

## 空気圧人工筋を用いた足関節拘縮予防器械の開発

Development of a rehabilitation instrument for prevent contracture of ankle using pneumatic muscle

○ 永瀬純也 (関西学院大学)      嵯峨宣彦 (関西学院大学)      菅俊光(関西医科大学)

Jun-ya NAGASE, Kwansei Gakuin University

Norihiko SAGA, Kwansei Gakuin University

Toshimitsu SUGA, Kansai Medical University Takii Hospital

**Key Words:** Rehabilitation Engineering, Pneumatic Actuator, Soft Actuator, Tendon System

### 1. 緒言

人体関節の拘縮とは関節に可動域制限が生じることであり、この予防及び機能回復には、関節可動域訓練が有効である。しかし、関節可動域訓練は一度行くと可動域が広がるものの、訓練しない時間が長いと再び拘縮が進行してしまう為、理学療法士などによる関節可動域訓練後に継続的に関節を動作させる他動器械が拘縮予防や拘縮の早期回復に有効である。

こうした器械として膝関節用 CPM 器械が開発されており足関節の可動域訓練用としても有効であるが、それらの多くは高出力を得るためにモータを用いている為、重く、大型であり施設での設置も難しく、在宅者などの継続的な利用は困難である。そこで本研究では、足関節可動域訓練のみに機能を限定し、小型、軽量、着脱容易を目的とした足関節拘縮予防器械の開発を行った。

### 2. アクチュエータ

#### 2.1 空気圧バルーン型腱駆動システム

本器械では、軽量で柔軟な特性を有し、かつ高出力や大きなストロークが得られるコンパクトな空気圧アクチュエータとして空気圧バルーン型腱駆動システムを用いる。

腱駆動システムの駆動の様子を図1に示す。本駆動システムは、主に扁平シリコンチューブと腱からなる。このシステムは両端が固定されたチューブの一方を塞ぎバルーン状にし、もう一方から空気を送り込むことによりバルーンを膨張させる。そしてバルーンの周囲に巻き付けられた腱がバルーンの膨張とともに引っ張られることより腱が引張り力を発生することで腱駆動を実現している。

#### 2.2 ストローク重視型と力重視型

図2に2種類の巻き方を示す。(a)ではチューブを垂直に配置し腱の片端を固定した。これに対し(b)では腱の両端を自由とした。これによって(b)は(a)に対してストロークは1/2となるが、発生力は2倍となる。ここで(a)をストローク重視型、(b)を力重視型と呼ぶ。つまり、ストローク重視型と力重視型とで巻き方を変えることにより、用途に応じたアクチュエータの設計が可能であると考えられる。

それぞれの最大発生力を調べるため、入力圧力0.25[MPa]時のストロークー力特性を測定した。ストロークを一定量に制限して圧力をかけ、その際に発生する力をロードセルにより計測を行った。図3に実験結果を示す。図3より、力重視型の最大発生力は114.2[N](17.5[mm]時)、ストローク重視型の最大発生力は46.9[N](25[mm]時)であった。

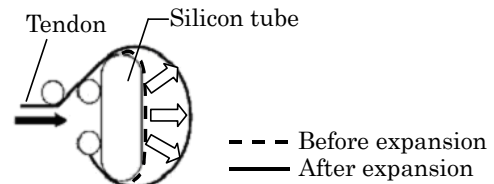
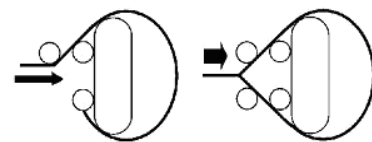
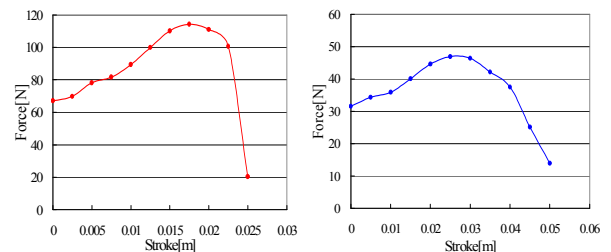


Fig.1 The tendon driven system



(a)Stroke type (b) Power type  
Fig.2 Difference in how to roll tendon



(a)Power type (b)Stroke type  
Fig.3 The relationship between stroke and force(0.25MPa)

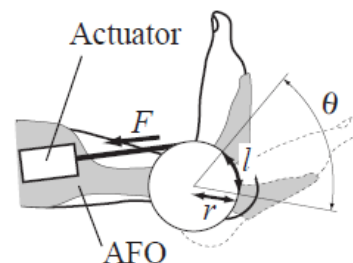


Fig.4 Geometrical relationship of AFO

### 3. 足関節拘縮予防器械

足関節拘縮予防器械(以下、リハビリ器械と呼ぶ)の構成は、アクチュエータ、動力伝達機構および装具である。

過度の加圧によるチューブの破損を避けるため、ABS 樹

脂製のカバーで覆う。これにより、何らかの理由で腱が切れたり外れたりした場合やチューブの破裂でも人を傷つけることなく、安全である。

リハビリ器械として、軽量かつ動作の確実性が求められるため、装具への動力伝達機構として構成が単純であるプーリとワイヤによる回転動作を採用した。プーリを装具足底部と連結し、プーリに固定されたワイヤを腱駆動システムで牽引することで背屈方向に力を加える。

ここで、必要な関節可動域角度を得るためのプーリの大きさとワイヤの牽引力の関係を検討する。足関節ならびに装具に取付けられたプーリとワイヤ、及びアクチュエータの配置の関係を図4に示す。この関係図より、アクチュエータのストロークを  $l$ [mm]、牽引力を  $F$ [N]とすると、それぞれ以下の式により求められる。

$$l = r\theta \quad (1)$$

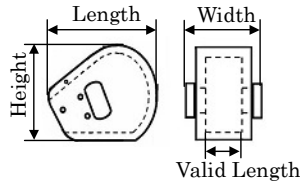
$$F = \frac{M_f}{r} \quad (2)$$

ここで、 $r$ [mm]は足関節に動力を伝達するプーリの半径、 $\theta$ [rad]は関節可動域角度である。また、 $M_f$ [Nm]は底屈動作に必要な足関節回転モーメントである。

本開発では、背屈動作時に発生する足関節回転モーメントを  $M_f=1$ [Nm]、関節可動域を  $\theta = \frac{7}{18}\pi$ [rad](=70[deg])とした結果、式(1)、(2)よりプーリ半径 16.4[mm]においてアクチュエータ出力  $F=61$ [N]、ストローク  $l=20$ [mm]となった。図3より、力重視型アクチュエータはストローク区間 0~20mmで発生力 61Nを上回っているため、リハビリ器械に適用できる。アクチュエータの外観を図5(a)、構造を図5(b)に、設計仕様を表1に示す。

Table 1 Specification of the force valuing actuator

Dimension		Material	
Length	59mm	Tube	Silicone
Width	41mm	Cover	ABS resin
Height	50mm	Tendon	Nylon-nylon/polyulethane
Pressure range	0MPa~0.25MPa	Valid length	25mm
Weight	55g	Generation force	61N
		Stroke	25mm



(a) Photo of the actuator (b) Structure of the actuator  
Fig.5 Photo and structure of the power type actuator

今回、足関節装具(AFO)には市販のプラスチック製短下肢装具(Dream Brace II : 有限会社オルソ製)を採用した。この装具は軽量で、取付けは装具に付いたマジックテープでの固定であり、着脱が容易に出来るよう設計されている。以上の構成により製作したリハビリ器械を図6に示す。

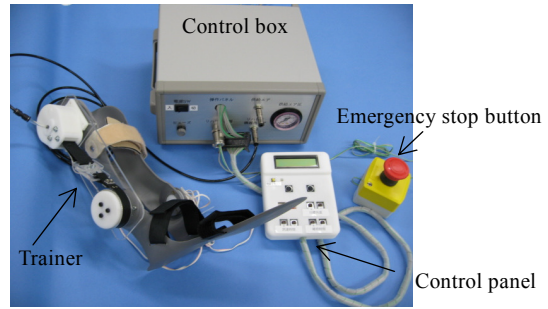


Fig. 6 Ankle foot joint ROM trainer

#### 4. アクチュエータ制御基礎実験

##### 4.1 目標軌道の設定

本器械ではプーリの角度制御を行うこととし、プーリの角度はポテンショメータ(SV01A103AEA01B00 : Murata Products 製)で計測する。また、アクチュエータへの出力調整は電空レギュレータ(EVT500 : CKD 製)を介して行った。

本器械の動作パターンとしては背屈動作における等速運動とし、設定した目標軌道を図7に示す。リハビリ動作の条件に対応する為、最大背屈角度  $\theta_m$  及び角度増加時間  $T_1$ [s]を設定項とした。角度を増加させ、最大背屈姿勢で  $T_2$ [s]間静止する。その後アクチュエータ出力を 0[N]とすることで、対象者の自発動作によって底屈動作を行う。底屈動作が完了した時点で1サイクル終了とし、これを繰り返す。底屈動作の完了は一定時間  $T_3$ [s]の経過で認識させる。これより 2 サイクル目以降の初期角度  $\theta_i$  は各サイクルで異なると考えられ、各サイクルの開始時毎に初期角度  $\theta_i$  を計測し、そこから最大背屈角度  $\theta_m$  まで等速で増加させる。

##### 4.2 制御特性の検討

アクチュエータ制御基礎実験として、PIおよびPIDの2種類のコントローラを比較検討した結果、PIならびにPIDコントローラのいずれでも追従特性に大きな差はみられず、良好な結果が得られた。しかしPIDコントローラによる結果では比較的振動挙動が大きく、伸張反射の発生や対象者へ与える感覚を考慮すると本器械には適さないと考えられる。よってPIコントローラを採用することとした。

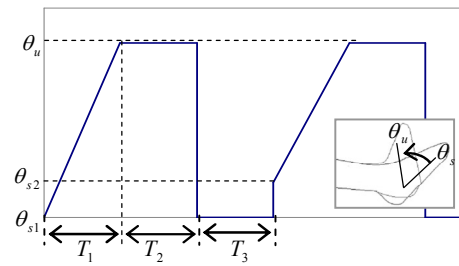


Fig.7 Objective trajectory of the rehabilitation instrument

#### 5. 足関節拘縮予防器械動作実験

##### 5.1 健常者による評価

健常者に取り付けた状態での動作実験を行った。この実験では足関節角度の制御特性および背屈動作時に足底部に発生している力について確認する。足底部の力は装具足底部の外側、内側それぞれの箇所配置した小型ロードセル

(LMA-A-100N：共和電業製)により計測した。

最大背屈角度  $\theta_m$  を 60[deg]，角度増加時間  $T_i$  を 4[s]，最大背屈姿勢での静止時間  $T_k$  を 2[s]，底屈動作時間  $T_f$  を 4[s] として実験を行った結果を図 8 に示す。図 8 上段が角度変位，下段が足底部に発生している力の結果を示している。

図 8 より，関節角度変位については目標値とほぼ一致していることがわかり，また振動現象もほぼ見られず，対象者に不快感を与えない動作が実現されている。また足底部の力についても外側と内側がほぼ同じで，足底部に適切に力が加えられていると言える。

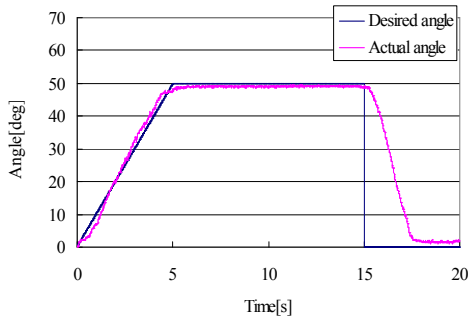


Fig.8 Experimental result of angular displacement control to a healthy people

## 5.2 片麻痺患者による評価

麻痺発症から約 1 ヶ月経過した片麻痺者に対し，ベッドに足を伸ばし臥床した状態での動作実験を行った。評価結果を図 9 に示す。ただしこの対象者は発症から時間が経過しており，既に痙性麻痺へと移行している。痙性麻痺患者に対して目標値までの回転は成らなかったものの，この対象者の足関節トルクの計測結果より，弛緩性麻痺を対象として設定した本器械で動作可能な角度までの回転がおおむね実現できたといえる。

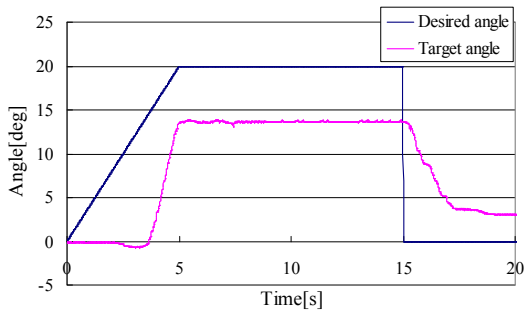


Fig.9 Experimental result of angular displacement control to the patient

## 6. 結 言

本研究では，小型，軽量で着脱容易な足関節拘縮予防器械の開発について述べた。空気圧バルーン型アクチュエータを用いた腱駆動システムを採用することにより，器械の小型化と軽量化が実現された。また，拘縮予防運動の動作を設定し，適切な動作が可能であることを確認した。

**謝 辞** この研究は，財団法人ひょうご科学技術協会の助成を受けたものである。記して感謝の意を表します。

### 参考文献

- (1) Norihiko SAGA, Jun-ya NAGASE, Yasumasa KONDO, "Development of a Tendon Driven System Using a Pneumatic Balloon", Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.18,

No.2,p.p.138-145, 2006

- (2) 浦賀章仁，則次俊郎，高岩昌弘，佐々木大輔，"空気圧ゴム人工筋を用いた足首部歩行支援装置の開発"，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2005，講演論文集 (CD-ROM)，2P1-S-084, 2005.
- (3) Norihiko SAGA, Naoki SAITO, "Rehabilitation instrument for prevent contracture of ankle using the pneumatic balloon actuator", Proc. of the 30th Annual International Conference of theIEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.4294-4297, 2007