

血栓予防を視野に入れたモーション・ソックス

Motion Socks aimed to prevent deep vein thrombosis (DVT)

奥井 学 (東工大) 〇正 塚越 秀行 (東工大)

Manabu OKUI, Tokyo Institute of Technology, m.okui@cm.ctrl.titech.ac.jp
Hideyuki TSUKAGOSHI, Tokyo Institute of Technology

This paper presents a fluid powered Motion Socks aimed to prevent deep vein thrombosis (DVT). As the basic design concept, "Safe Area" is introduced, which can assure both safe driving direction for the foot and efficient force transmission. To satisfy this concept, two types of fluid powered actuators with flexible structure are proposed to generate pulling motion and pushing one. The proposed Motion Socks can realize four different motions by using three pull-actuators and one push-actuator. Additionally, in order to measure the posture of the ankle, a sensing device composed of two bending sensors is proposed, which is attached on the inside of Motion Socks. The proposed whole system could successfully promote the blood circulation and its validity was experimentally verified.

Key Words: Pneumatic actuator, Fluid power, DVT, Wearable actuator

1. 緒言

高齢者や手術後患者の長期臥床状態に起因する二次障害のうち、代表的なものの一つに深部静脈血栓症 (Deep vein thrombosis) といわれる症状がある。深部静脈血栓症とは、四肢の深部静脈の血流停滞により血管内に血栓 (thrombosis) と呼ばれる血の塊を生じ、その血栓が体の別の部位に流れ血管を塞ぐことである。治療方法としておもに薬物投与による血栓溶解療法が用いられているが内部出血のある患者には適用できないといった課題があり、また外科的治療といった方法は身体への負担が大きいといった点で有効ではない。以上のように効果的な治療に限られるため、予防療法が重要となっており、特に最も血栓を生じやすい足首から脛脛にかけての深部静脈に対しての血栓予防処置が求められている。現在病院内では空気圧を用いて脛脛部に対して加減圧を繰り返すことで静脈還流を促進する方法により予防が行われているが、血栓予防方法の比較実験[1]によると、足関節に他動運動を促す方法が最も効果的であることがわかっている。その中でも文献[2]によると1自由度のみの動作支援と多自由度動作支援では血流改善効果に2倍程度の差があり、多自由度動作支援が可能である装置の開発が求められている。

本研究では、足関節に適切な動作を提供できるアクチュエータの設計方針として安全エリアを提案し、それを満たす2つのアクチュエータについて説明した後、姿勢センサを含めた駆動装置のシステム構成を提案する。さらに装置を用いた足関節動作支援実験を行い、様々な観点からその有効性を検証する。

2. コンセプト

2.1 足関節構造と目標支援動作

足関節には図1に示すように3自由度の回転運動が存在するが、回内回外運動と外旋内旋運動はそれぞれ独立には起こらず、必ず複合的な運動となる[3]。外旋動作は必ず回内動作を伴って生成され、外旋方向が最大動作角となる姿勢時には回内角度も最大となり、その複合動作は外返しと呼ばれる。同様に内旋動作は回外動作を伴って起こり、両者の動作角度が最大となる勢は内返しと呼ばれる。そこで、背屈底屈動作に内返し・外返し動作を加えた4つの動作を目標動作とする(図2)。

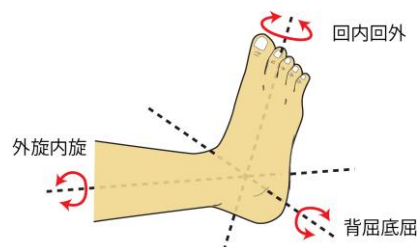


Fig. 1 Degree of freedom of ankle



Fig. 2 Objective motion of ankle

2.2 安全エリアの導入

本研究では、身体装着型動作支援装置に求められる内骨格構造かつバックドライバブルという特性を持つ空気圧アクチュエータに着目する。これまでも[4]や[5]といった空気圧を用いた足関節動作支援装置は提案されているが、いずれの装置も駆動方向が足の体幹方向に対して垂直に働かないことによる関節への負荷および駆動力の損失が問題となり十分な動作支援は実現できなかった。そこで本研究では、2.1で定めた目標動作に対して体に負担なく目標動作の実現が可能である動作方向エリアを測定し、安全エリアと名付けモーション・ソックスの設計方針とした。図3の赤い扇形範囲が背屈底屈動作における安全エリアであり、赤い線は最も駆動力の損失および体への負担が少ない方向である。表1は目標の4動作について安全エリアを正面図および側面図での角度範囲で測定したもの、また駆動方向が安全エリア内の場合での動作支援に必要な力を示している。

アクチュエータの動作方向が安全エリアに含まれると(i)足の体幹にほぼ垂直な力が加わる為、足関節に無理な負荷が作用せず痛みを与えにくい(ii)足の体幹に水平な力が作用しにくいいため装着固定部にズレを生じない、といったことが実現できる。駆動力は足関節から 150mm の点で測定した。

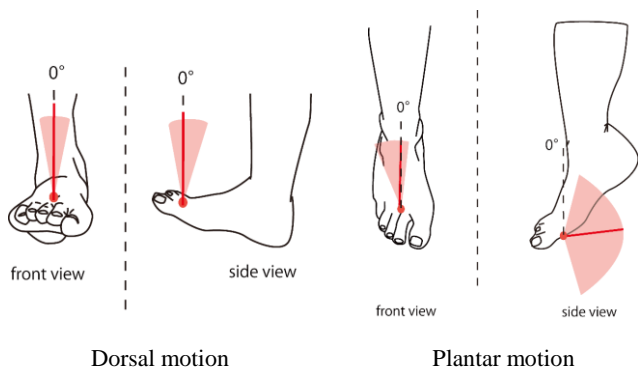


Fig. 3 Measured angular range of dosal and plantar motion

Table. 1 Measured angular range and driving force

	Output force[N]	Angular range[deg]	
		Front view	Side view
Dorsal motion	35	-10~10	-10~15
Plantar motion	20	-30~5	10~170
Supination	20	45~55	-25~20
pronation	35	-80~-30	-20~10

3. アクチュエータの動作原理

3.1 pull アクチュエータの動作原理

2.2 で提案した安全エリアに含まれる駆動方向を設計可能なアクチュエータとして、図 4 に示すウレタンとポリエステル製の布から成る 2 つのチャンバーと布製のベルトで構成される pull アクチュエータを提案する。動作支援の際にはまずオフセット用のチャンバー A を加圧し、底屈状態の体幹に垂直に近い方向に牽引動作を行う。次にチャンバー B を加圧することで背屈状態での体幹に垂直な方向にさらに牽引力を生成する。足の脛上部の面を広く使いながらアクチュエータの反力を支えるので、低圧駆動かつ高出力が期待できる。また、このアクチュエータはベルト長さやチャンバー形状を変えることで動作に応じて動作方向と牽引力を変更できるため、モーション・ソックスでは背屈、外返し、内返しの動作支援をこのアクチュエータを用いて行う。

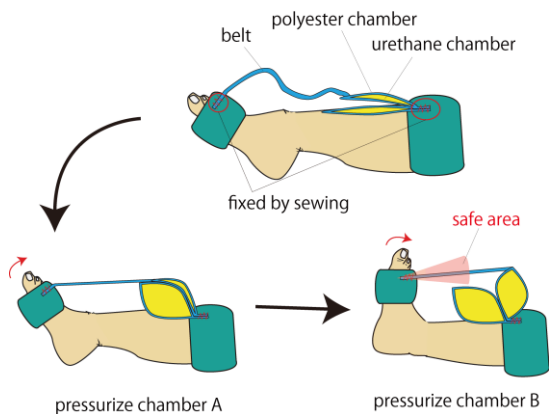


Fig. 4 Principle of the pull actuator

3.2 push アクチュエータの動作原理

3.1 で提案した pull アクチュエータでの底屈動作支援を行う場合、足裏および脛脛の底部にアクチュエータを配置しなければならないため臥床中患者への使用に適さない。そこで足の広範囲に接触しながら押し込む構造をもつ push アクチュエータを提案する。Push アクチュエータは pull アクチュエータと同様ウレタンシートとポリエステルの布袋から成る構造で、無加圧時は構造的柔軟性を持つ。動作原理としては、伸縮しにくい素材のチャンバーを加圧するとチャンバーの剛性が高まる現象を利用したもので、図 5 に示すように加圧すると円筒形状になるチャンバーを足上面に配置することで底屈動作を行う。押し込み動作は体幹に対して垂直な方向に生成されるため、駆動方向が安全エリアを逸脱することなく、面積を有効に使うことで押し込むような介護士の動作に近い柔かい支援が実現できる。

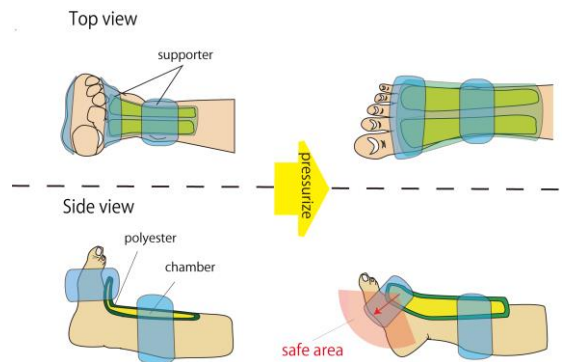


Fig. 5 Principle of the push actuator

4. 足関節姿勢のセンシング

4.1 計測パラメータ数の検討

動作支援にあたり、使用者の安全確保が不可欠であるが、モーション・ソックスでは足関節姿勢の計測により動作範囲制御を行う。その際に、Coughlin の“surgery of foot and ankle”[6]で提案されている足関節モデルを参考とし、足関節を図 6 に示すモデルとみなすことで 2 つのパラメータでの足関節姿勢推定を行う。図 6 のモデルは足関節を 45°傾いた蝶番で回内回外、外旋内旋運動の複合運動を表し、矢状面と直行する回転軸で背屈底屈の自由度も表す。

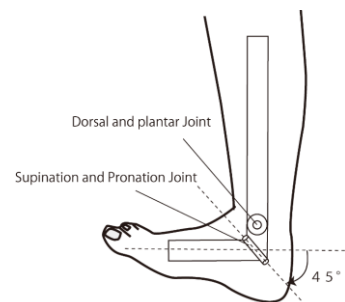


Fig. 6 Ankle joint model

4.2 センシング方法

足関節動作の、皮膚の伸縮を伴いながら複数の関節周りに回転するという特徴に対応可能なセンシング方法として、先端をスライドできるように固定した曲げセンサを用いる方法を提案する。図 7 に示すのが提案する姿勢センサの構造である。緑の部分は通常の固定部分となっており、赤い部分がセンサの長手方向にスライドできる構造となってい

る。この構造のセンサを 3.1 節で定めたセンシングパラメータを計測できるよう、矢状面上と、矢状面から 45° 足の小指側にずらした位置に配置する。

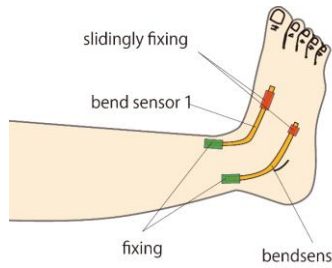


Fig. 7 Principle of posture sensor

4.3 実験

試作した姿勢センサを用いて足関節姿勢センシング実験を行い、提案手法の有効性を確認する。曲げセンサとして SFE-SEN-08606 を使用し、足関節に取り付けた際のセンサ値の変化と足関節姿勢を比較した。図 8 に示すのは、単独の背屈底屈運動を行った際の角度とセンサ値の関係であり、背屈底屈運動を計測するために設けられたセンサ 1 の値がセンサ 2 よりも大きく変化していることがわかる。図 9 に示すのは、内返しの姿勢から外返しへとゆっくりと姿勢を変化させた際のセンサの値である。センサ 1、センサ 2 は同様の値変化の傾向であるが、内返し外返しには背屈底屈の運動も含まれることから、結果は妥当であるといえる。

また図 10 に示すのは、横軸にセンサ 1 の値、縦軸にセンサ 2 の値をとり、①足を ROM 領域いっぱい 3 回転させる ②背屈底屈運動③内返し外返し運動、を同一グラフにプロットしたものである。グラフ左上(450, 570)付近が背屈姿勢を、左下(420, 500)付近が外返し、右上(600, 600)付近が底屈、(570, 620)付近が内返しを表しており、4 姿勢を区別して推定できていることがわかる。また足を回転させた際のグラフに交点が存在しないことから、2つのセンサのみによって足関節姿勢の推定が可能であることが確かめられた。

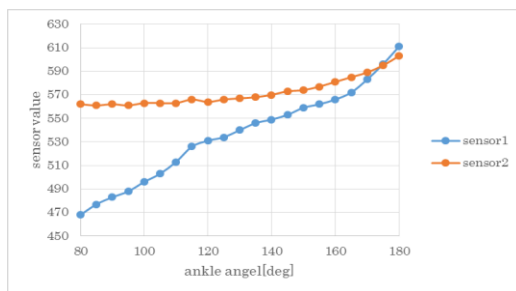


Fig. 8 Ankle angle and sensor value

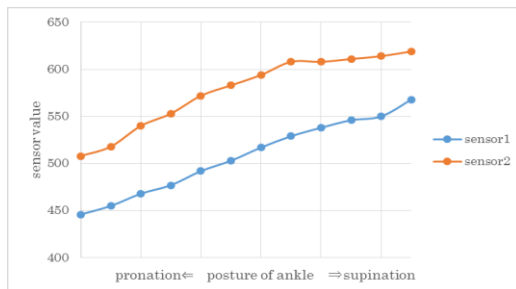


Fig. 9 Sensor value of pronation and supination motion

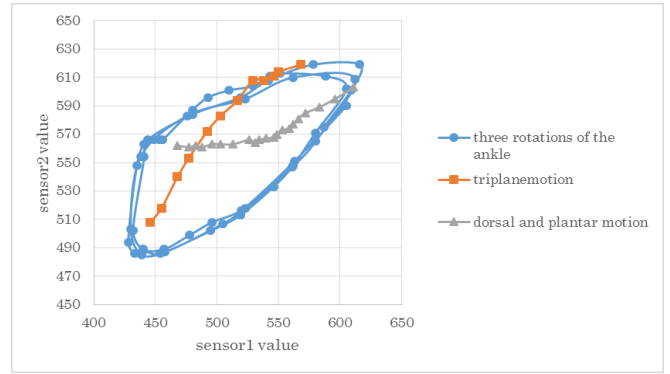


Fig. 10 Sensor value1 – sensor value2 graph

5. システム構成と実験

5.1 製作した試作機

製作したアクチュエータおよびセンサにより試作機を構成する。図 11 に示すように足表面に近いレイヤーから固定用チャンバー、底屈用チャンバー、オフセットチャンバー、背屈用チャンバー、外返し用チャンバーの順で配置する。それぞれのアクチュエータは設計方針の駆動方向となるよう設計されている。固定部分は駆動部分の反力を支えると同時に、装着者に不快感を与えない構造が必要であるため、本試作機ではサポーターと身体固定部の間の空間にチャンバーを入れ、そのチャンバーを加減圧することで能動的に固定する方法を用いた。またすべての構成要素は一体型となるよう構成され、ファスナーを用いて短時間での装着が可能である。質量は 370[g]、厚さは最も厚い部分でも 20[mm] 以下である。非動作時には足の動きを阻害せず、足底部にはアクチュエータが配置されていないため装着したままの歩行も可能であり、日常の装着に十分適応できると考えられる。この駆動装置を足に取り付けた様子が図 12 である。

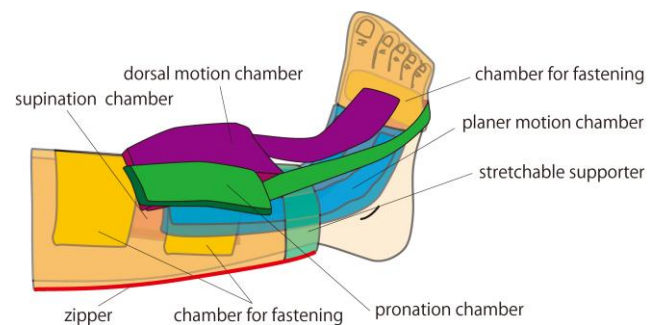


Fig. 11 Image of "Motion Socks"

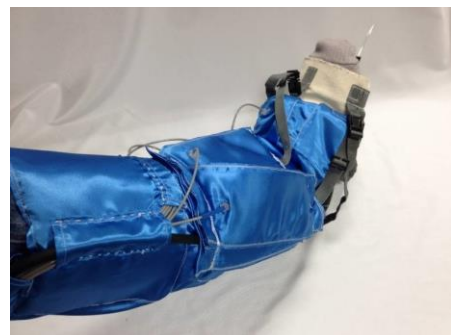


Fig. 12 Picture of "Motion Socks" attached to human body

5.2 足関節モデルを用いた駆動方向および駆動力の測定実験

製作した試作機を、実際の人間と同じ可動域を持ち関節抵抗のない足関節モデルに取り付け実験を行い、それぞれのアクチュエータの動作方向および目標姿勢での出力を測定した。足の固定部から足関節までの距離は 150[mm]であり、各チャンバーへの供給圧力は内返し外返しチャンバーが 0.1[MPa]、固定用チャンバーが 0.02[MPa]、そのほかのチャンバーは 0.05[MPa]とした。図 13、図 14 が動作支援の様子であり、十分な姿勢変化を生成できていることが確認できる。また、表 1 に示した全エリアおよび必要駆動力と、表 2 に示す測定した駆動方向および駆動力を比較した結果、すべての動作について動作方向が安全エリア内に収まっており、かつ十分な駆動力が得られていることが確認できた。

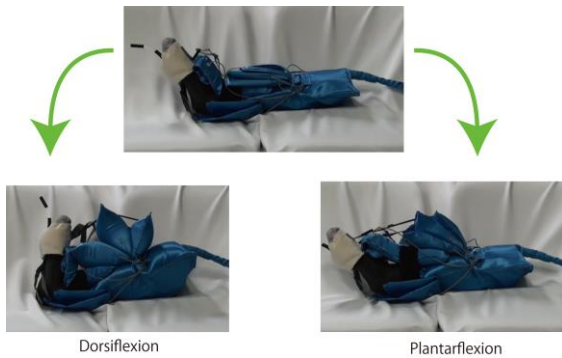


Fig. 13 Dorsal and plantar motion of ankle

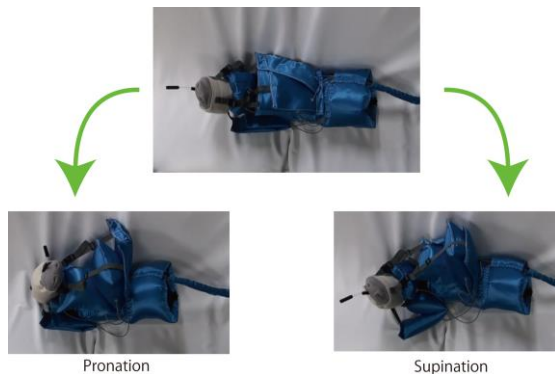


Fig. 14 Pronation and supination motion of ankle

Table. 2 Measured angle and driving force

	Output force[N]	Angular range[deg]	
		Front view	Side view
Dorsal motion	42	10	0
Plantar motion	25	0	-80
Supination	22	50	10
pronation	37	-40	-10

5.3 静脈血流速度の測定による血栓予防効果の評価

Hadeco 社製超音波血流系(ES-100v3)を用いて、モーション・ソックスを装着した状態での静脈の流速測定を行う。今回は、血栓が最も発生しやすい脛脛の深部静脈の流速を直接測ることが困難なため、より浅い位置にあり、脛脛の深部静脈とつながっている膝下静脈での流速を測定した。2[s]毎に最高血流速度(絶対値)と平均血流速度を測定した

結果を図 15 に示す。図 15 より、安静時にはほぼ 0 である静脈の流速が動作支援中には変化しており、モーション・ソックスの装着により静脈の血流が促されることが確認できた。

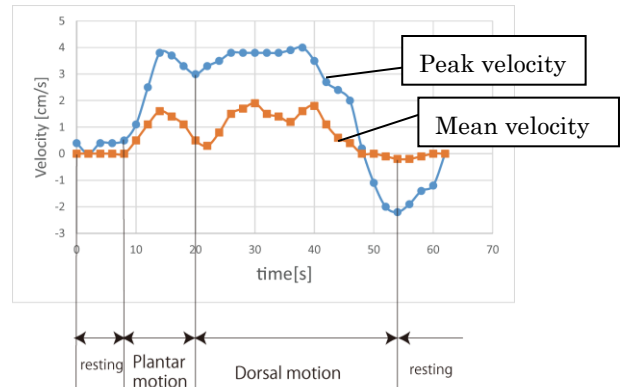


Fig. 15 Blood flow velocity of dorsal and plantar motion

5.4 動脈血流速度の測定による血行改善効果の評価

動作支援装置の血行改善効果の定量化のため、病院でのリハビリ効果の評価に用いられる足背動脈の最高流速の測定を行った。測定方法としては、5.3 と同様の血流系を用いて健康な成人男性の足背動脈における最高血流速度を (i) 3 分間の臥床状態での安静後、(ii) さらにその後 3 分間モーション・ソックスを装着した後、の 2 通りで測定しその最高血流速度を比較した。表 3 に示す結果より、5 人全員に流速の増加が認められ、モーション・ソックス装着による血行改善効果が確認できた。

Table. 3 Measured peak velocity of blood flow

Sample	1	2	3	4	5
Peak velocity[cm/s] (before treatment)	8.3	14.3	6.0	18.0	15.6
Peak velocity[cm/s] (after treatment)	9.6	16.0	7.9	23.1	16.6
Increase[%]	16	12	31	28	6

6. まとめ

足装着型足関節駆動装置の設計方法として安全エリアを導入し、それに基づく 2 種類のアクチュエータと姿勢センシング方法を提案した。またそれらを用いた足関節駆動装置を試作し、様々な観点からその有効性を確認した。

文 献

- [1] 太田覚史, "静脈血栓塞栓症に対する各種理学的予防法の静脈血流増加効果についての検討", 静脈学, vol.15, pp.89-94, 2004.
- [2] D. H. Sochart, K. Hardinge, "The relationship of foot and ankle movement to venous return in the lower limb," J Bone Joint Surg, 81-B, pp.700-704, 1999.
- [3] カバンディ, 嶋田智明訳, "カバンディ II 関節の生理学" 医師薬出版, 1986.
- [4] 門田真人, 塚越秀行, "医学的観点より足首に屈曲運動を促す流体ソックスの提案", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '09 講演論文集, 1P1-F04, 2009.
- [5] 奥井学, 塚越秀行, "血栓予防を視野に入れたモーション・ソックスの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '12 講演論文集, 2P1-B01, 2012.
- [6] Michel J. Coughlin, "Man's surgery of foot and ankle", ISBN-10: 0323072429