

足首及び足指用 CPM 装置の開発

Development of the CPM Device for Ankles and Toes

○学 池田 悠樹 (東理大) 正 小林 宏 (東理大)

Yuki IKEDA, Tokyo University of Science, ikeda@kobalab.com
Hiroshi KOBAYASHI, Tokyo University of Science

In order to overcome the disuse syndrome, to move joints and muscles is very important. Ankle contracture is one of the disuse syndrome of the lower limbs. CPM devices can often prevent/improve the symptom. But the distributed devices cannot move toes and dorsiflex ankles simultaneously with strong power. We then develop the simple CPM device which has high power and toe joint motion as well as ankle one. The structure and evaluation are described in this paper.

Key Words: Rehabilitation robot, CPM device, ankles, toes

1. はじめに

寝たきりや車椅子での生活が続くことにより、手足の関節が固まってしまふ症状が起こりやすい。この症状は関節の周囲の筋肉や靭帯が収縮して関節可動域(ROM; range of motion)が制限されている状態であり、この状態を「拘縮」と呼ぶ。日本整形外科学会による 2012 年の調査報告より、整形外科新患件数で最も多いのは下肢の 33.2%であり、その中でも足関節・足が 34.2%と膝関節の 42.1%に次いで患者数が多い。更に患者の疾患の内訳としては、変性疾患、拘縮が 63.9%と最も多い^[1]。拘縮の予防や治療は看護師や理学療養士(PT)による関節可動域訓練(図 1)が必要になるが、施術者に大きな負担がかかり、長時間の訓練を受けることはできない。また、現在の日本では、全ての拘縮患者が訓練を受ける環境が整っておらず、そのために更に症状が悪化する場合もある。そこで、他動的な ROM 訓練を人に代わって行う持続的他動運動(CPM; continuous passive motion)装置(図 2)の開発が進められており、医療や介護の現場で普及し始めている。

現在までに開発・販売されている CPM 装置は、自宅や介護施設で導入が難しい大型で高価なものであったり、小型ではあっても拘縮の強い患者にとっては出力が不十分なものであったり、一度に片方の足首のみしか動かさず効率的でない、などの問題があった。

そこで本研究では、手軽に持ち運べ、高出力で両足を同時に、また、足首に加え足指も訓練でき、力を調節することで苦痛を伴わない訓練が可能であり、結果としてリハビリテーションに対するモチベーション低下を抑制できる CPM 装置の開発を行ったので報告する。



Fig.1 ROM training for ankle



Fig.2 Example of CPM device^[2]

2. 装置概要

2-1 装置で実現する動作

本研究で開発した装置は、足首の背屈・底屈動作と足指の背屈動作の他動運動を行い、それに従動して膝関節・股関節が同時に動くことで、図 3 のように歩行時のような動きを行う。

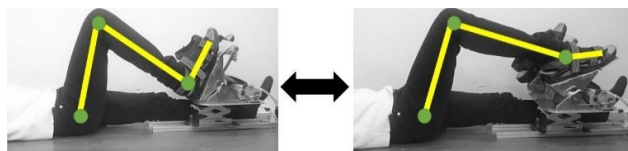


Fig.3 Stretch motion by CPM device proposed

2-2 アクチュエータ

拘縮した関節を動かすには非常に大きな力が必要であり、モータでこれを実現しようとする装置が大型で高価なものになってしまう。そこで本装置では、アクチュエータとして McKibben 型人工筋肉を用いた。McKibben 型人工筋肉は、ゴムチューブをナイロンスリーブで被覆して両端を固定した構造となっており、内部のチューブに圧縮空気を注入することで強力な収縮力が生じる。主に非金属で構成されるため軽量で、非常に強い収縮力を発生する。採用しているものは、約 130g, 1400N である。

2-3 システム構成

図 4 にシステム構成を示す。コントローラからの操作によってマイコンから電磁弁を制御し、コンプレッサからの圧縮空気を McKibben 型人工筋肉に送り、片足は背屈、もう片足は底屈動作を行う。レギュレータのつまみを回すことで、供給する圧縮空気の最大圧力を調整する。また、流量調整弁により空気の排気・吸気速度が調整でき、装置の動作の速さを調節する。自動で両足が交互に動く「自動モード」と、コントローラのボタンを押している間対応する方向に装置が動作する「コントロールモード」があり、使用者は必要に応じてこれらを使い分けすることができる。

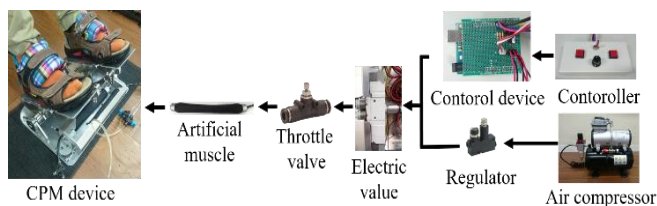


Fig.4 Device configuration

2-4 構造と動作

装置の全体像を図 5 に示す。装置には使用者の足のサイズに合った市販のサンダルを設置し、このサンダルに足を固定する。足はサンダルのみで固定されるため、拘縮が進んで足が変形してしまった患者でも容易に装着が可能である。図 5(1)の人工筋肉が収縮することでワイヤを介して(2)のプーリーが回転し、(3)の足置き板 1 は背屈動作をすると共に、もう一方の(4)の足置き板 2 は(5)のマイタを介して逆回転が伝えられ底屈動作をする。足首の動作範囲は、(6)の板に並んだ穴の 1 つに(7)のボールロックピンを差し込むことで調整可能であり、使用者にとって安全な角度で機械的にロックすることができる。足置き板 2 の動作に連動して(8)のリンクが動作し、足指の背屈・底屈を行う。図 6 に示す通り、足指の動作は、足首が底屈時に足指が背屈動作を行うようになっている。また、足指の背屈角度は、図 5 (9)のボールロックピンをリンクに空いた穴に差し込む位置によって調整可能である。足指の背屈角度の調節の様子を図 7 に示す。図 7(A)は足指が最も背屈する角度であり、角度は解剖学の文献³⁾より 50 度とした。一方、(B)は足指が背屈しないので、足指を動かさない内反尖足の強い患者が安全に使用することができる。

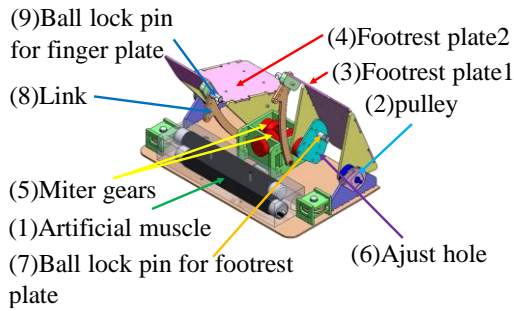


Fig.5 Over view

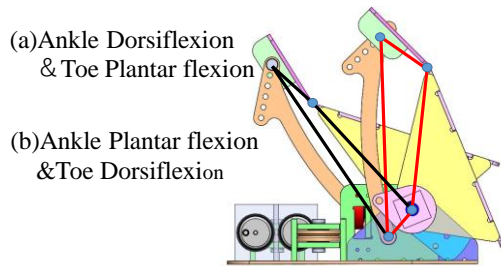


Fig.6 Structure of link

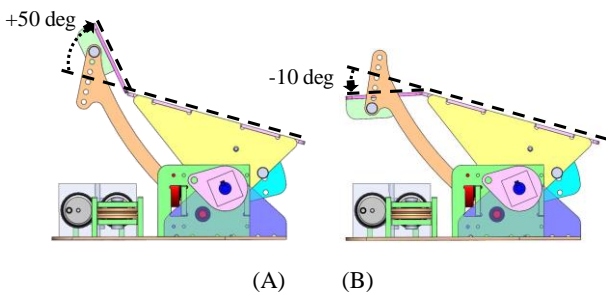


Fig.7 Angle adjustment of Toes

2-5 出力トルク

拘縮患者の足首関節の硬さは人によって異なり、ROM 訓練における適切な負荷を使用者に与えるには、装置の出力を細かく調整することが必要である。本装置では、上述のように、McKibben

型人工筋肉に注入する圧縮空気の圧力を変更することで、足首及び足指にかかるトルクを調整することができる。本装置に使用する McKibben 型人工筋肉は自然長 255mm であり、0.5MPa の圧縮空気を注入した場合 1400N 程度の収縮力が生じる。先行研究における実験結果より、足首の背屈には健常者においては 15.8Nm のトルクが足関節にかかる必要があることが分かっている。拘縮患者の場合にはより大きな力が必要だと思われるので、必要なトルクを調査する目的も兼ねて 20Nm 以上のトルクが出るよう設計した。

人工筋肉の収縮をワイヤを介してプーリーで回転運動に変換する際、出力トルクは図 8 に示すようにプーリー径によって決まる。また、人工筋肉の収縮力は収縮比が大きくなるほど小さくなるので、設計上の収縮比が 15% 以下となることが望ましい。そこで、使用するワイヤの最小曲げ半径が 19mm であるので、これを基準値として発生するトルクを計算すると 29.3Nm となる。この時の人工筋肉の収縮比は 11.1% であり、15% 以下であるのでプーリー径を $\phi 38$ に決定した。

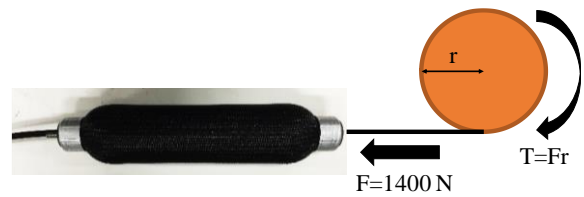


Fig.8 The magnitude of the torque

2-6 使用方法

拘縮患者には寝たきりの生活をしている人が多く、足首の ROM 訓練を行う際もベッドで寝たまま行うことが望まれる。一方、普段の生活が車いす中心の患者は、車いすに乗ったまま使用の方が便利である。本装置は、板の上に足を載せるだけで使用でき、足首関節より上は固定しないため、脚全体の拘束が少ないので、寝て使用することも座って使用することもできる。図 9(A)は椅子に座った姿勢で使用した様子、図 9(B)は寝た状態で使用した様子である。どちらの姿勢でも、背屈角度は健常者の一般的な値である 30 度³⁾を確保することができる。

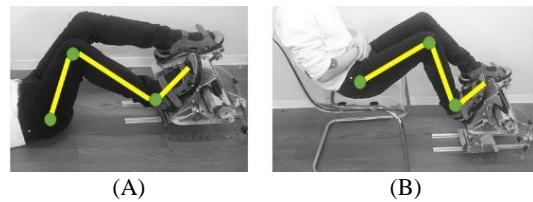


Fig.9 Way to use each position

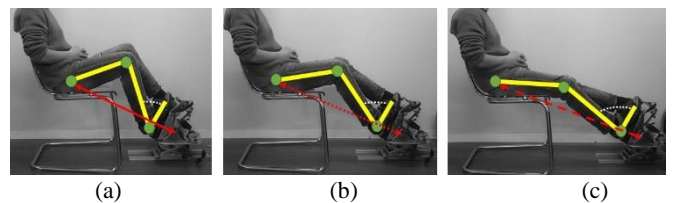


Fig.10 Way of adjustment of the angle of the knee

また、本装置は図 10 に示す通り、線で示した部分をリンク、丸で示した部分を回転対偶として脚全体が四節回転リンク機構となって動くことで、足首・足指の動きに加え、膝関節と股関節を動かすことができる。図 10 の赤い線で示した装置から股関節までの距離をリンク機構における固定節と捉えることができるので、この距離を変えることで足関節の可動域を調整することができる。図 10(a)は

固定節の長さが最も小さい場合であり、使用者にとって最大の背屈角度まで足関節を動かすことができる。(a)から固定節の距離を(b)に示すように伸ばすと背屈角度が小さくなり、(c)ではほぼ足首関節は背屈しなくなっている。この角度調節は、装置と使用者の距離を変更するだけで簡単に行うことができる。

3. 装置概要

3-1 装置の出力トルク

試作した装置が設計したトルクを出力できているかを測定した。図 11 は、圧力を 0.1MPa から 0.5MPa まで変えた時の装置の駆動軸のトルクを表す。この図より、0.5MPa でのトルクは 29.2Nm であり、設計の理論値である 29.3Nm との相対誤差は 0.5% ほどであるため、設計通りのトルクが出力できていることが分かる。また、図 11 の実験結果に対して線形近似を求めたところ相関係数 $R^2=0.9968$ と強い線形性が確認できた。このことより本装置が供給する圧縮空気の圧力を変更するだけで簡単に出力を調整できることが分かる。

3-2 拘縮患者への適用

本装置の効果について検証するために、2017 年 7 月 28 日より 1 名(被験者 A)、2017 年 8 月 24 日より 2 名(被験者 B, C)、2017 年 12 月 7 日より 1 名の足関節の拘縮を患う被験者に対して月 2 回定期的に訓練を行った。また、これとは別に 3 名の拘縮患者が 1 回ずつ本装置で訓練を行った。理学療養士の助言より、被験者が強い抵抗を示したり、緊張しない程度の負荷を適切な負荷として、被験者が本装置を初めて使用したときに適切であった圧縮空気の圧力を調査した結果を表 1 に示す。0.2MPa 以下ではほとんどの被験者が効果を感じないと回答し、0.3MPa 以上が最適な負荷であると回答した。拘縮の弱い被験者の多くは 0.4MPa 以上が適切と答えた。

また、拘縮の強い患者の方がより大きな力が必要だと考えられるが、今回の調査はその考えとは逆の結果となった。すなわち、強く拘縮している関節に対して装置で初めに大きな負荷をかけると被験者が苦痛を感じ、訓練を行っていく過程で圧力を徐々に大きくしていくと被験者が訓練を気持ちよく感じる傾向があることが分かった。これらの結果より、拘縮の強い人に対しては最初は弱い圧力で訓練を行い、時間をかけて徐々に力を大きくしていく方法が、本装置の適切な使用方法であると分かった。

3-3 長期使用者に対する聞き取り調査

定期的にも本装置を使用している被験者 A, B, C を対象とした聞き取り調査を行った。A は足首の拘縮改善と内転の改善があり、自力での運動を始めるといった意識の改善も見られた。B は足首の拘縮改善と関節可動域の拡大が見られ、当初 10 分程度訓練を行うと痛みを感じて抵抗していたのが、現在は 30 分間の訓練を行うと途中で寝てしまうほど本装置によるリハビリに慣れてきた。C は当初より足首の拘縮は軽度であったが、立位時に筋肉が緊張しうまく立

てなかった。現在では膝と足関節が伸びるようになり、立位時の姿勢が改善した。

Table 1 Optimal pressure

Pressure [MPa]	Number of favor
0.1	0
0.2	0
0.3	3
0.4	2
0.5	2

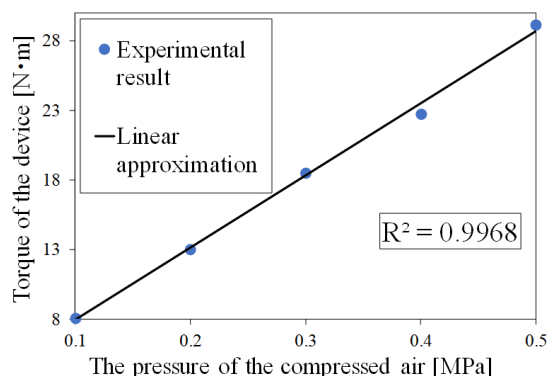


Fig.11 Correlation of pressure and torque

4. まとめ

本研究では、足首と足指を動かし、歩行時のような動作を行うことのできる CPM 装置の開発を行った。また、足首の拘縮患者に対して長期の訓練を行うことで、拘縮の改善に関して一定の効果が得られていることが示唆された。今後は、本装置を用いた予防・改善効果について医学的知見に基づいた意見を得ることで更に装置の改良を行い、より拘縮や足首の変形に対して適応範囲の広い装置の開発を行う。

参考文献

- [1] 日本整形外科学会, 整形外科新患調査 2012 概要報告 https://www.joa.or.jp/jp/media/comment/pdf/investigation_2012.pdf
- [2] ガデリウス・メディカル株式会社 CPM ユニットレッグ用 <http://www.gadeliusmedical.com/ja/products/Orthopedic/cpm02.html>
- [3] Michael Schünke, Elik Schulte ら, “プロメテウス解剖学アトラス”, 第 2 版(2015), pp456-457, 医学書院