

脳卒中片麻痺者に対するエネルギー蓄積型シューインサートの開発と評価

○昆恵介^{1†}, 春名弘一¹, 佐藤健斗¹, 堀川悦夫², 山本澄子³

¹北海道科学大学保健医療学部, ²福岡国際医療福祉大学医療学部, ³国際医療福祉大学大学院

要旨 多くの脳卒中片麻痺者では歩行中のフォアフットロッカー機能が消失する。本研究では単脚支持期間中に麻痺側の踵を挙上させフォアフットロッカーを機能させるための装具 (ROSI: Reverse Omega Shoe Insert) の開発と評価を目的とした。

本研究で開発した ROSI はカーボン板で成型された逆オメガ形状を有し MP 関節より近位に ROSI 頂点を設置するものである。ROSI は直交表配列にしたがって 16 パターン製作し、健常者 1 名による模擬大腿義足歩行によって ROSI の最適形状と設置位置を決定した。開発した ROSI の有用性を確認するために、脳卒中片麻痺者 16 名を対象とした。比較方法は、2 種類の条件 (背屈遊動と背屈制動) の短下肢装具に ROSI を組み合わせて、三次元動作解析による歩行評価を実施した。結果として、背屈制動機能を有する短下肢装具の足裏底面に ROSI を内蔵することで、床反力作用点の前進をアシストするとともに、MP 関節より近位に位置する ROSI 軸を床反力作用点が超えることで、単脚支持期間中に踵を挙上させることを明らかにした。

キーワード: 脳卒中片麻痺者, 装具, 靴インサート, フォアフットロッカー, 床反力作用点

1. はじめに

脳卒中片麻痺を呈すると多くのケースで歩行ロッカー機能が消失¹⁾する。ロッカー機能を補う代表的な装具としては底屈制動と背屈遊動機能を有した GaitSolution AFO²⁾(パシフィックサプライ社製)や RAPS-AFO(Remodeled Adjustable Posterior Strut AFO, 東名ブレース株式会社製)²⁾などがあり、これらの装具はヒールロッカー(Heel Rocker:以下 HR)とアンクルロッカー(Ankle Rocker:以下 AR)を補うものである。また MP 関節より遠位を背屈位に加工するトゥスプリング³⁾や MP 関節より遠位をトリミングカットするような装具への工夫は遊脚相への移行を円滑にするための方策であり、トゥロッカーに働きかけるものである。しかしながら、フォアフットロッカー(Forefoot Rocker:以下 FFR)を支援する装具は国内外通じて存在しない。

FFR はターミナルスタンス(Terminal Stance 以下 TSt)相に該当し、患側の踵が挙上してから非麻痺側が接地するまでの期間である。FFR の機能は単脚支持期において、底屈筋群の作用により踵が挙上し、重心を上昇させることによって、床面と足部とのクリアランスを確保した結果、遊脚初期(足が地面から離れる)に移行した際に足先が地面に引っかからない機能である⁴⁾といわれる。これは TSt の時間が長いほど下腿三頭筋の遠心性収縮によって下腿三頭筋の伸張エネルギーを蓄積し、前遊脚期に入って反対側の脚が着床した瞬間に、カタパルト砲のようにエネルギー

が解放され、より地面を強く蹴ることが可能となる⁴⁾。しかしながら、K-H. Mauritz ら⁵⁾などの多くの研究者が片麻痺者では FFR の機能に問題があり、つま先を地面に引っ掛ける転倒リスクがあるため、装具療法と合わせて底屈筋の筋力トレーニングを中心としたリハビリテーションを推奨しているが、現状として確実に FFR を機能させる方法は見出されていないのが現状である。

カーボン支柱装具のような背屈制動機能を有した AFO が FFR 出現を支援すると思われるが、地面に足部が接地している状態では、閉鎖性運動連鎖が生じるため、下腿部前傾によるカーボンの撓みの反発は、下腿後傾に寄与するだけで踵挙上を達成することはできない⁶⁾。

我々は短下肢装具の歩行において FFR を作るには、足関節へのアプローチではなく、足部 MP 関節へのアプローチが必要であると考えた。そこで足部 MP 関節部にエネルギー蓄積機構を有し、脳卒中片麻痺者に対して単脚支持期での踵挙上を支援するターミナルスタンスアシスト装具(以下:HUS-AFO:Heel Upper Spring AFO)の開発と評価を行ってきた(図 1)。

過年度までの我々の報告⁷⁾では実際の脳卒中片麻痺者 2 名に装着し、FFR の出現を確認してきた。また、この研究で得られた知見は、短下肢装具の機能を背屈遊動とした場合では床反力作用点(COP:Center of Pressure)が前進しなかったが、背屈制動の短下肢装具では COP が前進することを明らかにした。また図 1-B に示す HUS 軸より前方に COP が移動することで単脚支持期間中に踵を挙上させることを明らかにしてきた⁸⁾。

HUS-AFO はこのように 3 つのロッカー機能を構築することが可能であったが、4 節リンクの構造が複雑であり、耐久性に乏しく実験中に何度か破損を経験するとともに、製作工程も複雑でか

†〒006-8585 北海道札幌市手稲区前田七条 15 丁目 4-1

北海道科学大学保健医療学部義肢装具学科

昆 恵介

Tel:011-688-2240

E-mail: keisukekonn@gmail.com

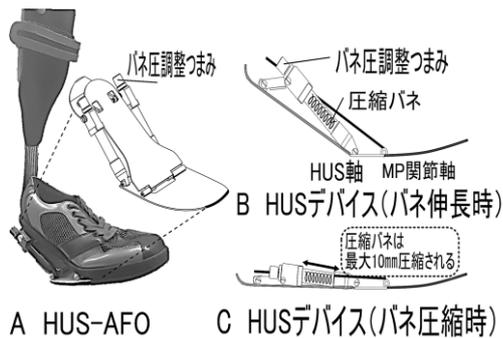


図 1 過年度に開発してきた装具

つ、HUS デバイスと装具が一体化しており、対象者所有の装具が活用できないなど汎用性に乏しく、片麻痺者への受け入れも不良であった。これらの問題を解決するためには、本人がすでに利用している装具とは独立し、装着が容易でかつ耐久性に優れた装具の受け入れを良好にするアイデアが必要であり、HUS-AFO が FFR を構築するメカニズムを応用し、靴の中敷きタイプ(インソール型)の装具が有用であるという着想に至った。

これらのことから本研究では、どのような形状や構造のインソール型装具が FFR を出現させるのか、直交表解析を用いて明らかにし、また実際の脳卒中片麻痺者に対してインソール型装具を用いて、FFR が構築するのか検証することを目的とする。

2. 開発した装具の概要

本研究で開発したインソール型の装具は、図 2-A に示すように逆オメガ形状のカーボンプレートの中敷き底面に設置するインソール (Reverse Omega Shoe Insert: 以下 ROSI) 構造とすることで、逆オメガ形状の頂点位置が HUS-AFO のにおける HUS 軸 (図 1) と同様の役割を持ち、また荷重時のカーボンプレートの撓みと抜重時の反発は、HUS-AFO における圧縮バネと同様の効果を持つことが可能となる。

ROSI は長さ 14 cm、幅 4 cm と小型で図 2-B のようにマジックテープ等で簡単に固定し、靴の中に挿入することで従来の装具を使用することが可能となる。その上、立位荷重時にはカーボンが撓みフラットになることから曲面形状によるバランス不良になるといった欠点もなく、実用性が高いデバイスである。

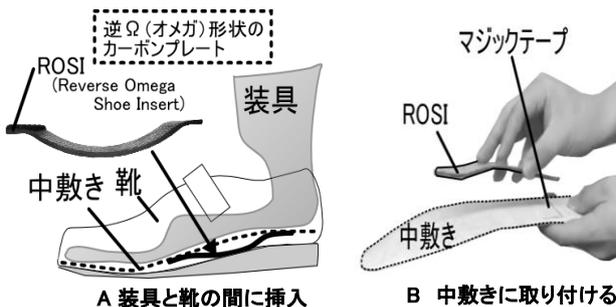


図 2 ROSI の使い方

3. 模擬義足を利用した ROSI 最適形状の決定

3-1. 概要

人為的な関節運動の制御を極力排除し、ROSI の影響を抽出しやすくするために、模擬大腿義足を用いた。

また ROSI を用いた短下肢装具によって FFR を構築するための最適な ROSI の形状を決定することを目的とした。

3-1-1. 対象者

本研究では模擬大腿義足を装着した1名の健常成人男性(年齢:21歳,身長:168 cm,体重 60 kg)とした。

3-2. 方法

3-2-1. 直交表配列に従った ROSI パターンの製作

FFR を効率的に出現させるために、熱可塑性のカーボン素材で積層した図 2 のような逆オメガ構造が必要である。しかしながら ROSI を用いて FFR を出現させるためには、図 3-A に示すように ROSI 曲面の頂点位置を(1/2 とした ROSI と 1/4 とした 2 種類)の違いや、曲率半径や深さや曲率、厚みの設定が FFR 出現に重要と考えた。また ROSI の設定以外にも使用する装具の硬さや角度、対象者の歩き方なども寄与すると考えた。

これらすべての組み合わせ条件で歩行実験を行うと 2 水準 9 因子で 512 通り必要となるが、実験計画法に基づいた直交表解析⁹⁾を行うことにより、16 通りまで実験回数を減らすことが可能となる。解析結果は 512 回の分散分析と理論上同等の結果を得ることが可能である。本研究では実験効率化のために直交表に基づいて 16 パターンの ROSI を製作した(図 3-B)。



図 3 研究方法の流れ

3-2-2. 歩行計測

直交表配列に従って 16 パターンの歩行条件で片麻痺者が実験を行うのは負担が大きいので、倫理的配慮から図 3-C に示すように健常者が模擬義足を装着することで片麻痺歩行を再現した。模擬義足は動力がない振り子状態となることから筋力のない片麻痺者特有の左右非対称性を再現できる。なお、この方法は HUS-AFO による計測方法⁸⁾を踏襲するため、実施方法については片麻痺歩行を再現したものであることを確認済みである。

歩行にあたってはメトロノームを用いた規制歩行とし、ケーデンス 80(steps/min)での歩調を基準とし、メトロノームに合わせた歩行によって左右対称性を作り、メトロノームを使用しない場合には非対称性の歩行になるように区別した。これらは直交表の配列パターンにしたがって計測パターンが決まられ、股関節伸展を意識した歩行とそうでない歩行についても同様に計測前に指示を行った(図 3-A)。

模擬大腿義足の膝継手(OttoBock:3R15)は、継手機構による膝関節の制御をなくすために、伸展補助バネを外し遊動とした。また足部についても同様の理由で底背屈を遊動(底屈バンパは取り外し、背屈方向は可動性を持たせる加工を施行済み)とした単軸足部(OttoBock:1H38)を用いた。模擬義足に装着する装具は RAPS-AFO で装具の角度は、背屈 10 度、底屈 10 度の 2 水準、制動力は RPAS のカーボン板ばね(No.2)を用いた。適宜、直交表配列パターンに応じて装具の設定を可変させた。

3-2-3. 計測方法

計測には、三次元動作解析システム(VICON カメラ 14 台、床反力 10 枚)を用いた。マーカの貼付位置はプラグインゲイトモデルに従ったフルマーカに加えて、頭頂部、内外側膝関節、足関節内側部、足部骨頭部(MP 関節部)、ROSI 頂点部に貼付した。

歩行データの採用に関しては、歩き始めの 3 歩と歩き終わりの 3 歩を除き、床反力計を踏んだ際に得られる鉛直方向反力を接地信号として捉え、装具側から始まる 1 歩行周期を抜き出し、1 計測条件あたり、20 歩行周期分のデータを取得した。

3-2-4. 解析方法

解析に当たっては C-motion 社製の Visual3D を用いて VICON で計測されたマーカの三次元空間座標と床反力データに遮断周波数 10Hz の Butterworth filter をかけた。1 歩行周期中の TSt の時間的割合の算出には、1 枚の床反力計の上に 1 つの足部が載っていると踵離床のタイミングを床反力波形から見極めることができないので、踵のマーカ座標の鉛直変位を時間で微分したマーカ速度を用いて、マーカ上昇速度が 0.06m/s を閾値として踵離床のタイミングを抽出し、1 歩行周期に対する TSt の割合を算出した(図 3-D-①)。

得られた TSt の割合を従属変数、直交表配列パターンの各因子を独立変数とした直交表解析を統計解析ソフト(BellCurve for Excel)を用いて実施した(図 3-D-②)。

3-3. 直交表解析の結果

模擬大腿義足歩行による直交表解析の結果を図 4 に示す。図の横軸は FFR 出現に関係していると思われる因子で、縦軸は TSt の増減率を示す。例えば装具の角度であれば後傾に設定すると 0.6% TSt の上昇が推定されるものである。寄与率は TSt 出現への寄与率を示し、割合が多いほどその因子の調整は敏感に FFR に影響を及ぼすことを意味する。

結果として最も FFR 出現に関与していた因子は、「装具の制動」で 27% 寄与していた。背屈制動をかけることで TSt を 1% 上昇させることを示唆した。続いて、効果があったのは「装具の角度」で、後傾であるものの方が 10% 関与していて 0.6% TSt の上昇が見込める。また、ROSI については「深さ」は 10mm のもので 9%、「曲率半径」は大きいもので 9% 寄与していた。またこの 2 つの因子に関してはどれも 0.5% TSt の上昇を示唆した。「頂点位置」は 1/2 のものが 6%、「厚み」は 2mm のものが寄与していて TSt の割合上昇に関しては 0.4% であった。「前後位置」に関しては 1% 寄与していて 0.2% の TSt 上昇が見込める。「左右対称性」では左右対称のほうが 5% 寄与していて、0.4% TSt 上昇が見込めた。「股関節伸展」は伸展させるが 3% 寄与していて、0.3% TSt 上昇

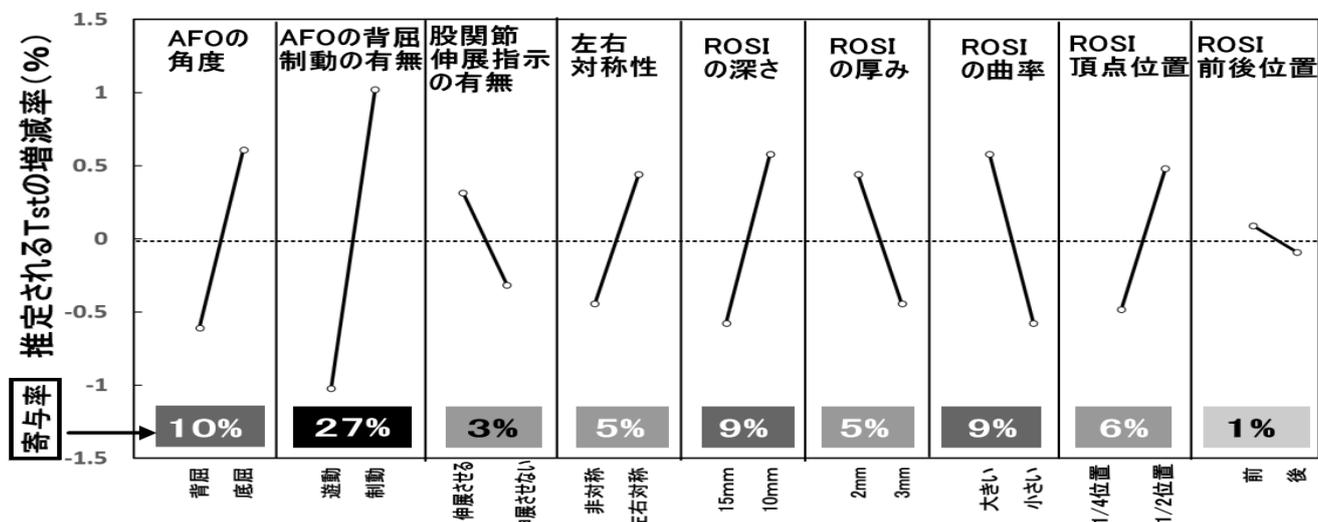


図 4 直交表解析の結果

表 1 対象者情報

対象者	A群 (HR+ARなし)						B群 (HRのみ構築)					C群 (HR+ARの構築)				
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	B1	B2	B3	B4	B5	C1	C2	C3	C4	C5
性別(男:M/女:F)	F	M	M	M	M	F	M	M	F	M	M	F	M	F	M	M
年齢(歳)	53	69	50	56	58	78	62	53	58	69	63	57	40	46	49	57
身長(cm)	168	167	162	171	168	153	171	180	155	159	168	152	174	160	172	160
体重(kg)	60	78	79	68	79	62	77	86	60	63	67	61	97	58	68	67
発症からの年月(年)	19	22	16	1	1	1	23	11	30	1	1	18	10	12	1	1
BRS t	III	IV	III	IV	V	V	V	III	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	VI
麻痺側底屈筋 (MMT)	1	1	2	2	1	2	1	2	2	2	2	3	3	3	1	3
麻痺側股関節伸ROM (度)	-15	-10	-10	20	5	0	10	-5	-10	5	10	5	10	15	10	20
常用装具	GSD	walkon Reaction	RPAS	オルトッ ブ	Walkon Trimable	膝装具	GSD	SLB	RAPS	SHB	足底装具	タマラッ ク	タマラッ ク	Walkon Trimable	タマラッ ク	Walkon Trimable
常用装具の 底屈方向機能	底屈制動	底屈制動	底屈制動	底屈制動	底屈制動	なし	底屈制動	底屈制限	底屈制動	底屈制動	なし	背屈遊動	底屈制限	底屈制動	底屈制限	底屈制動
常用装具の 背屈方向機能	背屈遊動	背屈制動	背屈遊動	底屈制動	背屈制動	なし	背屈遊動	背屈制限	背屈遊動	背屈制動	なし	背屈遊動	背屈遊動	背屈制動	背屈遊動	背屈制動
杖の有無	T-cane	T-cane	なし	T-cane	T-cane	T-cane	T-cane	T-cane	T-cane	Q-cane	なし	なし	なし	なし	T-cane	なし

HR: ヒールロッカー, AR: アンクルロッカー, MMT: Manual MuscleTest, ROM: Range of Motion, BRSt: Brunnstrom Stage
GSD: Gait Solution design, RAPS: Remodeled Adjustable Posterior Strut, SHB: ShoeHorn Brace, T-cane: T字杖, Q-cane: 4点杖

を示唆した。

これらのことから直交表解析によって選定する ROSI の構造は、TSt 増加に寄与する組み合わせとして、深さが 10mm、厚みが 2 mm 厚、曲率半径は大きく、カーブの頂点は 1/2 の位置で、設置個所は前後径(踵-MP)の中心のやや前方が、今回の直交表解析による因子の組み合わせの中で最も FFR を構築できる構成であることを明らかにした。

4. 片麻痺者を対象とした ROSI の臨床試験

4-1. 概要

前章で明らかにした最適な ROSI を実際の脳卒中片麻痺者に用いて FFR を構築できるか効果検証を行う。

4-2. 方法

4-2-1. 対象者

ROSI の効果検証においては表 1 に示すように 16 名の脳卒中片麻痺者(以下:片麻痺者)を対象とした。片麻痺者の年齢は 40 ~69 歳(57.4±9.4 歳)、性別は男性 11 名、女性 5 名、下肢ブルンストロームステージは III が 4 名、IV が 8 名、V が 3 名、VI が 1 名であった。

4-2-2. 対象者の群分けについて

本研究において ROSI の効果検証の対象者となった片麻痺者においては、常用装具(裸足歩行含む)利用時に歩行ロッカー機能が構築されているか否かの判断を行い HR および AR が構築されていない群を A 群、HR のみが構築されている群を B 群、HR および AR のどちらも構築されている群 C 群とし、表 1 に示すように 3 群に分けた。

なお、HR が構築されている判断については、正常歩行の歩行周期の定義¹⁰⁾に従って、踵からの着床が可能で荷重応答期完了時点(反対脚の脚が離床した瞬間)において、観察側の足底が接地し、かつ観察側の下腿前傾角が後傾 5 度~0 度以内にある歩容を HR が構築しているとした。また AR 構築の判断は、観察側の単脚支持期間において観察側の下腿部が前傾(5 度~15 度)できる歩容を AR が機能しているとした。

4-2-3. 計測条件

これまでの脳卒中片麻痺者に対する装具の研究により、背屈制動機能には蹴り出しを補助する機能がなく、むしろ下腿前傾を阻害する^{6,11-14)}ことから近年の装具では背屈遊動機能を持った装具が主流になっている。このことから背屈遊動機能の装具に ROSI(直交表解析によって決定された ROSI パターンによって再製作された ROSI を用いた。)を組み合わせることとした。

一方で前述したように HUS-AFO の研究⁸⁾によって背屈制動機能に加えて、MP 関節より近位にロッカー軸を作ることで3つのロッカー機能を満たす歩行を達成したこともあり、背屈制動機能を条件に加え、背屈遊動と背屈制動の 2 条件を比較することとした。

ROSI を用いて歩行計測を実施する際には、片麻痺者の下肢に適合し、底背屈方向に制動をかけた一般的な図 5 のような短下肢装具(SHB:Shoehorn Brace)に ROSI を用いて、図 5-A のように下腿前方バンドを外し、背屈方向を遊動とした条件(以下:背屈遊動)と、図 5-B のように下腿前方バンドを締め、背屈方向に制動をかけた条件(以下:背屈制動)の 2 パターンとした。

またいずれの条件においても SHB 内に内補高をいれて内骨格上で底屈位にすることで背屈可動域制限のある片麻痺者であっても下腿が前傾するようにした(図 5)。

ROSI は靴(ダブルマジック III:徳武産業製)の中敷きを ROSI

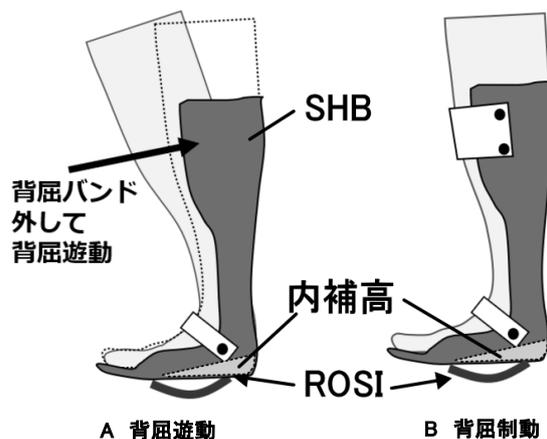


図 5 計測に用いた 2 条件の装具

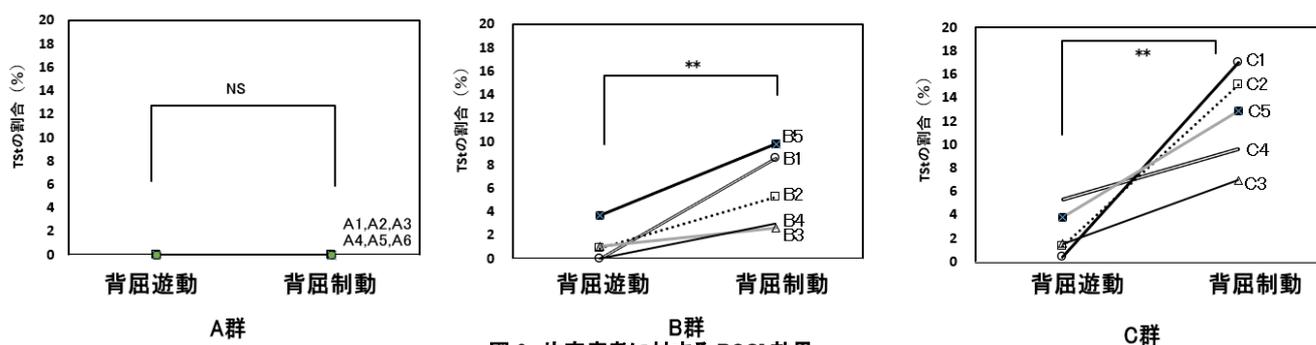


図6 片麻痺者に対するROSI効果

に差し替えてSHB装着下で歩行を実施した。

4-2-4. 計測および解析方法

三次元動作解析システムを用いた歩行計測の方法とTStの割合の評価パラメータ抽出方法については、3-2-3で記述した方法と同様とした。一方で片麻痺歩行に対して行った追加の解析方法にあたっては、運動力学的データとして足関節底背屈モーメントと床反力作用点(COP:Center of Pressure)の進行方向成分を抽出した。関節モーメントは体重で正規化し、COPは踵からMP関節間の距離で正規化した。片麻痺歩行では即時効果をみるため、ROSI装着直後から得られた6歩行周期のデータを用いた。ROSIの効果判定についても同統計解析ソフトを用いてWilcoxon Signed-rank Testを行った。

4-3. 解析結果

4-3-1. 片麻痺者に対するFFRの効果

上述(3-3参照)した組み合わせで製作されたROSIを片麻痺者に装着し歩行させた結果が図6である。

図6の縦軸はTStの割合を示し、数値が大きければFFRが機能していることを示す。結果として各群の代表値を中央値(Median: M)と四分位範囲(Interquartile range: IQR)として(M±IQR)比較すると、A群は背屈制動の有無にかかわらずTStの増加は認められなかった(背屈遊動:0±0%, 背屈制動:0±0%)が、B群(背屈遊動:0.9±1.0%, 背屈制動:5.3±5.5%)および

C群(背屈遊動:1.6±2.5%, 背屈制動:12.9±5.5%)では背屈制動にROSIを組み合わせることで有意にTStの増加が見られ、FFRが構築していることを示した。

4-3-2. 運動力学的パラメータの結果

図7は片麻痺歩行と比較し、ROSIの詳細な分析を行うために行った分析結果であり、正常歩行(図7-a)と、模擬大腿義足(図7-b, c)の結果を示す。図8は片麻痺歩行の代表例を示す。また図7・8の上段は足関節モーメントを示し、正極が内部底屈モーメントである。また下段のCOPはMP関節軸を1, ROSIの回転軸をROSI軸(踵-MP距離の中心からやや前の位置)として示している。またグラフ内のグレーの領域は両脚支持期(白領域:単脚支持期)を示している。グラフ内の実線は対象者において複数回計測した平均波形を示し、網掛け部分は標準偏差を示す。

4-3-3 正常歩行と模擬大腿義足について

正常歩行で(図7-A-a)はCOPが1を超えたとき、すなわちMP関節より遠位にCOPが移動したときに踵が離床し、足関節モーメントは1.0(Nm/kg)を超えていることがわかる。一方で底背屈に筋機能がなく、底背屈を遊動とした模擬義足歩行では、COPが足継手部にとどまって一切前進しなく、背屈制動をかけたROSI付き装具装着によってCOPが前進し、ROSI軸を超えることで踵が挙上していた。また単脚支持期中に踵が上がっていたのでFFRが機能していると判断した。

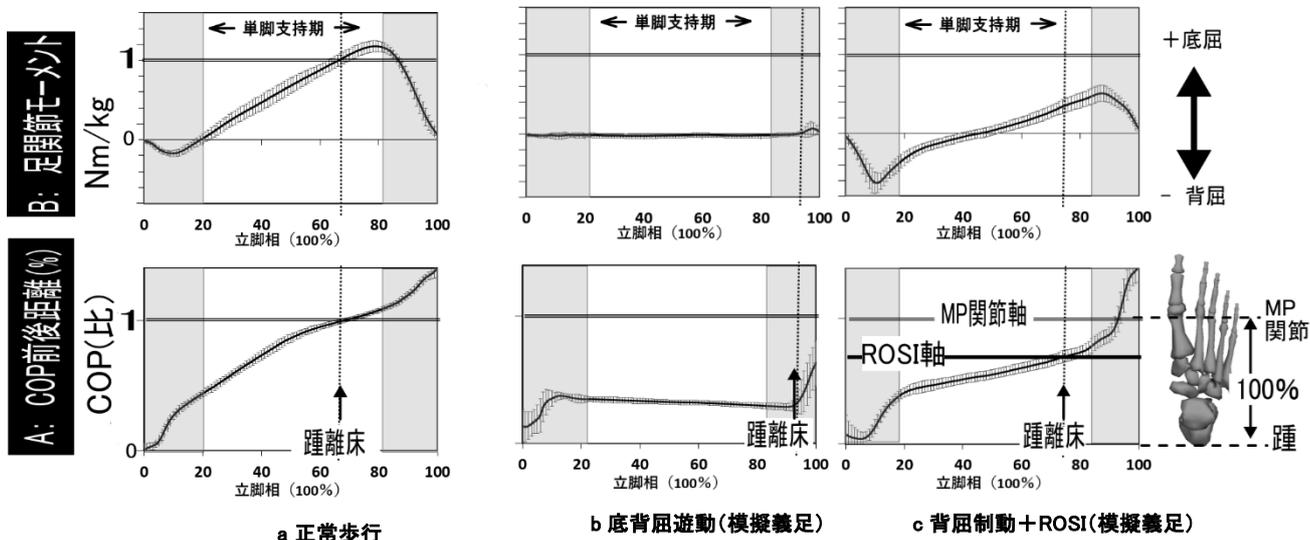
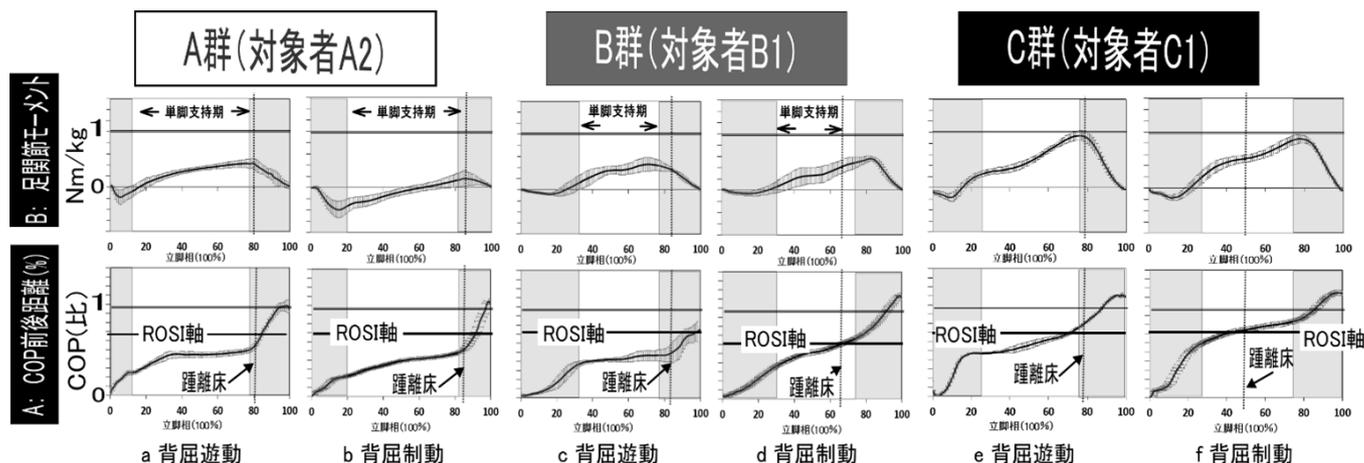


図7 正常歩行と模擬大腿義足歩行の結果



4-3-4 片麻痺歩行について

図 8 の A 群 (対象者 A2) に着目すると、背屈遊動・背屈制動ともに踵離床のタイミングは両脚支持期に入ってからであり、単脚支持期に踵離床していないことから FFR が機能していない。また、背屈遊動 (図 8-a) では単脚支持期間 (30%~75%) において COP の停滞が見られるが、背屈制動 (図 8-b) では単脚支持期間 (20%~75%) において COP の前進がみられる。

図 8 の B 群 (対象者 B1) に着目すると、背屈遊動における踵離床のタイミングは両脚支持期に入ってからであり、単脚支持期に踵離床していないことから FFR が構築されていない。また背屈遊動 (図 7-c) では単脚支持期間 (30%~75%) において COP の停滞が見られた。一方で背屈制動 (図 8-d) では単脚支持期間 (30%~75%) において COP の前進がみられ、COP が ROSI 軸を超えると踵離床し、FFR が機能していた。

図 8 の C 群 (対象者 C1) に着目すると、背屈遊動における踵離床のタイミングは両脚支持期に入ってからであり、単脚支持期に踵離床していないことから FFR が構築されていない。一方で背屈制動では、単脚支持期間 (25%~75%) において COP の前進がみられ、COP が ROSI 軸を超えると踵離床し (図 8-f)、FFR が機能していた。

5. 考察

5-1. フォアフットロッカーが機能する条件について

正常歩行における踵離床のタイミングは MP 関節より遠位に COP が移動し、足関節底屈モーメントが 1.0 (Nm/kg) を超えるような十分な底屈筋力によって踵離床し、これが単脚支持期に発生するので FFR が機能する。

しかしながら片麻痺者の多くは底屈筋力が低下するため十分な底屈モーメントを発揮することができない⁵⁾。そのため前足部荷重をすることが困難であることから、COP の前方移動が困難となる。結果として単脚支持期中に MP 関節より遠位に COP を移動できずに FFR が消失すると考える。

図 7 に示す底背屈を遊動とした模擬義足の歩行に着目すると、下腿が前傾していく立脚相後半 (50%以降) になっても底屈モー

メントは発生せず、COP の前進がみられないが、背屈制動装具に ROSI を加えると底屈モーメントが発生し、COP の前進がみられる。これらのことから COP の前進には十分な底屈モーメントの発生が必要と思われる。したがって安易に考えると片麻痺者に対しては底屈筋力を補う底屈モーメントを装具の背屈制動によって補助することができれば、COP の前進を助けるとも考えられる。

しかしながら、片麻痺者に対して、背屈制動をかけると、下腿前傾を妨げられ、前足部に COP を移動できずにアングルロッカーを阻害してしまうことから、背屈制動機能が底屈を補助することない⁶⁾ため背屈遊動機能の装具が推奨されている。

5-2. ROSI を利用した装具歩行について

ROSI はロッカーの回転軸を MP 関節の近位に設置しているため、ROSI の回転軸より前方に移動することで踵が挙上しはじめられる。この際、背屈遊動にしているとき背屈遊動にした模擬義足のデータ (図 7-b) をみてもわかるように COP が前進することはなく、背屈制動をかけた (図 7-c) ことによって COP の前進が行えることがわかる。したがって HR と AR を構築するだけなら、底屈制動に加えて背屈遊動することが望ましく、これは、これまでに推奨されてきた方法である。これに加えて 3 つめのロッカー機能である FFR を構築するには ROSI によって MP 関節より近位にロッカー軸を作り、背屈制動をかけることによって COP の前進を促すことがわかる。

一方で図 6 の結果に着目すると、ROSI を活用して FFR を出現するためには背屈遊動よりも背屈制動のほうが TSt の割合は多くなる。しかしながら、HR が構築していない A 群では FFR の出現を認めることはできなかった。また TSt の割合を背屈遊動と背屈制動で比較すると、C 群でもっとも増加率が高くなっており、FFR 相以前の HR および AR がうまくいっている歩行ほど重力を効率よく利用した倒立振り子歩行が可能¹⁵⁾となるため、身体合成重心の移動とともに COP の移動も前進しやすくなり、FFR は機能しやすくなると考える。

5-3. ROSI を利用した装具の設定と歩行のあり方について

今回の片麻痺者の中で FFR が機能しなかったケースでは、HR

が構築できていない場合は背屈制動機能と ROSI 組み合わせをもってしても、FFR を機能させることができないことわかった。

片麻痺歩行は個別性が高く、対象者個別に HR を構築する必要があるが、装具の角度調整や制動力の調整によって、HR が機能しない問題は解決できると思われる。本研究では実験の統一性を計ったため、利用した SHB の制動力および角度は同一ものであったことが問題であったと考える。したがって HR を機能させる適切な初期背屈角度と底屈制動力の設計ができれば、背屈制動機能に加えて ROSI を追加することで FFR を機能させることが可能と考える。

また股関節屈曲拘縮も FFR を機能させにくい原因の1つであると考えられる。股関節に屈曲拘縮があると立脚中期以降に下肢を伸展する代償動作として体幹が前傾してしまう。そのため腰が引けたような状態となり、足部の上に股関節を載せて体重をかけることができないことになる。また、股関節伸展が不足すると間接的に非麻痺側への一歩の歩幅も小さくなり、左右非対称性になる。結果的に ROSI 軸を COP が超えられず FFR 出現を阻害していると思われる。図 4 の直交表結果からも股関節の伸展を意識しない歩行や、左右非対称性の歩行では FFR を低下させる因子となっている結果も同様の可能性を示唆していると考えられる。

今回 FFR の出現を認めなかった対象者も、歩行中の股関節伸展を促すトレーニングや、ROSI 軸の設置個所を近位に移動させるなどの方策によって多くの片麻痺者の FFR を構築させることができるのではないかと考える。

5-4. ROSI の役割について

図 3 の ROSI の硬さや深さなどの構造をみると、2 mm と薄くかつ、深さも浅く、曲率半径も大きいことから撓みやすい形状でかつ、荷重時にはフラットになる。そのため歩行においては荷重応答期で最も荷重がかかり、ROSI はフラットになるが、立脚中期で抜重期間に入ると ROSI は逆オメガ形状となり、ロッカー軸が一時的に出現する。このタイミングで COP が ROSI 軸を超えることで FFR を出現させるというメカニズムであると考えられる。

ROSI はカーボン素材で構成された逆オメガ形状をしているため、一見するとカーボンの反発によって、踵挙上をアシストしていると開発当初は考えていたが、結果から鑑みると、カーボンの反発によって踵を挙上させているわけではなく、仮想的なロッカー軸を近位に移動させるためのものと考えている。すなわち荷重のかけ方に応じて ROSI 軸を出現させ、COP の前進を補助するデバイスともいえる。

仮に ROSI の厚みを極限まで薄くし、反発性を失うと、装具と靴の間で常に ROSI がフラットな状態になってしまうため、仮想的なロッカー軸 (ROSI 軸) が出現しないため、MP 関節がロッカー軸になってしまう。逆にカーボンの厚みを増すことでカーボンの反発性を高めてしまうと、足底接地の瞬間に ROSI がフラットにならないため、COP の前方移動を阻害すると考えられる。これらのことから ROSI の撓み量は荷重のかけかた (荷重時に足底がフラットになり立位時の安定性が獲得できる硬さで、歩行立脚期の抜重時にロッカー軸が機能するような硬さに調整) に応じて適宜調整

が必要と考える。つまり ROSI はカーボンの反発による踵挙上の補助するものではなく COP をコントロールし、間接的に踵挙上をアシストする装具であるといえる。

6. おわりに

6-1. 本研究の結論

本研究では多くの脳卒中片麻痺者が消失する FFR を装具によって機能させるために、ROSI の開発を行ってきた。

結果として ROSI 付の背屈制動 AFO は COP をコントロールし、底屈筋力が不十分な対象者であっても単脚支持期に踵を挙上させ FFR を機能させる装具であることを明らかにした。本研究で明らかにしたのは以下のとおりである。

- 1) ROSI を活用する場合は、背屈遊動よりも背屈制動の組み合わせによって COP を前進させる。
- 2) ROSI 軸を COP が超えると FFR が機能する。
- 3) ROSI 付の背屈制動装具を用いて FFR を機能させるためには、HR の構築が必須である。
- 4) 股関節伸展の可動域が不足していると FFR を機能させにくい。

6-2. 本研究の限界と今後の課題

本研究では、実験の統一性を図るために、対象者個別に装具の制動力や角度調整を行ったわけではない。そのためすべての対象者で FFR を機能させることができなかった。

また、ROSI は荷重時にカーボン板がフラットになり、抜重時に ROSI 軸が出現する必要がある。したがって対象者の体重や歩き方によって個別に選定する必要があると考える。今後は ROSI の厚み因子について種類を増やし、臨床において適切な ROSI の厚みを選定していく方法を模索していく。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 (基盤研究 B : 18H03562) の助成により研究が遂行されたものです。

参考文献

- 1) Gronley, JK and Perry, J: Gait analysis techniques: Rancho Los Amigos hospital gait laboratory, Physical Therapy, 64(12), 1831-1838, (1984).
- 2) 渡邊英夫, 平山史郎, 藤崎拓憲: 各 AFO および足継手の機能, 脳卒中の下肢装具第3版, 疾患に対応した装具の選択法, 3(2), 136, 165, (2017).
- 3) 植松茂也ほか: 足趾 MP 可動性調整機構を備えた装具を用いた脳卒中リハビリテーション, 日本義装会誌, 36(特別号), 90, (2020).
- 4) Jacquelin Perry, M: Gait analysis: normal and pathological function, New Jersey: SLACK, (2010).
- 5) Mauritz, KH: Gait training in hemiplegia, European journal of Neurology, 9, 23-29, (2002).
- 6) 櫻井愛子, 山本澄子ほか: 短下肢装具の背屈制動機能が

- 片麻痺者の歩行に与える影響, 理学療法学, 32(7), 406-415,(2005).
- 7) 昆恵介, 春名弘一ほか:脳卒中片麻痺者に対するターミナルスタンスアシスト装具の効果, 第35回日本義肢装具学会学術大会講演集, 127,(2019).
- 8) 昆恵介, 春名弘一ほか:フォアフットロッカー機能を支援する HUS-AFO の開発と評価, 日本義肢装具学会誌, 39(3),(2023), in press.
- 9) 奥野忠一ほか:直交表による多因子計画のわりつけ, 農業技術研究所報告, 23-76,(1965).
- 10) キルステンゲッツ・ノイマン:観察による歩行分析, 医学書院, 5-55,(2005).
- 11) Mulroy, SJ, Eberly, VJ, Gronely, JK, Weiss, WandNewsam, CJ:Effect of AFO design on walking after stroke: impact of ankle plantar flexion contracture, Prosthetics and orthotics international, 34(3), 277-292,(2010).
- 12) 昆恵介:短下肢装具の歩行への影響(特集 理学療法と下肢装具), 理学療法ジャーナル, 51(4), 301-309,(2017).
- 13) 山本澄子:動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発, 理学療法科学, 18(3), 115-121,(2003).
- 14) 山本澄子:下肢装具の歩行分析, The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine, 56(4), 282-285,(2019).
- 15) 春名弘一:脳卒中片麻痺者における底屈制動短下肢装具使用時の運動制御変化に関する研究,(2014).

Development and evaluation of an energy storing shoe-insert for post-stroke individuals

Keisuke KON^{1†}, Hirokazu HARUNA¹, Kento SATOU¹,
Ttsuo HORIKAWA², Sumiko YAMAMOTO³,

¹Hokkaido University of Science

²Fukuoka International University of Health and Welfare

³International University of Health and Welfare

Abstract

Many of post-stroke individuals have lost their forefoot rocker function during gait. The purpose of this study was to develop and evaluate a device (ROSI: Reverse Omega Shoe Insert) which could assisted forefoot rocker function during single stance of the paretic limb. The ROSI used in this study has an inverted omega shape made of carbon plates, and its apex is placed proximal to the Metatarsal pharangial (MP) joint. Sixteen ROSI patterns were fabricated according to an orthogonal table array, and the optimum shapes and positions of the ROSI were determined based on measurements of a healthy subject wearing a mimic trans femoral prosthesis. To confirm the validity of this ROSI, gaits of 16 patients were measured by a three-dimensional motion analysis system under two conditions, with the ROSI and an ankle foot orthosis under two conditions of the ROSI ankle foot orthosis with and without the dorsiflexion resistance. Results showed that the center of pressure moved more forward in the condition with ROSI and an AFO with dorsiflexion resistance. It was also found that the center of pressure moved distally beyond the ROSI axis, which was located proximal to the MP joint in this condition. This meant that the ROSI and AFO with dorsiflexion resistance facilitated the heel rise in a single stance of the paretic limb during gait of post-stroke individuals.

Key Words: Hemiplegic gait, orthosis, shoe insert, forefoot rocker, Center of Pressure

[†]Keisuke KON

Department of Prosthetics and Orthotics, Faculty of Health Sciences, Hokkaido University of Science,

7-15-4-1 Maeda, Teine, Sapporo, Hokkaido 006-8585, JAPAN,

Tel: +81-11-688-2240