形化した近似モデルや，非線形性を再現できる一方で人工筋の公称モデルとして用いるには複雑すぎるモデルなど，制御系設計に適した数学モデルが得られていないのが現状である²⁾³⁾．このような背景のもと，人工筋の強い非線形特性を再現しつつ，かつ制御系設計に比較的容易に用いることのできる新しい人工筋の数学モデルが求められている．

本研究では，マッキベン型人工筋を水道水圧により駆動する方式を採用している⁴⁾．この水道水圧駆動マッキベン型人工筋は，効果が大きいとされる水中における歩行訓練を対象とした歩行訓練補助装具のアクチュエータとして用いられている．従来の水圧駆動マッキベン型人工筋は，空気圧駆動では困難な高圧力域を対象としたものであり⁵⁾，ここで提案する水道水圧駆動型とは異なるものである．駆動源に空気圧と同等な圧力域である水道水圧を用いることにより，水圧ポンプを必要とせず，かつ空気圧駆動時と同等な収縮特性が得られるため，水道水圧駆動マッキベン型人工筋は上記の訓練に適したアクチュエータであるといえる．加えて，圧縮空気を生成するためのコンプレッサからの騒音・振動やコンプレッサの設置場所といった問題も解決される．

一般にマッキベン型人工筋のヒステリシスは図 1 で示すような特性であることが知られており，このヒステリシスを考慮することなく人工筋の変位を高精度に制御することは困難である．そこで本研究では，Bouc-Wen モデルと呼ばれるヒステリシスモデルとシステム同定により得られた人工筋線形モデルを組み合わせた人工筋モデルについて提案する．なお，Bouc-Wen モデルの人工筋への適用は，その有用性が示されており⁶⁾，従来提案されてきた人工筋モデルと比較して容易にパラメータを同定できるという特長を有している．しかしながら，人工筋に接続される負荷に関する考察は十分になされておらず，有負荷時のモデルの妥当性について検証する必要がある．なお，本研究では水道水圧駆動マッキベン型人工筋を対象としているが，圧力-収縮特性がほぼ同等である空気圧マッキベン型人工筋に対しても同様に適用することが可能である．

3. 人工筋のモデル化

近年では，人工筋を適用したシステムに対して高い制御性能を要求する傾向にあり，人工筋の性能改善が

求められている．以下ではまず，モデルベース制御に用いる公称モデルとして，線形システム同定手法を用い，得られた入出力データのみに基づいた数学モデルを導出する．システム同定実験に用いた実験装置を図 2 に示す．実験装置は，電磁切替弁，圧力センサ，人工筋下端部に接続されたリニアポテンシオメータから構成され，供給源には一般水道を用いている．

以下にシステム同定実験により得られた入出力データを基に同定した人工筋モデルを示す．

$$G_w(z) = \frac{Z[l(k)]}{Z[p(k)]} = \frac{67.22}{z - 0.9356} \quad (1)$$

このとき，入力 $p(k)$ ，出力 $l(k)$ はそれぞれ人工筋への供給圧力および人工筋変位であり，サンプリング時間は 0.1s である．本来，入力は電磁弁への印加電圧が選ばれるが，供給圧力と人工筋変位の相関が高く，比較的単純な構造で同定可能であることが想定されるため，供給圧力を入力としてモデル化を行っている．

得られた人工筋モデルに対し，Bouc-Wen モデルを適用し，ヒステリシス特性を陽に考慮した人工筋モデルを導出する．Bouc-Wen モデルは種々のヒステリシス特性を表現することができるモデルとして知られ，MR ダンパのモデル化などにも適用されている⁷⁸⁾．Bouc-Wen モデルの特長は，次式のように仮想的なヒステリシス変数 y を定義することにより，仮想ヒステリシス変数の動特性を記述した次式に含まれるヒステリシスパラメータを適切に与えることによりヒステリシスの形状が決定される．

$$\dot{y} = A\dot{x} - \beta |\dot{x}| |y|^{n-1} - \gamma \dot{x} |y|^n \quad (2)$$

システム同定により得られた人工筋モデルは離散時間領域における数学モデルであるため，上記の Bouc-Wen モデルを前進差分近似により離散化し適用すると，ヒステリシスを考慮した人工筋の提案モデルは次式で表される．

$$\begin{cases} l(k) = \Phi(k-1) + 67.22u(k-1) \\ \Phi(k-1) = 0.9356\alpha l(k-1) + 0.9356(1-\alpha)y(k-1) \\ y(k-1) = A |l(k-1) - l(k-2)| - \beta |l(k-1) - l(k-2)| |y(k-2)|^{n-1} \\ \quad - \gamma |l(k-1) - l(k-2)| |y(k-2)|^n + y(k-2) \end{cases} \quad (3)$$

4. ヒステリシス計測実験

提案モデルの妥当性を確認するため，図 2 に示す実験装置を用いて検証実験を行った．なお，提案モデルに含まれるヒステリシスパラメータは試行錯誤的に決定している．シミュレーション結果とヒステリシス計測実験により得られた実験結果の比較を図 3 に示す．このようにパラメータを適切に選ぶことにより，人工筋のヒステリシスループが高精度に再現され，供給圧力-人工筋変位特性において実現現象を十分に再現可能なモデルが得られたといえる．また，人工筋に接続する負荷を 7kg のものに変更した際の比較結果を図 4 に示す．人工筋が伸張する際，無負荷状態ではインナーチューブの復元力が支配的であったが，有負荷状態において伸張方向に作用する負荷の影響により伸長時の応答が改善されるため，供給圧力-人工筋変位特性が大きく変化する．この問題に対し，有負荷時においてパラメータを同定することにより，負荷が変動した場合においても高い精度でヒステリシスループが再現できる．言い換えると，無負荷時の入出力データに基づき同定モデルを導出するのではなく，有負荷状態における入出力データに基づいてシステム同定を行うことで負荷変動による影響を抑えることができる．このことから Bouc-Wen モデルを用いた提案モデルは負荷の変動に対してある程度のロバスト性を有しているといえる．

負荷を接続した場合，システム同定により得られた人工筋モデルでは定常応答だけでなく過渡応答においても実測値に対して誤差がみられる．また，全体的に時間遅れが生じてしまっている．負荷が人工筋に与える影響は低圧力域になるほど大きく，特に 0.1MPa 以下の領域においてその影響は顕著である．このように，

実用化を図る上でヒステリシス特性を考慮することは効果的であり, Bouc-Wen モデルを用いることで直感的にパラメータ同定が行える人工筋モデルを導出できたことの意味は大きい.

5. おわりに

本稿では, ヒステリシス特性を考慮した人工筋モデルの導出手法としてシステム同定と Bouc-Wen モデルを組み合わせた手法について紹介し, 受賞論文の概要について簡単に述べた. 受賞論文で提案した人工筋モデルは, 今後, モデルベース制御における公称モデルとして採用し, 高い精度での人工筋変位の位置決め制御などに適用される予定である. 一方で, 提案モデルに含まれるヒステリシスパラメータは試行錯誤的に選ばれており, 各パラメータの同定手法の確立が求められる. この課題に対しては Bouc-Wen モデルの構造をベースとしたニューラルネットによるアプローチを検討しており, 実現象をより詳細に再現できる人工筋モデルの導出について検討していきたい.

参考文献

- 1) 小林宏 : McKibben 型人工筋肉を用いた人間を物理的に支援するロボット技術 : マッスルスーツ, アクティブ歩行器 : ハートステップの開発と今後の展開, 日本フルードパワーシステム学会論文集, Vol.39, No.6, p.315-319 (2008)
- 2) Schulte. H.F. Jr.: The Characteristics of the McKibben Artificial Muscle, The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics. Washington, DC: Pub. 874, National Academy of Science-National Research Council, p. 94-115 (1961)
- 3) Shen, X.: Nonlinear Model-based Control of Pneumatic Artificial Muscle Servo Systems, Control Engineering Practice, Vol. 18, No. 3, p. 311-317 (2010)
- 4) Kobayashi, W., Ito, K.: Development of Gait-training Orthosis with Water Hydraulic McKibben Muscle, The 12th International Symposium on Fluid Control, Measurement and Visualization, CD-ROM, OS2-02-2 (2013)
- 5) 盛真唯子, 鈴森康一, 脇元修一, 神田岳文, 高橋正幸, 細谷高司, 竹松愛実 : 水圧マッキベン型人工筋を用いた不定形重量物用ハンドの開発, 日本フルードパワーシステム学会論文集, Vol.41, No.3, p.59-319 (2010)
- 6) Godage, S.I., Branson, T.D., et al.: Pneumatic Muscle Actuated Continuum Arms: Modelling and Experimental Assessment, IEEE int. conf. on Robotics and Automation, p. 4980-4985 (2012)
- 7) Wen, YK.: Method for Random Vibration of Hysteretic Systems, J Eng Mech. Div102 (EM2), p. 246-263 (1976)
- 8) Soeiro, F.J.C.P, et al.: Stochastic and Hybrid Methods for the Identification in the Bouc-Wen Model for Magneto-rheological Dampers, Journal of Physics: Conference Series, Vol. 135, No. 1, p. 1-9 (2008)

著者紹介



こばやし わたる

小林 亘君

2015 年芝浦工業大学大学院理工学研究科博士課程修了. 同年同大学院ポスドク研究員.
2016 年岡山理科大学工学部知能機械工学科助教となり, 現在に至る. 水圧駆動システムに関する研究に従事. 日本フルードパワーシステム学会, 日本機械学会, 計測自動制御学会, ライフサポート学会の会員. 博士 (工学).

E-mail: kobayashi@are.ous.ac.jp

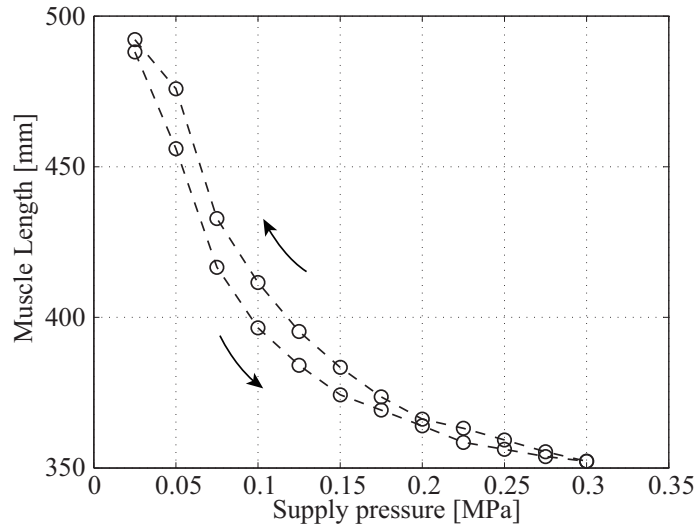


図1 人工筋のヒステリシスループ

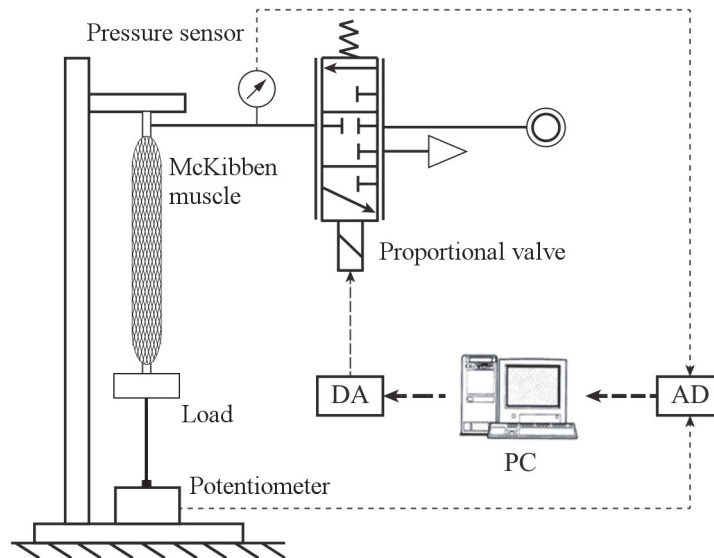


図2 人工筋変位制御実験装置

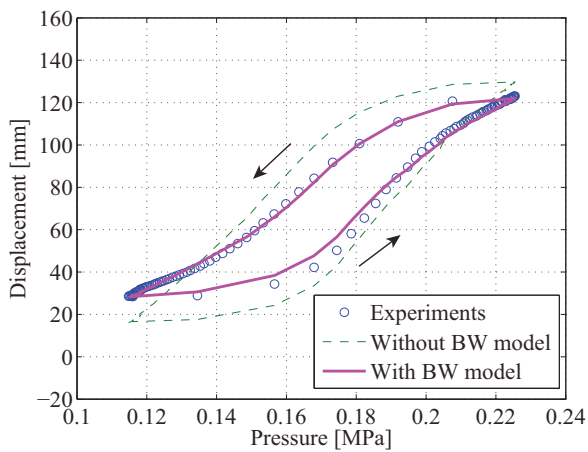


図3 ヒステリシスループ比較 (負荷：3.5kgf)

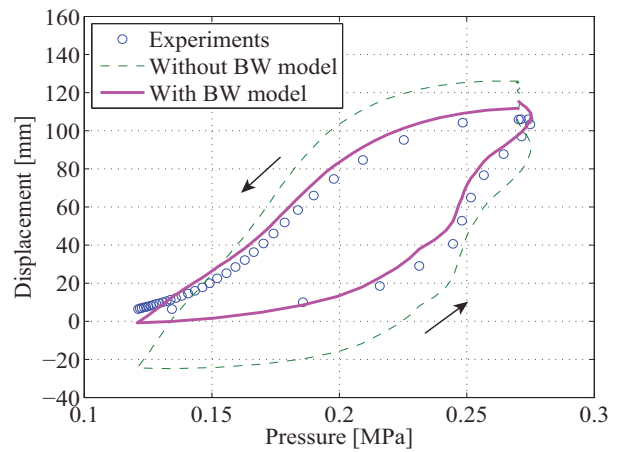


図4 ヒステリシスループ比較 (負荷：7.0kgf)