

## 内反尖足を三次元制動する足部ストレッチング機器の試作

Development of an ankle stretching machine for equinovarus with three dimensional control

○ 山田南欧美(愛知医療学院短期大学・名古屋大学) 岡本正吾(名古屋大学)  
秋山靖博(名古屋大学) 山田陽滋(名古屋大学)Naomi YAMADA, Aichi Medical College/Nagoya University Shogo OKAMOTO, Nagoya University  
Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University Yoji YAMADA, Nagoya University

**Abstract:** Equinovarus, which deforms the patient's foot to a plantarflexion, adduction, and inversion posture, is a common symptom of stroke survivors. In a clinical scene, physical therapists manually stretch the deformed foot with a care of three-dimensional control of the foot posture. We present a stretching machine that the patient can use for the treatment of equinovarus by him- or herself. By adopting a cable-driven mechanism with two independently controllable pneumatic actuators, the stretching machine can apply the force on the foot along the dorsiflexion direction as well as the direction combining abduction and eversion. In this study, we show that the abovementioned mechanism successfully controls the deformity of equinovarus foot.

**Key Words:** Stretching machine, equinovarus, three-dimensional control

## 1. はじめに

脳卒中では、痙性麻痺により下肢の筋緊張が亢進して内反尖足が生じる<sup>(1)</sup>。これは、下肢の運動に伴って足部が底屈・内転・内反位を呈する症状であり、障害の程度や進行具合によっては、足部が変形した状態で固定してしまう。これにより、日常生活における移動能力が低下し、介護が必要となる事例が多い。この症状に対する治療として痙性筋のストレッチングがよく選択され、多くの場合、理学療法士が徒手を用いて足部をストレッチングする。療法士はストレッチング中に筋の粘弾性の変化を感じながら適切な力を加えて筋を伸張する。同時に、対象者の反応を伺いながら、疼痛が生じないように加える力の大きさを調整する。脳卒中後遺症者の足部に対するストレッチングの有効性を示した先行研究は多数存在するが、そのほとんどが日常的に継続してストレッチングを行った際の結果を示している<sup>(2, 3, 4)</sup>。脳卒中発症後3カ月以上経過すると、40%以上の痙性麻痺患者が内反尖足を引き起こす痙縮を有するという報告もあり<sup>(5)</sup>、退院後の在宅においても継続してストレッチングを行うことが望まれる。しかし、現在の日本の保険制度では、退院後、理学療法士によるリハビリテーションの機会は各段に減少する。そこで、在宅でも利用できるストレッチング機器が存在すれば、退院後も継続してストレッチングを行うことが可能になるが、現在、その様な目的で市販されているストレッチング機器は存在しない。

過去に、Rutgers Universityの研究グループが、在宅で利用できる足部のリハビリテーション機器を提案している<sup>(6)</sup>。彼らの装置は多軸の運動機構を有し、足部を三次元的に動かすことができるが、使用者自身による足部の運動を促す機器であり、ストレッチングの機能は備えていない。研究段階にある足部リハビリテーション機器として、嵯峨は、空気圧アクチュエータを用いて軽量かつ大きな出力を可能とする足部リハビリテーション機器を提案している<sup>(7)</sup>。また、Waldmanらは小型の足部ストレッチング機器を提案し、脳卒中後遺症者に対するストレッチング効果を示している<sup>(8)</sup>。他に、戸田らは、装置の上にとだ足を伸ばして座るだけで足部をストレッチングすることのできる機器を提案している<sup>(9)</sup>。しかし、いずれの機器も運動軸は1つであり、底背屈運動のみである。これに対し、本間らは足部の三次元的な運動を視野に入れた足部リハビリテーション機器を提案している<sup>(10)</sup>が、内外反は受動自由度を有しているのみであり、主に制御するのは底背屈運動である。また本装置は循環改善を目的としており、ストレッチングの効果は不明である。前述したとおり、内

反尖足は3次的に足部が変形する症状であり、理学療法士の徒手によるストレッチングでは足部は三次元的に制動される。我々は、実際に理学療法士が行う徒手ストレッチングの特徴を明らかにするために、脳卒中後遺症者に対する徒手ストレッチング中の足部姿勢の変化、および足部に加わる力、モーメントを計測し、その結果、背屈運動を主に行う他に外転方向への力やモーメントが加えられていることを明らかにしている<sup>(11)</sup>。よって、内反尖足を対象としたストレッチング機器は、三次元的に制動する機構を有するべきである。そこで、本研究では、内反尖足を三次元的に制動することのできるストレッチング機器を開発することとした。

## 2. ストレッチング機器の試作

## 2.1 試作機の構造

最終目標である在宅での使用を念頭に置き、機器の小型化、操作の容易性、安全性の確立を意識した上で、内反尖足位に対し、適切な方向に適切な力を加えてストレッチングすることのできる機構の開発を目指し、ストレッチング機器を試作した。

ストレッチング機器は、足底板部、下腿支持部、および支柱からなる(Fig. 1)。足底板部(Fig. 2A)は、前足部を底面から支持し、対象者足部にはベルトを用いて固定される。足底板部の両側にはワイヤが1本ずつ通してある。支柱部に固定されたアイドラーを介して足底板部の2本のワイヤはそれぞれマッキベン型アクチュエータに接続されている(Fig. 2B)。下腿支持部はハンモック様に布で対象者の下腿を支持する。支柱には他にアイドラーとマッキベン型空気圧アクチュエータの終部が固定されている。このマッキベン型アクチュエータ(エアマッスル[1.0インチ], 神田通信工業株式会社製)に加圧することで、アイドラーを介して2本のワイヤを引き、足部をストレッチングする(Fig. 3)。

空気圧アクチュエータはモータ以上に大きな力を発揮することができるため、変形の制動のために大きな出力が必要とされるストレッチング機器に適している。さらに、モーターを使用した場合、外骨格型の機構になるため機構の回転中心と人体の回転中心が別になってしまうが、空気圧アクチュエータを使用することで、人体の回転中心を活かすことができる。これにより、関節不整合により足部の関節に掛かる負荷を軽減することができる。加えて、モーターを用いる場合、剛体を用いて力を伝える必要があるが、空気圧アクチュエータの場合、機構の剛性を下げるような設計が可能であり、機構の柔軟性を維持することで機器に固定された足部への負担を軽減することができる。

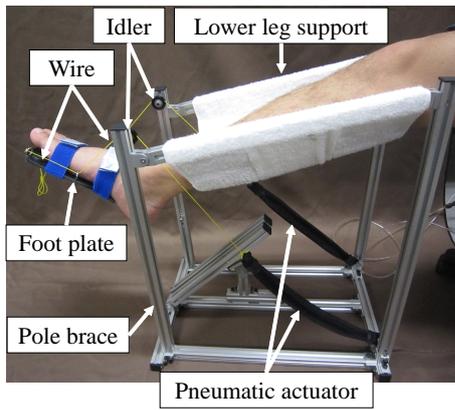


Fig.1 Structure of stretching machine



Fig.4 Equinovarus simulated by taping

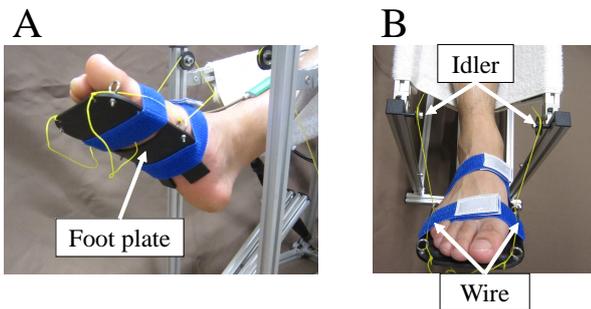


Fig.2 Foot plate (A) and wire (B)

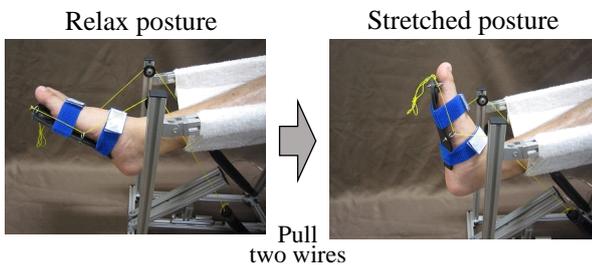


Fig.3 Stretching motion

## 2.2 三次元制動方法

通常、足部は3軸周りに運動する。内外側を結ぶ軸周りの運動のうち、爪先を上げる方向が背屈 (dorsiflexion)、爪先を下げる方向が底屈 (plantarflexion) と呼ばれる。また、足底面に垂直な軸周りの運動で爪先を外側に向ける運動が外転 (abduction)、爪先を内側に向ける運動が内転 (adduction)、前後軸周りの運動で足底面を外側に向ける運動が外反 (eversion)、内側に向ける運動が内反 (inversion) と呼ばれる。これらの運動のうち、外転・外反と内転・内反は運動する。内反尖足は底屈・内転・内反が同時に生じる状態であり、理学療法士の徒手ストレッチングでは、内反尖足を制動するために、背屈・外転・外反方向への力が加えられる。そこで本試作機では、足底板の両側に沿わせたワイヤを2本同時に引くことで足部を背屈し、それぞれのワイヤを独立に引くことで、足部に外転・外反方向の力を同時に加えることのできる機構を採用した。2本のワイヤにはそれぞれマッキベン型アクチュエータが接続されているため、アクチュエータに加わる圧を変化させることで、ワイヤを引く力を調整することができる。また、2本のワイヤはそれぞれアイドラーを介しており、アイドラーの位置を変化させることで、足部に加わる力の方向を調整

することができる。さらに、内反尖足は症状の程度によって足部の変形量が異なるため、ワイヤのコントロールだけでは吸収しきれない個人差については、足底板の柔軟性およびワイヤ駆動機構の柔軟性を利用して対応することとした。

## 2.3 安全性

リハビリテーション機器の運動制御には減速機構を有する電磁モーターが使用されることが多いが、試作機では空気圧アクチュエータを採用した。機器の誤作動等で想定外の大きな力が生じてしまった際、保護停止として電源供給を遮断することがある。このとき、モーターは危険な姿勢を保持してしまう。一方、空気圧アクチュエータを用いる場合には、電源供給を落としてアクチュエータ内の空気を抜くと、足部へ加わっていた負荷が取り除かれ、安全状態を容易に達成できる。なお、本試作機は、マッキベン型アクチュエータへの加圧を遮断する緊急停止スイッチを有する。

## 3. 健常者による動作検証

試作機を用いて、三次元的な足部姿勢の制動が可能かどうかを検証した。

### 3.1 方法

椅子に腰かけた健常男子学生 (21 歳) の右足部を本試作機を用いて制動した。脳卒中後遺症者の足部を模擬するため、学生の右足部をキネシオロジーテープを用いて内反尖足位に固定した (Fig. 4)。キネシオロジーテープは軽度の伸縮性を有しているため、内反尖足位に固定しても、外力を加えると足部は動く。足部の姿勢の計測には、ゴニオメータ (SG110/A, Biometrics 社製) を使用し、底背屈角度、内外転角度、内外反角度を得た。このとき、解剖学的基本肢位、つまり、足部が捻じらない状態で、爪先が真っ直ぐ前方を向き、下腿と足部が直角に位置する姿勢を、底背屈  $0^\circ$ 、内外転  $0^\circ$ 、内外反  $0^\circ$  とした。内反尖足を模した足部を制動するため、外側にあるアイドラーの位置を足部に近づけ、外側のワイヤは背屈方向よりも外転外反方向へ向かうようにした。マッキベン型アクチュエータの制御は手動で行い、必要以上の圧が加わらないように配慮した。

### 3.2 結果

Fig. 5 に、実験中の足部3軸周りの角度の変化、およびマッキベン型アクチュエータへの加圧量を示す。加圧量の増加に伴い、底背屈の角度は負の値から正の値へ変化した。つまり、底屈位から背屈位へ変化したことを示す。内外転・内外反の角度については、正の値にまでは至らなかったものの、共に増加しており、外転・外反運動が起きていたことを示す。また、減圧するとそれぞれの角度は減少し、開始肢位へ戻った。

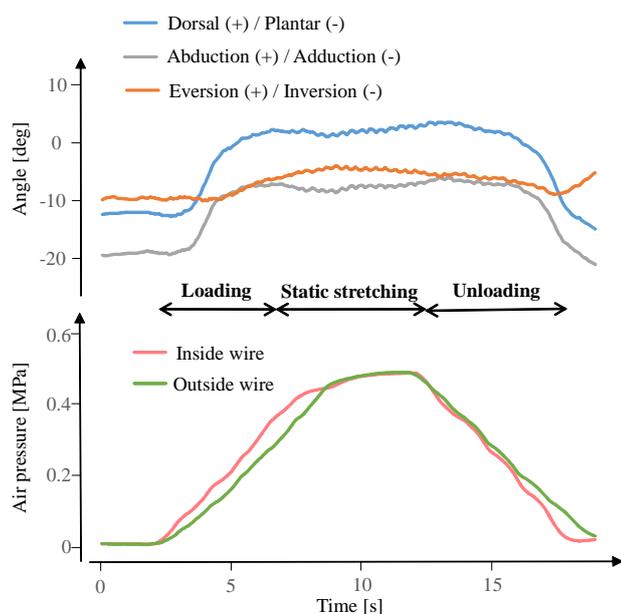


Fig.5 The results of angles and air pressure

#### 4. 結論

我々が試作したストレッチング機器で、足部を三次元的に制動できることが確認された。これにより、本試作機にて内反尖足を適切にストレッチングできる可能性が示唆された。本稿の動作実験においては、アイドラーの位置を変えることで内反尖足を制動したが、今後、内外側のアクチュエータへの加圧量を調整し、制動のため適切な加圧比を検討する必要がある。また、ストレッチングでは足部に一定量の力を加える必要があり、筋を十分に伸張するためには、どれほどの力が必要なのかを検証しなければならない。そして、本試作機によるストレッチングの前後の足部可動域の変化や筋粘弾性の変化を計測することで効果検証を行い、本試作機の有効性を明らかにしていく。

#### 5. 謝辞

本研究の一部は、科学研究費補助金（課題番号：15K12610）、御器谷科学技術財団 研究開発助成、愛知医療学院短期大学学内個人研究奨励費の支援を受けて行われました。ここに謝意を表します。

#### 参考文献

- (1) Lawrence SJ, Botte MJ: Management of the adult, spastic, equinovarus foot deformity. *Foot & Ankle International*, vol.15, no.6, pp.340-346,1994.
- (2) Bressel E, McNair PJ: 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.
- (3) Yeh CY, Chen JJ, Tsai KH: 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.
- (4) Bovend'Eerd T, Newman M, Barker K, Dawes H, Minelli C, Wade DT: The effects of stretching in spasticity: a systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol.89, pp.1395-1406, 2008.

- (5) Wissel J, Manack A, Brainin M: Toward an epidemiology of poststroke spasticity. *Neurology*. vol. 80, pp.S13-19, 2013.
- (6) Girone M, Burdea G, Bouzit M, Popescu V: Orthopedic rehabilitation using the "Rutgers Ankle" interface. *Studies in Health Technology and Informatics*, vol.70, pp.80-95,2000.
- (7) Saga N: 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, Canada, 2008.
- (8) Waldman G, Yang CY, Ren Y, Liu L, Guoa X, Harvey RL, Roth EJ, Zhang LQ: 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.
- (9) Toda H, Matsumoto T, Tanizaki R, Imaeda T: Ankle joint pushing mechanism by stabilization of ankle position using a brace structure. *Journal of Advanced mechanical Design, Systems, and Manufacturing*. vol.10, no.1, pp.JAMDSM0013, 2016.
- (10) Keiko Homma K, Usuba M: Effects of passive motion using mechatronic system on improvement of peripheral circulation: *Proceedings of IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pp.543-548, 2011.
- (11) Yamada N, Okamoto S, Okumura H, Yamada Y, Isogai K, Kawakami K: Similarities and differences in manual stretching of physical therapists for equinovarus. *Proceedings of IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pp.490-495, Tokyo, 2014.