

# 三次元制動可能な内反尖足に対するストレッチング機器の開発 —自動化と足関節パラメータの推定—

Three-dimensionally controllable stretching machine for equinovarus  
-Automation of stretching and estimation of ankle joint parameters-

○学 白石 雄麻 (名大) 正 岡本 正吾 (名大) 木村 拓蔵 (名大)  
山田 南歐美 (名大) 正 秋山 靖博 (名大) 正 山田 陽滋 (名大)

Yuma SHIRAISHI Shogo OKAMOTO Takuzo KIMURA  
Naomi YAMADA Yasuhiro AKIYAMA Yoji YAMADA  
(Nagoya University)

Equinovarus is a foot deformity typically caused by paralysis of lower leg. Since continuous stretching is essential as rehabilitation for equinovarus, an automated stretching machine for home-use has been desired. However, currently, no automated stretching machines are commercially available. We previously developed a prototype which can three-dimensionally control a deformed foot by using pneumatic actuators and wire mechanisms [1]. In the present study, we automated the foot stretching by using PI-controllers. Furthermore, we estimated ankle joint parameters related to the muscle stiffness. They can be a reference for treatment and be used to automatically set the desired stretching angles and to measure the effect of stretching using the machine for a long time.

**Key Words:** Stretching, Three-dimensional control, Muscle stiffness

## 1 緒言

脳卒中後の麻痺は筋の過緊張を引き起こす。下肢に麻痺が生じると下腿三頭筋、後脛骨筋、長母趾屈筋、長趾屈筋などの過緊張により、内反尖足と呼ばれる三次元的な足部の変形が生じる [2]。この症状の患者は、足底部の接地が困難となるため立位バランス、歩行能力が低下する。

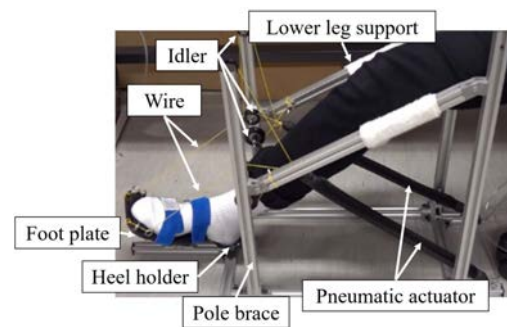
内反尖足に対する理学療法として第一義的にストレッチが行われる。内反尖足の原因となる筋をその走行方向に伸張することで、筋緊張の緩和、足関節可動域の改善といった効果がある [3, 4, 5]。麻痺は退院後も進行する場合があるため、継続的なストレッチが不可欠である。そこで患者が在宅で一人で使用できるストレッチング機器が必要とされているが、市販のものは存在しない。

一方で、足部ストレッチング機器に関する研究はこれまでも報告されている。Waldman et al. は電磁モータを用いて背屈運動が可能な装置を開発した [5, 6]。脳卒中後遺症患者に対して効果を実証済みであるが、社会実装には至っていない。Saga et al. は空気圧アクチュエータを用いた短下肢型の装置を開発した [7]。空気圧アクチュエータによりワイヤを引張り、踝の位置に取り付けられた滑車を回転させることで背屈運動を行わせた。これらの装置は背屈運動のみを制御する。しかし、三次元的な変形である内反尖足に対して効果的にストレッチするには、三次元的な制御が必要である。

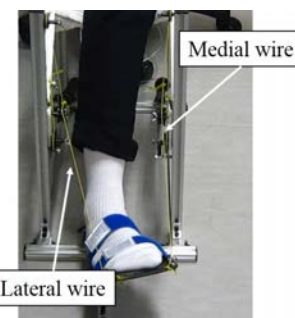
図1のように三次元制動可能なストレッチング機器として Yamada et al. が試作したのがある [1]。フットプレートの内側に取り付けられたワイヤを、空気圧アクチュエータを用いて独立に引張り、背屈、外転、外返しを含む足部の三次元的なストレッチを実現した。受動的な運動自由度が高く、使用者の足部変形の個人差に容易に対応する。

本研究では、この機器を用いて、足関節角度の計測およびPI制御によるストレッチングの自動化を試みた。目標角度は、理学療法士が設定した目標姿勢とした。

ここで、在宅で使用するために課題となるのは目標角度の設定である。ストレッチングにより筋の剛性は低下するため、治療に伴い目標角度も変化する。そこで、内反尖足に関する筋を含めた足関節モデルを作成し、ワイヤ張力と足関節角度の関係をモデル化した。このモデル化を用いて筋の剛性などの足関節パラメータ



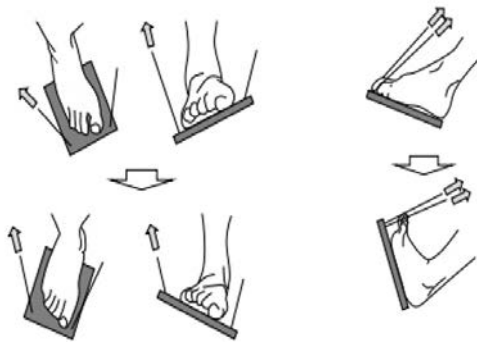
(a) Side view



(b) Front view

**Fig.1** Prototype which three-dimensionally controls a deformed foot by using two pneumatic actuators and wire mechanisms [1]

を推定した。これらのパラメータの推定はストレッチングの自動化に必要である。なぜなら筋の剛性はどの筋をどの程度伸ばすか



(a) Eversion and abduction (b) Dorsiflexion

Fig.2 Working principle

を判断する基準となるからである。同時に、ストレッチング機器の長期使用による効果測定も可能になると考えている。

### 1.1 装置の構成と原理

本研究では、図1の Yamada et al. の装置 [1] を使用した。装置はフットプレート、フットプレート先端の内外側に接続された2本のワイヤ、ワイヤを引張る McKibben 型空気圧アクチュエータ2個および筐体から構成される。空気圧アクチュエータの制御および駆動には電磁レギュレータ (ITV 1000 E/V, SMC Corp., Japan) 2台とエアコンプレッサを用いた。空気圧アクチュエータを独立に駆動することで背屈、外返し、外転という足関節の連動した運動 [8, 9] を実現している。

内反尖足に対してストレッチを行うときは、まず外側のワイヤを引張り、足部の内反変形を正す (図2(a))。その後、内外側のワイヤを同時に引張り、足部を背屈させる (図2(b))。

### 1.2 安全への配慮

ストレッチング機器においては、まず過伸展による足関節の損傷を生じさせてはならない。使用者の足部に必要以上の負荷が加わることを防ぐために、エアコンプレッサの最大圧力を制限する。さらに、電磁レギュレータへの入力信号の最大値を設定することで二重の制限を施す。使用者ごとに最大圧力を設定することで、過伸展の発生を防止する。

次に、空気圧アクチュエータを使用することの利点の一つとして、無通電時にロックしない機構が挙げられる。電磁モータを使用する場合、ギヤの摩擦によって無通電時にロックしてしまうため、緊急停止時の安全性が確保できないという問題がある。空気圧アクチュエータを使用する場合、レギュレータへの電源供給を停止すると徐々に減圧され、足部は初期姿勢まで自動的に戻る。

また、ワイヤ駆動機構は受動的な運動自由度が高いことから、足関節に加わる負荷を低減することができる。これはワイヤ駆動機構が足関節の回転中心を利用した機構だからである。電磁モータを使用する場合、力を伝達するために剛性の高い機構が必要になる。この場合、装置の運動の回転中心と人の足関節の回転中心の間にずれが生じると、足関節に負荷が加わる。それを防止するために、それぞれの回転中心をを一致させるには特別な機構を要する。

## 2 ストレッチングの自動化

図3に示す制御システムでストレッチングを自動化した。図4のように足底部と下腿部に取り付けた3軸加速度センサ (MMA7361, Freescale Semiconductor, USA) を用いて、背屈角度と外返し角度を計測した。制御量である目標角度は理学療法士が設定した目標姿勢とし、PI制御によって姿勢の制御を試みた。まず、外返し角度の目標角度との偏差から外側のワイヤの引張が決定され、その後、背屈角度の目標角度との偏差から内外側のワイヤの引張が決定されるという手順でストレッチ動作が実現された。安全上の配慮からPIゲインは動作速度が小さくなるように設定した。実験は健康者に対して行い、初期姿勢は意図的に足部を内反尖足させた状態とした。

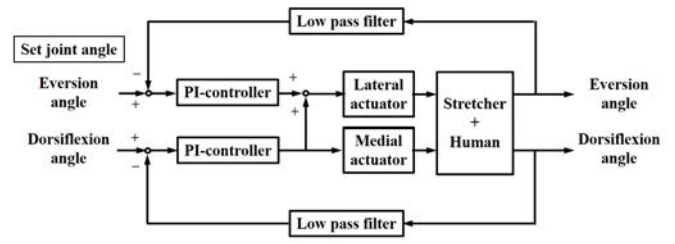


Fig.3 Control system

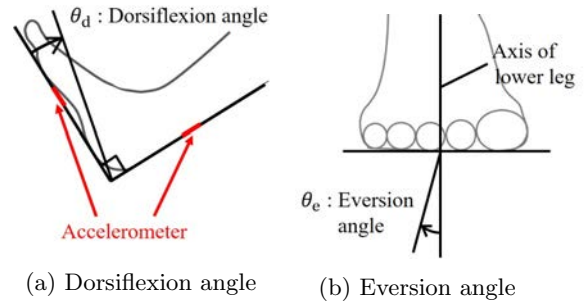


Fig.4 Position of accelerometers and measured foot angles

実験時の足の動きを図5に示す。初期姿勢から目標姿勢までの動きが上から順に示されており、3番目の図の時点から背屈運動が開始された。定常状態において、目標姿勢への到達を確認することができた。また、背屈角度の制御を開始した瞬間 (内側のワイヤを引張り始めた瞬間) に内返し方向に一時的に足が変形したことを確認した。これは目標姿勢に至る過程の制御が必要であることを示唆しており、PIゲインを調整することで改善できると考えている。

## 3 足関節パラメータの推定

### 3.1 足関節モデル

内反尖足に関する筋として、底屈の主動筋である下腿三頭筋、内返しの主動筋である後脛骨筋を考慮して図6(a)のような足関節モデルを作成した。足部はリンク  $l$  として、筋は剛性によってモデル化されている。リンクは上下 ( $x$  方向) および回転の2自由度を有する。本研究におけるストレッチ動作は十分小さい速度で行うため、筋の粘性要素は省略した。下腿三頭筋に対応する剛性を  $k_g$  とし、背屈によって伸張されることを考慮し、モデルの中央に配置した。後脛骨筋に対応する剛性を  $k_{pt}$  とし、外返しおよび背屈によって伸張されるということを考慮し、モデルの端部に配置した。回転中心  $O$  から各点への長さは  $a$ ,  $b$ ,  $c$  とし、回転中心の位置は下腿三頭筋に対応する要素を基準として  $c$  によって決定される。ここで、 $a+b$  はフットプレートの幅 0.12 m とし、 $c$  は  $(a-b)/2$  となる。図6(b)のように、外側のワイヤ張力  $f_l$ 、内側のワイヤ張力  $f_m$  が作用した時、並進変位  $x$  と回転  $\theta_e$  が生じる。並進変位は背屈角度  $\theta_d$  と回転半径  $l$  を用いて  $x = l\theta_d$  と表される。リンクの回転角  $\theta_e$  は足関節の外返しの角度である。

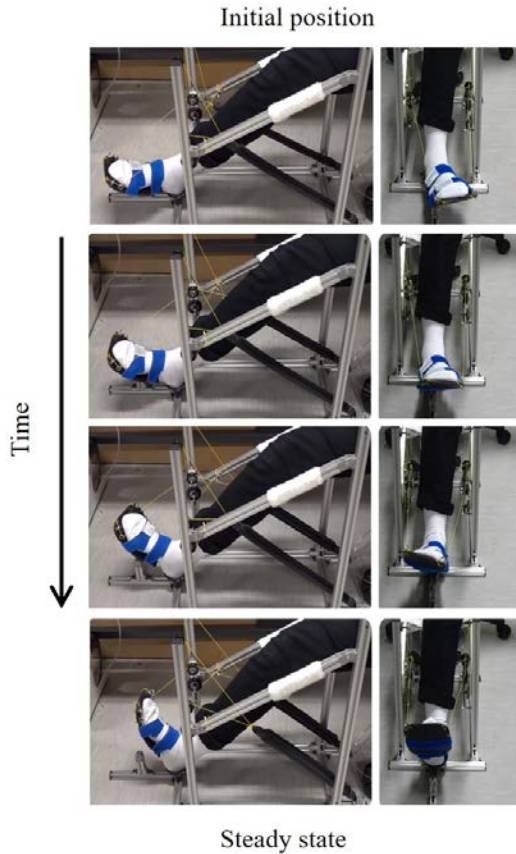
### 3.2 足関節パラメータの推定方法

推定する足関節パラメータは下腿三頭筋および後脛骨筋に対応する剛性  $k_g$ ,  $k_{pt}$ 、回転中心からの各種長さ  $a$ ,  $b$ ,  $c$ 、回転半径  $l$  である。長さのパラメータについては  $a$  のみを推定し、 $b$  と  $c$  は  $a$  を用いて計算により決定した。

まず図6(b)より

$$\begin{cases} f_l + f_m = k_{pt}(x + a\theta_e) + k_g(x + c\theta_e) & (1) \\ a f_l - b f_m = k_{pt} a(x + c\theta_e) + k_g c(x + c\theta_e) & (2) \end{cases}$$

が成立する。式 (1), (2) を角度について整理し、これらを行列



**Fig.5** Scenes during the operation. Top: At the initial stage, the foot rests at an equinovarus position. Middle: The inversion is mostly rectified, and the dorsiflexion is to be started. Bottom: At the steady state of the operation, the foot remains at the dorsiflexed position. The left and right parts are the sagittal and frontal views, respectively.

表記すると,

$$\begin{bmatrix} \theta_d \\ \theta_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{b-a}{(a+b)lk_{pt}} & \frac{4ak_{pt}+(a-b)k_g}{(a+b)lk_{pt}k_g} \\ \frac{2}{(a+b)k_{pt}} & \frac{2(k_g+2k_{pt})}{(a+b)k_{pt}k_g} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_l \\ f_m \end{bmatrix} \quad (3)$$

となる。ここで,

$$\theta = \begin{bmatrix} \theta_d \\ \theta_e \end{bmatrix}, \mathbf{f} = \begin{bmatrix} f_l \\ f_m \end{bmatrix} \quad (4)$$

とおく。ワイヤ張力および足関節角度は計測されるものとし,  $n$  をその計測データ数とする。  $n$  個目の計測データに関する  $\mathbf{f}$ ,  $\theta$  を  $\mathbf{f}_n$ ,  $\theta_n$  とし, すべての計測データを並べた行列  $\mathbf{F}$ ,  $\Theta$  を

$$\mathbf{F} = [\mathbf{f}_1 \quad \mathbf{f}_2 \quad \cdots \quad \mathbf{f}_n] \quad (5)$$

$$\Theta = [\theta_1 \quad \theta_2 \quad \cdots \quad \theta_n] \quad (6)$$

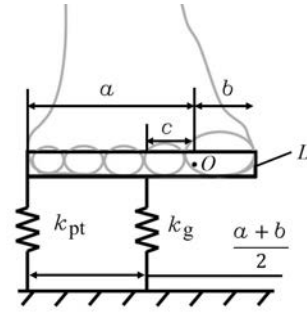
とする。  $\mathbf{F}$  から  $\Theta$  への変換行列を  $\mathbf{K}$  とおくと式 (3) は,

$$\Theta = \mathbf{K}\mathbf{F} \quad (7)$$

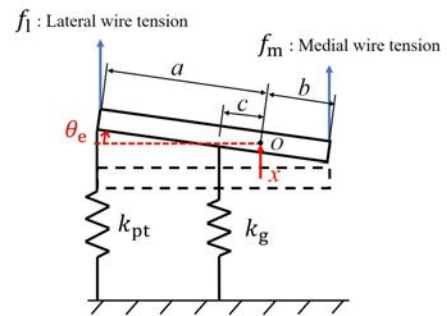
となる。

ワイヤ張力  $\mathbf{F}$  から足関節角度  $\Theta$  計測データを用いて, 最小二乗法により,

$$\hat{\mathbf{K}} = \Theta\mathbf{F}^+ \quad (8)$$



(a) Ankle joint model ( $k_g$ : Stiffness of gastrocnemius-soleus complex,  $k_{pt}$ : Stiffness of posterior tibialis,  $a$ ,  $b$ ,  $c$ : Length from center of rotation  $O$ )



(b) Ankle joint model when the lateral and medial wires are pulled at  $f_l$  and  $f_m$  respectively

**Fig.6** Ankle joint model

のように  $\hat{\mathbf{K}}$  を推定する。推定された  $\hat{\mathbf{K}}$  と式 (7) の  $\mathbf{K}$  を用いて,

$$\mathbf{K} = \hat{\mathbf{K}} \quad (9)$$

の連立方程式を解くことで足関節パラメータを求める。

### 3.3 足関節パラメータ推定のための実験

実験は足関節パラメータを推定するために必要となるワイヤ張力と足関節角度の計測を目的とした。

内外側のワイヤを同時に引張り, その時のワイヤ張力をテンションゲージを用いて計測した。足関節角度は3節と同様に加速度センサを用いて背屈角度および外返し角度を計測した。健常者1名に対して実験を行い, 20 試行を行った。初期姿勢は背屈角度およそ  $5^\circ$ , 外返し角度およそ  $0^\circ$  とし, ストレッチング機器の動作の開始および終了は被験者自身が行った。終了のタイミングは足部がわずかに動いた時点としたが, 厳密に統制しなかった。

実験結果の一例を図7に示す。グラフは, 初期姿勢におけるワイヤ張力, 足関節角度を原点としている。図7(a)より, 背屈角度が外返しの角度よりも大きく変化した。また, 背屈角度が大きくなると, ある時点で外返し角度が急激に増加した。これは足関節の解剖学的原因であると考えている。足関節は最大背屈位において外転, 外返しを伴うことが知られており, 図7の試行ではその影響で外返しが生じた可能性が高い。図7(b), (c)より, 足関節角度が大きくなるにつれて内外側のワイヤ張力が同程度に大きくなった。しかし, 背屈が大きい範囲では内側のワイヤ張力が外側のワイヤ張力より大きくなった。以上の傾向は他の試行でも確認された。

### 3.4 足関節パラメータの推定

4.2 節で述べた方法に基づいて足関節パラメータを推定した。1 試行当たり背屈および外返しの角度変化が小さい範囲のおよそ200 点のデータを用いた。  $\mathbf{K}$  の平均と標準偏差は

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} 0.17 \pm 0.12 & 0.09 \pm 0.08 \\ 0.33 \pm 0.08 & -0.73 \pm 1.00 \end{bmatrix}$$



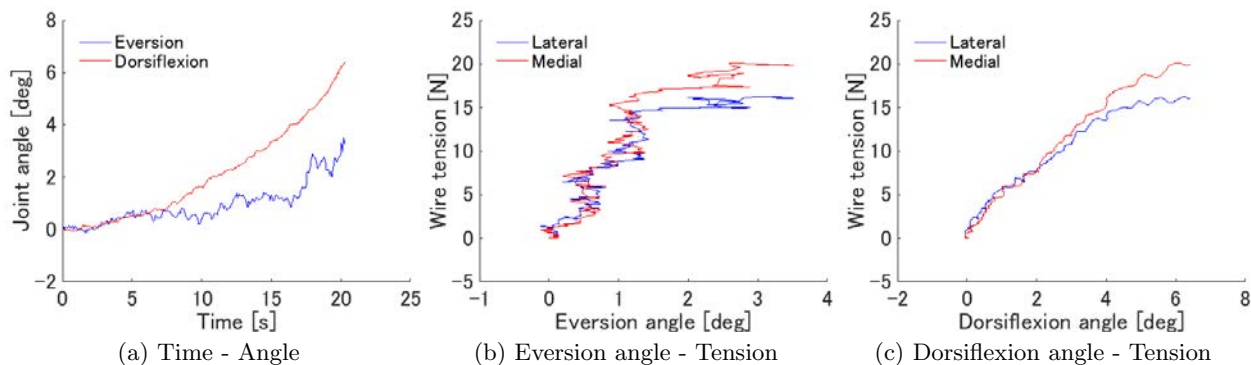


Fig.7 Example of wire tensions and joint angles

となった。これらの平均値を用いて推定した足関節パラメータは  $a = 0.034$  m,  $b = 0.086$  m,  $c = 0.026$  m,  $l = 0.052$  m,  $k_g = 84$  N/m,  $k_{pt} = 50$  N/m となった。

剛性に関しては、下腿三頭筋に対応する剛性が後脛骨筋に対応する剛性よりも大きくなった。これは下腿三頭筋の体積、最大筋力が後脛骨筋よりも大きいことから妥当な結果である。具体的な値については、その妥当性を今後検討する必要がある。

$a$  が  $b$  よりも小さくなったことから、回転中心は2つの筋の要素の間に位置する結果となった。実際の回内の回転中心は踝の内果と外果を結ぶ軸上にあり、本研究で推定した回転中心とは一致しない。モデル上での回転中心は解剖学的なものではなく、幾何学的なものである。回転中心が試行ごとに変化することは筋の剛性の推定にも影響を及ぼすため、回転中心が実験方法、条件によってどのように変化するか、今後調べる必要がある。

#### 4 結言

本研究では、内反尖足に対して三次元的なストレッチが可能な機器を用いて、PI制御によるストレッチングの自動化を行った。さらに内反尖足に関する筋から足関節モデルを作成し、筋の剛性を含む足関節パラメータの推定方法を提案した。また、足関節角度およびワイヤ張力を計測する実験を行い、実際に足関節パラメータを推定できることを確認した。筋剛性に関するパラメータは、ストレッチングの効果検証や目標角度の設定に利用していく。

#### 参考文献

- [1] N. Yamada, S. Okamoto, Y. Akiyama, K. Isogai, and Y. Yamada, "Ankle stretching rehabilitation machine for equinovarus: Design and evaluation from clinical aspects," *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, pp. 1687–1692, 2017.
- [2] S. Lawrence and M. Botte, "Management of the adult, spastic, equinovarus foot deformity," *Foot & Ankle International*, vol. 15, no. 6, pp. 340–346, 1994.
- [3] E. Bressel and P. McNair, "The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke," *Physical Therapy*, vol. 82, no. 9, pp. 880–887, 2002.
- [4] C. Yeh, J. Chen, and K. Tsai, "Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, no. 4, pp. 453–461, 2007.
- [5] G. Waldman, C. Yang, Y. Ren, L. Liu, X. Guo, R. Harvey, E. Roth, and L. Zhang, "Effects of robot-guided passive stretching and active movement training of ankle and mobility impairments in stroke," *NeuroRehabilitation*, vol. 32, no. 3, pp. 625–634, 2013.
- [6] Y. Lee, K. Chen, Y. Ren, J. Son, B. Cohen, J. Sliwa, and L. Zheng, "Robot-guided ankle sensorimotor rehabilitation of patients with multiple sclerosis," *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, vol. 11, pp. 65–70, 2017.
- [7] N. Saga and N. Saito, "Rehabilitation instrument for prevent contracture of ankle using the pneumatic balloon actuator,"

*Proceedings of IEEE/EMBS Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4294–4297, 2008.

- [8] C. Oatis, *Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement*, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2016.
- [9] D. Weir, J. Tingley, and G. Elder, "Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 93, no. 5–6, pp. 614–623, 2005.