

支援工学理学療法学会誌

Vol.3 No.1
2023



支援工学理学療法学会誌

第3巻 第1号

Journal of Assistive Technology in Physical Therapy
Vol.3 No.1





目次

原 著	車椅子使用者のトイレ室内転倒検出における 熱画像センサ設置位置の選定のための模擬試験	白 銀 暁 ……5 木 戸 聡 史 村 田 健 児 宮 坂 智 哉 佐 賀 匡 史 濱 口 豊 大 田 中 敏 明
原 著	長下肢装具の有無が静的立位時の重心動揺と 前額面のアライメントに与える影響	小野塚雄一 ……13 井 上 和 久
原 著	膝部動揺の制限方法の違いが片脚立位時における 足圧中心動揺と下肢関節作用に及ぼす影響	小 原 謙 一 ……22 石 川 琴 美 塩 谷 文 香 大 坂 裕 黒 住 千 春
原 著	理学療法科学生における義肢装具学講義・実習実施前後の 下肢装具に対する自己効力感の比較	宮 原 拓 也 ……31 高 島 恵
短 報	理学療法学生の装具に関する知識や能力 —臨床実習経験による経時的変化—	山 本 裕 晃 ……40 善 明 雄 太
症例報告	糖尿病性神経障害症例への効力を具備した 継手付き体幹装具が歩行能力に及ぼす効果 —シングルケースデザインによる検討—	栗 田 慎 也 ……47
症例報告	脳卒中片麻痺者 2 例に対する短下肢装具の 装着改善に向けた工夫と実践	吉 川 大 志 ……55 金 子 里 可

CONTENTS

投稿要領	62
------------	----

編集後記	65
------------	----

◎原著

車椅子使用者のトイレ室内転倒検出における 熱画像センサ設置位置の選定のための模擬試験

Simulation-based Evaluation of Thermal Sensor Locations for
Detecting In-door Wheelchair User Falls in Restrooms

白銀暁¹, 木戸聡史², 村田健児², 宮坂智哉³, 佐賀匡史⁴, 濱口豊大², 田中敏明^{3,5}

要 旨

トイレは転倒が生じやすい場所の1つだが、プライバシー性が高く、それを監視するシステムの導入が難しい。一方、熱画像は人体の検出に用いられるが、顔などの細部が判別できないためそのような環境への適用可能性が高い。本研究は、この熱画像センサを応用した転倒検出システムに関して、車椅子使用者を想定した際のトイレ室内センサ設置位置による検出精度の違いを確認した。室内の向きと高さが異なる4カ所にセンサを設置し、健康成人8名を対象に車椅子を用いた排泄動作と転倒姿勢を記録し、判別分析を行って転倒検出率を比較した。結果、車椅子を使用する対象者では正面方向で天井に近い高さに設置した場合の判別率が最も高く、同じ対象者の正面方向でも低い位置では判別率が最も低かった。本結果は、センサの単純な向きや高さでなく、転倒姿勢の全身が撮像可能であるかなど、トイレの室内環境や想定される転倒状況などを踏まえた検討の必要性を示唆する。

【キーワード】熱画像、転倒検出、トイレ、車椅子、見守り

1. はじめに

高齢者や障害者において、転倒は日常生活動作の最中に生じやすい^{1,2)}。特に高齢者の転倒は、長期介護状態に陥るリスクを増大させ、転倒を繰り返す者では死亡リスクをも増大させる³⁾ため、最大限の配慮を要する。これらの転倒は、屋内ではトイレ周辺での発生が比較的多いとされる。鈴川ら⁴⁾は、全国213施設を対象に通所利用の要介護高齢者12,284名における転倒と骨折の発生状況

を調査し、重度の要介護高齢者においては玄関～屋外に次いでトイレでの転倒が多いことを示した。また今岡ら⁵⁾は、ある介護老人保健施設において車椅子使用者の転倒を調査し、約1年半の間の利用者123人の転倒発生場所について、ベッドサイドに次いで26%がトイレであることを示した。国外においても、Stevens⁶⁾が地域在住の65歳以上の高齢者328人の転倒状況を調査した結果、特に傷害のある者に関しては、転倒の

1 国立障害者リハビリテーションセンター研究所

2 埼玉県立大学

3 北海道科学大学

4 株式会社チノー

5 東京大学高齢社会総合研究機構

投稿日：2022年12月14日 採択決定日：2023年4月28日 公開日：2023年9月25日

17.3%がトイレを含むバスルームで生じることが報告され、また、Hillら⁷⁾は退院後6カ月で転倒を経験した高齢者138人を調査し、同じくバスルームでの転倒が寝室に次ぐ14.5%であると報告した。

一方、トイレは排泄動作を行う非常にプライバシーが高く、かつ密閉度の高い空間であることから、転倒が生じた際に対象者が自ら助けを求めること難しいケースも想定される⁸⁾。このような場所では、転倒発生を迅速に検出し、外にいる介護者らに通知することは、高齢者や障害者の安全性を高めるうえで特に重要である。そのため、転倒事故の検出のためにこれまで様々なシステムが開発されてきた^{9,10)}。トイレ室内の広さは多目的トイレであっても比較的限られており、対象者の位置も限定し得ることを考えれば、ビデオカメラに代表されるような周囲に設置するタイプのセンサが適当と目される。しかし、前述のようにプライバシーの問題からビデオカメラに対する対象者の強い拒否感が容易に予想され、また記録された情報の取り扱いには特段の配慮を要することが想定される¹¹⁾など課題も多い。

熱画像センサは、身体の表面温度を非接触で検知し、それを2次元温度データとして記録することができる。室内などの通常環境下であれば、その温度分布の様相から、人の起座動作や歩行などの動作の記録判別も可能である¹²⁾。一方、温度データから顔貌などの細部の識別は困難であり、それゆえ、特別な画像処理を介さずに対象者のプライバシー保護を可能とする。このため、トイレのような特性を持つ空間での転倒検出に適すると考えられた。さらに、同種の用途を目指して赤外線画像を利用する、いわゆるシルエットセンサなどと比較して、表情などの個人の特徴を示し得るような画像情報がそもそも取得されないという点で優位性を有していると考えられた。

そこで我々の研究グループは、このような熱画像センサを用いた転倒検出装置を構築し、これまでに健常者が模擬したトイレ動作を対象にして99.5%の転倒判別率を確認した^{13,14)}。そして、実際の使用現場への実装に向けて、センサ設置位置による判別率の違いの一部を明らかにした¹⁵⁾。一

方、主要な使用現場と想定される高齢者施設などでは車椅子を使用する片麻痺者も多く、そのような対象における検出率を確認する必要性が生じていた。

そこで本研究では、この熱画像センサを用いた転倒検出システムの車椅子利用者への応用に向けて、転倒判別率とそのセンサ設置位置、特にセンサの便座に対する向き(正面または側面)と高さの影響を確認することを目的とした。なお、本研究の対象は健常者であり、またカメラ設置位置も限られているため、得られる結果は全ての対象や環境を網羅するものではなく、一般化可能性は限定的である。しかしながら、現場での試用に向けて候補となる設置位置の選定に役立ち、将来の関連研究においても有用な資料となることが期待できる。

2. 対象および方法

本研究では、まず、センサを設置したトイレ室内において車椅子を使用した被験者によるトイレ動作および転倒動作を模擬し、その間の特徴的な姿勢を抽出して熱画像を記録した。次に、得られたデータを用いて、以下に述べる2段階の解析を実施した。1段階目は、転倒検出のための判別式を作成する工程であり、先行研究¹⁵⁾に従い、半数の被験者のデータを用いて線形判別分析により判別式を作成した。次に、得られた判別式を使用して、残り半数の被験者データを用いて判別率を求めた。この判別率を元に、熱画像センサの設置位置の影響を分析した。使用した熱画像センサおよび環境、被験者、解析方法についての詳細を以下に説明する。

2-1 熱画像センサおよび計測環境

熱画像センサは、TP-H0260AN(Chino Co., Tokyo, Japan)¹⁶⁾を使用した(図1 measurement range: $-20 - 300^{\circ}\text{C}$ 、resolution: 0.5°C 、accuracy: $\pm 2\%$ of the data、view angle: 60° 度、最大 frame time: 6 Hz 、data points: $2256(47 \times 48)$)。同センサは、車椅子の使用が可能な広さのトイレ室内であれば、壁面に設置しても、対象者の全身を撮像範囲内に収めて、姿勢判別が可能な

程度の性能を有する。加えて、価格も従来の製品に比較して安価である(約 20 万円/台)。

図 2 にトイレ室内の実験環境の概要を示した。センサは、便座の正面および右側の壁面に、床面から 800 mm と 2280 mm の 2 種類の高さで、計 4 カ所に取り付けた(図 2a、2b)。また、転倒姿勢を模擬する位置として、便座から離れた任意の位置の床面に計 5 カ所の目印をつけた(図 2c、バツ印)。うち 3 つは、便座の手前側の弧の頂点を起点として、便座から離れる 3 つの方向へ約 400 mm の位置とした。また 1 つは、便座右側の壁面にある洗面台の中心から 400 mm の位置とした。残る 1 つは、便座正面の壁面にある出入口の中心から 400 mm の位置とした。

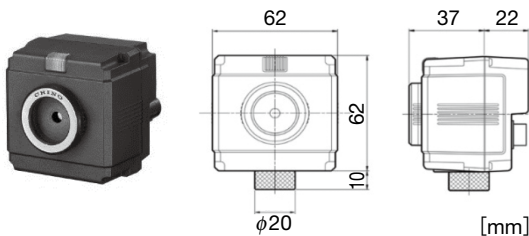


図 1 熱画像センサユニット TP-H0260AN の外観と寸法

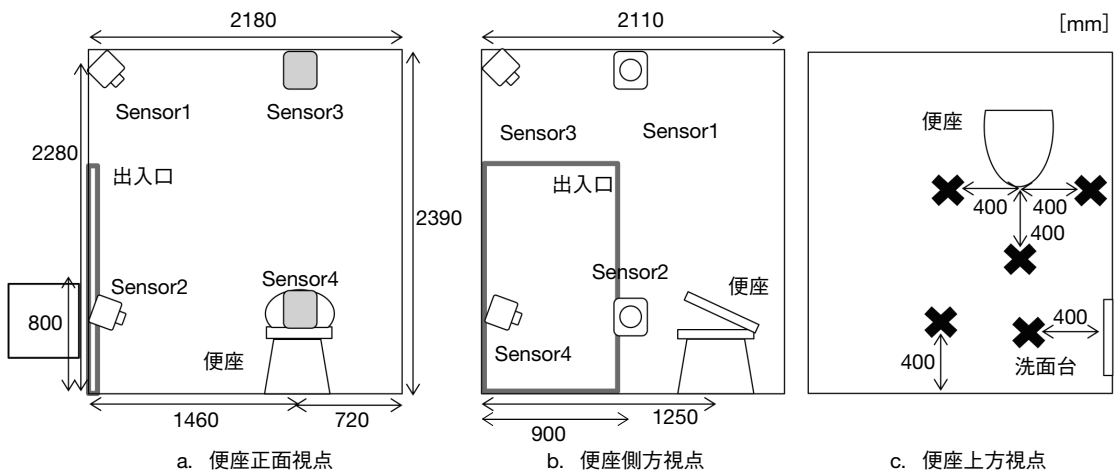


図 2 実験環境(図中の×印は転倒場所)

2-2 熱画像データの収集

2-2-1 対象

被験者は、健康な成人 8 名(男性 2 名、女性 6 名、平均年齢 21.5 歳、平均身長 1.63 m、平均体重 56.1 kg)とした。なお、被験者には、事前に研究内容の十分な説明を口頭および書面にて行って同意を得た。本研究の計画は、埼玉県立大学倫理審査委員会の承認を得た(承認番号 29032 号)。

2-2-2 計測方法

被験者は検者の指示に従い、熱画像センサを設置したトイレ室内において、片麻痺者を模擬したトイレ動作(表 1)の模倣を 3 回行って、計 14 パタンの同転倒姿勢を取った(図 3)。転倒姿勢は、あらかじめ床に印をつけた 5 カ所にて、便座に対して頭部を 0 度、45 度、90 度に向けた各背臥位とした。このうち、便座の左側 400 mm に設定した位置では、便座に対して体幹を 90 度傾けた姿勢は取れないために転倒姿勢から除外した。これらの姿勢は、設置された熱画像センサ(サンプリングレート 1 Hz)によって記録された。

2-2-3 解析方法

取得された熱画像データは、まず正常動作データと転倒データに分けられ、それぞれ、計 8 名のうちの 4 名分のデータを用いて転倒を判別する計算式が作成された。これは、2256 点のデータを平均化して 552 個(縦 23 点×横 24 点)に縮約した後、Miyasaka らの研究¹⁴⁾で用いた判別分析ソ

表 1 模擬した正常なトイレ動作

1. トイレ内が空いていることを確認し、ドアを開け歩いて入室する。
2. 鍵を閉める。
3. 便座の横に立つ。
4. 便座の前に立つ。
5. 回転し正面(便座を背にする方向)を向く。
6. スポンをおろす。
7. 体幹を前傾させながら便座に着座する。
8. 排泄を行う。
9. 左上肢を 90 度外転、右上肢を 90 度水平内転、体幹を左回旋させ、両手でトイレットペーパーを取る。
10. 体幹を前傾させ臀部を持ち上げ立ち上がる。
11. 便座の前に立ちスポンを持ち上げる。
12. 水洗レバーを操作する。
13. 洗面台の前に移動し、手を洗う。
14. 退出する。



図 3 実験の様子(転倒を模擬した場面の一部)

$$Z = a_0 x_0 + a_1 x_1 + \dots + a_{550} x_{550} + a_{551} x_{551} + C$$

$Z < 0$ のとき A (正常) と判断

図 4 作成した判別式

フトウエアを使用して求められたものである(図 4)。同式において x_n は平均化された各温度値、 a_n はその係数、 C は切片を表す。これを使用して、残る 4 名のデータを用いて、それぞれのセンサ位置での「判別率」と「誤判別率」を算出した。

表 2 右片麻痺模擬患者の車椅子使用正常トイレ動作

1. スライド式のドアを非麻痺側で開け、車椅子で入室する。
2. 車椅子を操作して左手側がドアになるよう横向きにさせ、鍵を閉める。
3. 便座に向かって斜め左側に車椅子を止め、ブレーキをかけ、フットレストを上げる。
4. 臀部を前方にずらし、非麻痺側で L 字(縦)手すりを持つ。
5. 非麻痺側で手すりを持ちながら、体幹を前傾させ立ち上がり、回転する。
6. 便座の前に移動したのち、非麻痺側の肩で壁にもたれかかり、非麻痺側でスポンをおろす動作を行う。
7. 手すりを持ち、体幹を前傾させながら便座に着座する。
8. 左上肢を 90 度外転させ体幹を左回旋させトイレットペーパーを取る。
9. 水洗レバーを操作する。
10. 体幹を前傾させながら臀部を持ち上げ、手すりを持ち立ち上がる。
11. 非麻痺側の肩で壁にもたれかかり、非麻痺側でスポンを上げる動作を行う。
12. 非麻痺側で手すりを持ちながら車椅子の前まで移動する。
13. 体幹を前傾させながら車椅子に着座する。
14. フットレストを下げ、ブレーキを外す。
15. 洗面台の前に移動し、手を洗う。
16. スライド式のドアを非麻痺側で開け、車椅子で退出する。

3. 結果

3-1 4 例分の判別式作成用データから作成した判別式の適合度

算出されたセンサ位置毎の判別率を表 3 に示した。表中の上段は、4 例分の判別式作成用データを用いて作成した判別式による結果である。各センサ位置における「転倒データ判別率」は、全てのセンサにおいて 97% を超える高い値を示した。加えて、正常なトイレ動作を判別する「正常データ判別率」に関しても、全て 99% を超える高い値を示した。それらの確率の残存部分である、正常動作であるにも関わらずその誤って転倒と判別する「誤報率」は、1% 未満であり、転倒状態であるにも関わらずその判別に失敗する「失報率」も 3% 未満であった。

3-2 残る 4 例分のデータへの作成判別式の適合度

この判別式を用いて残る 4 例分のデータを分析した結果は、表 3 の下段に示された。sensor1、sensor3 では 95% を超える転倒判別率を示したが、sensor2 では 80% 未満に低下し、sensor4 で

表 3 センサ設置位置別のトイレ内転倒判別率

Data set	Sensor	転倒データ判別率 (失報率) [%]	正常データ判別率 (誤報率) [%]
判別式作成用データ (4 例分)	Sensor1 (側方・上部)	97.8 (2.2)	99.2 (0.8)
	Sensor2 (側方・下部)	99.8 (0.2)	99.7 (0.3)
	Sensor3 (正面・上部)	100.0 (0.0)	99.8 (0.2)
	Sensor4 (正面・下部)	100.0 (0.0)	100.0 (0.0)
検証用データ (4 例分)	Sensor1 (側方・上部)	95.3 (4.7)	36.2 (63.8)
	Sensor2 (側方・下部)	79.7 (20.3)	92.8 (7.2)
	Sensor3 (正面・上部)	95.7 (4.3)	76.3 (23.7)
	Sensor4 (正面・下部)	8.0 (92.0)	100.0 (0.0)

は 10% 未満であってほぼ判別が行えていなかった。正常動作の判別に関しては、sensor2-4 において 75% を超える判別率を示したが、sensor1 では約 36% に留まった。

3-3 設置したセンサから得られた典型的な熱画像

図 5 は、Sensor2 で記録された典型的な正常動作と転倒姿勢の画像(図 5a- 図 5d)、および、sensor1(図 5e)と sensor3(図 5f)で記録された正常な立位動作例である。図 5a は、便座に座る被験者を側方から捉えた画像である。図 5b は、便座の前に

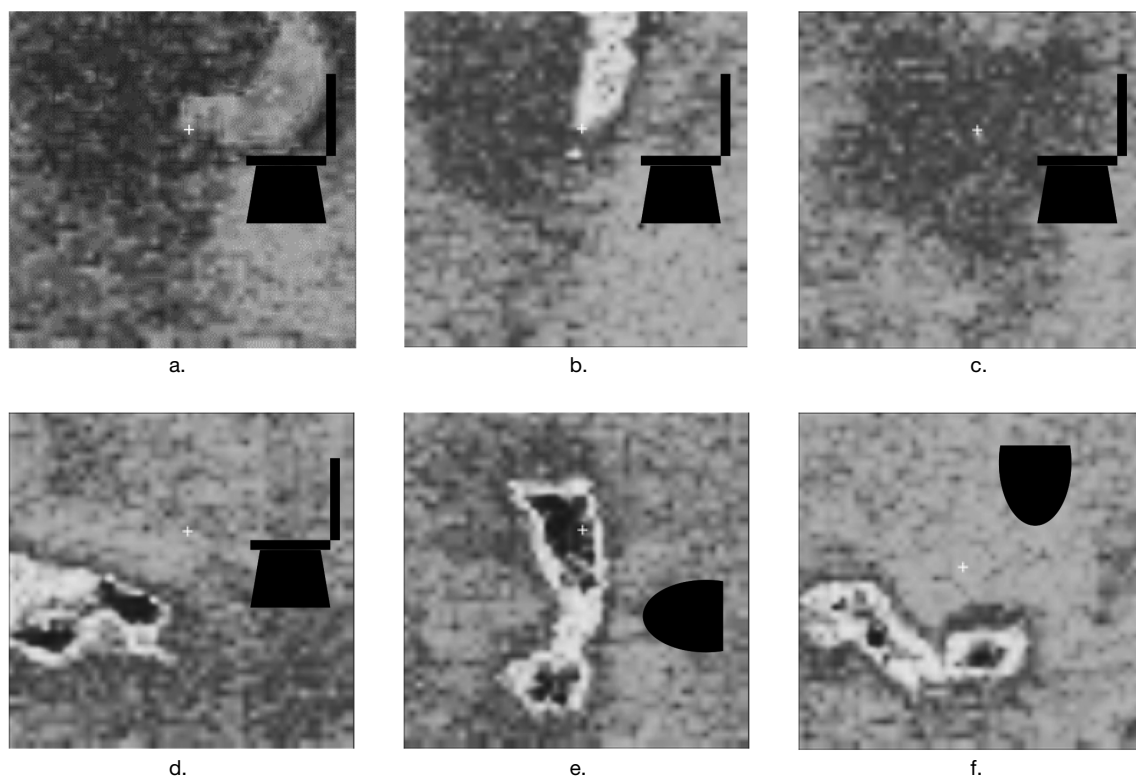


図 5 記録された熱画像の典型例

左右反転画像。便座の位置と外観のイメージを黒塗りで付け加えたもの。

直立する被験者である。図5cおよび図5dは、床面において背臥位となり、転倒して床に倒れた姿勢を模擬する被験者である。図5eおよび図5fは、異なるセンサ位置から捉えたトイレ動作中の被験者の立位姿勢であった。

4. 考察

作成された判別式における正常状態と転倒状態の判別率(表3、下段)は、転倒状態では sensor4 を除いて 79% 以上、正常状態では sensor1 を除いて 76% 以上の判別率を示した。このことから、少なくともそれらに関しては、同様のセンサを用いた先行研究¹³⁻¹⁵⁾の結果に近く、概ね妥当な結果が得られたものと考えられる。しかし、sensor4 の転倒状態の検出率についてはわずか 8% に留まっており、また sensor1 についても正常状態の検出率が 36.2% と低値を示すなど、センサの設置位置によって大きく異なることが明らかになった。特に sensor4 は転倒状態の検出に関してほとんど機能しておらず、このような位置(便座に向かって正面、低い位置)へのセンサ設置は、当然、避けなければならないだろう。今回、詳細には検討できていないが、被験者に加えて車椅子が存在することの影響が大きいかもしれない。

図5に示される sensor2 の典型的な熱画像からは、センサを低い位置に設置した場合、立位時に被験者の頭部がセンサに写りきれないケースもあることが伺われた(図5b)。また、便座の(センサから見て)奥側で転倒姿勢をとった際に、被験者が便座の陰に隠れてしまって熱画像に写らないケース(図5c)や、逆に便座の手前側で転倒姿勢を取った際にはセンサとの距離が近過ぎて被験者の全身が写らないケース(図5d)もあった。同様に低い位置に設置された sensor4 においても、対象の頭部が写らないことがあったが、正面から撮影しているために便座の陰に隠れることはなかった。一方、高い位置に設置された sensor1、3 は、被験者の全身を写すことができおり、転倒状態の判別率も 95% 以上と高値を示したが、正常状態の判別率はそれよりも低かった。センサの設置位置が高い場合には上から見下ろすような状態となり、正常動作に含まれる直立位と転倒姿勢である背臥位

の違いなどが分かりにくくなって誤報率が増加するのかもしれない。本研究で用いたような熱画像センサは、あくまでも 2 次元で画像を記録するものであり、そこから 3 次元的な姿勢を正確に判断することは、現状、容易ではないことの影響が伺われた。

車椅子使用者を対象に熱画像センサを用いた転倒検出を行う際のセンサの設置位置としては、本研究の結果からは、いずれの状態においても判別率が 76% 以上となる sensor2、3 の位置が、センサの設置場所としてより望ましいと考えられた。しかし、それでも失報/誤報率が 20% ほど残存することは、臨床において無視できない問題である可能性があり注意を要する。一方、便座に座る対象者に対して正面方向の低い位置、側方の高い位置への設置では転倒検出が難しく、避けるべきであると考えられた。これらの結果は、選定した 4 カ所の適否を表す一方、高さと向きに単純に依存するのではなく、転倒時に全身が撮像可能であるかどうかや使用する車椅子がどう写り込むかなど、トイレ室内の環境や想定される転倒状況を踏まえて検討する必要があることを示唆するものと考えられる。実際の現場では構造上の制約なども予想されるため、現場の状況に合わせた設置位置の検討が必要であるが、本結果はその際の参考資料の 1 つとなり得るだろう。

最後に、本研究は、熱画像センサによる転倒検出に適したセンサ設置位置を探索するものであるが、確認したセンサ位置は任意に選択された 4 カ所のみであり、対象も健常成人が 8 名であって限定された試行環境によるものである。より一般化可能性の高い結論を得るためには更なる検証が必要である。また、本研究は健常者のみを対象とし、想定される動作および姿勢は検者の指示にて模擬されたものであるため、我々が想定する以外の状況については考慮できていない。特に、車椅子使用者は、移動機能に支障をきたす要因となった何らかの障害を合わせて有している可能性が高く、実際の状況では本想定を上回る困難さが存在することも予想される。それらの影響については、別途の確認が必要であり、今後の課題である。

5. 結論

熱画像センサを応用した転倒検出システムは、転倒および正常動作を合わせた判別率からは、トイレ室内の便座に対してセンサを正面上部と側方下部への設置が適当であると考えられた。一方、側方上部では転倒の検出率が高いものの正常動作の検出率が低く、正面下部ではその逆の傾向が示されるなど、同システムの判別率はセンサを設置する位置や高さに単純に依存しない可能性が示唆された。転倒検出を目的とした場合の最終的なセンサ設置位置は、本結果を参考にしながらも、トイレの室内環境や車椅子の写り込み、想定される転倒の状況などを踏まえて検討される必要がある。

6. 利益相反

本研究において開示すべき利益相反はない。

7. 謝辞

本研究は、平成 30 年度埼玉県産学連携研究開発プロジェクト補助金(先産第 169 号、代表者：木戸聡史)の助成を受けた。

文献

- 1) Krauss MJ, Nguyen SL, Dunagan WC, et al.: Circumstances of patient falls and injuries in 9 hospitals in a Midwestern healthcare system. *Infection Control & Hospital Epidemiology*, 28: 544–550, 2007.
- 2) Suzuki T, Sonoda S, Saitoh E, et al.: Incidence and consequence of falls among stroke rehabilitation inpatients during the recovery phase in relation to ADL. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 43: 180–185, 2006.
- 3) Donald IP, Bulpitt CJ: The prognosis of falls in elderly people living at home. *Age Ageing*, 28(2): 121–5, 1999.
- 4) 鈴川芽久美, 島田裕之, 牧迫飛雄馬, 他: 要介護高齢者における転倒と骨折の発生状況. *日本老年医学会雑誌*, 46: 334–340, 2009.
- 5) 今岡真和, 樋口由美, 呉本冬馬, 他: 介護老人保健施設における車椅子使用者の転倒の特徴. *理学療法科学*, 27(3): 257–261, 2012.
- 6) Stevens JA, Mahoney JE, Ehrenreich H.: Circumstances and outcomes of falls among high risk community-dwelling older adults. *Injury Epidemiology*, 1: 5, 2014.
- 7) Hill AM, Hoffmann T, Haines TP.: Circumstances of falls and falls-related injuries in a cohort of older patients following hospital discharge. *Clinical Interventions in Aging*. 8: 765–74, 2013.
- 8) Kawano Y, Yamanaka K, Matsuda O, et al.: A case study of falling situations and individual factors for falls among nursing home residents with short term prospective design. *Journal of Japanese Society for Dementia Care*, 6: 59–68, 2007.
- 9) Mubashir M, Shao L, Seed L. A survey on fall detection: Principles and approaches. *Neurocomputing* 100: 144–152, 2013.
- 10) Xu T, Zhou Y, Zhu J.: New Advances and Challenges of Fall Detection Systems: A Survey. *Applied Sciences*, 8(3): 418, 2018
- 11) Demiris G, Oliver D, Giger J, et al.: Older adults' privacy considerations for vision based recognition methods of eldercare applications. *Technology and Health Care* 17 (2009) 41–48.
- 12) Iwasawa S, Ebihara K, Ohya J et al.: Real-time estimation of human body posture from monocular thermal images. *Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 15–20, 1997.
- 13) Kido S, Miyasaka T, Tanaka T, et al.: T Fall detection in toilet rooms using thermal imaging sensors. *Proceedings of 2009 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII2009)*, 83–88, 2009.
- 14) Miyasaka T, Kido S, Saga T, et al.: Toilet activity fall detection employing discriminant analysis with two-dimensional temperature data as variables. *GCBME 2014/APCMBE 2014*, Paper ID: C3-0064-1, 2014.
- 15) Shirogane S, Takahashi H, Murata K, et.al.: Use of Thermal Sensors for Fall Detection in a Simulated Toilet Environment. *International Journal of New Technology and Research*, 5(11), 21–25, 2019.
- 16) Shimizu T, Saga T.: The thermal imaging sensor with element of about 2000 pixels and applications. *Proceedings of Technical Meeting on Sensors and Micromachines, PHS-09-25: 1–5*, 2009.

Abstract :

The toilet room is one of the places where falls are most likely to occur, however, the high degree of privacy makes it difficult to implement a system that detects and reports falls. On the other hand, thermal images can be used to detect the human body, but since details such as the face cannot be distinguished, there is a high potential for application in such environments. This study, it was investigated the difference in detection accuracy of the fall detection system using a thermal image sensor depending on the location of the sensor in a toilet room, assuming a wheelchair user. The sensors were installed at four locations with different orientations and heights in the room, and the typical defecating behavior and fall postures using a wheelchair were recorded for eight healthy adult subjects. As a result, the highest discrimination rate was observed for the wheelchair-bound subject when the sensor was installed in the frontal direction and at a height close to the ceiling, while the lowest discrimination rate was observed at a lower position, even in the frontal direction. These results suggest that the installation position of the sensor does not simply depend on the direction and height of the imaging, it must be determined by considering the environment in the toilet room and the expected fall situation, such as whether the subject's whole body in a falling posture is within the imaging range.

[Key words] Thermal image, Fall detection, Toilet, Wheelchair, Monitoring

◎原著

長下肢装具の有無が静的立位時の 重心動揺と前額面のアライメントに与える影響

Effect of presence or absence of knee ankle foot orthosis
on body sway and frontal plane alignment during static standing

小野塚雄一¹, 井上和久²

要 旨

目的: 脳卒中片麻痺者において、長下肢装具の有無が静的立位時の重心動揺と前額面アライメントに与える影響を明らかにすること。

方法: 対象は初発脳卒中片麻痺者 9 名。方法は長下肢装具の有無にて、重心動揺計を用いて測定し、前額面アライメントをデジタルカメラにて撮影し、ImageJ にて解析を行った。統計解析は 2 群間比較を Wilcoxon の符号付順位検定にて分析し、各項目を Spearman の相関分析で行った。

結果: 総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積、単位面積軌跡長、荷重率に有意差は認められ、体幹傾斜角度、骨盤傾斜角度および非麻痺側股関節内転に有意差が認められた。また重心動揺と麻痺側の股関節内転角度に高い相関が認められた。

結論: 長下肢装具によりアライメントが修正され、麻痺側への荷重率が増加し、静的立位の重心動揺は安定した。重心動揺との関係では麻痺側の股関節内転角度が関与する可能性があった。

【キーワード】 長下肢装具、重心動揺、アライメント

1. はじめに

わが国における脳卒中(cerebral vascular accident 以下、CVA)の罹患者数が 111 万 5,000 人をを超えており¹⁾、2020 年度の 65 歳以上の要介護者などについて介護が必要になった主な原因の第 2 位が CVA (15.0%) である²⁾。そのため CVA 患者は理学療法士にとって重要な対象疾患の 1 つである。

CVA で最も多いのは、放線冠・内包での錐体路の障害であり³⁾、運動麻痺が生じると、支持機構

は破綻し、重心を管理するための支持基底面は狭くなり、荷重は対側下肢側へ変位し、代償に基づいた立位が構築される⁴⁾。CVA は姿勢アライメントの異常や姿勢保持障害を呈し⁵⁾、そのため、静的立位時の体幹傾斜角度は前額面上で麻痺側に 0.9 ~ 3.1°、骨盤傾斜角度は麻痺側に 2.1 ~ 2.6° 傾斜しており^{6,7)}、非対称性の立位姿勢では左右の重心動揺が大きい⁸⁾。非対称性の立位姿勢の原因として、下肢の筋力回復遅延、感覚低下、筋力低下、体幹バランス異常などが挙げられ⁶⁾、麻痺側

1 医療法人真幸会草加松原リハビリテーション病院

2 埼玉県立大学保健医療福祉学部理学療法学科

投稿日: 2023 年 2 月 12 日 採択決定日: 2023 年 4 月 30 日 公開日: 2023 年 9 月 25 日

上下肢・体幹筋は低緊張を伴うことが多く、低緊張の影響により下肢は荷重支持ができない状態である⁹⁾。そのため、麻痺側下肢は上行性運動連鎖が破綻しており、麻痺側の荷重率の割合は17.4～50.1%^{6,10,11)}と低下している。

CVAが急性期から回復期リハビリテーション病棟に入院する日数は、2020年度において平均発症後28.6日とされ¹²⁾、回復期リハビリテーション病棟に入棟されるCVAにおいては麻痺側上下肢・体幹筋の低緊張により、立位や歩行が困難な場合も多い。そのようなCVA患者の場合、立位保持困難な時期から長下肢装具(knee ankle foot orthosis 以下、KAFO)を用いて立位・歩行練習を行うことがある。KAFOの適応は下肢全体の支持性の低下により、起立させても立位保持ができないような場合が第一の適応となり¹³⁾、KAFOは早期の立位保持を促進、歩行練習を支援する機器として近年注目を集めている。KAFOを装着することで、即時的にパフォーマンスを改善する効果や、継続的に装着して歩行することで運動機能を回復させる効果を得ることを期待して用いられている¹⁴⁾。そのため、脳卒中治療ガイドライン2021¹⁵⁾においてKAFOの有効性が示され、KAFOが静的立位バランスの平均時間の割合を増加させ、即時的に静的立位バランスの機能を向上させる¹⁶⁾。これは膝・足関節が装具により制御すべき関節数が減少することにより重心動揺が安定したと考えられる。また、体幹機能に対してもKAFOを用いて体幹を伸展位で麻痺側下肢に荷重することで、網様体脊髓路を活性化し、四肢近位筋や体幹筋の促通による姿勢コントロールの学習を図るとされている¹⁷⁾。そのため、KAFOを使用することで上行性運動連鎖を修正し、体幹のアライメントを改善することで姿勢保持障害に対しても貢献できる可能性がある。

しかし、非対称性の立位のCVAに対して、KAFOの装着における静的立位時の重心動揺と前額面のアライメントへの即時的な影響は明らかになっていない。本研究の目的は、非対称性の立位を呈しているCVA患者に対し、KAFO装着の有無による静的立位時の重心動揺と前額面のアライメントに与える影響の検討を行うことである。

2. 方法

2-1 研究デザイン

研究デザインはKAFO装着の有無による介入前後の効果を検証するために、介入研究である前後比較試験を用いた。

2-2 対象

被験者募集により選定された回復期リハビリテーション病棟に入院している初発CVA患者9名を対象とした。

被験者の選択基準として平行棒内にて下肢装具がない条件で、介助なしでの3分間の立位保持が可能な者とした。また、既往に中枢神経障害を有する者や著明な高次脳機能障害(日常生活において著しく制限がある者)や認知機能障害、心大血管疾患、骨関節疾患や著明な円背を有する者は除外した。KAFOの未作製者に対しては、備用品KAFO(パシフィックサプライ株式会社、病院用長下肢装具備品)を使用し、KAFO作製者に対しては、本人用KAFOを使用した。KAFOは全て麻痺側下肢に装着し、膝関節伸展0°、足関節底背屈0°固定の設定とした¹⁸⁾。KAFOはKAFO非装着立位の反対側は裸足、KAFO装着立位の反対側は靴を着用した。

2-3 重心動揺計

測定機器は重心動揺計(アニマ株式会社製、GP-6000)を使用した。測定肢位として両上肢は自然下垂させた開脚立位姿勢で、目線の位置は前方の印を示し、それを注視位置として提示した後、左右の足部間の距離は両踵骨の中央が両肩峰間と同じになるように規定した¹⁰⁾。姿勢が安定した後、30秒間の総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積、単位面積軌跡長を測定した¹⁹⁾。測定条件はKAFO非装着立位、KAFO装着立位の2条件での左右の荷重率を測定した。身長差により足圧中心(重心位置)の差異が生じ、真の重心位置を測定することができないので、補正值=実測値×係数/身長の式を使用し補正值を算出した^{20,21)}。なお、式に用いた係数は、被験者の身長中央値を採用した。

2-4 前額面のアライメント評価

測定機器はデジタルカメラを使用し、三脚に固定して撮影した。撮影条件は、被験者とデジタルカメラの距離が常に一定になるように床のテープを目印に脚立の位置を固定し、立位時の大転子の高さで、被験者から1.5 m 離して設置し、被写体がフレーム内に全身が写るように配慮した。また、撮影した画像が傾斜している可能性があるため、鉛直成分は直線上に直径14 mm の蛍光マーカーを2点貼付した直線とした。前額面の撮影では、被験者の身体上の直径14 mm の蛍光マーカー貼付部位は、前頭部、左右肩峰、左右上前腸骨棘、左右膝蓋骨中央の計7点とした(図1)²²⁾。撮影した画像をパソコンに取り込み、画像解析ソフトImageJ(米国立衛生研究所)にて、体幹傾斜角度(基本軸が鉛直成分、移動軸が左右上前腸骨棘(Anterior Superior Iliac Spine 以下、ASIS)の中心と前頭部を結ぶ線)、肩峰傾斜角度(基本軸が水

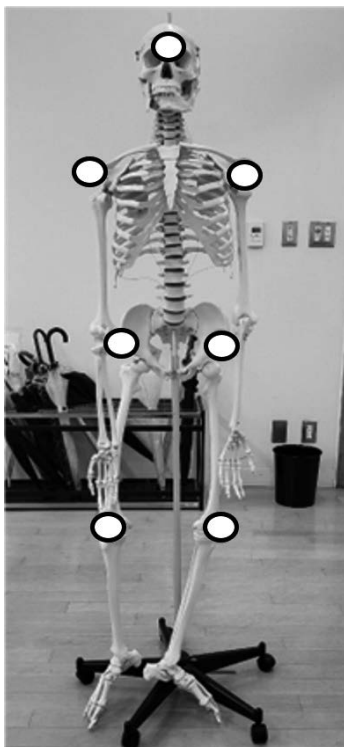


図1 前額面における蛍光マーカー貼付部

前頭部、左右肩峰、左右上前腸骨棘、左右膝蓋骨中央の計7点

平面、移動軸が左右肩峰を結ぶ線)、骨盤傾斜角度(基本軸が水平面、移動軸が左右 ASIS を結ぶ線)、股関節内転角度(基本軸が左右 ASIS、移動軸が膝蓋骨中央を結ぶ線から90°を引いた値)とした²²⁾。測定条件は KAFO 非装着立位、KAFO 装着立位の2条件で行った。

2-5 統計学的解析

KAFO 装着の有無における総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積、単位面積軌跡長、荷重率、体幹傾斜角度、肩峰傾斜角度、骨盤傾斜角度、麻痺側・非麻痺側の股関節内転角度の2群間の比較を Wilcoxon の符号付順位和検定にて行った。

総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積、単位面積軌跡長、荷重率、体幹傾斜角度、肩峰傾斜角度、骨盤傾斜角度、麻痺側・非麻痺側の股関節内転角度に関して、相関を Spearman 順位相関係数にて検討した。

データ分析は SPSS ソフトウェアバージョン 28.0(IBM 社)を使用した。なお有意水準は5%とした。

2-6 倫理的配慮

被験者には本研究の意義と目的、方法、参加の任意性と撤回の自由、予測される利益と不利益、心身への負担、結果の公表および個人情報の取り扱いについて十分に配慮することを文章と口頭で説明し同意を得たうえで実施した。本研究の実施にあたり、埼玉県立大学倫理委員会(承認番号: 20515)より承認を得た。

3. 結果

基本的情報は表1に示す。対象の年齢は平均 68.9 ± 10.1 歳、性別は男性5名、女性4名、障害部位は脳出血4名、脳梗塞5名、障害側は右側5名、左側4名、発症から測定期間は平均 82.6 ± 34.3 日、下肢の Fugl-Meyer assessment²³⁾ は 24.3 ± 7.2 点、機能的自立度評価法²⁴⁾ の歩行項目は中央値5(4-6)点であった。

重心動揺計の結果は表2に示す。総軌跡長、外周面積、実効値面積に有意差を認め($p < 0.05$)、

表 1 基本的情報

No	年齢 (歳)	性別	病型	部位	障害側	発症～ 測定日 (日)	身長 (cm)	体重 (kg)	FMA			FIM
									下肢 (点)	触覚 (点)	受動運動覚 (点)	歩行 (点)
1	84	男	脳梗塞	放線冠	右	161	164	59.9	12	8	8	4
2	76	女	脳出血	被殻	左	103	143	45.3	16	4	2	4
3	56	女	脳出血	被殻	左	70	151	53.3	27	8	8	6
4	71	男	脳梗塞	心原性	右	97	165	67.2	16	4	5	5
5	75	男	脳梗塞	放線冠	左	98	159	55.3	30	6	16	7
6	59	男	脳梗塞	アテローム	右	58	156	56.8	28	6	12	6
7	52	男	脳出血	被殻	左	51	176	69.4	27	4	8	4
8	72	女	脳出血	被殻	右	50	158	66.5	28	7	4	4
9	75	女	脳梗塞	放線冠	右	55	154	58.9	29	8	16	6

FMA : Fugl-Meyer assessment、FIM : Functional Independence Measure

表 2 各条件による重心動揺

	KAFO 非装着	KAFO 装着	p 値
総軌跡長 (cm)	41.0 (34.0–68.6)	37.9 (31.0–53.5)	0.011*
単位面積軌跡長 (1/cm)	27.4 (18.8–31.7)	44.7 (29.5–65.0)	0.008**
外周面積 (cm ²)	1.8 (1.3–3.5)	1.3 (0.5–1.4)	0.012*
実効値面積 (cm ²)	1.4 (1.1–2.9)	0.7 (0.4–1.2)	0.011*
矩形面積 (cm ²)	5.1 (2.9–9.3)	2.9 (1.3–4.3)	0.008**

KAFO : knee ankle foot orthosis、* : $p < 0.05$ 、** : $p < 0.01$ 、中央値(第 1 四分位数–第 3 四分位数)

表 3 各条件による荷重率

	KAFO 非装着	KAFO 装着	p 値
非麻痺側 (%)	55.7 (51.3–59.6)	54.7 (49.5–55.0)	0.038*
麻痺側 (%)	44.3 (40.4–48.7)	45.3 (45.0–50.5)	0.038*

KAFO : knee ankle foot orthosis、* : $p < 0.05$ 、中央値(第 1 四分位数–第 3 四分位数)

単位面積軌跡長、矩形面積に有意差を認めた($p < 0.01$)。KAFO 非装着立位に比べて KAFO 装着立位の方が総軌跡長、外周面積、実効値面積、矩形面積が小さく、単位面積軌跡長が大きい。また荷重率の結果は表 3 に示す。荷重率において左右ともに有意差は認められた($p < 0.05$)。KAFO 非装着立位に比べて KAFO 装着立位の方が荷重率の増加が認められた。

前額面のアライメントの結果は表 4 に示す。前額面における体幹傾斜角度、骨盤傾斜角度、非麻痺側の股関節内転角度に有意差を認めた($p < 0.05$)。その他の項目において有意差は認められなかった。KAFO 非装着立位に比べて KAFO 装着立位の方が、前額面における体幹傾斜角度、骨盤傾斜角度、非麻痺側の股関節内転角度が減少した。

相関の結果は表 5 に示す。総軌跡長は外周面積

($\rho = 0.750$)、矩形面積($\rho = 0.702$)、麻痺側の股関節内転角度($\rho = 0.695$)に有意差を認めた($p < 0.05$)。単位面積軌跡長は外周面積($\rho = -0.807$)、実効値面積($\rho = -0.866$)、矩形面積($\rho = -0.762$)、外周面積は実効値面積($\rho = 0.975$)、矩形面積($\rho = 0.958$)、麻痺側の股関節内転角度($\rho = 0.891$)、実効値面積は矩形面積($\rho = 0.920$)、麻痺側の股関節内転角度($\rho = 0.840$)、矩形面積は麻痺側の股関節内転角度($\rho = 0.929$)に有意差を認めた($p < 0.01$)。

4. 考察

本研究の目的は CVA 患者に対し、KAFO 装着の有無による静的立位時の体幹アライメントと重心動揺に与える影響の検討をすることであった。その結果、CVA 患者が KAFO を装着することで、

表 4 各条件による前額面のアライメント

前額面 (°)	KAFO 非装着	KAFO 装着	p 値
体幹傾斜角度	- 0.9 (- 2.1 - 0.3)	- 0.4 (- 0.8 - 1.0)	0.038*
肩峰傾斜角度	- 2.1 (- 2.7 - 2.4)	0.4 (- 3.0 - 1.0)	0.767
骨盤傾斜角度	- 2.2 (- 2.7 - -1.5)	0.5 (0.2 - 1.8)	0.011*
股関節内転角度 (麻痺側)	3.3 (0.7 - 4.2)	4.5 (1.4 - 6.7)	0.314
股関節内転角度 (非麻痺側)	6.8 (3.8 - 7.3)	4.5 (3.3 - 5.4)	0.028*

KAFO : knee ankle foot orthosis、* : p < 0.05、中央値(第 1 四分位数-第 3 四分位数)

表 5 KAFO 装着立位による相関関係

KAFO 装着 (n=9)	総軌跡長	単位面積 軌跡長	外周面積	実効値面積	矩形面積	荷重率 (麻痺側)	荷重率 (非麻痺側)	股関節内転角 度 (麻痺側)
総軌跡長	1	- 0.276	0.705*	0.591	0.702*	0.285	- 0.285	0.695*
単位面積軌跡長	- 0.276	1	- 0.807**	- 0.866**	- 0.762*	- 0.217	0.217	- 0.6
外周面積	0.705*	- 0.807**	1	0.975**	0.958**	0.454	- 0.454	0.891**
実効値面積	0.591	- 0.866**	0.975**	1	0.920**	0.437	- 0.437	0.840**
矩形面積	0.702*	- 0.762*	0.958**	0.920**	1	0.326	- 0.326	0.929**
荷重率 (麻痺側)	0.285	- 0.217	0.454	0.437	0.326	1	- 1.000**	0.167
荷重率 (非麻痺側)	- 0.285	0.217	- 0.454	- 0.437	- 0.326	- 1.000**	1	- 0.167
体幹傾斜角度	0.301	0.167	0.202	0.16	0.201	0.533	- 0.533	0.183
骨盤傾斜角度	0.184	- 0.1	0.16	0.126	0.268	- 0.633	0.633	0.483
股関節内転角度 (麻痺側)	0.695*	- 0.6	0.891**	0.840**	0.929**	0.167	- 0.167	1

KAFO : knee ankle foot orthosis、* : p < 0.05 ** : p < 0.01

前額面上での体幹側屈、骨盤下制および非麻痺側股関節内転が減少し、麻痺側下肢の荷重率が増加した。また、静的立位時の重心動揺が安定することが明らかとなった。

静的立位時のバランス能力指標として、重心動揺の測定が用いられており、重心動揺計にて総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積、単位面積軌跡長を計測した。総軌跡長は計測時間内の重心点の移動した全長、外周面積は重心動揺の軌跡の最外郭によって囲まれる内側の面積、矩形面積は各軸の最大幅で囲まれる長方形の面積、実効値面積は実効値を半径とする円の面積である²⁵⁾。外周面積、矩形面積、実効値面積は互いに高い相関があり、これらの面積の大小は身体動揺範囲の大小を示している¹⁸⁾。また、単位面積軌跡長は 30 秒間直立の総軌跡長を外周面積で除した数値であり、固有受容器の微細な姿勢制御機能を反映している¹⁹⁾。Hufschmidt ら²⁶⁾によれば総軌跡長は姿勢調節活動量を表し、矩形面積は動揺がどの程度の範囲内で管理されているかを示し、姿勢制御システムによって達成された安定性を反映する指標

であるとされる。そのため、重心動揺が安定した状態とは、総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積が減少し、単位面積軌跡長が増加した状態だと言える。

本研究において、全ての CVA 者は KAFO 非装着立位に比べて KAFO 装着立位の方が、30 秒間の総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積は減少し、単位面積軌跡長は増加した。そのため、KAFO を装着することにより静的立位時の重心動揺は安定することが明らかになった。

星ら¹⁸⁾によれば、健常者を対象に両側の膝関節・足関節を固定することで立位の重心動揺は有意に減少したと報告されており、本研究においても、CVA の麻痺側下肢の膝関節・足関節を KAFO にて固定することでも同様な結果となった。膝関節および足関節の構造は、前後方向への可動性が高く、左右方向への可動性は低いとされ¹⁸⁾、CVA 患者の場合は関節制御が不十分であるため、矢状面上の可動性が多い膝関節・足関節を KAFO で固定することにより、関節の動揺性が制限され、KAFO が関節制御の機能を代償したと

考える。また、長谷⁴⁾は前額面において、足関節の内外反と股関節の内外転が姿勢制御に機能しているとされ、抜井ら²⁷⁾は金属支柱付きAFOを装着することにより足部の外がえし・内がえし運動を制限することで重心動揺が減少したと報告されている。そのため、KAFOを装着することで矢状面だけでなく前額面の動揺性も制限され、KAFOは重心動揺の減少に貢献した可能性が考えられる。高齢者のバランス戦略はankle strategyを狭い範囲でしか使用できず、hip strategyに大きく依存しているとされ²⁸⁾、総軌跡長は50歳代、外周面積・矩形面積は60歳を超えると年齢とともに増加し、単位面積軌跡長は60歳代では減少する²⁵⁾。本研究の被験者は平均68.9 ± 10.1歳であり、hip strategyに依存しやすい年代であるため、重心動揺が大きくなる可能性がある。KAFO装着により膝関節・足関節が固定され制御すべき関節数が減少することで特にankle strategyを代償することでCVAに対して重心動揺を安定させる効果があったと考えられる。

次に、CVAの麻痺側下肢の荷重率の割合は17.4 ~ 50.1%^{6,10,11)}と明らかな荷重率の低下が認められており、関節痛や運動麻痺が存在すると、患肢の支持機構は破綻し、重心を管理するための支持基底面は狭くなり、荷重は対側下肢側へ変位し、代償に基づいた立位が構築される⁴⁾。本研究の結果からも、KAFO非装着立位における麻痺側下肢の荷重率は中央値44.3%と低く、KAFOの装着により中央値が45.3%と向上し、非対称性が軽減する結果となった。朝山¹⁰⁾によれば、麻痺側下肢荷重率と重心動揺距離($r = 0.66$)、麻痺側下肢荷重率と重心面積($r = 0.82$)に負の相関を認め、麻痺側下肢荷重率が50%に近いほど重心動揺距離・面積は小さく、立位バランスは安定していたと報告している。本研究においてKAFO装着立位の方が荷重率は50%に近い状況であり、KAFO装着の有無の比較において有意な差が認められた。先行研究¹⁰⁾を参考にすれば荷重率も重心動揺を安定させる要因であるが、本研究において荷重率と重心動揺の相関は低い相関であった。そのため、重心動揺を安定させる要因は荷重率以外の影響を受ける可能性が考えられた。

本研究においてKAFOの装着により、前額面上のアライメントでは体幹傾斜角度と骨盤傾斜角度、非麻痺側股関節内転が改善された。静的立位時の体幹傾斜角度は前額面上で麻痺側に0.9 ~ 3.1°、骨盤傾斜角度は麻痺側に2.1 ~ 2.6°と麻痺側へ傾斜している^{6,7)}。KAFO装着の有無においてKAFO非装着立位の骨盤傾斜角度は麻痺側に下制(中央値2.2°)し、KAFO装着立位は麻痺側に挙上(中央値0.5°)していた。また、KAFO非装着立位の骨盤傾斜角度の前傾は中央値10.5°、KAFO装着立位は中央値8.7°であり、前額面上の骨盤傾斜角度に有意差を認めた。骨盤傾斜角度の変化に伴い、体幹傾斜角度はKAFO非装着立位では麻痺側に中央値0.9°、KAFO装着立位では麻痺側に中央値0.4°と傾きが修正された。これは左右の股関節内転角度がKAFO非装着立位(麻痺側3.3°、非麻痺側6.8°)に比べてKAFO装着立位(麻痺側4.5°、非麻痺側4.5°)は左右の股関節内転角度が左右対称であり、KAFOの装着により、前額面上での体幹傾斜角度と骨盤傾斜角度、非麻痺側股関節内転角度の改善により非対称性の改善に貢献できた可能性がある。アライメント評価と荷重率において、Karthikbabuら⁶⁾によれば骨盤傾斜角度の下制($r = 0.631$)は荷重率との高い相関を報告している。しかし、本研究において骨盤傾斜角度(下制)は荷重率、重心動揺は低い相関であった。前額面では、股関節の内外転が姿勢制御に機能していると述べており⁴⁾、立位バランスは、下肢アライメントの変化との関与が示唆されている²⁹⁾。KAFO装着立位において麻痺側の股関節内転角度と総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積と正の相関であり、股関節内転角度が増加するほど総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積が増加し、股関節内転角度の影響で重心動揺は不安定になる可能性がある。そのため、KAFOを装着することにより非対称性の立位姿勢が修正されることで重心動揺に影響を与える可能性がある。

またCVAの立位の水平面アライメントとして体幹回旋角度は正中位から麻痺側方向へ4.5 ~ 6.1°後方回旋⁷⁾、骨盤回旋角度は麻痺側方向へ1.7 ~ 3.8°後方回旋^{5,7)}をしていると報告されている。下行運動連鎖より骨盤が後方回旋することに股関

節は屈曲・内転・内旋位となるため³⁰⁾、麻痺側股関節内転においては骨盤の後方回旋が影響する可能性がある。研究の限界にあたるが、今回のアライメント評価は前額面のみの評価であり、矢状面・水平面上の体幹や骨盤の回旋角度の影響により、股関節内転角度の相関関係に差が生じた可能性が考えられる。

今回、KAFOを装着することで上行性運動連鎖を修正できた可能性がある。上行性運動連鎖は、骨盤前傾、股関節屈曲・内転・内旋、膝関節伸展・外反・外旋、距骨下関節回内となり³⁰⁾、距骨下関節回内は外周面積と内外側方向(X軸方向)に影響を与えると報告している³¹⁾。本研究においてKAFOを装着することにより足底から受ける運動連鎖を改善することで股・骨盤帯へ中継を修正した可能性がある。その結果、KAFOを装着することで、麻痺側下肢の上行性運動連鎖を補い、麻痺側体幹側屈、骨盤下制および非麻痺側股関節内転のアライメントが修正され、膝・足関節の制御すべき関節数が減少することで静的立位時の重心動揺が安定する傾向にあったと考えられる。

CVAは上位運動ニューロンの障害により、運動麻痺が生じると、支持機構は破綻し、重心を管理するための支持基底面は狭くなり、荷重は対側下肢側へ変位し、代償に基づいた立位が構築される⁴⁾。Otaら¹⁶⁾は、亜急性期CVA者においてKAFO非装着立位に比べてKAFOを装着することにより静的立位時の開脚開眼、開脚閉眼、閉脚開眼、開眼タンデムの時間の割合を増加させ、即時的に静的立位バランスの機能を向上させると報告している。そのため、回復期リハビリテーション病棟において、KAFOは早期の立位保持を促進、歩行練習を支援する機器として貢献できる可能性が示唆された。

本研究の限界として、KAFOは下肢の支持機構が破綻しているCVAが適応となるが、そのようなCVA患者はKAFOの装着前での立位保持が困難であるため測定が困難であった。その結果、KAFOの有無の比較を検討するために、今回は3分程度の立位保持が可能なCVA患者が対象となった。今後は静的立位が困難なCVA者に対しても効果の検証が必要である。また、アライメン

ト評価において前額面での評価のみであり、矢状面・水平面上の影響を除外することができなかった。今後は三次元動作解析装置を用い、三次元でのアライメント評価が必要だと考える。

5. 結語

亜急性期のCVA者において麻痺側下肢にKAFOを装着することにより、麻痺側下肢の上行性運動連鎖を補い、膝関節・足関節の関節制御できた。その結果、前額面上における麻痺側への体幹傾斜、骨盤傾斜および非麻痺側股関節内転が改善され、麻痺側下肢の荷重率が増加し、静的立位時の総軌跡長、外周面積、矩形面積、実効値面積は減少、単位面積軌跡長は増加し、重心動揺の安定に貢献できる可能性が示唆された。

6. 利益相反

本研究について開示すべき利益相反はない。

7. 謝辞

本研究を進めるにあたり、草加松原リハビリテーション病院の患者様には被験者を務めてくださり、貴重なデータ収集にご協力いただいたことに改めて感謝いたします。

文献

- 1) 厚生労働省, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/17/dl/05.pdf>(2022/12/6 確認)
- 2) 内閣府, https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/zenbun/pdf/1s2s_02.pdf(2022/12/6/ 確認)
- 3) 宮坂元麿: 急性期の診断からリハビリテーションまで. 福井園彦・藤田勉・宮坂元麿 編著, 脳卒中最新線第4版: 77-378, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2009.
- 4) 長谷公隆: 立位姿勢の制御, リハビリテーション医学, 43: 542-553, 2006.
- 5) 春山幸志郎, 川上途行: 脳卒中片麻痺者における端座位と立位での骨盤回旋角度変化と関連因子の検討. 理学療法科学, 30(5): 683-687, 2015.
- 6) Karthikbabu S, Chakrapani M, Ganesan S, *et al.*: Relationship between Pelvic Alignment and Weight-bearing Asymmetry in Community-dwelling Chronic Stroke Survivors. Journal of Neurosciences in Rural Practice, 7: 37-40, 2016.

- 7) 上篠史子, 山本澄子: 脳卒中片麻痺者における体幹アライメントと歩行自立度の関係. 理学療法科学, 25 (4): 543-549, 2010.
- 8) 川手信行: 脳卒中片麻痺患者における立位・座位姿勢保持時重心動揺と座位姿勢変換時重心移動について. リハビリテーション医学, 34: 121-128, 1997.
- 9) 日野工: 脳卒中の3D 下肢装具療法—歩行促進の検証と装具特性—. 理学療法京都, 43: 50-55, 2014.
- 10) 朝山信司: 脳卒中片麻痺者における患側下肢荷重能力が立位バランスに及ぼす影響. 理学療法科学, 14 (4): 177-180, 1999.
- 11) 本田亜紀子, 田原弘幸, 山本秀正, 他: 脳卒中片麻痺患者における立位時患側体重負荷率と歩行・バランス能力の関連. 長崎大学医療技術短期大学部紀要, 5: 187-191, 1992.
- 12) 一般社団法人 回復期リハビリテーション病棟協会, http://plus1co.net/d_data/2019_zitai_book_kaitei.pdf (2022/12/6 確認)
- 13) 石神重信, 高田研, 新舎規由, 他: 脳卒中下肢装具の効果的アプローチ. 長下肢装具. Journal of Clinical Rehabilitation, 19: 943-949, 2010.
- 14) 増田知子: 脳血管障害治療としての下肢装具と運動療法, エビデンスからみた下肢装具と理学療法. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine, 56: 277-281, 2019.
- 15) 一般社団法人日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 亜急性期以後のリハビリテーション診療. 脳卒中ガイドライン委員会(編集). 脳卒中治療ガイドライン2021: 263-265, 協和企画, 東京, 2021.
- 16) Ota T, Hashidate H, Shimizu N, *et al.*: Early effects of a knee-ankle-foot orthosis on static standing balance in people with subacute stroke. The Journal of Physical Therapy Science, 31: 127-131, 2019.
- 17) 吉尾雅春: 脳卒中患者の治療用装具はありえるか. 日本義肢装具学会誌, 28(2): 76-79, 2012.
- 18) 星文彦, 鈴木奈陽子, 清水薫: 静止立位重心動揺に対する足・膝関節固定の影響. 北海道大学医療技術短期大学部紀要, 9: 39-45, 1997.
- 19) 鈴木淳一, 松永喬, 徳増厚二, 他: 重心動揺検査のQ&A, 手引き(1995). Equilibrium Res, 55(1): 64-77, 1996.
- 20) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦, 他: 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与. 人類学雑誌, 90 (4): 385-400, 1982.
- 21) 白井永男: 重心動揺の発達的变化. 理学療法科学, 10 (3): 167-173, 1995.
- 22) 吉永龍史: 変形性膝関節症外来患者の片脚立位における HAT 運動戦略と骨盤周囲筋の関係. Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy, 6(1): 23-28, 2016.
- 23) Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, *et al.*: The post-stroke hemiplegic patient 1; A method for evaluation of physical performance. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 7: 13-31, 1975.
- 24) Linacre JM, Heinemann AW, Wright BD, *et al.*: The structure and stability of the Functional Independence Measure. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 75: 127-132, 1994.
- 25) 今岡薫, 村瀬仁, 福原美穂: 重心動揺検査における健康者データの集計. Equilibrium Res Suppl, 12: 1-84, 1997.
- 26) Hufschmidt A, Dichgans J, Mauritz KH, *et al.*: Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. Arch Psychiat Nervenkr, 228: 135-150, 1980.
- 27) 坂井周子, 廣瀬圭子, 戸坂心, 他: 短下肢装具装着の有無が外乱刺激時の重心動揺に与える影響. 理学療法—臨床・研究・教育, 18: 75-78, 2011.
- 28) Horak FB, Shupert CL, Mirka A: Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. Neurobiol Aging, 10(6): 727-38, 1989.
- 29) 橋本雅至, 中江徳彦: 足部から見た身体運動の制御. 理学療法科学, 16(3): 123-128, 2001.
- 30) 松尾善美: 体幹を構成する構造と機能. 橋本雅至(編集), 臨床実践体幹の理学療法: 2-47, 文光堂, 東京, 2019.
- 31) 小林梨恵, 三浦達浩: 距骨下関節アライメントが静的片脚立位時の重心動揺に与える影響. Professionalism in Physiotherapy, 3: 21-25, 2009.

Abstract :

Purpose: To clarify the effects of the presence or absence of knee ankle foot orthosis on center of gravity sway and frontal plane alignment during static standing in hemiplegic stroke patients.

Methods: The subjects were 9 hemiplegic first-time stroke patients. Measurements were made using a stabilometer with or without knee ankle foot orthosis, and the frontal plane alignment was photographed with a digital camera and analyzed with ImageJ. Statistical analysis was performed using Wilcoxon's signed rank sum test for comparison between two groups, and Spearman's correlation analysis for each item.

Results: Significant differences were observed in total trajectory length, outer peripheral area, rectangular area, effective value area, unit area trajectory length, and load factor, and significant differences were observed in trunk tilt angle, pelvic tilt angle, and non-paralyzed side hip adduction. Admitted. A high correlation was also observed between the sway of the center of gravity and the adduction angle of the hip joint on the paralyzed side.

Conclusion: The knee ankle foot orthosis corrected the alignment, increased the load factor on the paralyzed side, and stabilized the sway of the center of gravity in a static standing position. There was a possibility that the adduction angle of the hip joint on the paralyzed side was involved in the relationship with the sway of the center of gravity.

[Key words] knee ankle foot orthosis, center of gravity sway, alignment

◎原著

膝部動揺の制限方法の違いが片脚立位時における 足圧中心動揺と下肢関節作用に及ぼす影響

Effects of different knee sway restraint methods on the center of pressure sway and
lower extremity joint action during single-leg standing

小原謙一¹, 石川琴美², 塩谷文香³, 大坂裕¹, 黒住千春¹

要 旨

目的: 膝部動揺の制限方法の違いが片脚立位時の足圧中心動揺および下肢関節作用に及ぼす影響を検討すること。

方法: 対象は、若年健康成人女性 15 名 (20.2 ± 0.7 歳) であった。測定課題はバランスパッド上での 30 秒間の片脚立位とし、その際の足関節作用の指標として重心動揺計を用いて足圧中心動揺（総軌跡長、矩形面積）と、股関節および膝関節作用の指標として三軸加速度計を用いてそれぞれ骨盤部動揺および膝部動揺を測定した。実験条件は、壁面に貼付した円内に膝部から照射したレーザーを留めるように指示して膝部動揺を制限した能動的制限条件と、膝装具にて外的に膝部動揺を制限した外的制限条件の 2 条件とした。

結果: 総軌跡長、骨盤部および膝部動揺には有意差は認められなかった。矩形面積のみ能動的制御条件が有意に高値を示した ($p < 0.05$)。

結論: 膝部の能動的制限下での片脚立位保持運動は、足関節戦略を賦活する可能性が示唆された。

【キーワード】 片脚立位、足圧中心動揺、下肢関節作用

1. はじめに

姿勢制御において、下肢関節の役割については数多く報告されている。股関節は、体幹と下肢の連携を調整し、上位の体幹の肢位を保持する役割も担っているとされており¹⁾、膝関節は制御信号を送信することで下肢筋群を正確に制御するとされている²⁾。さらに足関節は、下肢全体の動きを制御することが可能であると言われている³⁾。このように、下肢関節は姿勢制御において非常に重

要な役割を担っていることが古くから述べられている。

姿勢制御能力を向上させるための方法として、ダイナミックフラミンゴ運動⁴⁾や鏡を用いた姿勢制御練習^{5,6)}の効果が知られている。ダイナミックフラミンゴ運動は 1 分間、1 日 3 回の開眼片脚立位運動を実施するものである。大腿骨近位部の骨密度を増加させ、骨折を予防する効果や骨盤周囲筋力を向上させ転倒を予防する効果があると報告

1 川崎医療福祉大学 リハビリテーション学部

2 橋本病院 リハビリテーション科

3 東生駒病院 リハビリテーション科

投稿日: 2023 年 3 月 28 日 採択決定日: 2023 年 5 月 9 日 公開日: 2023 年 9 月 25 日

されている⁴⁾。しかしながらその効果は、虚弱高齢者にのみ認められており、スポーツ実施者や何らかの運動を習慣としている健常者には負荷が軽いため、効果が認められないとも報告されている⁷⁾。一方、鏡を用いた視覚的フィードバックでは鏡に反映された身体位置情報によって、課題の実行中に観察されたエラーを調整することにより正確な動きを学習するのに役立つとされている⁵⁾。Meidian ら⁵⁾は、VR ヘッドセットによって模擬的に半側空間無視の状態とした健常人を対象として鏡を使用した視覚的フィードバックの効果を検証している。その結果、模擬的半側空間無視状態とされた健常人に対しては、立位姿勢の安定性が向上したと報告している。一方 In ら⁶⁾は、脳卒中患者を対象とした検証を行い、固有受容感覚が低下している対象者における鏡を用いた姿勢制御練習の効果について報告しているが、安定した表面上で1分間自立姿勢保持が可能な人には有意な改善効果は認められないと述べている。これらは、同様に鏡を用いた視覚的フィードバックの効果を検証したものであるが、その効果は相反するものであった。これらのことから、姿勢制御能力向上のための運動は、その対象者に応じた課題難易度の設定が重要であることが示唆される。

姿勢制御には上述の鏡を用いた運動のような視覚や体性感覚、前庭感覚などの感覚系情報と、それらをもとに身体を安定させようとする下肢関節の協調的な作用が重要な働きをもつ。立位での姿勢制御戦略は3種類あり、外乱の大きさの変化に伴って足関節戦略、股関節戦略、ステッピング戦略というように移行していくとされている⁸⁻¹¹⁾。Sasagawa ら¹²⁾は、立位姿勢制御を質量中心 (Center of Mass: COM) の並進加速度と足関節、股関節の角加速度の関係を表すモデルと力学的データによって検討している。その結果、実測値から算出された COM 並進加速度は足関節に加えて股関節の影響を加味したモデルによって推定された COM 並進加速度とよく一致していた。このことから、足関節と股関節の協調した作用が姿勢制御には欠かせないことが示唆される。さらに小栢らは¹³⁾、不安定板上と安定した支持面上での立位姿勢制御能力について若年者と高齢者を対象と

して検討している。その結果、若年者は不安定板を素早く動かすことで立位姿勢を制御するのに対して、高齢者では不安定板をなるべく動かさないような制御戦略を選択することを報告している。このことは、若年者が足関節戦略を選択する程度の外乱であっても、高齢者は股関節戦略を選択せざるを得ない場合があることを示唆している。主に股関節戦略での姿勢制御を行う場合、関節軸から支持面の距離が遠いために効率が悪いことは容易に推測される。支持基底面内の重心線、すなわち足圧中心 (Center of Pressure: COP) の位置が支持基底面の辺縁に近くなると、わずかな外力によって重心線が支持基底面から逸脱し転倒に至る。このことから、効率よく転倒を回避するためには足関節戦略による素早い COP 制御が不可欠であり、転倒を予防するためには下肢関節の協調的な作用の向上が重要であると言える。このように、従来から立位姿勢制御に関しては、股関節と足関節による寄与が大きいとされてきた。このことは、立位中に床面を前後に動かす外乱負荷に対して膝関節は伸展位を保ち¹⁴⁾、膝関節周囲の靱帯によるロック機構を使用することに起因する。しかしながら、2000年代から立位姿勢制御において膝関節が重要な役割を持つ可能性を示す報告が散見される^{2,15-17)}。静止立位時の膝関節角度変位は足関節と同程度の振幅で変動しているといった報告や^{15,16)}、静止立位時の膝関節トルクと COM の並進運動 (並進変位と並進加速度) について相互相関分析を行うと有意な相関関係が認められたといった報告から¹⁷⁾、膝関節運動も直立姿勢の保持に影響を与えていることが示唆されている。

上述のように、感覚系情報と下肢関節の協調的な作用は、立位姿勢制御にとって重要である。そこで我々は、レーザーを使用して身体部位の動揺を視覚的に捉えることを可能にした姿勢制御練習機を考案し (特許取得: 特許 7131789、出願人: 学校法人 川崎学園、発明者: 小原謙一)、その効果を検証している¹⁸⁻²⁰⁾。廣田ら¹⁸⁾は、健常若年成人女性を対象として、膝部の動揺を視覚的に捉えることを可能にした姿勢制御練習機によって膝部の動揺を能動的に制限した状態での片脚立位姿勢制御練習を2週間行った効果を重心動揺計の総

軌跡長と矩形面積を指標として検証した。その結果、練習時に膝関節を能動的に制限した条件では、その制限を解除した状態での片脚立位時の足圧中心動揺が2週間後に大幅に減少したと報告している。このように身体部位を視覚的に捉えながらの姿勢制御練習効果は検証されたが、視覚的に捉え、能動的に制限すべき最も効果的な身体部位については検討されていなかった。そこで曾我部ら¹⁹⁾は、額部、骨盤部、膝部をそれぞれ能動的に制限した条件と能動的制限なしの4条件にて2週間の練習効果を検証した。上述の廣田らの報告¹⁸⁾と同様の方法で実験を行った結果、膝関節の動揺を視覚的に捉えながら練習することがより早く、効率的に姿勢制御能力を向上させることが可能であると報告している。さらに尾山ら²¹⁾は、動的姿勢制御能力の指標として、不安定板上での立位保持時の不安定板傾斜角度の制御能力を検討している。モニターに映し出された目標角度に合わせて不安定板の傾斜角度を調整する課題を対象者に行わせ、目標角度に到達するまでの時間と目標角度内で不安定板を保持できるまでの時間を検討している。その結果、動的姿勢制御能力には不安定板傾斜角度を目標地点に到達させるまでの時間よりも、目標地点の付近で保持、維持させる能力が重要であると述べている。膝部位置と不安定板の傾斜角度という違いはあるものの、目標地点付近でその位置を留めるという課題は廣田ら¹⁸⁾、曾我部ら¹⁹⁾の報告と同様である。これらのことに加えて、前述の静止立位時の膝関節角度変位は足関節と同程度の振幅で変動するという報告^{15,16)}から、膝関節と足関節は相互に関係しているため、膝部の位置、動揺を能動的に制限することにより足関節の片脚立位保持に寄与する割合が増大することが推測される。姿勢制御に寄与する関節が減少する結果として課題の難易度が高まることで、我々が考案した姿勢制御練習機を用いた姿勢制御練習の効果が向上することが示唆される。

我々は先行研究²²⁾にて、何も装着していない条件と上述のように膝関節を能動的に制限した条件を比較することで、片脚立位保持中の膝関節能動的制限下での下肢関節の作用について検討した。その結果、膝関節を能動的に制限することで骨盤

部動揺が有意に増加することを報告している。一方、関節の動きを制限する方法として装具が挙げられ、装具によって足関節、膝関節を固定することで静止立位中の重心動揺(足圧中心動揺)が減少することが報告されている²³⁾。このように、足圧中心動揺や下肢関節作用の指標となり得る身体部位の動揺は、下肢関節の制限によって変化することが示唆されている。しかしながら、上述の姿勢制御練習機を用いた膝部の能動的な制限は、片脚立位練習中に膝関節の動揺を制限できているのか、そして、能動的制限は実際に装具等を用いて膝関節を制限した場合と練習中の下肢関節の作用に違いがあるのかは検討されていない。そこで本研究では、上述の姿勢制御練習機を用いて膝部の動揺を捉えたうえで能動的に膝部を制限する条件と膝装具を用いて膝部の動きを外的に制限する条件を比較することで、膝部動揺の制限方法の違いが片脚立位中の下肢関節の作用に及ぼす影響について検討し、姿勢制御練習の難易度設定の基礎的資料とすることを目的に実験を実施した。

2. 対象と方法

2-1 対象

装具による膝関節の外的制限を確実にするため、比較的小柄で筋力の少ない健康成人女性15名(年齢 20.2 ± 0.7 歳、身長 157.7 ± 5.0 cm、体重 49.8 ± 5.5 kg)を対象とした。運動習慣により影響を除くために週に1回以上の運動習慣がないことを採用基準とした。除外基準は、整形外科的疾患及び神経学的疾患の現病歴、既往歴のあることとした。

本研究を開始するにあたり、対象者には倫理的配慮として研究の目的及び方法、個人情報の保護に関して十分に説明し同意を得て実験を行った。なお、本研究は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認後に実施した(承認番号: 21-113)。

2-2 測定方法

片脚立位時の股関節、膝関節の作用の指標としての骨盤と膝部の動揺幅を算出するために、三軸加速度計(共和電業社製 AA-5TG)を用いて各部の加速度を測定した。三軸加速度計は第二仙椎棘

突起と支持脚の腓骨頭部に加速度センサーを貼付し、サンプリング周波数 100 Hz で測定した。骨盤および膝部の動揺幅は、三軸加速度計から得られた前後、鉛直、左右方向の加速度値 (m/s^2) それぞれを三平方の定理を用いて合成し、最大振幅を算出した。この際 **Root Mean Square** (以下、**RMS**) を用いた。**RMS** は信号波形の二乗平方根であり、加速度の **RMS** は加速度信号の平均振幅を示すことから、本研究では骨盤と膝部の動揺を示す指標とした。**RMS** は、値が大きいほど動揺が大きいと判断した。さらに、重心動揺計(アニマ社製グラビコーダ GP-7)を用い、サンプリング周波数 20 Hz にて足圧中心動揺を測定した。足圧中心動揺の指標として筋力や関節可動域など姿勢調節にかかわる運動能力を反映する矩形面積 (cm^2) と総軌跡長 (cm) を検討項目として採用した。

実験条件は視覚的フィードバックによる能動的制限条件と膝装具による外的制限条件の 2 条件とした。能動的制限条件では、膝部の動揺を視覚的に捉え、片脚立位時において能動的に動揺を制限するために、廣田ら¹⁸⁾の先行研究で使用されていたものと同様の姿勢制御練習機を用いた。姿勢制御練習機を支持脚膝部に装着し、片脚立位を保持するように指示した。装着の際、下腿上部にベルトを巻くことで本機が膝関節の動きを阻害しないように配慮した。姿勢制御練習機は任意の身体部位に伸縮ベルトを巻き、マジックテープによってレーザー照射部を貼付するように装着するものである。装着した身体部位からレーザーを壁面に照射するため、照射部のわずかな向きの変化がレーザーの照射先である壁面に大きく反映し、身体部位の動揺を視覚にてより詳細に捉えることを可能とするものである。さらに能動的制限条件では、2 m 先の膝の高さに合わせた的にレーザーの光を留めるように指示することで能動的に膝関節を制限させることとした。レーザー照射部は膝蓋骨の中央に位置するように調整した。的の大きさは直径 10 cm の円とし、高さは対象者の膝部のレーザー照射部から足底までの長さでバランスパッド、重心動揺計の厚さの和とした。外的制限条件では、装具の矯正力によって外的に膝部動揺を制限するために膝装具として伸展位膝関節支持

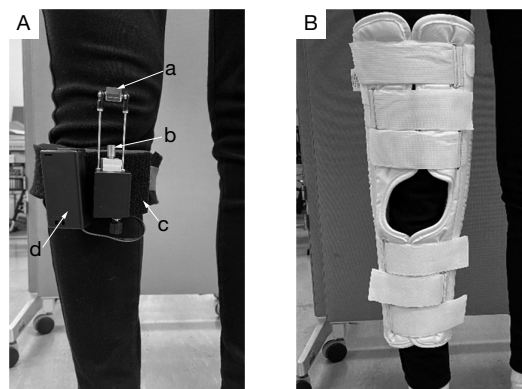


図 1 実験条件

- A. 姿勢制御練習機、B. 膝装具(アルケア製ニーブレース)
a. プリズムレンズ、b. レーザー照射部、c. 伸縮ベルト、
d. 電池ボックス

レーザー照射部から上方へ照射されたレーザーをプリズムレンズで屈折させることで前方の壁面へとレーザーを照射する。

プリズムレンズは膝蓋骨の中央へ位置させる。壁面に照射されたレーザー点を視覚にて捉えることで膝部の位置、動揺を把握可能となる。

帯(アルケア株式会社ニーブレース)を用いた。膝装具は膝蓋骨が中心に位置するように装着し、膝蓋骨に近いベルトから順番に締めることで固定した。片脚立位中の装具の緩みをできる限り発生させないために座位で一度仮止めを行い、次に立位姿勢で再度ベルトを締めることとした(図 1)。実験中の膝関節角度について、能動的制限条件では完全伸展位にならない角度で姿勢制御練習機からのレーザー照射向きを設定し、実験中の膝関節角度は規定しなかった。外的制限条件では膝関節伸展位となるように膝装具にて固定した。

測定肢位はバランスパッド(Thera-band 社製スタビリティートレーナー、ソフトタイプ)上での片脚立位とした。支持脚は難易度を上げるためにボールを蹴る側である利き足とした。測定の際、対象者には裸足になってもらい、上肢で身体重心のバランスを保持することを防止するために両上肢を胸の前で交差するように指示した。対象者は健常者であるため、安定面であると容易に立位姿勢保持が可能である。そのため、姿勢調節の難易度を上げる目的で不安定面としてバランスパッド

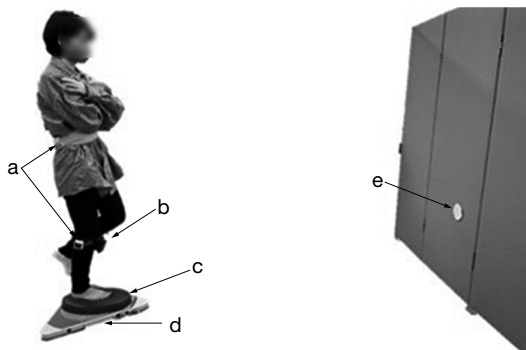


図2 実験風景および実験機器(能動的制限条件)

a. 加速度計(骨盤部、膝部)、b. 姿勢制御練習機、c. バランスパッド、d. 重心動揺計、e. 的(直径10 cm)
膝蓋骨中央からレーザーが照射されるように設置した姿勢制御練習機から2 m前方の壁面に貼付された的にレーザー点を留めるように指示することで、膝部の動揺を能動的に制限する。その際の骨盤部、膝部の加速度と足圧中心動揺を測定する。

を用いた。足部の位置は、足部長軸が壁面に対して直角に規定した。片脚立位時の足圧中心動揺を測定するためにバランスパッドの下に重心動揺計を設置した(図2)。片脚立位保持時間は40秒間とし、開始10秒後から骨盤部、膝部の動揺、足圧中心動揺の測定を開始し、30秒間測定した。その後の測定終了の合図によって対象者は非支持足を床面に接地させた。バランスを崩し非支持足が床に触れた場合は一度測定を中止し、休憩の後に姿勢を整えてから再度測定を行った。実験条件の測定順序は無作為とするためにくじにて決定し

た。片脚立位の学習効果を除くために2条件間の測定間隔は1週間以上とした。対象者には、測定日前日から飲酒、過度な運動は控え、23時までに就寝するように指示した。

2-3 統計学的解析

正規性の確認のためにShapiro-Wilk検定を行った。その結果、矩形面積と膝関節動揺では正規性が認められたためpaired t-testを用い、総軌跡長と骨盤動揺では正規性が認められなかったためWilcoxonの符号付き順位検定を用いて2条件間を比較した。危険率は5%をもって有意とした。なお、解析ソフトウェアはIBM SPSS Statistic 24(IBM社製)を使用した。

3. 結果

表1-1に骨盤部動揺、膝部動揺、表1-2に足圧中心動揺の結果を示す。

加速度計による骨盤部、膝部動揺はどちらも有意な差は認められなかった(骨盤部： $p = 0.496$ 、膝部： $p = 0.800$)。足圧中心動揺の指標である矩形面積では、能動的制限条件が外的制限条件よりも有意に高値を示した($p < 0.05$)が、総軌跡長では有意な差は認められなかった($p = 0.733$)。

4. 考察

本研究では、膝部の動揺を視覚的フィードバックによる能動的に制限することと膝装具によって外的に制限することという2つの制限方法の違

表1-1 骨盤部および膝部動揺(RMS)

n = 15

	能動的制限条件	外的制限条件	p value	Effect size (d)	Power
骨盤部	111.0 (82.4 - 219.8)	107.6 (72.6 - 147.6)	0.496	0.444	0.496
膝部	132.9 ± 37.0	127.7 ± 61.3	0.8	0.097	0.099

mean ± SD、中央値(四分位範囲)

paired t-test、Wilcoxon signed-rank test

RMS: root mean square

表1-2 足圧中心動揺(矩形面積、総軌跡長)

n = 15

	能動的制限条件	外的制限条件	p value	Effect size (d)	Power
矩形面積 (cm ²)	17.5 ± 6.4	12.7 ± 3.4	< 0.01	0.865	0.938
総軌跡長 (cm)	122.2 (108.8 - 139.1)	118.1 (113.2 - 124.2)	0.733	0.061	0.078

mean ± SD、中央値(四分位範囲)

paired t-test、Wilcoxon signed-rank test

いが片脚立位における足圧中心動揺と下肢関節の作用に及ぼす影響について検討した。本研究結果より、足関節作用の指標である足圧中心動揺の矩形面積は、能動的制限条件が外的制限条件と比較して有意に高値を示したが、総軌跡長および股関節作用の指標である骨盤部動揺、膝関節作用の指標である膝部動揺では有意差は認められなかった。

骨盤部および膝部動揺において有意差が認められなかったことから、レーザーの光を的に当てるように意識させる視覚的フィードバックによって能動的に膝部動揺を制限することは、膝装具を用いて膝関節を固定することと同等程度の膝部の動揺となることが示唆された。下肢における運動連鎖には、骨盤から遠位へと下行性に波及するものと、足部から近位へと上行性に波及するものの2つの運動連鎖がある²⁴⁾。我々は先行研究²²⁾にて、何も装着していないコントロール条件と比較することで、本研究の能動的制限条件と同様の条件下での片脚立位保持中に起きている下肢関節の作用について検討した。その結果、能動的制限条件ではコントロール条件と比較して骨盤部動揺が有意に増加することを報告している。このことは、視覚的フィードバックにより能動的に膝部の動揺を制限してしまうと上行性の運動連鎖が膝部で断たれることによって片脚立位を保持しきれないために足関節による作用に加えて股関節での対応、いわゆる股関節戦略を併用せざるを得ない状況となることを示唆していると考ええる。立位姿勢制御における膝関節作用の重要性を考慮すると¹⁵⁻¹⁷⁾、膝関節での姿勢制御が能動的および外的に阻害されていることが推測される。つまり、膝関節の屈曲伸展によってレーザー照射先は大きく上下に移動するため、的に留めるように指示されている能動的制限では、立位姿勢制御に必要な膝関節の屈曲伸展運動が装具による外的制限と同様に阻害されている。したがって本研究における能動的制限条件では、外的制限条件と同等程度の膝部動揺を示したことから、骨盤部動揺においても2条件間における有意差が認められなかった、すなわち同程度に動揺していたと考える。

骨盤部、膝部の動揺に有意差が認められなかつ

たにもかかわらず、足圧中心動揺の矩形面積に有意差が認められた。Lian ら²⁵⁾は、随意的な重心移動は股関節よりも足関節の動きと関係が強いことを報告している。このことから、骨盤部、膝部の動揺に差がなくとも足関節の作用の差によって足圧中心動揺に有意差が認められたことが考えられる。井平ら²⁶⁾は、難易度の異なる片脚立位時において、身体動揺としての加速度変化と二重課題法で注意需要を測定する手段として、ある課題試行中に二次課題を挿入し、それに対する反応時間を求めるプローブ反応時間(Probe Reaction Time : PRT)の関係を検討した。二重課題は主課題と二次課題の二つの課題から構成されており、姿勢制御の難易度が高くなることで姿勢制御に配分される注意が増大した結果、二次課題であるPRT 課題への注意が相対的に減少したと報告されている。また、静止立位における重心動揺は伸張反射などといった意識を介さない自動的な制御で行われる要素が強いとされている²⁷⁾。本研究における外的制限条件は、片脚立位を保持する単一課題であるのに加えて、装具の矯正力による制限に任せることで膝部の制御を行わなくても良いという条件であるため、自動的な制御の要素が強いと考えられる。それに対し、能動的制限条件はレーザーの光を2 m 先の的である円内に留めるという課題に加えて片脚立位を保持するという二重課題である。二重課題は複数の課題を同時に処理・実行する必要があるため、単一課題である外的制限条件より難易度が高くなったと考えられる。さらに、COM の動揺に対して、COP はCOM に先行してより大きく動き、COP から生じる床反力によってCOM を支持基底面内に留めておくように制御する²⁸⁾。能動的制限条件では二重課題であるためにその反応が遅れたことで矩形面積が大きくなったと考えられる。これらのことから、能動的制限条件にて矩形面積が有意に高値を示したと考えられる。

一方で、総軌跡長には有意な差が認められなかった。加齢により、感覚神経伝導速度の低下やシナプス伝達時間の遅延、感覚受容器の減少、形態変化による感覚性の低下が下肢で顕著となる。触覚や振動覚閾値は上昇し、高齢者の足趾の振動

覚閾値は3倍に、二点識別覚は15倍にまで上昇する。そのことに加え、関節の硬化や立位でのバランス保持能力と関連の強い背屈筋力や底屈筋力が加齢により低下する。そのため、高齢者は外乱刺激に対する応答性の低下により容易に転倒しやすい傾向があるとされる²⁹⁾。しかしながら本研究の対象者は健常な若年成人であったため、片脚立位姿勢が崩れ、膝部で運動連鎖が断たれたとしても足関節戦略と股関節戦略を併用することで姿勢制御を行うことが可能であったと考えられる。坂口ら³⁰⁾は、加齢によって総軌跡長は延長すると報告している。さらに梅野ら³¹⁾は、画面上に表示した足圧中心を目標の位置まで移動させる時間の加齢による影響について検討している。その結果、加齢によって目標位置まで足圧中心を移動させる時間が有意に延長すると報告している。これらのことから若年成人では安定した片脚立位では総軌跡長は少なく、不安定になったとしても素早く効率よく足圧中心を目的位置まで移動させることが可能であることが示唆される。したがって、COMが支持基底面の辺縁近くまで移動して矩形面積が増大したとしても、足関節の素早い反応で支持基底面中央付近まで戻すことが可能であったため、総軌跡長には有意差が認められなかったと考える。

本研究の限界として、三軸加速度計を用いて骨盤部と膝部動揺の最大振幅を算出していることが挙げられる。そのことにより、考察で述べたCOMとCOPの関係については推測の域を出ないものとなっている。さらに、本研究の対象者は健常成人女性であったため、難易度の高い膝部の能動的制限下での片脚立位保持という課題が遂行可能であったと推測される。加えて、高齢者は筋力低下や関節変形、疼痛などの要因を持っていることが考えられるため、本研究結果を高齢者にそのまま適応するのは困難であると考え。高齢者を対象として、膝関節の能動的制限が片脚立位に及ぼす影響や片脚立位に代わるより安全な運動方法について検討することが今後に残された課題である。

5. 結論

本研究の結果、視覚的フィードバックを用いた

膝部の能動的制限は、膝装具を用いた外的制限と同様に膝部の動揺を制御し得るが、片脚立位中における足圧中心動揺幅は拡大したことから、膝部の能動的制限下での片脚立位保持運動では、代償的に足関節戦略を強く用いる可能性が示唆された。転じて、この運動によって立位姿勢制御における足関節の反応は強化され得ると考える。

6. 利益相反

本研究において開示すべき利益相反に該当する事項はない。

文献

- 1) Kerrigan, DC, Todd, MK, Della Croce, U.: Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil*, 77: 2-7, 1998.
- 2) Loram, ID, Lakie, M.: Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol*, 540: 3: 1111-1124, 2002.
- 3) Winter, DA, Patla, AE, Prince, F, et al.: Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*, 78: 1078-1087, 1998.
- 4) Sakamoto, K, Sugimoto F, Sato, Y, et al.: Dynamic flamingo therapy for prevention of femoral neck osteoporosis and fractures —Part 1: Theoretical background—. *Showa Univ J Med Sci*, 11: 247-254, 1999.
- 5) Meidian, AC, Yige S, Irfan, M, et al.: Immediate effect of adding mirror visual feedback to lateral weight-shifting training on the standing balance control of the unilateral spatial neglect model. *J Phys Ther Sci*, 33: 809-817, 2021.
- 6) In, TS, Cha, YR, Jung, JH, et al: Effects of visual feedback with a mirror on balance ability in patients with stroke. *J Phys Ther Sci*, 28: 181-185, 2016.
- 7) 阪本桂造：ダイナミックフラミング療法。中村耕三編，ロコモティブシンドローム，第1版：231-235，メディカルレビュー社，大阪，2012。
- 8) Nashner, LM, McCollum, G.: The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci*, 8: 135-172, 1985.

- 9) Horak, FB, Shupert, CL, Mirka, A.: Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 10: 727-745, 1989.
- 10) Runge, CF, Shupert, CL, Horak, FB, et al.: Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture*, 10: 161-170, 1999.
- 11) Horak, FB, Nashner, LM, Diener, HC.: Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82: 167-177, 1990.
- 12) Sasagawa, S, Ushiyama, J, Kouzaki, M, et al.: Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neurosci Lett*, 450: 27-31, 2009.
- 13) 小栢進也, 池添冬芽, 坪山直生, 他: 若年者と高齢者における姿勢制御能力—不安定板上および安定した支持面上での比較—. *理療科*, 24: 81-85, 2009.
- 14) Horak, FB, Nashner, LM.: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*, 55: 1369-1381, 1986.
- 15) Günther, M, Müller, O, Blickhan, R.: Watching quiet human stance to shake off its straitjacket. *Arch Appl Mech*, 81: 283-302, 2011.
- 16) Pinter, IJ, van Swigchem, R, van Soest, AJ, et al.: The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: a PCA on segment rotations during unperturbed stance. *J Neurophysiol*, 100: 3197-3208, 2008.
- 17) Günther, M, Grimmer, S, Siebert, T, et al.: All leg joints contribute to quiet human stance: a mechanical analysis. *J Biomech*, 42: 2739-2746, 2009.
- 18) 廣田真由, 種谷栄晶, 大坂裕, 他: 視覚情報フィードバックを用いた片脚立位姿勢制御練習の効果—レーザーポインターを使用した新しい姿勢制御練習器の検証—. *川崎医療福祉会誌*, 28: 433-439, 2019.
- 19) 曾我部莉帆, 小原謙一, 大坂裕: 視覚情報フィードバックを用いた片脚立位練習の効果的な視標としての身体部位の検討. *川崎医療福祉会誌*, 30: 513-518, 2021.
- 20) 上川真奈, 小原謙一, 大坂裕, 他: 足底感覚入力の増強と視覚情報フィードバックによる膝部動揺の制御を併用した立位姿勢制御練習の効果検証. *川崎医療福祉会誌*, 31: 129-137, 2021.
- 21) 尾山裕介, 亀岡雅紀, 坂口雄介, 他: 不安定面上でのトラッキング動作における動的姿勢制御能力の評価変数と性差の検討. *日生理人類会誌*, 8: 39-45, 2021.
- 22) 平田紗椰, 小原謙一, 大坂裕, 他: 視覚的フィードバックを用いた膝関節動揺の能動的制御が片脚立位姿勢制御における下肢関節作用に及ぼす影響. *川崎医療福祉会誌*, 32: 77-82, 2022.
- 23) 星文彦, 鈴木奈陽子, 清水薫: 静止立位重心動揺に対する足・膝関節固定の影響. *北大医短紀要*, 9: 39-45, 1997.
- 24) 市橋則明: 運動学の基礎知識, 市橋則明編, 運動療法学: 障害別アプローチの理論と実際, 第2版: 2-34, 文光堂, 東京, 2014.
- 25) Lian, CF, Lin, SI.: Effects of different movement strategies on forward reach distance. *Gait Posture*, 28: 16-23, 2008.
- 26) 井平光, 古名丈人, 牧迫飛雄馬, 他: 姿勢制御課題の難易度とプローブ反応時間の関係. *理療科*, 24: 727-732, 2009.
- 27) Shumway-Cook, A, Woollacott, MH.: 正常な姿勢制御, 田中繁, 高橋明(監), モーターコントロール: 研究室から臨床実践へ, 第4版: 163-198, 医歯薬出版, 東京, 2013.
- 28) Takeda, K, Mani, H, Hasegawa, N, et al.: Adaptation effects in static postural control by providing simultaneous visual feedback of center of pressure and center of gravity. *J Physiol Anthropol*, 36: 31. doi 10.1186/s40101-017-0147-5, 2017.
- 29) 山田巧実: 高齢者のバランス障害に対するリハビリテーション, 望月久編, バランス障害リハビリテーション: 障害像を的確にとらえるための基礎理論と評価・治療の進め方, 第1版: 195-224, メジカルビュー社, 東京, 2021.
- 30) 坂口正範, 田口喜一郎, 飯島直也, 他: 高齢者の重心動揺および頭部動揺の加齢変化. *耳鼻臨床*, 補100: 15-20, 1999.
- 31) 梅野貴俊, 日垣秀彦, 中西義孝, 他: 加齢に伴う体幹姿勢保持に関するサーボ制御能力の変化. *日本機械学会論文集C編*, 71: 972-978, 2005.

Abstract :

Purpose: This study aimed to examine the effects of active restraint with visual feedback and external restraint with an orthosis on the center of pressure sway and the lower extremity joint action during single-leg standing.

Methods: The subjects were 15 young, healthy adult women. The measurement task consisted of single-leg standing for 30 seconds on a balance pad. A stabilometer was used to measure the center of pressure sway as an index of ankle joint action. Moreover, a triaxial accelerometer was used to measure the pelvic and knee sways as indices of the hip and knee joint actions, respectively. We set up two experimental conditions: (1) the active restriction condition, in which knee movement was restricted by directing the laser beam from the knee to stay within a circle attached to the wall, and (2) the external restriction condition, in which knee movement was restricted by a knee brace.

Results: No significant difference was observed in the total trajectory length or pelvic and knee sways. Only the rectangular area under the active restriction condition showed a significantly higher value than that under the external restriction condition ($p < 0.05$).

Conclusion: It was suggested that single-leg standing exercises with active knee restraint might activate the ankle joint strategy.

[Key words] single-leg standing, center of pressure sway, lower extremity joint action

◎原著

理学療法科学生における義肢装具学講義・実習実施前後の
下肢装具に対する自己効力感の比較Comparison of self-efficacy regarding lower extremity orthotics in physical therapy students before and
after the implementation of prosthetics and orthotics lecture宮原拓也¹，高島恵²

要 旨

本研究では義肢装具学講義の効果判定及び改善点の検討を目的に、講義・実習実施前後における学生の下肢装具に対する自己効力感を調査した。対象は3年制養成校2年生38名とし、義肢装具学講義前、講義後にwebアンケートを実施した。講義前調査では年齢、性別、下肢装具に関する自己効力感を調査した。義肢装具学には実技の回があり、下肢装具の使用・調節の動画を事前に関連し、授業時間に下肢装具の選定、使用、調節の実技を実施した。講義後調査では講義前調査の項目に動画の閲覧有無、下肢装具の体験有無を追加した。その結果、講義前後の比較では全項目で有意に自己効力感は向上した。しかし、項目間の比較の結果、選定の工程や足継手角度の決定などが課題として抽出された。義肢装具学の一定の効果が示されたが、項目間の差が課題となった。

【キーワード】学生、下肢装具、自己効力感、義肢装具学

1. はじめに

理学療法を構成する技術には、運動療法をはじめ物理療法、日常生活活動の練習、補装具療法などがあり¹⁾、治療やリハビリテーションのために装具を用いることを装具療法という²⁾。脳卒中治療ガイドライン2021では、「脳卒中後片麻痺で膝伸筋筋力もしくは股関節周囲筋筋力が十分でない患者に対して、歩行機能を訓練するために長下肢装具を使用することは妥当である」「脳卒中後片麻痺で内反尖足がある患者に対して、歩行機能を改善させるために短下肢装具(ankle-foot orthosis：以下、AFO)を使用することは妥当である」と

し³⁾、長下肢装具、AFOともに推奨している。さらに、その他のガイドラインでも下肢装具は推奨されており⁴⁻⁶⁾、装具療法は重要な理学療法技術の一つとなる。理学療法士の下肢装具の利用頻度を見ると、理学療法士を対象とした有効回答13,005名の調査では、週に1回以上下肢装具を活用している割合は56.3%と報告され、「回復期リハ病棟」や「訪問」「老健(入所)」では7割前後となる⁷⁾。しかし、重要性和利用頻度が高い一方で、3,936施設の代表者から有効回答を得られた調査では、装具に関する卒前教育について知識では66.1%、技術では71.8%が「やや不十分」「不十

1 上尾中央総合病院リハビリテーション技術科

2 上尾中央医療専門学校

投稿日：2023年2月22日 採択決定日：2023年6月7日 公開日：2023年9月25日

分」と回答し⁸⁾、理学療法士養成施設 161 課程から回答を得られた調査でも、68.9% が卒前教育において装具に関する講義が充足していないと回答している⁹⁾。重要性和利用頻度に反して下肢装具に関する教育が十分とは言えない可能性がある。

理学療法教育は学内教育と臨床実習がある。理学療法学科最終学年の学生を対象とした下肢装具に関する自己効力感(self-efficacy: 以下 SE)の調査では、臨床実習で体験した項目の方が SE は高値を示したと報告しており¹⁰⁾、臨床実習での経験が有効な可能性がある。しかし、多くの理学療法士が装具に関わる一方で、日常業務で下肢装具に対して「ほとんど関わらない」と回答した理学療法士が 26.9% 存在し⁷⁾、施設備品の具備状況に関してもプラスチック AFO(継手なし)で 57.4%、両側支柱付 AFO や長下肢装具では 35% 前後に止まる⁸⁾。さらに養成校においても臨床実習で義肢装具の経験を求めていると回答した割合が 15.5% 存在し⁹⁾、実習指導者や実習施設の環境、養成校の方針によって臨床実習で下肢装具を体験できていない可能性がある。実際に、学生を対象とした臨床実習時の装具療法の見学・体験状況の調査では膝継手使用の体験は 22.9%、足継手調整の体験は 12.7%、下肢装具を用いた練習の体験は 58.5% と報告されている¹¹⁾。さらに、理学療法士を対象とした臨床実習に関する調査では、学生に装具療法の体験を実施していないと回答した割合は 55.2% となり¹²⁾、全員が経験できているとは言い難い。このような状況を踏まえると学内教育の義肢装具学は全学生が下肢装具について学習する重要な機会であり、内容を担保する上で効果判定が必要と考える。

理学療法教育モデル・コア・カリキュラム¹³⁾では、「理学療法専門科目」に「義肢装具・福祉用具」を配置し、学修目標に「義肢装具のアライメント調整ができる」などを設定している。また、「臨床実習」に「理学療法治療技術」を配置し、学修目標に「長・短下肢装具の適合性の確認」「長・短下肢装具の調整」などを設定している。学修目標をふまえると、知識のみではなく実技も含んでおり、科目の効果判定においては知識面にとどまらない方法が望ましいと考える。SE は「いま、そのことが

自分にできるかどうか」という具体的な行為の遂行可能性の予測であり、行動に直結した概念とされる¹⁴⁾。また、SE は最終的な達成レベルにも影響するとされ¹⁵⁾、下肢装具に関する SE は知識にとどまらない指標の一つと考える。

以上より、知識の確認にとどまらない義肢装具学の効果判定が必要と考えられるが、そのような報告は筆者が渉猟した限り見当たらない。そこで、本研究では義肢装具学実施前後の下肢装具に関する SE を調査し、義肢装具学の効果判定ならびに改善点の検討を研究目的とした。

2. 対象および方法

対象は 3 年制養成校理学療法学科 2 年生 38 名とした。調査は義肢装具学講義前と義肢装具学講義後に実施した。講義前調査、講義後調査ともに google フォームを用いた集合調査法とした。講義前調査の際に 1 から 38 の番号を対象に無作為に配布し、講義前調査、講義後調査の際に付与した番号を回答してもらった。それにより、講義前調査と講義後調査の回答者の同定を番号のみで行った。また、番号と回答者の識別が可能となる対応表は作成しなかった。

講義前調査では、年齢、性別、下肢装具に関する SE を調査した(表 1)。SE の調査項目は、「診療参加型臨床実習において実習生が可能な基本技術の水準」¹⁶⁾を参考に、「選定」「使用」「調節」の工程に分けた。さらに各工程に含む装具の種類は、脳卒中片麻痺に処方されている AFO に関する全国調査¹⁷⁾、脳卒中発症後に初回に処方される AFO の全国調査¹⁸⁾、日本理学療法士協会会員を対象とした日常的に関わっている下肢装具の調査⁷⁾で上位のものとした。継手は、学生を対象とした臨床実習における下肢装具の見学・体験の調査¹¹⁾にて複数名が体験した継手とした。用語の定義について、「選定」を「複数の装具や継手から適切なものを選択すること」、「使用」を「対象者に装具を装着すること」、「調節」を「継手を操作して任意の設定に変更すること」と定義し、google フォーム内では用語の理解を確認後に回答に移るよう設定した。SE の回答方法は、「患者様・利用者様に対してある程度の助言指導のもと実施できる自

表 1 調査内容

講義前調査	講義後調査	項目
○	○	年齢
○	○	性別
	○	実技の回の出欠
		適切な装具の種類の選定
		適切な膝継手の種類の選定
		適切な足継手の種類の選定
		長下肢装具
		シューホーン
		オルトトップ AFO
		両側支柱付 AFO
		ゲイトソリューションデザイン
		継手付プラスチック AFO
		動作観察から適切な足継手の角度の決定
		ダイヤルロック式膝継手
		ダブルクレンザック足継手
		ゲイトソリューション
○	○	下肢装具に関する自己効力感
		長下肢装具
		シューホーン
		オルトトップ AFO
		両側支柱付 AFO
		ゲイトソリューションデザイン
		継手付プラスチック AFO
		リングロック式膝継手
		ダイヤルロック式膝継手
		ダブルクレンザック足継手
		ゲイトソリューション
○		動画の閲覧状況
		長下肢装具
		シューホーン
		オルトトップ AFO
		両側支柱付 AFO
		ゲイトソリューションデザイン
		継手付プラスチック AFO
		リングロック式膝継手
		ダイヤルロック式膝継手
		ダブルクレンザック足継手
		ゲイトソリューション
○		講義内または自主学習での体験 下肢装具の自己効力感と同様の項目

AFO : ankle-foot orthosis(短下肢装具)

信」とSEを定義し、成書¹⁹⁾を参考に「まったくできないと思う」を0点、「確実にできると思う」を10点として、等間隔に並んだ0から10の目盛りを選択する方法とした(図1)。用語の定義と同様にSEの定義ならびに回答方法の理解を確認後に回答に移るよう設定した。各SEの回答の際には、物品の誤想起を避けるために「動作観察から適切な足継手角度の決定」以外の項目で物品の画像を掲載した。

義肢装具学の内容は全23回で1回から14回が義肢分野、15回から23回が装具分野となる(表2)。装具分野では第18回が実技となり、それ以外は座学となる。実技では、事前実施事項として使用・調節に関する動画の閲覧(約1分から5分30秒の動画10種)を設けた(表1)。実技当日は、学生を3つのグループに分け、3つの課題を各30分で順番に実施した。実施事項の1つ目は、症例動画を用いた装具の種類の選択、継手の選択、足継手角度の決定とし、2つ目は、両側支柱付AFO

の使用とダブルクレンザック足継手の調節、3つ目は、長下肢装具、シューホーン、オルトトップAFO、ゲイトソリューションデザイン(GAITSOLUTION Design : 以下、GSD)、継手付プラスチックAFOの使用、ダイヤルロック式膝継手、ゲイトソリューション(GAITSOLUTION : 以下、GS)の調節とした。課題設定について、複数の全国規模の調査^{7, 17, 18)}から、両側支柱付AFOの使用頻度が高く、調節も含め全学生が講義中に体験できるように考え設定した。なお、対象とした養成校では、義肢装具学は本科目のみとなり、教科書は羊土社発行の「PT・OT ビジュアルテキスト義肢・装具学」を用いた。講義内容や講義で用いた装具は教科書に準じて選定した。ただし、装具の種類については、各種調査結果^{7, 17, 18)}も参考にした。講義内容の作成は専任教員1名が行い、作成後、シラバス、学習目標などを用いて学科内の会議にて検討した。

実施後調査では、講義前調査の項目に加えて、

シューホーンの使用*



まったく 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 確実に
できないと思う ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ ○ できると思う

図1 自己効力感の回答方法の一例

質問項目を上部に掲載。Google フォーム内で確認した自己効力感の定義に従い、「まったくできないと思う」を0点、「確実にできると思う」を10点とし、等間隔に並んだ0から10の目盛りを択一する方法とした。

表2 義肢装具学講義内容

回数	内容
1～14	義肢分野
15	装具学総論
16	下肢装具の構成部品
17	脳卒中片麻痺の装具
18	脳卒中片麻痺の装具（実技）
19	対麻痺に対する装具・脊柱側弯症の装具
20	頸椎疾患装具・胸腰椎疾患装具
21	整形外科的装具・靴型装具・小児疾患の装具
22	末梢神経障害の装具・関節リウマチの装具・支給制度
23	装具形成的評価

実技の回の出欠、事前学習動画の閲覧状況(10種)と講義内または自主学習での各項目の体験の有無を追加した(表1)。

解析では、実技の回を欠席した1名を除外した37名を対象とした。はじめに単純集計を実施し、その後、講義前後のSEの比較を実施した。次に選定、使用、調節の3つの工程間のSEの比較を実施した。SEは講義前のSE、講義後のSE、SE利得(講義後SEと講義前SEの差：以下、利得)を用いた。最後に各工程の細項目のSEの比較を

実施した。細項目間の比較においても各工程の比較と同様に講義前SE、講義後SE、利得を用いた。統計手法について、講義前後のSEの比較では、Wilcoxonの符合付順位検定を用い、各工程間の比較、各工程細項目間の比較では、正規性に基づき一元配置分散分析またはKruskal-Wallis検定を行い、その後多重比較を実施した。なお、統計ソフトはR4.0.2(CRAN)を用いた。

本研究は上尾中央医療専門学校倫理委員会の承認を得て実施した(受付番号：21-0003)。また、対象者には事前に書面と口頭で説明を行い、書面での同意を得て実施した。

3. 結果

年齢は講義前調査時で19±0歳、性別は男性18名、女性20名であった。講義前と講義後のSEの比較ではWilcoxonの符合付順位検定の結果、全項目で有意差を示し、いずれも講義後SEにて高値を示した(表3)。次に工程間の比較では、講義前調査、講義後調査では、Kruskal-Wallis検定にて有意差を示し、多重比較の結果、選定と調節が使用よりも有意に低値を示した(表4)。利得で

表 3 講義前調査と講義後調査の自己効力感の比較

		講義前		講義後		有意差
		平均±標準偏差	中央値	平均±標準偏差	中央値	
選定	装具の種類	1.0 ± 1.1	1.0	6.1 ± 1.8	7.0	*
	膝継手の種類	0.5 ± 0.9	0.0	6.2 ± 2.1	6.0	*
	足継手の種類	0.7 ± 1.2	0.0	6.2 ± 2.2	6.0	*
使用	長下肢装具	1.4 ± 1.4	1.0	7.1 ± 1.6	7.0	*
	シューホーン	2.2 ± 2.3	2.0	8.0 ± 1.6	8.0	*
	オルトップ AFO	1.4 ± 1.6	1.0	7.7 ± 1.7	8.0	*
	両側支柱付 AFO	0.9 ± 1.2	0.0	7.2 ± 1.7	7.0	*
	GSD	0.8 ± 1.3	0.0	6.7 ± 1.8	7.0	*
	継手付プラスチック AFO	1.3 ± 1.8	1.0	7.6 ± 1.7	8.0	*
調節	足継手角度の決定	0.7 ± 1.3	0.0	5.6 ± 1.9	6.0	*
	ダイヤルロック式膝継手	0.8 ± 1.4	0.0	6.9 ± 2.0	7.0	*
	ダブルクレンザック足継手	0.5 ± 1.1	0.0	7.3 ± 2.0	7.0	*
	GS	0.4 ± 0.8	0.0	6.2 ± 2.1	6.0	*

AFO : ankle-foot orthosis (短下肢装具)、GSD : GAIT SOLUTION Design、GS : GAIT SOLUTION * : $p < 0.01$

表 4 工程間・細項目間の自己効力感の比較

		講義前調査		講義後調査		利得	
		平均±SD (中央値)	多重比較	平均±SD (中央値)	多重比較	平均±SD (中央値)	多重比較
工程別	1. 選定	0.8 ± 1.1 (0.0)		6.2 ± 2.0 (6.0)		5.4 ± 2.5 (5.0)	
	2. 使用	1.3 ± 1.7 (1.0)	‡ 1-2*	7.4 ± 1.7 (7.0)	‡ 1-2**	6.0 ± 2.4 (6.0)	† 1-2*
	3. 調節	0.6 ± 1.2 (0.0)	‡ 2-3**	6.5 ± 2.1 (6.0)	‡ 2-3**	5.9 ± 2.3 (6.0)	
選定	1. 装具の種類	1.0 ± 1.1 (1.0)		6.1 ± 1.8 (7.0)		5.1 ± 2.4 (5.0)	
	2. 膝継手の種類	0.5 ± 0.9 (0.0)	— —	6.2 ± 2.1 (6.0)	— —	5.6 ± 2.5 (5.0)	— —
	3. 足継手の種類	0.7 ± 1.2 (0.0)		6.2 ± 2.2 (6.0)		5.5 ± 2.6 (5.0)	
使用	1. 長下肢装具	1.4 ± 1.4 (1.0)		7.1 ± 1.6 (7.0)		5.7 ± 2.3 (6.0)	
	2. シューホーン	2.2 ± 2.3 (2.0)		8.0 ± 1.6 (8.0)		5.8 ± 2.4 (6.0)	
	3. オルトップ AFO	1.4 ± 1.6 (1.0)	† 2-5*	7.7 ± 1.7 (8.0)	† 2-5*	6.3 ± 2.4 (6.0)	— —
	4. 両側支柱付 AFO	0.9 ± 1.2 (0.0)		7.2 ± 1.7 (7.0)		6.3 ± 2.3 (6.0)	
	5. GSD	0.8 ± 1.3 (0.0)		6.7 ± 1.8 (7.0)		5.9 ± 2.4 (6.0)	
	6. 継手付プラスチック AFO	1.3 ± 1.8 (1.0)		7.6 ± 1.7 (8.0)		6.3 ± 2.5 (7.0)	
調節	1. 足継手角度の決定	0.7 ± 1.3 (0.0)		5.6 ± 1.9 (6.0)		4.9 ± 1.9 (5.0)	
	2. ダイヤルロック式膝継手	0.8 ± 1.4 (0.0)		6.9 ± 2.0 (7.0)		6.1 ± 2.2 (6.0)	
	3. ダブルクレンザック足継手	0.5 ± 1.1 (0.0)	— —	7.3 ± 2.0 (7.0)	§ 1-3**	6.8 ± 2.2 (7.0)	§ 1-3**
	4. GS	0.4 ± 0.8 (0.0)		6.2 ± 2.1 (6.0)		5.7 ± 2.4 (6.0)	

AFO : ankle-foot orthosis (短下肢装具)、GSD : GAIT SOLUTION Design、GS : GAIT SOLUTION、SD : standard deviation (標準偏差)

† : Kruskal-Wallis 検定にて $p < 0.05$ 、‡ : Kruskal-Wallis 検定にて $p < 0.01$ 、§ : 一元配置分散分析にて $p < 0.01$ * : $p < 0.05$ 、** : $p < 0.01$

も Kruskal-Wallis 検定にて有意差を示し、多重比較の結果、選定が使用よりも低値を示した(表 4)。各工程における細項目間の比較において、選定細項目間の比較では講義前調査、講義後調査、利得の全てで有意差はみられなかった(表 4)。使用細項目間の比較では、講義前調査、講義後調査において Kruskal-Wallis 検定にて有意差を示し、多重

比較の結果、GSD がシューホーンよりも低値を示した(表 4)。しかし、利得では有意差は見られなかった(表 4)。調節細項目間の比較では、講義前調査では有意差はみられなかったが、講義後調査と利得において一元配置分散分析にて有意差を示し、多重比較の結果、足継手角度の決定がダブルクレンザック足継手の調節よりも低値を示した

表 5 動画視聴・体験有無の単純集計

		体験有無				動画視聴有無			
		あり		なし		あり		なし	
		度数 (人)	割合 (%)	度数 (人)	割合 (%)	度数 (人)	割合 (%)	度数 (人)	割合 (%)
選定	装具の種類	35	94.6	2	5.4	—	—	—	—
	膝継手の種類	32	86.5	5	13.5	—	—	—	—
	足継手の種類	32	86.5	5	13.5	—	—	—	—
使用	長下肢装具	33	89.2	4	10.8	37	100.0	0	0.0
	シューホーン	34	91.9	3	8.1	35	94.6	2	5.4
	オルトピック AFO	32	86.5	5	13.5	35	94.6	2	5.4
	両側支柱付 AFO	27	73.0	10	27.0	37	100.0	0	0.0
	GSD	21	56.8	16	43.2	35	94.6	2	5.4
	継手付プラスチック AFO	34	91.9	3	8.1	34	91.9	3	8.1
	リングロック式膝継手	—	—	—	—	35	94.6	2	5.4
	足継手角度の決定	26	70.3	11	29.7	—	—	—	—
調節	ダイヤルロック式膝継手	28	75.7	9	24.3	35	94.6	2	5.4
	ダブルクレンザック足継手	33	89.2	4	10.8	35	94.6	2	5.4
	GS	19	51.4	18	48.6	34	91.9	3	8.1

AFO : ankle-foot orthosis(短下肢装具)、GSD : GAITSOLUTION Design、GS : GAITSOLUTION

(表 4)。最後に動画視聴、体験の有無について、体験では GSD の使用と GS の調節において「あり」が 5 割台、その他の項目が 7 割以上であった(表 5)。動画視聴においては、全項目で 9 割を越えた(表 5)。

4. 考察

義肢装具学実施前後の SE の比較に加えて、工程間ならび工程細項目間を比較し、効果判定ならびに課題の抽出を実施した。その結果、全項目において講義後の SE は有意に上昇したが、工程間の比較により SE の向上に差があることが分かった。以下に、講義前 SE を基準と考え、講義後 SE を最終到達度、利得を改善度と解釈し考察する。

講義前後の比較において(表 3)、講義前 SE をみると、シューホーンの使用では、平均値、中央値ともに 2 を超えているが、その他の項目は平均値で 0.4 から 1.4、中央値で 0.0 から 1.0 であった。対象は 2 年生であったが、義肢装具学実施前では、ある程度の助言指導のもとであっても、ほぼ「まったくできない」と感じていることが分かった。講義後 SE は全項目で有意に上昇し、平均値で 5.6 以上、中央値で 6.0 以上へ向上し、義肢装具学の一定の効果が確認できた。ただし、SE は絶対的な能力を示す指標ではなく、今回の講義後

調査の結果から学生に十分な能力が培われたかは明らかではない。また、講義後 SE に差がみられ、項目間の差は課題となる。以下に工程間、工程細項目間の比較を通して課題について言及する。

工程間の比較について(表 4)、講義前調査で使用よりも選定と調節が有意に低値を示し、相対的に難しい印象を抱いていることがわかる。さらに講義後調査でも同様の結果であり、選定と調節は使用に比べて到達度が低いと考えられる。さらに、利得の結果でも選定は使用よりも低値を示した。理学療法士を対象とした臨床実習に関する調査では¹²⁾、学生に不足している知識・技術について、装具の適応、装具使用時の介助方法、装具の調整方法が上位 3 つと報告している。今回の結果と合わせると、臨床実習に至っても同様の傾向が継続する可能性があり、選定と調節の工程を課題として考える必要が伺える。そこで、より課題を明確にするために選定と調節の細項目間の比較結果を以下に確認する。

選定細項目間の比較では(表 4)、講義前調査、講義後調査、利得の全てで項目間に有意な差は見られず、焦点化すべき項目は抽出できなかった。しかし、先述の工程間の比較では講義後調査、利得ともに使用よりも有意に低値を示し、到達度も改善度も低いと考えられる。そのため、選定の特定

の項目に課題を焦点化するよりも、選定全項目を課題とすることが妥当と考える。選定が低値を示した原因として、事前実施事項として動画がなかったことが考えられる。加藤らは²⁰⁾、予習動画を用いた反転授業と従来方式の自己学習による予習の比較を行い、予習動画を用いた反転授業の方が講義前確認テスト、1週間後の事後確認テストの結果が良好であったと報告した。この報告からも予習動画の重要性が伺える。本調査では動画は全ての項目で9割以上が視聴しており(表5)、閲覧状況は良好であった。したがって、動画があれば視聴していた可能性は高く、動画視聴がないことで、他の項目と比べて学習時間や講義前の準備状態に差が生じた可能性がある。

調節細項目間の比較において(表4)、講義前調査では、項目間に有意な差はなかった。講義後調査と利得では、ダブルクレンザック足継手の調節よりも足継手角度の決定が低値を示した。したがって、改善度と到達度で低値を示した足継手角度の決定は課題として考える必要がある。足継手角度の決定が低値を示した原因も選定と同様に事前実施事項として動画視聴がなかった点が挙げられる。さらに選定3項目と足継手角度の決定は実技の回の症例動画を用いた課題に含まれており、症例動画の課題についても再考が必要と考える。症例動画を用いた課題は全員が実施した課題だが、装具の種類で選定で5.4%、膝継手・足継手の種類で選定で13.5%、足継手の角度の決定で29.7%が体験なしと回答しており(表5)、課題を十分に進められなかった可能性がある。実技の回では、教員1名が3グループを同時進行しているため、適宜教員へ確認することが難しい場面も想定される。したがって、実施前のオリエンテーションやワークシート内の設問を見直し、学生が自主的に取り組めるような改善が必要と考える。もしくは、補助講師の追加も手段の一つとして検討したい。

使用は工程間の比較では最も高値を示したが、使用細項目間の比較を見ると、講義前調査と講義後調査では、GSDがシューホーンよりも低値を示し、利得では有意な差はなかった(表4)。利得に差がないため他の項目と同程度に向上したと考え

られるが、到達度に差が生じている点は課題となる。動画視聴では、GSDの使用とGSの調節は他の項目と同様に9割を超える一方で、体験では、他の項目が7割以上を示す中、GSDの使用とGSの調節は56.8%、51.4%と低値を示している(表5)。最終学年の学生を対象とした下肢装具のSEに関する報告では¹⁰⁾、体験のなかった項目は学内のみで体験した項目、臨床実習で体験した項目よりもSEが低値を示したと報告している。今回の結果を学内での体験の不足と考えると、本調査でも体験機会の不足が原因の一つと考えられる。体験が不足した原因として、GSDの備品が一つであったため、備品に対して十分な時間を確保できなかったことが考えられる。今後、実施時間の延長または備品の増加を検討していく必要がある。

本研究の限界として、SEは行動に直結した概念で相対的な評価は可能である一方で、学生に必要な能力が培われているかは判定が困難である点がある。また、本調査では1施設での検討であり、各養成校にカリキュラムの特色があることを踏まえると、一般化には限界がある。

5. 結論

義肢装具学には一定の効果が確認できたが、項目間に差がみられた。特に選定の工程や足継手角度の決定、GSDの使用が課題として挙げられた。これらの原因として、事前実施事項としての動画の不足や症例動画を用いた課題の内容、さらには実技時間や備品の不足が考えられた。

6. 利益相反

本研究において開示すべき利益相反はない。

文献

- 1) 中島喜代彦：理学療法を構成する各種技術. 中島喜代彦他編著, 理学療法概論テキスト, 改訂第3版: 3, 南江堂, 東京, 2017.
- 2) 飛松好子：装具・装具療法とは, 飛松好子他編著, 装具学, 第4版: 1, 医歯薬出版, 東京, 2013.
- 3) 宮本亨, 安保雅博, 鈴木倫保, 他：亜急性期以後のリハビリテーション診療. 日本脳卒中学会脳卒中ガイドラ

- イン委員会編, 脳卒中治療ガイドライン2021: 265, 協和企画, 東京, 2021.
- 4) 伊藤克浩, 高見彰淑, 中谷知生, 他: 脳卒中理学療法ガイドライン. 日本理学療法学会連合編, 理学療法ガイドライン, 第2版: 26, 医学書院, 東京, 2021.
- 5) 瀬下崇: 下肢装具の効果は?. 日本リハビリテーション医学会編, 脳性麻痺リハビリテーションガイドライン, 第2版: 142, 金原出版, 東京, 2014.
- 6) 川井充, 小牧宏文, 松村剛, 他: リハビリテーション. 「デュシェンヌ型筋ジストロフィー診療ガイドライン」作成委員会編, デュシェンヌ型筋ジストロフィー診療ガイドライン2014: 50, 南江堂, 東京, 2014.
- 7) 日本支援工學理学療法学会, http://jspt.japanpt.or.jp/upload/branch/jptsat/obj/files/sougu_h29_04.pdf (2023/02/06確認)
- 8) 日本支援工學理学療法学会, <https://www.jspt.or.jp/upload/branch/jptsat/obj/files/PJ%e5%a0%b1%e5%91%8a%e6%9b%b8.pdf> (2023/02/06確認)
- 9) 日本支援工學理学療法学会, http://jspt.japanpt.or.jp/upload/branch/jptsat/obj/files/kyoiku_h29_08.pdf (2023/02/06確認)
- 10) 宮原拓也, 高島恵: 理学療法学科学生最終学年における下肢装具に関する自己効力感. 支援工學理学療法学会誌, 2(1): 22-29, 2022.
- 11) 宮原拓也, 白石和也, 加藤研太郎, 他: 臨床実習における下肢装具の見学・体験の現状—理学療法学科学生を対象とした調査—. 理学療法科学, 35(2): 171-178, 2020.
- 12) 宮原拓也, 白石和也, 加藤研太郎, 他: 臨床実習における装具療法の課題の検討—理学療法士を対象とした調査—. 理学療法科学, 36(2): 213-220, 2021.
- 13) 日本理学療法士協会, https://www.japanpt.or.jp/assets/pdf/activity/books/modelcorecurriculum_2019.pdf (2023/02/06確認)
- 14) 福島脩美: 自己効力の理論. 祐宗省三, 原野広太郎, 柏木恵子, 他編, 新装版社会的学習理論の新展開: 43, 金子書房, 東京, 2019.
- 15) Frank Pajares: 自己調整学習における動機づけ要因としての自己効力信念の役割. Dale H. Schunk, Barry J. Zimmerman編著, 自己調整学習と動機づけ: 92, 北大路書房, 京都, 2009.
- 16) 永井良治: 実習生が実施できる理学療法行為の範囲とその水準. 日本理学療法士協会編, 臨床実習教育の手引き, 第6版: 18, 日本理学療法士協会, 東京, 2020.
- 17) 藤崎拓憲, 山城勉, 平山史朗, 他: 脳卒中片麻痺に処方されている短下肢装具の機能についての検討—全国アンケート調査より—. 日本義肢装具学会誌, 29(1): 51-56, 2013.
- 18) 平山史朗, 島袋公史, 藤崎拓憲, 他: 脳卒中発症後, 初回に処方される短下肢装具の2017年全国アンケート調査. 日本義肢装具学会誌, 36(1): 57-61, 2020.
- 19) 嶋田洋徳: セルフ・エフィカシーの評価. 坂野雄二, 前田基成編著, セルフ・エフィカシーの臨床心理学: 49, 北大路書房, 京都, 2002.
- 20) 加藤研太郎, 高島恵: 基礎科目に対する反転授業の効果. 理学療法—臨床・研究・教育, 26: 29-35, 2019.

Abstract :

This study aimed to investigate the self-efficacy of second-year students from a physical therapy vocational school regarding lower extremity orthoses before and after the implementation of the prosthetics and orthotics. We included 38 second-year students from a three-year physical therapy vocational school and collected information on their age, sex, and self-efficacy regarding lower extremity orthosis prior to the implementation of prosthetics and orthotics. The prosthetics and orthotics implementation included a video presentation on the use and adjustment of lower extremity orthoses, followed by a practical lecture on the selection, use, and adjustment of lower extremity orthoses. We again assessed the self-efficacy of the students after the implementation of prosthetics and orthotics and investigated whether they watched the videos and practiced lower extremity orthosis. As a result, self-efficacy after the implementation of prosthetics and orthotics improved significantly in all items compared to before the implementation. However, the results of comparisons between items indicated that the “process of selecting the lower extremity orthosis” and “determining the ankle joint angle” were issues. Therefore, although prosthetics and orthotics were effective, differences between items became an issue.

[Key words] students, lower extremity orthoses, self-efficacy, prosthetics and orthotics

◎短報

理学療法学生の装具に関する知識や能力 —臨床実習経験による経時的変化—

Knowledge and competence in orthosis of physical therapy students:
Changes over time with clinical training experience

山本裕晃¹, 善明雄太²

要 旨

【目的】 臨床実習を通じ、理学療法学生の装具に関する知識や能力の自己評価がどのように変化したのかを明らかにし、卒前教育における装具学の学内および臨床の領域検討の一助とすることを目的とした。

【対象と方法】 対象は、臨床実習を終了した3年制専門学校理学療法学科の学生20名とした。集合調査にて、理学療法学生に必要とされる装具の知識・能力に関する20項目について、どの程度持っているかを質問紙によりリッカート尺度にて調査した。

【結果】 理学療法学生が臨床実習を通して向上した項目は、「装具が必要かどうかを判断する能力」、「装具の活用に関して他職種に説明する能力」であり、その他の多くの項目は減少する傾向を示した。

【結論】 「装具が必要かどうかを判断する能力」、「装具の活用に関して他職種に説明する能力」は、臨床教育を通して向上させることが適している可能性があることが確認された。また、装具に関する知識や能力が向上しない内容が多々あることが確認され、臨床実習では装具の経験が不十分である可能性がある。養成校は、臨床実習を通して経験が少ない内容に関しては、学内教育の実技や演習などで積極的に取り入れる必要性が高いことが示唆された。

【キーワード】 装具療法、臨床実習、理学療法学生

1. はじめに

装具は、四肢や体幹の機能障害の軽減を目的として使用する補助器具として、ヒトの疾患や障害により運動機能の欠損や低下に対して、装着することでその機能の代替、補助、異常の抑制するためのメディカルデバイスである。装具療は、医療における保存療法の1つとして位置付けられており¹⁾、リハビリテーション医学の進歩によ

り、飛躍的に発展し期待が高まってきている。また、各種ガイドラインで推奨されているように^{2,3)}、有用な理学療法技術の1つであるため、今後より一層に理学療法士は装具療法を理解し、実践していかなければならない。

一方、臨床実習は、学内教育で学んだ基本的な知識や技術について臨床経験を積み、医療専門職としての態度を含めて向上させる場である⁴⁾。ま

1 福岡天神医療リハビリ専門学校 理学療法学科／九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生命体工学専攻

2 小倉リハビリテーション学院 理学療法学科

投稿日：2023年3月28日 採択決定日：2023年6月4日 公開日：2023年9月25日

た、臨床技能の獲得だけではなく、資質の醸成やチーム医療内での役割の自覚といった側面も含まれ、理学療法士教育における臨床実習の位置付けは重要である⁵⁾。臨床実習で実際の患者に対する評価や治療の経験は、態度や人間性を学び、責任感や倫理観および職業観などを養い、それらが影響し合いながら知識・技能・態度の3領域を統合・向上させる⁶⁾。さらに、臨床実習を通して、歩行動作の分析能力が向上することや情意領域の教育効果があることが示されており^{7,8)}、臨床実習は理学療法学生に与える効果が大きいことが推察される。そのため、装具においても理学療法学生は臨床実習を通して、より知識や能力を深めることが望まれる。

日本支援工学理学療法学会による日本理学療法士協会会員を対象とした調査では、週に1回以上、下肢装具を活用している割合は56.3%と半数以上が活用しており、回復期リハビリテーション病棟や訪問リハビリテーションでは70%以上が活用しているという高い結果となった⁹⁾。また、臨床実習における下肢装具の見学・体験の調査¹⁰⁾では、下肢装具を用いた練習の見学において93.5%の理学療法学生が経験しており、装具に関する内容が臨床実習中に実施されていることが推察される。上述した通り、臨床実習が理学療法学生に与える多種多様な影響を考慮すると、臨床実習中の装具経験が理学療法学生の装具に関する知識や能力に効果を及ぼす可能性がある。しかし、その詳細については不明瞭である。

そこで本研究は、臨床実習の経験を通じ、自己評価がどのように変化したかを明らかにし、その詳細を把握することで卒前教育における学内および臨床での装具学教育の領域検討の一助とすることを目的とした。

2. 対象および方法

対象は、臨床実習を終了した3年制専門学校理学療法学科の3年生20名(男性12名、女性8名、平均年齢 22.5 ± 5.1 歳)とした。対象とした理学療法学生は、2年生前期の4～8月に義肢装具学の装具分野(30時間)を行い、その後3年生前期の4月に3週間の評価実習を、5月に8週間の総合

臨床実習Ⅰを、7月に8週間の総合臨床実習Ⅱを実施した。実習形態は、診療参加型と患者担当型が混在しており、形態内容は各実習施設に一任した。調査は、4月の評価実習前と9月の臨床実習後の合計2回行った。

本研究は、ヘルシンキ宣言に従って、事前に本研究の主旨と内容を十分説明し、自由意志による参加を確認し書面にて同意を得た後に調査を実施した。また、理学療法学生には回答が成績評価に影響しない旨を伝えた後に調査を実施した。なお、本研究は福岡天神医療リハビリ専門学校の倫理審査委員会の承認を得て研究を実施した(承認番号2022-1)。

調査は、質問紙を用いた集合調査にて実施した。質問紙の内容は、装具の目的・種類・部品・修理などに関する知識、疾患や病態・機能解剖学・運動学などに関する知識、歩行練習や介助方法などに関する知識など「理学療法学生が持っている装具に関する知識や能力」に関する20項目であった。質問項目は、日本支援工学理学療法学会の「福祉用具・義肢・装具支援に関する啓発と実態調査」¹¹⁾を参考に選定し、作成した質問紙を使用した。回答について、理学療法学生に必要とされる知識・能力をどの程度持っているかには1点(ほとんど持っていない)、2点(あまり持っていない)、3点(ある程度持っている)、4点(大いに持っている)の1点刻みとし、全項目にリッカート尺度を適応した。その際、回答内容については回答者自身の意見としてもらうこととした。自由記述による記載はなく、無記名式にて実施した。また、質問紙についての問い合わせは装具学の講義担当教員が受け付けた。

分析方法について、回答はベリファイ入力にて集計し、割合を項目別に算出した。また、臨床実習前より臨床実習後において、大いに持っている・ある程度持っていると回答した割合が増加した項目を「臨床実習を通して理学療法学生の向上した装具に関する知識や能力」とし、それぞれに該当する項目について分析した。

3. 結果

各項目について、リッカート尺度の結果を表1

表1 リッカート尺度による結果

質問項目	ほとんど 持っていない	あまり 持っていない	ある程度 持っている	大いに 持っている
1. 装具活用の意義・目的についての知識	0	5	13	2
2. 装具の種類と適応に関する知識	0	9	11	0
3. 装具の部品の種類と適応に関する知識	1	10	9	0
4. 装具の活用に関わる疾患や病態に関する知識	0	7	11	2
5. 装具の活用に関わる機能解剖学の知識	1	11	7	1
6. 装具の運動学に関する知識	1	9	10	0
7. 装具の活用に関わる正常歩行の知識	0	6	11	3
8. 装具の活用に関わる異常歩行の知識	0	6	12	2
9. 装具の選択や部品の調整時における歩行を評価する能力	2	9	9	0
10. 装具を活用した歩行練習や介助方法の技術	2	8	8	2
11. 装具が必要かどうかを判断する能力	1	11	7	1
12. 装具の劣化・破損に関する知識	2	13	5	0
13. 装具活用による足部の創傷と対応に関する知識	2	8	10	0
14. 装具の汚れや除菌など衛生管理に関する知識	2	9	8	1
15. 装具の装着方法に関する知識	0	8	12	0
16. 装具を生活関連動作に活用する知識	1	12	6	1
17. 装具の活用に関して患者や家族に説明する能力	5	9	6	0
18. 装具の活用に関して他職種に説明する能力	5	10	5	0
19. 装具作製・修理に関する制度の知識	7	10	3	0
20. 装具に関する相談先についての知識	6	9	5	0

単位：名

に示す。また、3点(ある程度持っている)、4点(大いに持っている)を合計した数値を理学療法学生が持っている装具に関する知識や能力に関する回答とした。臨床実習前後の持っている装具に関する知識や能力を表2に示す。多くの装具に関する知識や能力に関して、臨床実習を通して向上は認められず、理学療法学生が臨床実習を通して向上した装具に関する知識や能力に関する項目は、「装具が必要かどうかを判断する能力」、「装具の活用に関して他職種に説明する能力」であった。また、「装具の装着方法に関する知識」が維持され、その他の多くの項目は減少する傾向を示した。

4. 考察

本研究では、理学療法学生が装具療法を実施する上で持っている装具に関する知識や能力が、臨床実習を通してどのように変化するかを検討した。理学療法学生が持っている装具に関する知識や能力で、臨床実習後に向上した項目は、「装具が必要かどうかを判断する能力」、「装具の活用に関して他職種に説明する能力」であり、その他の多く

の項目は減少する傾向を示した。

装具が必要であることが理解できたことについて、症例を模倣して装具の不必要を判断していた学内教育とは異なり、臨床場面にて実際の症例の評価や治療を経験する上で、装具の必要性の有無が判断できるようになった可能性がある。臨床実習における下肢装具の見学を調査した研究では、下肢装具を用いた練習において93.2%の理学療法学生が見学できていた¹⁰⁾。そのなかでも、起立や歩行などの理学療法と関わり深い基本動作練習の見学頻度が高いことが示されている。そのため、本研究の結果より、装具が必要であることが理解できたことに対して、臨床実習中に理学療法士が関わる多くの基本動作の評価や治療を通して、臨床実習教育者が装具を装着または非装着にて実施している場面を見学したことが要因であることが考えられる。そのような経験が、理学療法学生のなかで装具の必要性について理解できるようになった可能性がある。また、先行研究より装具について臨床実習教育者が考える理学療法学生が不足している知識や技術について、最も高い数

表2 臨床実習前後の理学療法学生の回答

質問項目	臨床実習前		臨床実習後	
	人数	割合	人数	割合
1. 装具活用の意義・目的についての知識	15	(75%)	12	(60%)
2. 装具の種類と適応に関する知識	11	(55%)	6	(30%)
3. 装具の部品の種類と適応に関する知識	9	(45%)	3	(15%)
4. 装具の活用に関わる疾患や病態に関する知識	13	(65%)	9	(45%)
5. 装具の活用に関わる機能解剖学の知識	8	(40%)	7	(35%)
6. 装具の運動学に関する知識	10	(50%)	6	(30%)
7. 装具の活用に関わる正常歩行の知識	14	(70%)	10	(50%)
8. 装具の活用に関わる異常歩行の知識	14	(70%)	11	(55%)
9. 装具の選択や部品の調整時における歩行を評価する能力	9	(45%)	5	(25%)
10. 装具を活用した歩行練習や介助方法の技術	10	(50%)	6	(30%)
11. 装具が必要かどうかを判断する能力	8	(40%)	9	(45%)
12. 装具の劣化・破損に関する知識	5	(25%)	2	(10%)
13. 装具活用による足部の創傷と対応に関する知識	10	(50%)	4	(20%)
14. 装具の汚れや除菌など衛生管理に関する知識	9	(45%)	8	(40%)
15. 装具の装着方法に関する知識	12	(60%)	12	(60%)
16. 装具を生活関連動作に活用する知識	7	(35%)	4	(20%)
17. 装具の活用に関して患者や家族に説明する能力	6	(30%)	4	(20%)
18. 装具の活用に関して他職種に説明する能力	5	(25%)	6	(30%)
19. 装具作製・修理に関する制度の知識	3	(15%)	2	(10%)
20. 装具に関する相談先についての知識	5	(25%)	4	(20%)

「ある程度持っている」「大いに持っている」の合計

値を示した内容は装具の適応であった¹²⁾。このような背景があるため、臨床実習教育者が装具の適応や必要性について理学療法学生に積極的に教授したことが示唆される。次に、装具の活用に関して多職種に説明した内容について理解できたことについて、近年の臨床実習形態が影響していることが考えられる。理学療法士作業療法士養成施設指導ガイドラインでは、臨床実習の方法について診療参加型臨床実習が望ましいとしている¹³⁾。学生が診療チームの一員として実際の診療に参加するという視点では、装具の活用に関して補助的な役割として理学療法学生に機会を与えた可能性がある。また、現代では多職種連携実践(Interprofessional Work: IPW)が求められており、医療人育成教育機関においては、卒業までの教育課程でIPWを円滑に行うための能力を学生に獲得させ、涵養しなければならないとされている¹⁴⁾。このように、多職種連携教育の重要性が示されており、職種に求められる基本的な資質・能力として、チーム医療や多職種との協働が明記されている。日本理学療法士協会においても、理学療法教育

モデル・コア・カリキュラムのなかで、基本的な資質・能力としてチーム医療、多職種連携について記載されている¹⁵⁾。つまり、多方面より診療参加型実習や多職種連携の重要性が示されている。本研究の結果より、装具の活用に関して多職種に説明した内容について理解できたことが向上した要因は、臨床実習教育者が臨床実習場面に理学療法学生をチームの一員として多職種との関わりを増やしている可能性があり、それは装具に関しても同様の傾向が生じていることが考えられる。

理学療法学生が、臨床実習を通して向上した装具に関する知識や能力に影響を与えた要因を考察した。「装具が必要かどうかを判断する能力」、「装具の活用に関して他職種に説明する能力」については、実際の患者や家族、他の専門職種と接する機会が多い臨床実習において、向上が期待できる能力であることが確認された。そのため、この領域の卒前教育に関しては、学内教育ではなく臨床教育にて能力を促通する方が適している可能性がある。しかし、これら以外の多くの項目は臨床実習を通して装具に関する知識や能力が向上しない

結果となった。その要因は、臨床実習での装具との関わりが少ないことが考えられる。臨床実習における装具との関わりについて、義肢装具は脳神経検査に次いで未経験率が高かったことが報告されている¹⁶⁾。また、理学療法士協会会員への調査では、急性期では19.2%であったことに対して、回復期では53.4%と報告されており、病期による差が生じていた。そのため、理学療法学生の装具に関する知識や能力を向上させるために臨床実習中に装具経験を与えるためには、養成校は理学療法学生を配置する上で、病期別の臨床実習施設の種類の配慮することや、臨床施設側への装具療法に関わる内容を具体化し依頼する必要性が高いことが示唆される。結果、理学療法学生が臨床実習を通して、装具に関する見学や体験などの多くの経験を得ることが期待される。また、多くの項目において装具に関する知識や能力が減少する傾向を示したことについて、理学療法学生の臨床実習の経験による成長が影響していることが考えられる。臨床実習は、医療専門職としての態度を含めて向上させる場であり⁴⁾、臨床技能の獲得、資質の醸成やチーム医療内での役割の自覚が育まれる。実際の患者に対する評価や治療の経験は、態度や人間性を学び、責任感や倫理観および職業観などを養い、それらが影響し合いながら知識・技能・態度の3領域を統合・向上させる⁶⁾とされている。そのため、これらの成長が理学療法学生の装具に対する考えにも影響を及ぼした可能性がある。つまり、臨床実習前と比較して臨床実習後の質問紙による回答において、自身の持っている装具に関する知識や能力を俯瞰して見ることができ、自身の知識や能力を受け入れることが可能となったことが結果として減少する傾向を示した要因であることが考えられる。

本研究の限界は、単一の養成校の理学療法学生を対象としたため人数が少なく、一般化できない点である。そのため、対象者を増やすことで統計学的な有意差を示すことが重要であると考えられる。また、質問紙の回答は理学療法学生の主観による内容であること、同一教員の学内授業から多くの臨床実習教育者が関与する臨床実習後の調査であるために臨床実習内容や環境によって差異が

生じるところが限界である。さらに、臨床実習施設の種類や具体的な実習内容については調査できておらず、言及できていない。今後は、複数の養成校を対象に理学療法学生を増やし、臨床実習施設の種類別や実習内容において比較検討することで、臨床実習が理学療法学生の装具に関する知識や能力に与える影響を多角的に捉えることが望まれる。

5. 結論

本研究は、臨床実習を通して理学療法学生の装具に関する知識や能力に与える要因を検討した。結果、臨床実習にて向上する項目は、「装具が必要かどうかを判断する能力」、「装具の活用に関して他職種に説明する能力」のみであり、これらは臨床教育を通して向上させることが適している可能性があることが確認された。しかし、その他の多くの項目は減少する傾向を示し、装具に関する知識や能力が向上しない内容が多々あることが確認され、臨床実習では装具の経験が不十分である可能性がある。そのため、臨床実習を通して経験が少ない内容に関しては、学内教育の実技や演習などで積極的に取り入れる必要性が高いことが示唆された。本研究は、単一の養成校の理学療法学生を対象としたことや臨床実習施設の種類に関しては着目していない点が限界である。今後は、複数の養成校を対象にすること、臨床実習施設の種類や患者の属性において比較検討することで、臨床実習の装具の現状を多角的に捉えることが課題である。

6. 利益相反

本研究において、開示すべき利益相反はない。

7. 謝辞

本研究にご協力いただきました被験者の皆様には深謝致します。

引用文献

- 1) 縄田厚, 岩崎徹治: 装具設計における適合性技術の最先端と新技術. バイオメカニズム学会誌, 33, 171-178, 2009.

- 2) 日本脳卒中学会脳卒中ガイドライン委員会：脳卒中治療ガイドライン2021. 協和企画, 東京, 2021, pp1-299.
- 3) 公益社団法人日本理学療法士協会：理学療法ガイドライン第2版東京, 2021, p448.
- 4) 日本理学療法士協会：臨床実習教育の手引き第5版. 5-15, 29-54, 日本理学療法士協会, 東京, 2007.
- 5) 池田耕二, 玉木彰, 吉田正樹：理学療法臨床実習における実習生の意識構造の変化—質的内容分析と数量化Ⅲ類による探索的構造分析—. 理学療法科学, 25, 881-888, 2010.
- 6) 片岡紳一郎, 他：理学療法士教育における情意領域に対する教育的アプローチ. 関西福祉科学大学紀要, 14, 187-201, 2010.
- 7) 山本裕晃, 杓田憲亮, 森田正治：臨床実習経験は理学療法学生における歩行分析能力の経時的変化を与える—Wisconsin Gait Scaleを用いた養成校学生の変化—. 理学療法科学, 35, 159-163, 2020.
- 8) 岡真一郎, 永井良治, 杓田憲亮・他：臨床実習での情意領域に対する教育効果の関連因子—診療参加型臨床実習と従来型臨床実習の比較—. 理学療法福岡, 32, 87-91, 2019.
- 9) 日本支援工学理学療法学会：理学療法士の福祉用具・義肢・装具支援に関する実態調査報告書. <http://www.japanpt.or.jp/upload/branch/jptsat/obj/files/PJ報告書.pdf>(閲覧日2022年12月29日).
- 10) 宮原拓也, 白石和也, 加藤研太郎・他：臨床実習における下肢装具の見学・体験の現状—理学療法学科学者を対象とした調査—. 理学療法科学, 35, 171-178, 2020.
- 11) 日本支援工学理学療法学会：義肢・装具・福祉用具の卒前卒後教育調査. http://www.japanpt.or.jp/upload/japanpt/obj/files/chosa/kyoiku_h29_08.pdf(閲覧日2022年9月22日).
- 12) 宮原拓也, 白石和也, 加藤研太郎・他：臨床実習における装具療法の課題の検討—理学療法士を対象とした調査—. 理学療法科学, 36, 213-220, 2021.
- 13) 厚生労働省：理学療法士作業療法士養成施設指導ガイドライン.
http://www.japanpt.or.jp/upload/japanpt/obj/files/aboutpt/01_Guideline_181005.pdf(閲覧日2022年11月21日)
- 14) 常見幸, 伊東久男, 紀平知樹：兵庫医療大学における多職種連携教育. 兵庫医療大学紀要, 7, 25-32, 2019.
- 15) 日本理学療法士協会. 理学療法学教育モデル・コア・カリキュラム. http://www.japanpt.or.jp/upload/japanpt/obj/files/about/modelcorecurriculum_2019.pdf(閲覧日2022年11月21日)
- 16) 吉塚久記, 玉利誠, 横尾正博・他：臨床実習における理学療法技術の主観的困難感—臨床教育者と学生の認識に着目して—. 理学療法福岡, 31, 47-54, 2018.

Abstract :

Purpose : The study revealed how the self-evaluation of physical therapy students' knowledge and competence in orthotics changed throughout their clinical practice. The purpose of this study was to help examine the academic and clinical areas of orthotics in pre-graduate education.

Participants and Methods : The subjects were 20 physical therapy students at a 3-year technical college who had completed their clinical training. In a group survey, the degree to which the students possessed the 20 items related to knowledge and ability of orthosis required for physical therapists was investigated by a questionnaire on a Likert scale.

Results : The items that physical therapy students improved on through clinical training were "ability to determine if an orthosis device is necessary" and "ability to explain to other professionals regarding the use of an orthosis device. Many other items showed a decreasing trend.

Conclusion : It was confirmed that "the ability to judge whether an orthotic device is necessary" and "the ability to explain the use of an orthotic device to other professionals" may be suitable to be improved through clinical education. It was confirmed that there are many contents that do not improve orthosis knowledge and orthosis ability. Therefore, it is possible that clinical training does not provide sufficient experience with orthosis. It was suggested that training schools need to actively incorporate content that is not well experienced through clinical training in on-campus education, such as practical skills and exercises.

[Key words] Orthosis therapy, Clinical training, Physiotherapy student

◎症例報告

糖尿病性神経障害症例への効力を具備した 継手付き体幹装具が歩行能力に及ぼす効果 —シングルケースデザインによる検討—

Effects of spinal orthosis with joints providing resistive force on walking ability
in patients with diabetic neuropathy - a single case design

栗田慎也

要 旨

目的: 糖尿病性神経障害（以下、DN）患者を対象に運動療法と抗力を具備した継手付き体幹装具 **Trunk Solution Core**（以下、**TSC**）の併用効果を検証した。

方法: 対象は血液透析療法を行う40代男性のDN患者1名とした。研究はAB型シングルケースデザインを用いた。A期は歩行練習を行う従来練習期とし、B期は歩行練習に**TSC**を使用した介入期とした。介入期間は両期とも2週間とし、非透析日の週3回を頻度で合計4週間とした。評価は快適歩行速度と介入前後の修正 **Borg Scale** の差とした。効果判定は標準偏差帯法を用い視覚的に分析した。

結果: 各期【A期/B期】の平均値は歩行速度（m/s）が【 $0.7 \pm 0.1/1.0 \pm 0.1$ 】、修正 **Borg scale** の差が【 $3.5 \pm 0.8/2.3 \pm 0.8$ 】と介入期に改善を認めた。

結論: 血液透析療法を伴うDN患者に**TSC**の使用は疲労感少なく、歩行能力改善が得られた。

【キーワード】 糖尿病性神経障害、体幹装具、歩行能力、ABデザイン

1. はじめに

本国における糖尿病が強く疑われる者は約1,200万人、糖尿病の可能性が否定できない者も約1,000万人と推計されている¹⁾。糖尿病は進行に伴う合併症があり、そのなかでも糖尿病性神経障害(diabetic neuropathy：以下、DN)は最も多い併発症である²⁾。神経障害が重症化することで、感覚障害や筋力低下が発現し、日常生活を行うための身体機能などが顕著に障害される。特に、歩行において、歩幅の減少³⁾や股関節伸展可動域の

減少⁴⁾、歩行速度の低下^{3,4)}、不安定性の増大³⁾が生じることが報告されている。これらに対して、日本理学療法士協会のガイドライン第2版では⁵⁾、18歳以上の糖尿病性神経障害を有する患者に対して(運動療法、物理療法)の推奨度は条件付きの推奨とされており、歩行練習介入のエビデンスは「非常に弱い」であるが、推奨されている。

一方、抗力を具備した継手付き体幹装具 **Trunk Solution Core**(以下、**TSC**) (トランクソリューション株式会社製)は、高齢者や足関節果部骨折術

東京都立病院機構 東京都立大久保病院 リハビリテーション科

投稿日：2022年11月16日 採択決定日：2023年5月9日 公開日：2023年9月25日

後患者への使用が即時的に歩行速度や歩幅などの歩行能力への影響が報告⁶⁻⁹⁾されている。すなわち、TSC はこれらの報告から、DN の歩幅減少³⁾や股関節伸展可動域減少⁴⁾などから生じる歩行速

度低下³⁻⁴⁾に対しても有効な可能性が考えられるが、DN 患者への TSC を使用した報告はない。そのため、今回、歩行障害を呈した DN 患者に対して、TSC を使用することで歩行能力の改善が得られるのかシングルケースデザイン研究にて検証を行った。

2. 対象および方法

2-1 症例紹介

対象は 40 歳代男性で身長 165 cm、仕事は建設業。30 年前に 2 型糖尿病を発症し、糖尿病性腎症 (CKDstage5) のため、20 年前から血液透析療法 (以下、透析) を週に 3 回行っていた。今回、両下肢の筋力低下が出現し、自宅で立ち上がりが困難となり他院に入院した。下肢筋力低下、両側内果の振動覚低下、深部感覚低下・消失に加え、血液検査所見で他疾患が除外され、末梢神経伝導速度検査にて運動・感覚神経ともに著明な伝導速度低下と軽度の振幅低下により、DN の診断を受けた。復職目的に 11 日後に当院に転院し、リハビリテーションを開始した。当院入院時の生化学検査は eGFR 5.5 ml/min/1.73 m²、ヘモグロビン 11.7 g/dL、血清アルブミン 3.5 g/dL、血清クレアチニン 9.37 mg/dL、血清尿素窒素 61.9 mg/dL であった。介入開始時の基本動作は自立、歩行は杖歩行見守りであった。歩容は歩行周期を通して、膝関節屈曲位で立脚後期に股関節伸展を認めなかった (図 1-1)。歩行速度は 0.53 m/sec であった。下肢の包括的機能検査である Short Physical Performance Battery (以下、SPPB) は 6 点 (表 1) Barthel Index は 80 点 (減点項目：歩行・階段) であった。なお、階段昇降は両手すりを使用して膝折れが生じてしまい昇降が行えなかった。

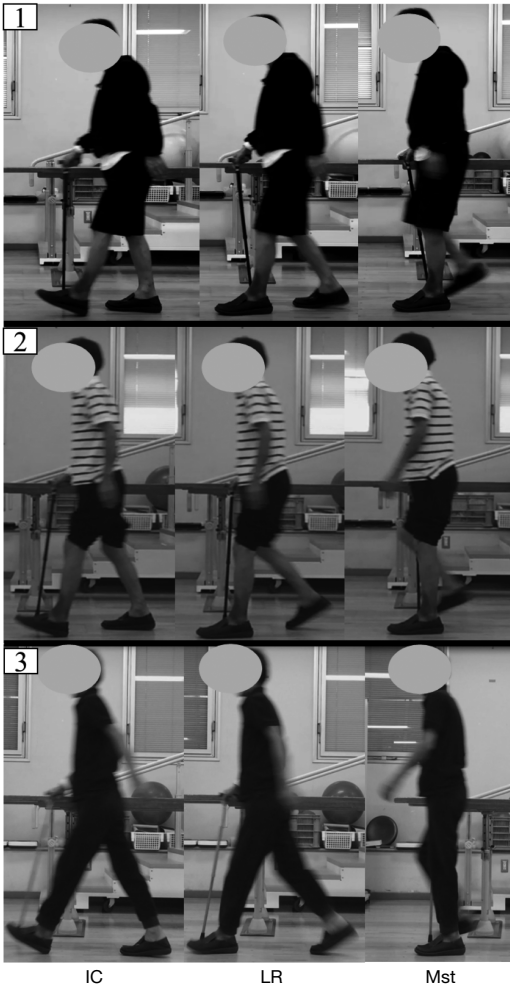


図 1 症例の歩行 (矢状面上)

1. A 期介入前、2. A 期介入後、3. B 期介入後

表 1 SPPB の経過

	A 期介入前		A 期終了時		B 期終了時	
	時間 (秒)	点数	時間 (秒)	点数	時間 (秒)	点数
バランステスト	不可能	2	0.12	2	3.43	3
歩行テスト	7.52	2	5.01	3	3.38	4
椅子立ち上がりテスト	16.17	2	13.64	3	11.76	3
合計点数		6		8		10

※ バランステストの時間はタンデム立位保持時間を表記



図 2 抗力を具備した継手付き体幹装具

Trunk Solution Core(トランクソリューション株式会社製)

抗力を具備した継手付き体幹訓練機器であり、主に体幹支持体、骨盤支持体、抗力を具備した継手の3つのパーツで構成される。歩行の推進力の応力が胸パッドに作用することで、抗力として、腹筋への負荷および骨盤前傾のモーメントが発生する仕組みになっている。

TSCの装着は、TSC 胸パッド全面が第8、9胸椎に位置し、腰パッドの上端が腸骨稜に接する位置で装着した。また、使用したTSCは症例の身長に合ったMサイズを使用した。

2-2 研究デザイン

研究はAB型シングルケースデザインを用いた。各期ともに透析後の疲労感を考慮した介入内容とした。A期の透析日(週2日)は、関節可動域練習と低負荷な筋力強化練習と短距離の歩行練習とし、非透析日(週3日)は筋力強化運動、自転車エルゴメーターなどの運動療法と通常歩行練習(10分間)を行う従来練習期とした。B期は透析日と非透析日の練習内容や時間はA期と同様とし、非透析日の歩行練習時にTSCを使用した練習期とした。A期とB期の間にウォッシュアウト期間は設けなかった。なお、両期ともに介入時間は40分間、介入頻度は非透析日の週3回とし、各期2週間の計4週間とした。

症例のTSCの選定は、トランクソリューション株式会社の推奨¹⁰⁾に準じて、本症例の身長にMサイズ(153～180 cm)を使用した(図2)。TSCの抗力も上記¹⁰⁾に準じて患者が胸パッドで圧を感

じる程度とした。

本研究は当院の倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号：2022-09)。また、症例に対して、本研究の目的と内容を十分に説明し、書面による同意を得た。さらに、本研究プロトコルについては国立大学付属病院長会議臨床試験登録システム(UMIN000049213)に登録を実施した。

2-3 評価方法

A期介入前とA期終了時、B期終了時にそれぞれSPPBを測定した。

各期の評価は快適歩行速度での4 m歩行試験とTimed Up and Go Test(以下、TUGT)は、各介入期間の練習後に2回ずつ測定した。指標には歩行時間が短い値を採用値とした。また、B期の評価は先行研究^{7,9)}に基づき、TSCを外して5分間の安静座位後に測定した。4 m歩行試験は先行研究¹¹⁾に準じて行った。試験を実施するにあた

り、平らで妨げられないコースを設置して、テープで4 mをマークした。歩行は対象が普段歩いている快適な歩行速度で歩くように指示した。ストップウォッチで測定するタイミングは、両足のつま先がスタートラインに接触している位置から開始して、最初の足が4 mのラインを完全に横切ったタイミングで停止した。歩数は開始位置を超えた時点をも1歩目とし、4 mのラインを踏むか超えた時点までの歩数¹²⁾を確認した。また、4 m歩行試験実施時に、歩行動画を矢状面から撮影し、画像処理・解析ソフトImageJ(以下、ImageJ)を使用して立脚終期の股関節伸展角度を算出した。その際、立脚相の相分けはランチョ・ロス・アミーゴ方式¹³⁾を採用し、立脚終期の算出を行った。股関節伸展角度は肩峰から床面までの垂直線と大転子と膝関節の中央を結んだ線が交わってなされる角度とした。その算出方法は、ImageJを使用し、パソコンにて作成された静止画像から画面上で被験者の肩峰と大転子、膝関節の midpoint にカーソルを合わせ、順次この3カ所を結び、角度測定ツールを選択することで自動的に表示された角度とした。

TUGTは岡持らの報告¹⁴⁾に従い、椅子から立ち上がり3 m先の目標物まで歩行し方向転換後に元の椅子まで戻り着座するまでの時間とした。測定は背もたれおよび座面に身体を接地させ体重がかかった状態から開始した。測定時間は「ハイ」と言った時点から殿部が椅子に接地するまでの時間とした。測定にはストップウォッチを使用した。

疲労感の評価は、介入開始前の修正Borg scaleと4 m歩行試験前(運動療法終了後)の修正Borg scaleを聴取し、その差を介入による疲労感として用いた。

4 m歩行試験から歩行速度と歩数、立脚後期の股関節伸展角度、TUGT、修正Borg scaleの差を算出し、グラフ化した。効果判定は、標準偏差帯法を用い視覚的に分析した。A期の平均値と標準偏差(standard-deviation: 以下、SD)を用い、平均値 $\pm 2SD$ よりも連続2つ以上のデータポイントが大きいあるいは小さい場合は統計的に差があるとした¹⁵⁾。また、比率に基づく効果量(Percentage of Nonoverlapping Data: 以下、PND)を算

出し、先行研究¹⁶⁾に基づき、 $PND < 50\%$ を効果がない、 $50\% \leq PND < 70\%$ を効果が疑わしい、 70% 以上を効果あり、 90% 以上を非常に効果ありと判定した。

3. 結果

本症例は1度も脱落せずに実施でき、有害事象はなかった。各期のSPPBの結果(表1)はA期介入前が6点、A期終了時が8点、B期終了時が10点であった。各評価の結果は図3に示す。各期【A期/B期】の平均値は歩行速度(m/s)が【 $0.7 \pm 0.1/1.0 \pm 0.1$ 】、歩数(歩)が【 $10.0 \pm 2.2/8.0 \pm 0.5$ 】、TUGT(秒)が【 $18.6 \pm 2.2/12.3 \pm 1.1$ 】、疲労感が【 $3.5 \pm 0.8/2.3 \pm 0.8$ 】、立脚後期の股関節伸展角度(°)【 $-9.2 \pm 3.1/4.2 \pm 3.7$ 】であった。全ての評価でA期の平均値 $\pm 2SD$ 以上よりも連続2つ以上の改善を認めた。PNDは歩行速度と歩数、立脚後期の股関節伸展角度、TUGTが100%で、疲労感が83%であった。歩容は図1-3のようにB期終了時に立脚相の膝関節屈曲と股関節伸展が改善した。なお、B期終了時のBarthel Indexは100点であった。階段昇降は杖のみで昇降が可能となった。

4. 考察

糖尿病性腎症は病期分類とそれに応じた運動療法実施時の注意事項¹⁷⁾を考慮して運動療法を行う必要があるが、全ての病期において歩行練習は可能である。

また、DN患者は歩幅減少³⁾や股関節伸展可動域減少⁴⁾などから生じる歩行速度低下³⁻⁴⁾が生じると報告されている。入院時にこれらのような歩行能力低下を、認めた本症例に関して歩行練習時にTSCを併用することで通常の歩行練習よりも歩行能力の改善が得られるか検証した。その結果、TSCを使用したB期に先行研究^{7,9)}と同様に歩行速度や歩数に有意な改善が得られた。これは、TSCを装着することで得られる体幹伸展と骨盤前傾を促す効果⁶⁻⁹⁾により、立脚後期に股関節を伸展させやすくなったためと考える。足関節部骨折患者に関してはTSC装着時に歩行速度の増加に寄与する腓腹筋の筋活動電位が有意に増加し

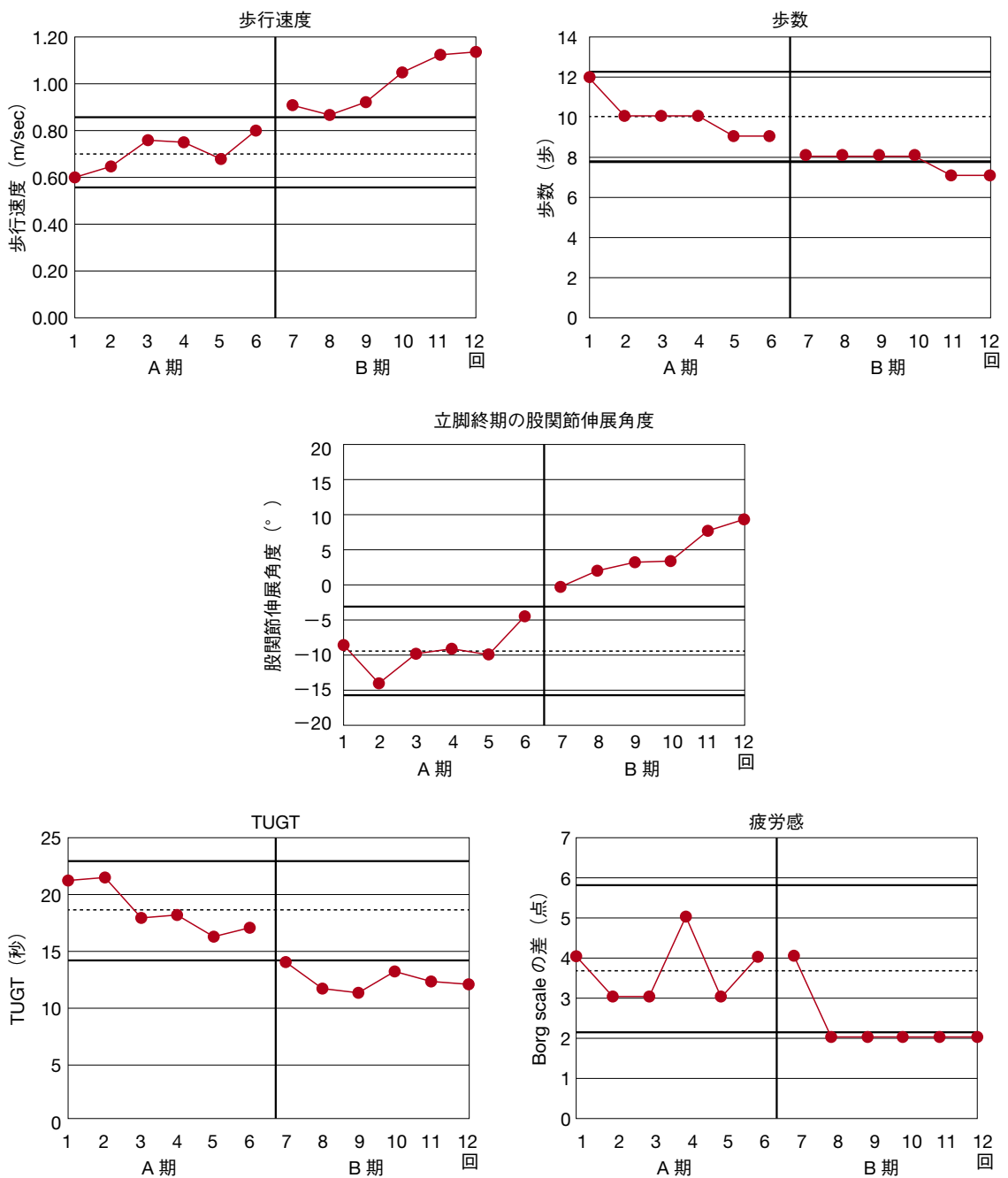


図 3 歩行速度、歩数、立脚終期の股関節伸展角度、TUGT、疲労感の変化
 (●: 結果、点線: A 期の平均値、実線: A 期の平均値 + 標準偏差の 2 倍値)

たことが報告⁹⁾されている。さらに、TSC を装着することで、床反力の左右方向成分と立脚初期の股関節外転モーメントが増大することが報告⁸⁾されている。すなわち、TSC 装着により、足関節底屈モーメントと立脚初期の股関節外転モーメントが発揮されて歩行速度の改善が得られた可能性が考えられる。歩行速度が速くなることで骨盤回旋角度は増加することが報告¹⁸⁾されているが、TSC を装着することで歩行時の骨盤回旋角度は減少することが報告⁸⁾されている。この状況で歩行速度を改善するには、歩数を増やすか、歩幅を延長する必要がある。本症例では B 期において歩数の減少が得られ、股関節伸展角度の拡大が得られた。すなわち、TSC 装着により、歩行時の立位姿勢(図1)からも TSC の使用により、TSC 使用後も骨盤が前傾し、体幹伸展位の姿勢を学習したことで、歩行速度(歩幅減少・股関節伸展可動域)の改善につながった可能性が考えられる。

TUGT の改善に関しては、人工膝関節置換術後の TSC 使用にて変化はなかったと報告されているが、本症例では B 期に有意な改善を認めた。高齢者の報告ではあるが、TUGT に最も影響を与える運動機能因子は開眼片足立ち時間¹⁹⁾であり、前田らの報告⁷⁾では片足立ち時間は有意に改善を認めている。DN では下肢筋力低下に伴う立位バランス能力低下²⁰⁾が生じることが報告されている。本症例では片足立位時間を測定していないが、SPPB のバランステストでは、介入時および A 期終了時は 2 点であるが、B 期終了時はタンデム立位保持時間が延長し、点数は 3 点となった。また、TUGT の構成要素である立ち上がり動作に関しても、各 SPPB 実施時期で椅子立ち上がりテストの実施時間が改善した。そして、TUGT の結果(図 3)は、B 期の TSC 初回使用時から約 2 秒程度の改善が得られ、平均値 + 2SD の改善が得られた。すなわち、本症例への TSC 使用が即時的に骨盤前傾・体幹伸展を促し、歩行速度の改善につながったと考える。さらに、その後に複数回 TSC を使用することで、姿勢アライメントの改善により、下肢筋力が発揮しやすくなった可能性が考えられる。それは、A 期終了時までタンデム立位保持が困難であったことや BI の階段項目では手すりを

使用しても膝折れを生じてしまい階段の昇降動作が実施できなかったこと。また、椅子立ち上がりテストの結果などからも下肢筋力低下が予測できる。しかし、TSC を使用した B 期終了後にはタンデム立位保持時間の延長と椅子立ち上がりテストの時間短縮、BI の階段項目の改善が得られたことから、TSC の特徴である抗力が姿勢アライメントを改善させ、各動作のパフォーマンス改善につながったと考える。

介入前後の疲労感(修正 Borg scale)の差が各期の平均値で約 1.2 程度の改善を認め、PND も効果的(83%)であった。糖尿病患者は最大酸素摂取量や嫌気性代謝閾値が減少していると報告されている²¹⁾。一方、TSC は健常成人に対してトレッドミル歩行練習において、TSC 非装着時と比較して、酸素摂取量が有意に増大したと報告している²²⁾。本症例は TSC を使用した歩行練習を実施したことで酸素摂取量の改善が得られ、自覚的な疲労感の軽減が得られた可能性がある。しかし、本症例では酸素摂取量測定やトレッドミルでの歩行練習の実施はしていないため、4 週間の介入期間で実施した自転車エルゴメーターなどの有酸素運動による全身持久力の改善などが疲労感軽減につながった可能性も否定できない。

入院加療する透析を行う DN 患者は、透析治療日は透析後の疲労感などで運動療法の時間や負荷量に制限があるため、非透析日の運動療法の質が ADL 改善には重要であると考ええる。そのため、TSC はそのような患者の歩行練習時に使用することで、疲労感を増加させずに歩行能力(立脚終期の股関節伸展可動域や歩行速度、TUGT)を早期に改善させる可能性がある。

研究限界として、シングルケースデザインによる検討のため、複数症例での介入効果が明らかでない。また、全ての検査で標準偏差帯法での結果および、PND で改善効果が認められたが、今回の改善効果は自然治癒の影響も否定できない。今後はこれらを考慮した更なる研究が必要と考えられる。

5. 結論

透析を行う DN に対する TSC を用いた歩行練習は、TSC の抗力により骨盤が前傾し、体幹伸展

が得られた姿勢を促すが、通常の歩行練習実施時より疲労感を増強させずに歩行練習が実施できた。また、DNを呈すると、歩行能力の低下³⁻⁴⁾が生じると報告されている。これらと同様の歩行能力低下を生じていた本症例にTSCを使用することで歩行速度や立脚後期の股関節伸展角度が改善し、TUGTの改善も得られた。今後は、複数症例での介入効果などを行い、さらなる効果の検証を行っていきたい。

6. 利益相反

本論文に関して、開示すべき利益相反関連事項はない。

7. 謝辞

本研究の実施にあたり、ご協力いただきました患者様と東京都立大久保病院リハビリテーション科の三澤朋子医師、布山哲生氏、池田望氏に心から感謝を申し上げます。

引用文献

- 1) 厚生労働省ホームページ, <https://www.mhlw.go.jp/content/000710991.pdf> (2022年9月26日確認)
- 2) 日本糖尿病学会(編・著): 糖尿病診療ガイドライン 2019: 169, 南江堂, 東京, 2019.
- 3) Wrobel JS, Najafi B : Diabetic foot biomechanics and gait dysfunction. *J Diabetes Sci Technol*, 4 : 833-845, 2010.
- 4) Yavuzer G, Yetkin I, Toruner FB, et al. : Gait deviations of patients with diabetes mellitus: looking beyond peripheral neuropathy. *Eura Medicophys*, 42 : 127-133, 2006.
- 5) 糖尿病理学療法ガイドライン, https://www.japanpt.or.jp/privilege/management/docs/p889-918_18.pdf (2022年9月26日確認)
- 6) Katsuhira J, Miura N, Yasui T, et al. : Efficacy of a newly designed trunk orthosis with joints providing resistive force in adults with post-stroke hemiparesis. *Prosthet Orthot Int*, 40 : 129-136, 2016.
- 7) 前田和也, 勝平純司, 金子純一郎, 他 : 抗力を具備した体幹装具の使用が健常高齢者と人工関節全置換術患者のパフォーマンステストに与える影響. *義装会誌*, 31 : 262-267, 2015.
- 8) 飯島進乃, 勝平純司, 伊藤晃洋, 他 : 抗力を具備した骨盤前傾を促す継手付き体幹装具が高齢者の歩行に与える影響. *理学療法学*, 41 : 355-363, 2014.
- 9) 栗田慎也, 高橋忠志, 勝平純司, 他 : 抗力を具備した継手付き体幹装具が足関節部骨折術後患者の歩行に与える影響. *義装会誌*, 38 : 311-316, 2022.
- 10) トランクソリューション株式会社ホームページ, <https://trunk-sol.co.jp/trunk-solution/spec/> (2022年9月26日確認)
- 11) Abellan van Kan G, Rolland Y, Andrieu S, et al. : Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging*, 13 : 881-889, 2009.
- 12) 坂本裕美, 高見彰淑, 牧野美里 : 計算式を基準とする歩行比算出時の所要時間, 歩数測定の問題について. *東北理療*, 30 : 28-33, 2018.
- 13) Gotz-Neumann K : 歩行周期と各相. 観察による歩行分析. 月城慶一 他(訳) : 10-16, 医学書院, 東京, 2005.
- 14) 岡持利亘 : Up&Goテスト. *理学療法*, 22 : 129-139, 2005.
- 15) Nourbakhsh MR, Ottenbacher KJ : The statistical analysis of single-subject data: a comparative examination. *Phys Ther*, 74 : 768-776, 1994.
- 16) Scruggs TE, Mastropieri MA : Summarizing single-subject research. *Issues and applications. Behav Modif*, 22 : 221-242, 1998.
- 17) 糖尿病療養指導士認定機構 : 糖尿病療養指導士ガイドブック 2016 IX 合併症・併存疾患の治療. 療養指導. 152-171, メディカルレビュー社, 東京, 2016.
- 18) Inman V : Human walking. 22-61, Williams and Wikins. Baltimore, 1981.
- 19) 我満衛, 奥本怜子, 西畑満純, 他 : Timed Up & Go test に影響を与える運動機能因子の検討. *総合検診*, 41 : 586-590, 2014.
- 20) 野村卓生, 池田幸雄, 末廣正, 他 : 2型糖尿病患者における片脚立位バランスと膝伸展筋力の関係. *糖尿病*, 49 : 227-231, 2006.
- 21) Vanninen E, Uusitupa M, Siitonen O, et al. : Effect of diet therapy on maximum aerobic power in obese, hyperglycemic men with recently diagnosed type 2 diabetes. *Scand J Clin Lab Invest*, 51 : 289-297, 1991.
- 22) 屋嘉比章紘, 勝平純司, 新井健介, 他 : トレッドミル歩行時の酸素摂取量に対する継手付き体幹装具とダイエットベルトの効果. *理科学*, 31 : 455-459, 2016.

Abstract :

Objective : To evaluate the combined effects of exercise therapy and Trunk Solution Core (TSC), a combined with a spinal orthosis with joints providing resistive force, in patients with diabetic neuropathy (DN).

Methods: The subject was a male DN patient in his 40s undergoing hemodialysis therapy. The study used an AB-type single-case design: Phase A was the conventional practice phase in which the patient practiced walking, and Phase B was the intervention phase in which the patient used the TSC for walking practice. The intervention period was 2 weeks for both periods, with a total practice frequency of 3 times per week on non-dialysis days for a total of 4 weeks. An evaluation was based on the difference in comfortable walking speed and the modified Borg Scale before and after the intervention. Effectiveness was visually analyzed using the standard deviation band method.

Results: The mean values of walking speed (m/s) and the difference of modified Borg scale were $[0.7\pm0.1/1.0\pm0.1]$ and $[3.5\pm0.8/2.3\pm0.8]$, respectively, in each period [Period A/Period B].

Conclusion: The use of TSC in patient with DN associated with hemodialysis therapy resulted in less fatigue and improved walking ability.

[Key words]diabetic neuropathy, spinal orthosis, gait ability, AB design

◎症例報告

脳卒中片麻痺者 2 例に対する短下肢装具の装着改善に向けた工夫と実践

Ingenuity and practice to improve the wearing of ankle-foot orthosis for two hemiparesis stroke individuals

吉川大志, 金子里可

要 旨

【目的】脳卒中片麻痺者 2 例に対する短下肢装具（ankle-foot orthosis：以下、AFO）装着の改善を目的とした工夫について報告する。

【方法】症例 1（右片麻痺者）は本人用 AFO 作製時にクイックリングを採用し、面ファスナーシールを足部外側に貼付したことで、リングにベルトを通しやすく、足部の下にベルトが挟まれないようにした。症例 2（左片麻痺者）は AFO を床に立てて装着する方法で練習を行い、AFO ベルトへの装着番号シールの貼付や手順書を提示し装着手順を視認できるようにした。

【結果】症例 1 は本人用 AFO 作製後に装着時間が短縮し、AFO の履き易さや愛着が改善した。症例 2 は AFO 自己装着動作を含めた短距離歩行が自立した。

【結論】脳卒中片麻痺者に対する AFO 装着に対して工夫を行った結果、自己装着の自立度や装着時間、履き易さが改善された。

【キーワード】脳卒中、片麻痺、短下肢装具、装具装着

1. はじめに

脳卒中は全世界で有病者数 8000 万人となっており、片麻痺などの後遺症が残存することが多い重大疾患である¹⁾。脳卒中発症により片麻痺者の 4 名中 3 名は日常生活動作 (Activities of Daily Living：以下、ADL) の遂行能力が障害され、特に歩行は最も重篤な影響を受ける²⁾。脳卒中者の歩行障害に対して脳卒中治療ガイドライン 2021 では、内反尖足がある片麻痺者に対する短下肢装具 (Ankle-Foot Orthosis：以下、AFO) の使用は、歩行機能を改善するエビデンスレベルが高く、推奨度 B である³⁾。AFO の使用は脳卒中者の歩行自立度⁴⁾、歩行速度や歩行率^{4,5)}、歩行中の下肢関節

角度やエネルギーコスト⁵⁻⁷⁾、荷重分布などのバランス能力⁸⁾を改善させるため有用である。以上の目的で、片麻痺者の歩行障害に対して急性期病院または回復期病院で AFO を処方されることが多いが、退院後に AFO を使用し続けることには課題もある。退院後の AFO 管理状況に関する調査では、入院中に AFO 着脱方法について「指導を受けていない」または「覚えていない」と回答した者が 14.2% であり、自宅内で AFO を使用しない者が 6.6% 存在することが報告されている⁹⁾。また、自宅で AFO を使用している脳卒中者の 18.2% は、処方された AFO に対して「装着が手間」や「履く必要性を感じない」などの意見を挙げ

汐田総合病院 リハビリテーション課

投稿日：2023 年 3 月 3 日 採択決定日：2023 年 6 月 5 日 公開日：2023 年 9 月 25 日

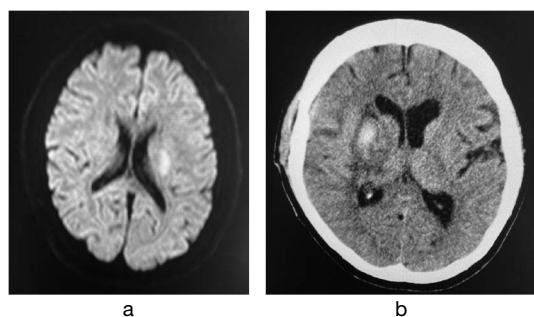


図1 各症例の頭部画像

- a: 症例1における第1病日の頭部MRI画像。左放線冠に高信号域を認める。
- b: 症例2における第1病日の頭部CT画像。右被殻に高吸収域を認める。

ている¹⁰⁾。以上の理由などにより、継続的に自宅でAFOを装着せずに歩行したことによる転倒¹¹⁾や装着が不十分であることによる足関節変形¹²⁾などの有害事象に繋がる可能性もある。したがって、AFO自己装着について指導し装着動作を獲得することで、退院後のAFO使用状況の改善に寄与する可能性がある。

AFO装着に対する工夫は、ベルトを通す必要のない簡易装着型AFOの開発^{13,14)}やAFO装着補助具の製作¹⁵⁾など自己装着を簡便にする取り組みについて報告されている。今回、AFO装着に時間を要する症例や、バランス能力低下や高次脳機能障害により自己装着が困難な症例に対してAFO装着の工夫を行い、自己装着が改善したため報告する。

なお、本報告に際し対象となった各症例に対し本報告の趣旨や内容、個人情報の保護などに関して口頭および文書にて説明し、書面にて同意を得た。また、本報告は、「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針ガイダンス」¹⁶⁾に示される症例報告に該当するため、倫理審査は行っていない。

2. 症例1

2-1 症例紹介と理学療法評価

30歳代男性、身長170 cm、体重104.4 kg、Body mass index (以下、BMI) 36.1 kg/m²。アテローム血栓性脳梗塞の診断で右片麻痺を有していた。病

前ADLは自立し、単身独居で会社員をしていた。既往歴には高血圧、糖尿病、脂質異常症、高ホモシステイン血症があった。自宅で右上肢に違和感があり、徐々に右上下肢の脱力感が進行、眩暈が出現し救急搬送となった。第1病日の頭部MRI画像を図1aに示す。外側線条体領域のBranch atheromatous diseaseと診断され、右上下肢の運動麻痺と感覚障害が予測された。身体機能やADL改善を期待され、第23病日に回復期リハビリテーション病棟に入院された。

初期評価は、Brunnstrom recovery stage (以下、BRS) 上肢Ⅱ-手指Ⅰ-下肢Ⅲ、Fugl-meyer assessmentの運動項目 (以下、FMA motor) は合計19点であった。感覚は軽度鈍麻を認めた。体幹機能であるFunctional Assessment for Control of Trunk (以下、FACT) は6点であった。Mini Mental State Examination (以下、MMSE) は30点、Frontal Assessment Battery (以下、FAB) は15点と著明な低下はみられなかった。Functional Independence Measure (以下、FIM) は合計78点であり、ADL全般に見守りから軽介助を要していた (表1)。

最終評価は、BRS 上肢Ⅳ-手指Ⅲ-下肢Ⅳ、FMA motor は合計56点と向上した。著明な感覚障害は認めず、FACTは20点に改善した。FIMが合計121点と生活全般のADLは自立した (表1)。

2-2 AFO自己装着における問題点

第24病日より施設備品のGait solution付きAFOを使用して杖歩行練習を開始し、第58病日からAFO自己着脱練習も開始した。第66病日には自身でのAFO着脱が可能となったが、2つの問題点があり自己装着に時間を要した。まず、足部を装具内に入れる際に足関節と足部ベルトが足部の下に挟まれることであった (図2a)。次にベルトをリングに入れて留める動作に時間を要した。これにより装着には3分13秒要し、AFOの履き易さは10.0 cmのVisual Analogue Scale (以下、VAS) で2.5 cmと装着し難さを訴えていた。またAFOに対する愛着もVAS 0.0 cmであった (表2)。

表 1 初期評価と最終評価の比較

評価項目		症例 1		症例 2	
		初期 (第 23 病日)	最終 (第 157 病日)	初期 (第 21 病日)	最終 (第 195 病日)
BRS	上肢	II	IV	II	II
	手指	I	III	I	II
	下肢	III	IV	II	III
FMA	上肢	6	30	7	8
	下肢	13	26	4	10
	感覚	21	24	2	5
	バランス	7	12	2	8
FACT		6	20	1	5
足関節 MAS		1+	1+	0	2
MMSE		30	30	23	28
FAB		15	18	8	14
高次脳機能障害				左半側空間無視	左半側空間無視
		無し	無し	全般的注意障害	全般的注意障害
				遂行機能障害	遂行機能障害
歩行自立度		中等度介助	屋外一部自立	全介助	屋内短距離自立
FIM	運動	43	86	22	60
	認知	35	35	22	31
	合計	78	121	44	91

BRS : Brunnstrom Recovery Stage、FMA : Fugl-Meyer assessment、FACT : Functional Assessment for Control of Trunk、MAS : modified Ashworth scale、MMSE : Mini-Mental State Examination、FAB : Frontal Assessment Battery



図 2 症例 1 の短下肢装具の自己装着に対する工夫

- a : 施設備品の短下肢装具装着時にベルトが足部の下に挟まれた。
- b : 本人用短下肢装具の足部外側に面ファスナーシールを貼付した。
- c : 足関節と足部ベルトを面ファスナーシールに留めてベルトが開くようにした。

2-3 介入と結果

第 71 病日に医師、理学療法士、義肢装具士による装具検討会を行い、第 85 病日に本人用 AFO

が完成した(図 2b)。リングはクイックリングを採用し、下腿後面に穴を開けて通気性を確保した(図 2c)。また、面ファスナーシールのメス部分を

表 2 短下肢装具装着に関する初期評価と最終評価の比較

評価項目	症例 1		症例 2	
	初期 (第 73 病日)	最終 (第 85 病日)	初期 (第 132 病日)	最終 (第 153 病日)
装着自立度	見守り	自立	全介助	自立
自己装着時間	3 分 13 秒	47 秒	困難	2 分 52 秒
履き易さ (VAS)	2.5 cm	7.0 cm	0.0 cm	4.8 cm
装具への愛着 (VAS)	0.0 cm	7.0 cm	9.0 cm	10.0 cm

VAS : Visual Analogue Scale

履き易さの質問 : 「自分が考える一番履き易い状態をここ (VAS 10 cm) として、一番履き難い状態をここ (VAS 0 cm) とすると、今の装具の履き易さはどのあたりですか。」

装具への愛着の質問 : 「自分が考える一番装具に愛着がある状態をここ (VAS 10 cm) として、一番愛着がない状態をここ (VAS 0 cm) とすると、今の装具に対する愛着はどのあたりですか。」

AFO 足部外側に貼付することで、足関節と足部ベルトを一時的に留めて開くようにした(図 2c)。これにより、足関節と足部ベルトが足部の下に挟まれることが無くなった。またベルトをリングに入れて留める時間も短縮され、AFO 装着時間は 47 秒となり、履き易さは VAS 7.0 cm に改善した。AFO に対する愛着も VAS 7.0 cm と変化がみられた(表 2)。その後、応用歩行練習や屋外歩行練習を実施し、第 127 病日に病院内独歩自立となり、第 158 病日に AFO 装着時間は 33 秒と短縮し、屋外歩行一部自立され自宅退院となった。

2-4 考察

症例 1 は本人用 AFO 作製後に自己装着時間が短縮し、AFO の履き易さや愛着が改善した。AFO 装着時間に関する先行研究では、BRS 下肢Ⅲの脳卒中中片麻痺者における AFO 装着時間が 41.1-51.0 秒、BRS 下肢Ⅳでは 27.5-47.8 秒と報告されている¹⁷⁾。自己装着時間は AFO 作製後に 47 秒、さらに退院時には 33 秒まで短縮し、先行研究と同様の時間で自己装着が獲得できたと考えられる。この自己装着時間の短縮には、AFO 作製時の 2 つ工夫が寄与したと示唆される。まず、全てのリングはクイックリングを採用したこと。次に、面ファスナーシールを貼付したことである。

まず、クイックリングの採用は特にベルトを留める動作の短縮に繋がった可能性がある。クイックリングは通常の角環と比較して AFO 装着時間を短縮する¹¹⁾。これはベルトの差込みから折り返しまで持ち返す必要が無くなるためであり、この効果は特に利き手が障害されている右片麻痺者に

有効であると報告されている¹¹⁾。症例 1 もベルトをリングに入れて持ち返す必要が無くなり、特にベルトを留める時間の短縮に寄与したと考えられる。

次に、面ファスナーシールを AFO に貼付したことも自己装着動作の改善に寄与した可能性がある。ベルトが AFO の内側に入り装着を困難にしている症例には面ファスナーシールを用いることが推奨されている¹²⁾。そして、面ファスナーシールを貼付する位置にも配慮する必要がある。生活期補装具使用者を対象とした着心地の調査によると、AFO に対する不満に「マジックテープが服を傷める」という結果が上位に示されている¹⁸⁾。症例 1 は若年であり、退院後は社会参加に伴う外出機会も増えると予測されたため、AFO による衣服の損傷はなるべく少なくなるよう配慮した。そのため、ベルトを留める面ファスナーシールの位置としても下衣と接触しない靴内に収まるように貼付した。以上より、面ファスナーシールを用いたことで装着時間の短縮に繋がり、衣服の損傷など AFO に対する不満を最小限にすることにより履き易さや愛着度も高まったと推察された。

3. 症例 2

3-1 症例紹介と理学療法評価

50 歳代女性、身長 152 cm、体重 66.3 kg、BMI 28.7 kg/m²。右被殻出血の診断で左片麻痺を有していた。病前 ADL は自立し、家族と同居し会社員をしていた。既往歴には高血圧症があった。会社で倒れているところを発見され、搬送先で緊急開頭血腫除去術を施行された。第 1 病日(術後)の

頭部 CT 画像を図 1 b に示す。被殻から放線冠の広範な血腫を認め、左上下肢の重度運動麻痺や感覚障害、左半側空間無視の出現が予測された。ADL 向上に伴う生活復帰を目的に第 21 病日に回復期リハビリテーション病棟に入院された。

初期評価は、BRS 上肢Ⅱ-手指Ⅰ-下肢Ⅱ、FMA motor は合計 11 点、感覚は重度鈍麻～脱失であった。FACT は 1 点と著明な体幹機能の低下を認めた。MMSE は 23 点と比較的保たれていたが、FAB は 8 点と前頭葉機能の低下を認めた。また、左半側空間無視や全般性注意障害、遂行機能障害がみられていた。FIM は合計 44 点であり、ADL は概ね全介助の状態であった(表 1)。

最終評価は、BRS 上肢Ⅱ-手指Ⅱ-下肢Ⅲ、FMA motor は合計 18 点、感覚は重度鈍麻であった。FACT は 5 点と向上を認めたが、体幹機能障害は残存していた。MMSE は 28 点、FAB は 14 点と改善したが、高次脳機能障害である左半側空間無視や全般性注意障害、遂行機能障害は残存していた。FIM は合計 91 点と向上し屋内短距離歩行が自立した(表 1)。

3-2 AFO 自己装着における問題点

第 27 病日に医師、理学療法士、義肢装具士による装具検討会を行い、第 41 病日に本人用の長下肢装具(Knee-ankle-foot orthosis：以下、

KAFO)が完成した。膝継手にはリングロック、足継手にはダブルクレンザックを採用した。また、足関節内反の筋緊張亢進を認めたため T ストラップを付帯した。第 73 病日までは KAFO 使用での立位練習、前型歩行練習を中心に実施し、膝折れの程度に合わせて徐々に膝継手ロックを外した練習の割合を多くした。そして、第 74 病日に KAFO から AFO にカットダウンし、第 86 病日より AFO 着脱練習を開始した。症例 2 は足を組む姿勢での装着(組型装着)¹⁹⁾では体幹が後方に傾倒するため難しく、さらに装着手順の理解と再現が困難であり、第 132 病日までは概ね全介助にて装着していた。

3-3 介入と結果

第 105 病日より AFO を床に立てて装着する方法(立型装着)¹⁹⁾に切り替えた(図 3a)。また、AFO ベルトに装着番号シールを貼付し(図 3b)、装着手順書を提示することで装着手順を視認できるようにした(図 3c)。これにより、AFO 装着時の姿勢の崩れや装着手順の誤りが改善された。これにより、第 134 病日には声掛けをして約 5 分で AFO 自己装着が可能となった。第 153 病日には AFO 自己装着が 2 分 52 秒で可能となり、履き易さも VAS 4.8 cm と改善した。AFO への愛着は VAS 10.0 cm であった(表 2)。その後、第 183 病

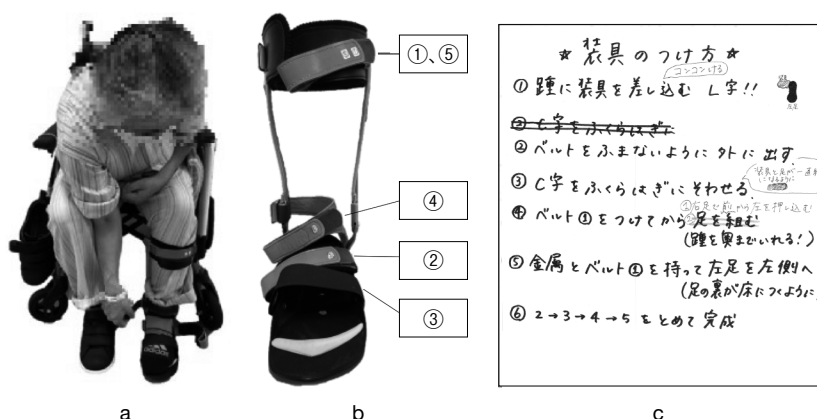


図 3 症例 2 の短下肢装具の自己装着に対する工夫

- a：短下肢装具を床に立てて装着する場面。
- b：ベルトに装着番号シールを貼付した。
- c：装着手順書を提示した。

日にはAFO装着(2分4秒)を含めた病室からトイレまでの短距離歩行が自立し、第196病日に介護老人保健施設に入所された。

3-4 考察

症例2はAFO自己装着動作が自立した。これには身体機能に応じた装着動作の選択と、高次脳機能障害に対する工夫をしたことが寄与したと示唆される。

まず、症例2は体幹機能障害やバランス能力低下という身体的特徴を有し、AFOは金属支柱付きAFOを使用していた。AFOの立型装着者は組型装着者に比べて座位バランス能力は有意に低く、また金属支柱付きAFO使用者の全員が立型装着であった¹⁹⁾。これはAFOの側方支柱が非麻痺側大腿部に接触することでスムーズな装着が妨げられるためであると報告されている¹⁹⁾。以上より、症例2が組型装着から立型装着に動作方略を変更したことは妥当であったと考えられた。

次に、AFO装着動作には半側空間無視や注意障害も影響していたが、装着手順の理解と再現が困難といった観察評価から、特に遂行機能障害が自己装着の習得に影響していた可能性がある。遂行機能障害ではワーキングメモリにおける行動記憶保持が困難であるために、行動の構成要素と順序に関する誤りが生じる。遂行機能障害に対する介入は複雑な課題を対処しやすい課題に分解し、特定の場面に適応する課題を教育することであり、その課題が習得されれば維持することができる²⁰⁾。症例2はAFOベルトに装着番号シールを貼付したこと、および装着手順書を提示したことで、AFO装着という複雑な課題を分解し、課題特異的に装着動作を学習したことで自己装着が自立したと考えられた。

4. 結論

今回、AFO自己装着に時間を要する右片麻痺症例、ならびにバランス能力低下や高次脳機能障害によりAFO自己装着が困難な左片麻痺症例に対して、AFOや装着方法に工夫をして装着時間および装着自立度が改善した。2症例は異なる問題によりAFO自己装着が阻害されていたが、環境設

定や装着動作の工夫により、両症例とも同様にAFOの自己装着が改善されることが示唆された。脳卒中片麻痺者におけるAFOの自己装着を獲得・改善することは、AFO非装着に伴う転倒や足関節変形などの有害事象を防止するためにも重要であると思われる。

5. 利益相反

本報告において開示すべき利益相反に該当する事項はない。

文献

- 1) GBD 2016 Stroke Collaborators : Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016 : a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol*, 18 : 439–458, 2019.
- 2) Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, et al. : Stroke. Neurologic and functional recovery the Copenhagen Stroke Study. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 10 : 887–906, 1999.
- 3) 日本脳卒中学会脳卒中ガイドライン委員会 : 脳卒中治療ガイドライン2021, 第1版 : 832–835, 協和企画, 東京, 2021.
- 4) Choo YJ, Chang MC : Effectiveness of an ankle-foot orthosis on walking in patients with stroke : a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep*, 11 : 15879, 2021.
- 5) Wada Y, Otaka Y, Mukaino M, et al. : The effect of ankle-foot orthosis on ankle kinematics in individuals after stroke : A systematic review and meta-analysis. *PM R*, 14 : 828–836, 2022.
- 6) Tyson SF, Sadeghi-Demneh E, Nester CJ : A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clin Rehabil*, 27 : 879–891, 2013.
- 7) Daryabor A, Yamamoto S, Orendurff M, et al. : Effect of types of ankle-foot orthoses on energy expenditure metrics during walking in individuals with stroke : a systematic review. *Disabil Rehabil*, 44 : 166–176, 2022.
- 8) Tyson SF, Kent RM : Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke : a systematic review and pooled meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 94 : 1377–1385, 2013.
- 9) 阿部紀之, 細矢貴宏, 松田雅弘 : 生活期脳卒中後遺症

者の装具管理状況と装具処方時に受けた指導内容に関する実態調査. 支援工医学理学療法学会誌, 1 : 55-63, 2021.

- 10) 原洋史 : 自宅内歩行における下肢装具使用状況の影響要因—慢性期脳卒中患者を対象とした検討—. 理学療法研究・長野, 35 : 24-26, 2006.
- 11) 野間俊司, 帆鷺輝誌男 : 装具装着を容易にするイーザーリング. 難病と在宅ケア, 9 : 63-66, 2010.
- 12) 久米亮一 : 回復期リハビリテーションから, 生活期まで, 適切な片麻痺患者の短下肢装具および環境への取り組み. 日本義肢装具学会誌, 33 : 151-158, 2017.
- 13) 右田正澄, 丸山仁司 : 簡易装着型短下肢装具の第一次試作品の評価. 理学療法科学, 30 : 929-932, 2015.
- 14) 右田正澄, 丸山仁司 : 簡易装着型短下肢装具の開発—試作品と2種類の既成品との比較—. 理学療法科学, 30 : 967-971, 2015.
- 15) 菊池宏充, 大沢由貴, 河村善信, 他 : 片麻痺用短下肢装具装着補助具の製作とその課題. 理学療法研究, 22 :

45-48, 2005.

- 16) 文部科学省研究振興局ライフサイエンス課生命倫理・安全対策室, 厚生労働省大臣官房厚生科学課, 医政局研究開発振興課, https://www.lifescience.mext.go.jp/files/pdf/n2376_01.pdf (2023/05/19 確認)
- 17) 右田正澄, 丸山仁司, 山本澄子 : 脳卒中患者による短下肢装具の装着に要した時間の分析—装具の種類と身体機能が装着時間に与える影響—. 日本義肢装具学会誌, 36 : 138-142, 2020.
- 18) 緑川知子, 山下協子 : 身体障がい者の補装具の着心地改善に関する研究 第1報 使用実態調査報告. 日本衣服学会誌, 54 : 37-46, 2010.
- 19) 佐々木紀葉, 佐竹将宏, 伊東知晃, 他 : 脳卒中片麻痺者の短下肢装具の装着方法について—装具の種類および身体機能・バランス能力との関係—. 日本義肢装具学会誌, 35 : 219-224, 2019.
- 20) 種村純 : 遂行機能の臨床. 高次脳機能研究, 28 : 312-319, 2008.

Abstract :

Objective: We report on an ingenuity aimed at improving the wearing of an ankle-foot orthosis (AFO) in two individuals with hemiparesis following a stroke.

Methods: Case 1 (right hemiparesis) adopted a quick ring when making an AFO for himself, and a hook and loop fastener was affixed to the outside of the foot to make it easier to pass the belt through the ring. In addition, the belt was prevented from being trapped under the foot. Case 2 (left hemiparesis) practiced wearing the AFO standing up on the floor, and the AFO belt was labeled with an installation number sticker and a procedure manual was presented to make the wearing procedure visually confirmed.

Results: Case 1 showed short wearing time and improved ease of wearing and attachment to the AFO after the AFO was made for the individuals. Case 2 became walking short distances independently, including AFO self-attachment movements.

Conclusion: We were ingenious a method of wearing AFO for hemiparesis stroke individuals. As a result, the independence of self-wearing, wearing time, and ease of wearing improved.

[Key words] stroke, hemiparesis, ankle-foot orthosis, orthosis wearing

支援工理学療法学会誌

投稿要領

1. 本誌の目的

- ①支援系理学療法学および関連する分野の研究を公表し、理学療法学を発展させる。
- ②理学療法士の卒後継続教育に資する教育的な論文を掲載する。
- ③支援系理学療法学発展に関する記録や資料を掲載する。

2. 記事の種類

- ①研究論文(原著)：新規性および独創性があり、明確な結論を示した論文。症例の臨床的問題や治療結果について科学的に研究を行い、考察を行った論文。
- ③短報：研究の速報・略報として簡潔に記載された短い研究論文。
- ④症例報告：症例として報告の意義がある、あるいは新技術として公開することに意義がある論文
- ⑤その他：システマティックレビュー、症例報告、実践報告、調査報告など編集委員会で掲載が適切と判断された論文および記事。(なお、症例報告とは症例の治療および経過などについて論理的に提示し、考察を行ったもの。実践報告とは、理学療法の研究・教育・臨床等の実践の中で、新たな工夫や介入、結果等について具体的かつ客観的に情報提示し、その内容が有益と判断されたもの)

3. 投稿者の資格

本誌への投稿資格は原則として、共著者のうちに日本支援工理学療法学会会員がいること。ただし、会員が含まれない場合であっても編集委員会が、本学会への貢献が認められた場合は、採択することができる。

なお、依頼原稿についてはこの限りではない。投稿論文の共著者に学生会員を含むことができる。研究や調査の際に倫理上人権上の配慮がなされ、その旨が文中に明記されていること。人および動物を対象とする研究の場合は、必要な倫理審

査を受けた旨を明記すること。

4. 投稿原稿の条件

投稿原稿は他誌に発表または投稿中の原稿でないこと。本規定および執筆規定にしたがい作成すること。

5. 投稿承諾書

著者の論文への責任および著作権譲渡の確認のため、別紙の投稿承諾書に自筆による署名をして提出すること。

6. 利益相反

利益相反の可能性のある事項(コンサルタント料、株式所有、寄付金、特許など)がある場合は本文中に記載すること。なお、利益相反に関しては日本理学療法士学会連合が定める「利益相反の開示に関する基準」を遵守すること。

投稿時に「COI 自己申告書」を提出しなければならない。申告時の内容については、謝辞等にその旨記載する。COI 状態がない場合も、謝辞等に「開示すべき COI 状態はない」などの文言を記載し、自己申請書を提出する。

7. 著作権

本誌に掲載された論文の著作権は、日本支援工理学療法学会に属する。また、本誌に掲載された論文はオンライン公開される。

8. 研究倫理

ヘルシンキ宣言および厚生労働省の「人を対象とする生命科学・医学系研究に関する倫理指針」などの医学研究に関する指針に基づき対象者の保護には十分留意し、説明と同意などの倫理的な配慮に関する記述を必ず行うこと。また、研究にあたり、所属研究機関あるいは所属施設の倫理委員会ないしそれに準ずる機関の承認を得ることを必須とし、倫理審査委員会名および承認番号(または承認年月日)を必ず記載すること。なお、倫理審査委員会より承認の非該当となった場合には、その旨を記載する。

9. 原稿の採択

原稿の採否は複数の査読者の意見を参考に編集委員会において決定する。査読の結果、編集方針にしたがって原稿の修正を求めることがある。修正を求められた場合は2カ月以内に修正稿を再提出すること。提出期限を超過した場合は新規投

稿論文として扱われる。また、必要に応じて編集委員会の責任において字句の訂正を行うことがある。

10. 校正

著者校正は原則として1回とし、誤字脱字を除く文章および図表の変更は原則として認めない。

11. 掲載に関する費用

規定の分量の範囲内までは無料掲載するが、超過した場合は超過分に要した実費を徴収する場合がある。

12. 原稿送付方法および連絡先

1) 原稿送付方法

本学会のメールアドレス(journal@jsatpt.jspt.or.jp)へ投稿すること。原稿書式など詳細は執筆規程に定める。

2) 問合せ先

〒106-0032 東京都港区六本木 7-11-10
一般社団法人 日本支援工理学療法学会
「日本支援工理学療法学会学会誌」編集室
TEL : 03-6804-1626

E-mail : journal@jsatpt.jspt.or.jp

註1 : 国際医学雑誌編集者委員会 : 生物医学雑誌への投稿のための統一規定(<http://www.icmje.org/recommendations/>)

註2 : 厚生労働省 : 研究に関する指針について(<http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hokabun-ya/kenkyujigyou/i-kenkyu/index.html>)

《執筆規程》

1. 原稿の分量および形式

1) 原稿はパソコンまたはワープロ(テキストファイル形式)を用い、A4版横書き縦40行・横40字の1,600字分を1枚とし、文献、図表、写真を含み、本文の合計が10枚(16,000字相当)以内を原則とする。1,600字用紙で3枚程度の短報も可能。

2) 図表、写真は、それぞれ1枚につき原稿400字分と換算し、原則として合計5枚以内とする。図は製版できるよう作成し、表はタイプ又はワープロで作成する。写真は白黒を原則とし、

カラー写真の場合には実費負担とする。

3) 刷り上がり5ページ(8,000字相当)までの掲載は無料。6ページ以上の超過ページは実費徴収する場合がある。

2. 論文の構成

1) 原稿の表紙に、①題名(和文および英文)、②キーワード(5語以内)、③希望する原稿カテゴリ(研究論文、研究報告、症例報告、臨床活動の報告)、④新規・再投稿の区別、⑤該当する分野、⑥前回投稿時のPaper ID(再投稿や再々投稿の場合のみ)。

2) 原稿本文には、和文の要旨(400字以内)とキーワード(5語以内)、本文、文献、英語要旨(300語以内のAbstract)とKeywords(5語以内)の順に記載し、通し番号を付け、図表及び写真を添付する。また、原稿本文の各ページには行番号を付けること。

3) 図、表及び写真は1枚ずつ別紙とし、図1、表1および写真1などの番号をつける。さらに図及び写真の標題や説明は、別紙1枚に番号順に記入する。

4) 本文 : 本文は原則以下の項目に沿って本文を構成すること。ただし、研究論文(原著)以外の記事の種類の論文においては、著者の判断で項目名を変更してもよい。

①はじめに(序論、緒言) : 研究の背景、臨床的意義、研究の目的、取り扱っている主題の範囲、先行研究との関連性の明示などを記述する。

②対象および方法

用いた研究方法について第3者が追試できるように記述する。倫理的配慮も記述すること。

③結果(成績)

研究で得られた結果を本文および図表を用いて記述する。データは、検証、追試を行いやすいように図(グラフ)よりも表にして数値で示す方が望ましい。

④考察(分析)

結果の分析・評価、今後の課題、などを記述する。

⑤結論

研究で得られた結論を 200 ～ 300 字で簡潔に記述する。

⑥利益相反

利益相反の有無について記載する。

⑦謝辞

著者資格には該当しない研究への貢献者については謝辞に記載する。

5) 文献：引用文献のみとする

6) 年号は原則として西暦を使用し、外国語、外国人名、地名は、原語もしくはカタカナ(最初は原綴りを併記)で書く。略語は本文中の最初に出たところでフルネームを入れる。

7) 文献の記載方法

a) 本文中の該当箇所の右肩に、順に 1)、2)…の通し番号を付し、文末に番号順に掲げる。

b) 雑誌の場合

著者名：題名、雑誌名、巻(号)：引用ページ、発行年 の順に記載する。

(例)

井村恒郎：知覚抗争の現象について、精神経誌, 60 : 1239-1247, 1958.

Baxter, L R, Schwartz, J M, et al. : Reduction of prefrontal cortex metabolism common to three types of depression. Arch Gen Psychiatry, 46 : 243-250, 1989.

c) 単行本の場合

著者名：題名、監修ないし編集者、書名、版数：引用ページ、発行社名、発行地名、西暦発行日 の順に記載する。

(例)

八木剛平, 伊藤 斉：躁鬱病、保崎秀夫編著、新精神医学：282-306, 文光堂、東京、1990.

Gardnar, M B : Oncogenes and acute leukemia. Stass SA(ed), The Acute Leukemias : 327-359, Marcel Dekker, New York, 1987.

d) 著者名が 4 名以上の場合、3 名連記の上、○○○、他、あるいは○○○, et al. とする。

3. 投稿は原則として以下のファイル(①表紙：上記 7 の(1)を参照のこと ②本文 ③図表、④投稿関連電子ファイル：連絡先 査読候補者等の希望リスト 投稿承諾書 COI 自己申告書 ネイティブチェック)を pdf ファイル

とし、以下学会アドレスに添付ファイルとして投稿してください。なおすべてのファイル名には氏名を先頭に記してください。例：「山田太郎表紙.pdf」、山田太郎本文.pdf」、他。

4. 学会アドレス：journal@jsatpt.jspt.or.jp

5. 著者校正は 1 回とする。校正の際の大幅な変更は認めない。

6. 採択した原稿及び電子媒体は、原則として返却しない。

7. 投稿承諾書・COI 自己申告書・ネイティブチェック証明書は PDF にして、日本支援工理学療法学会事務局にメール(journal@jsatpt.jspt.or.jp)にて提出する。宛先は以下の通り。

〒 106-0032 東京都港区六本木 7-11-10

一般社団法人 日本支援工理学療法学会

「日本支援工理学療法学会学会誌」編集室

TEL : 03-6804-1626

E-mail : journal@jsatpt.jspt.or.jp

8. 本誌に掲載された論文の著作権は日本支援工理学療法学会に帰属する。

9. 査読候補者について

(1) 査読者候補を 1 名以上指名すること。該当者の①氏名、②所属、③ e-mail アドレスを投稿の際に同時入力すること。なお、査読者の最終的な選定は編集委員会で行うため、必ずしも査読候補者が査読者に加わるとは限らない。

(2) 投稿者の不利益が予想される場合、投稿者は該当者を指名して査読候補者から除外するよう希望することができる。指名する場合は、①投稿者に不利益が生じる理由、および該当者の②氏名、所属、e-mail アドレス等を明記した別紙(フォーマットは任意)を添付すること。なお、査読者の最終的な選定は編集委員会で行うため、該当者が査読者に加わる場合もある。

10. 英文で執筆する場合はネイティブチェックを受け、初回投稿時に証明書のコピーを添付する。

(2021 年 9 月 26 日)

編集後記

今回は学会誌の編集後記(あとがき)の場を借りて、理事の立場から理事会の取り組みを紹介させていただきます。日本支援工学理学療法学会は、特定の疾患に限らない疾患横断型の学会で、医療および社会福祉の充実に寄与することを目的に、支援工学理学療法に関する知識の普及および学術文化の向上に関する事業を行っております。これまでの事業としては学術大会の開催(年1回)、学術誌の発行(年2回)、効果をあげる理学療法技術としての義肢装具療法を考えるフォーラム(年2回)、先端技術を活かした効果的な理学療法を考えるフォーラム(年1回)、福祉用具・住宅改修に関するフォーラム(年1回)をはじめ様々な事業に取り組んで参りました。

法人化して2年が経過したこの節目に、改めて日本支援工学理学療法学会の社会的使命と存在意義を整理し、学会として今後の展望を示すロードマップを作成することとなりました。次年度以降は現理事会で作成するロードマップに基づいた事業計画が策定される予定です。日本支援工学理学療法学会がより国民と理学療法に貢献できるよう発展していきたいと考えておりますので、会員の皆さまには忌憚のないご意見を頂ければ幸いです。

最後までお読み頂きありがとうございました。

支援工学理学療法学会誌 編集委員 春名弘一

編集委員会

編集員長	新田 収	東京都立大学		
編集員	豊田 輝	帝京科学大学	西山 徹	日本医療大学
	大西忠輔	城西国際大学	春名弘一	北海道科学大学
	小原謙一	川崎医療福祉大学	廣島拓也	医療法人社団苑田会花はたりハビリテーション病院
	倉山太一	植草学園大学	西川裕一	金沢大学
	石濱裕規	医療法人社団永生会研究開発センター	信太奈美	東京都立大学

支援工学理学療法学会では、ホームページを開設しております。
<http://jspt.japanpt.or.jp>

支援工学理学療法学会誌

Journal of Assistive Technology in Physical Therapy

(略称: jatpt)

2023年9月25日発行 第3巻第1号©

発行 日本支援工学理学療法学会
〒106-0032 東京都港区六本木 7-11-10
一般社団法人 日本支援工学理学療法学会
「日本支援工学理学療法学会学会誌」編集室
TEL. 03-6804-1626
製作 株式会社 双文社印刷
〒173-0025 東京都板橋区熊野町 13-11
TEL. 03(3973)6271 FAX. 03(3973)6228
ISSN 2436-6951

本書の内容を無断で複写・複製・転載すると、著作権・出版権の侵害となる場合がありますのでご注意ください。

