

足の骨の三次元動作制御を目的としたリハビリテーション支援装置の開発

Development of Rehabilitation Device for Control of Three-dimensional Foot Bones Posture

○ 野村健太（東理大） 李彦廷（交大） 楊秉祥（交大）

竹村裕（東理大） 溝口博（東理大）

Kenta NOMURA, Tokyo University of Science
Yang Bing-Shiang, National Chiao Tung University
Lee Yen-Ting, National Chiao Tung University
Hiroshi TAKEMURA, Tokyo University of Science
Hiroshi MIZOGUCHI, Tokyo University of Science

Abstract: In recent years, a rehabilitation device attaining effective rehabilitation is required for treatment of the weakened functions of the ankle joint with aging, increasing the number of stroke patients and decreasing the number of physical therapists. However, it is hard to say that an existing device can provide effective rehabilitation to a patient because there is not the device which can provide rehabilitation in consideration of the complicated movement of bones of foot. In our previous research, we proposed an estimation method of foot bones postures from a posture of a plantar plate that is attached to a sole of foot. In this study, we developed therehabilitation device for control of three-dimensional foot bones posture to provide effective rehabilitation using a parallel link mechanism known as a Stewart platform.

Key Words: 6-DOF, Parallel link mechanism, Stewart platform, Rehabilitation device

1. はじめに

WHOによると、世界で65歳以上の高齢者の三分の一が年に一度以上の転倒を経験しており、転倒は高齢者の怪我による死亡原因の内の40%を占めている⁽¹⁾。高齢者の歩行中の転倒事故発生原因はつまずきが最も多くの割合を占め、その原因に足部の背底屈動作の関節可動域の低下が含まれる⁽²⁾。またWHOによると、世界中で毎年約1500万人が脳卒中を発症し、そのうち500万人が死亡し、500万人に永続的な後遺症が生じており、脳卒中は死因と後遺症の主要原因の第二位を占めている⁽³⁾。低下した足関節機能の回復治療や、脳卒中による後遺症の治療には理学療法士によるリハビリテーションを通常用いる。近年では、理学療法士の負担を減らすために数多くのリハビリテーション支援装置が開発されており、それらを用いて身体機能が回復した例も数多く報告されている⁽⁴⁾。しかし、現状足の各骨の複雑な動作まで制御してリハビリテーションを行う事が可能な装置はなく、既存の装置が効果的なリハビリテーションを患者へ提供出来ているとは言い難い。関節運動の多くは三次元的な運動であり、その動作を制御することは、リハビリテーションの詳細な手法検討や定量的評価、関節疾患や機能障害等の客観的評価への応用が期待でき、運動療法の支援の観点から非常に重要である。特に足部は、人間の基本動作である歩行動作において非常に重要な役割を果たしており、わずかな関節の制限でも歩行、ひいては日常動作に大きく影響を与えるため、三次元的な動作制御が必要とされている。しかし、足部は26の骨から構成されており、関節も複数ある非常に複雑な構造となっているため、関節単位での三次元的な制御以前に計測自体が容易ではない。そこで我々は足裏に着けた足底板の三次元姿勢から各骨の三次元姿勢を推定する手法を先行研究で提案した。本研究ではその手法を適用し、足底板を制御する事で、足の骨の三次元動作制御を行う事を目的としたスチュワートプラットフォーム型リハビリテーション支援装置を開発した。

2. 開発装置

2.1 スチュワートプラットフォーム

本研究では三次元動作制御を行うため、装置の機構として6自由度の動作制御が可能であるパラレルリンク構造の一種であるスチュワートプラットフォーム⁽⁵⁾を採用した(図1)。スチュワートプラットフォームはベース(Base)とプラットフォーム(Platform)に、直動アクチュエータ(Actuators)6本をユニバーサルジョイント(Spherical joints)によって締結した構造である。直動アクチュエータ6本の長さをそれぞれ制御することによって、プラットフォームを制御する。スチュワートプラットフォームは直動アクチュエータを並列に6本接続した構造であることで、6自由度を持ち、高剛性に優れているのが特長である。

2.2 装置コンセプト

我々は開発した装置による足の骨の三次元動作制御の精度を検証する為、島津製作所社製血管撮影システムBRANSIST safire HB9 & VC17 Slender (Angiography)及び2D-3D レジストレーション⁽⁶⁾による骨の動作解析を用いることにした。本研究ではこの検証を可能とする為、装置による足の動作制御と血管撮影システムによる足の骨の動作撮影が同時に可能である事、血管撮影システムのクリアランス内に装置が収まる事、撮影の妨げとなる金属部品を足の周囲から極力除外する事の三つを満たす図2を本装置のコンセプトとして開発を行った。

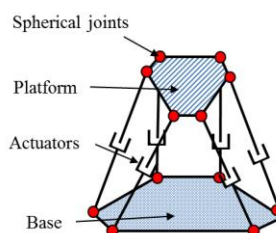


Fig. 1 Stewart platform

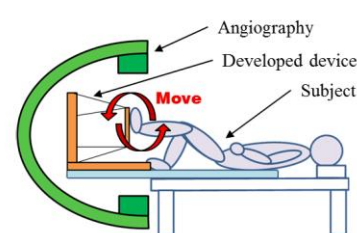


Fig. 2 Concept of device

2.3 装置概要

図3は我々が開発した装置の外観であり、表1は装置の仕様である。本装置は従来の他動運動装置では困難であった6自由度で足の動作制御が可能である。本装置の直動アクチュエータは、エアシリンダとワイヤ式ポテンシオメータを並列に繋いだ構造を取っており、直動アクチュエータ長さの制御を可能としている。本装置は頸部を固定するサポートフレーム（Support frame）が下腿方向と高さ方向に可動式となっており、プラットフォームも足幅と足長方向にベルトが可動する為、使用者の足に合わせた使用が可能な構造となっている。血管撮影システムで足を撮影する際の妨げとならない様にベースとサポートフレームを繋ぐ透明な板と、プラットフォームは共にアクリル板を使用した。本装置の使用方法は、使用者が仰向けの状態になり、サポートフレームやプラットフォームのベルトの位置を使用者に合わせて調整を行った後、頸部をサポートフレームに、足部をプラットフォームにそれぞれのベルトで固定する。本装置の駆動原理等の詳細は、形状は異なるが先行研究の装置と同様である為、先行研究を参照されたい⁽⁷⁾。

3. 動作確認実験

我々は指定した動作を本装置が再現する動作再現精度を検証する為に以下の実験を行った。足関節の回転動作を10秒間行い、この時に測定した回転動作（以下、入力動作）を本装置に再現させ、入力動作と装置が再現した動作（以下、出力動作）を比較した。なお入力、出力動作のサンプリングレートは共に100[Hz]とした。図4に結果を示す。入力動作は青線、出力動作は赤線で表し、各グラフはそれぞれx, y, z軸方向の三次元位置x, y, z [mm]、右側は上からそれぞれx, y, z軸周りの回転角度 θ, ϕ, ψ [deg]を示す。各サンプリング時間における入力動作と出力動作の差を誤差とし、測定時間全体の平均二乗誤差を求めると、三次元位置は7.1[mm]、回転は4.1[deg]以下となった。本実験より、我々の先行研究⁽⁷⁾と同等の動作再現精度で足関節を動作させることが可能である事が確認できた。

4. おわりに

本研究では足の骨の三次元動作制御を目的とし、血管撮影システムへの利用を可能とするリハビリテーション支援装置の開発をし、装置の動作確認実験を行った。その結果、複雑な足関節の動作を高い動作精度で再現可能である事が確認できた。今後は開発した装置による足の骨の三次元動作制御が可能であるか確認する為、装置による足の制御動作と血管撮影システムによる足の骨の動作撮影をする検証実験を行う。

参考文献

(1) L. Z. Rubenstein, Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention, Age and Ageing, Vol. 35, No. 2, pp. ii37-ii41, 2006.
 (2) Jacqueline, D. B., The aging body: conservative care for common neuro musculoskeletal conditions, Enterprize, pp.61-62, 2004 (in Japanese).
 (3) Feigin VL, Lawes CM, Bennett DA, Anderson CS, "Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century", Lancet Neurol, Vol. 2, No. 1, pp. 43-53, 2003.

Table 1 Specification of developed device

Weight	11.8 kg	
Size (Length×Width×Height)	1040×360×530 mm	
Control method	PID controller	
ROM	Dorsal(+) & Plantar(-) Flexion	-34.5 ~ +45.2 deg
	Eversion(+) & Inversion(-)	-55.1 ~ +40.3 deg
	Adduction (+) & Abduction (-)	-66.4 ~ +33.3 deg

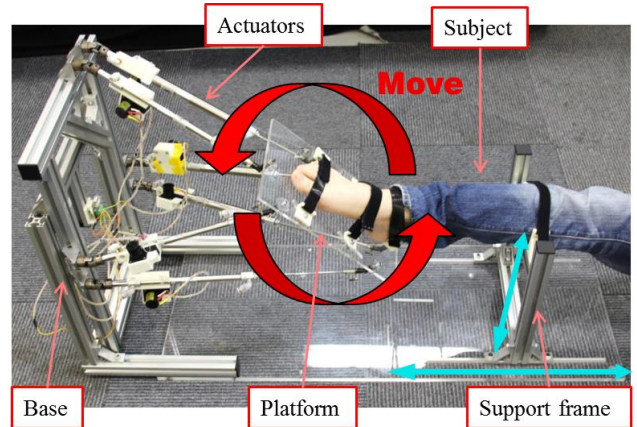


Fig. 3 Developed device

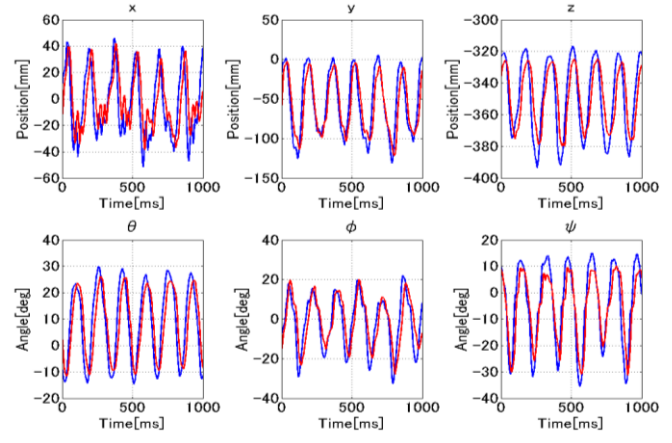


Fig.4 Comparison of Input motion and Output motion

(4) H. I. Krebs and N. Hogan, "Therapeutic robotics: a technology push," Proceedings of the IEEE, Vol. 94, No. 9, pp. 1727-1738, 2006.
 (5) D. Stewart, "A Platform with Six Degrees of Freedom," Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Vol. 180, No. 15, pp. 371-386, 1965.
 (6) Akiyama K, Noh B, Fukano M, Miyakawa S, Hirose N and Fukubayashi T, "Analysis of the talocrural and subtalar joint motions in patients with medial tibial stress syndrome", Journal of foot and ankle research, Vol. 8, No. 25, 2015.
 (7) Yonezawa T, Nomura K, Onodera T, Ding M, Mizoguchi H, Takemura H: Development and Performance Evaluation of Parallel Link Type Human Ankle Rehabilitation Assistive Device. Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2014), pp. 802-807, 2014.