

脳卒中片麻痺者に対する逆オメガ型 シューインサート (ROSI) の力学的特性

キーワード：脳卒中 短下肢装具 フォアフットロッカー

○昆恵介 (PO)¹⁾、春名弘一 (PT)¹⁾、佐藤健斗 (PO)¹⁾、
中井要介 (PO)²⁾、山本澄子 (ENG)³⁾

- 1) 北海道科学大学
- 2) マイスター靴工房 KAJIYA
- 3) 国際医療福祉大学

1. はじめに

脳卒中片麻痺を呈すると多くのケースでロッカー機能を消失する。ロッカー機能を補う代表的な装具としては底屈制動+背屈遊動機能を有した Gait-solution-AFO や RAPS-AFO などがあり、ヒールロッカーとアンクルロッカーを補うものである。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¹⁾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 (FFR:Forefoot locker) 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が、多くの片麻痺者では TSt が消失する。カーボン支柱装具が TSt 出現を支援すると思われがちであるが、地面に足を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。

これらの問題を解決するために、我々は熱可塑性のカーボンプレートを用いたエネルギー蓄積型シューインサート (Reverse Omega Shoe insert: ROSI) を開発してきた。ROSI は短下肢装具と併用することで脳卒中片麻痺者に対して TSt をサポートするものである。本報告では、ROSI 形状がどのような力学的特性を持っているのか実験調査することを目的とした。

2. 開発した装具の概要

本研究で開発した ROSI は、図 1-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構造とすることで、逆オメガ形状の頂点位置がロッカーボトム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によってエネルギーを蓄積し、抜重時の反発によって推進力を得る構造となっている。

ROSI は、図 1-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。

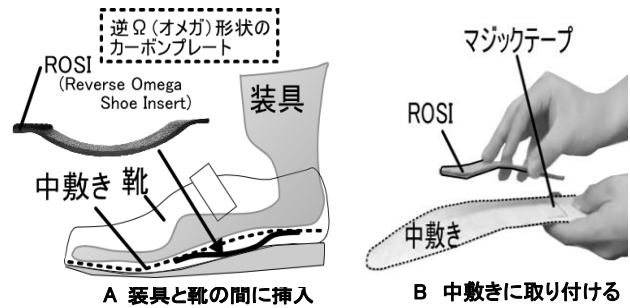


図 1 ROSI の使い方

3. 方法

3-1. 実験用 ROSI の種類

TSt 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 1-A のような逆オメガ構造が必要である。しかしながら ROSI 曲面の頂点位置の違いや、曲率半径や深さなど様々な要素が考えられる。

本研究では、表 1・図 2 に示す 4 因子 2 水準の実験条件とし、図 4-a のような形状の ROSI を用意した。

表 1 ROSI 条件		
因子	水準 1	水準 2
曲率半径	R100	R300
ROSI 厚み	2 mm	3 mm
ROSI 深さ	10 mm	20 mm
頂点位置	中央 (1/2)	前後 1/4 点

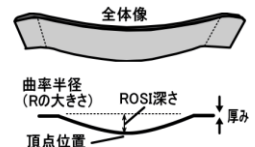


図 2 ROSI の条件の説明

3-2. 実験方法

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図 3 に示すように、T 字杖に 3 点マーカ貼付し、ROSI 頂点が床反力計 2 枚にまたがるように設置した。

T 字杖を極力垂直荷重になるように、ROSI に荷重をかけ、荷重開始から抜重までを 1 動作周期の試技とし、1 条件で 10 回の計測を実施した。

解析に当たっては C-motion 社製の Visual3D を用いて三次元動作解析装置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 のローパスフィルタをかけた。1 動作周期中のマーカの移動距離 (ROSI の変化量) と床反力計から得られた荷重量からバネ定数 (Nm/mm) を求めた。



図 3 荷重実験

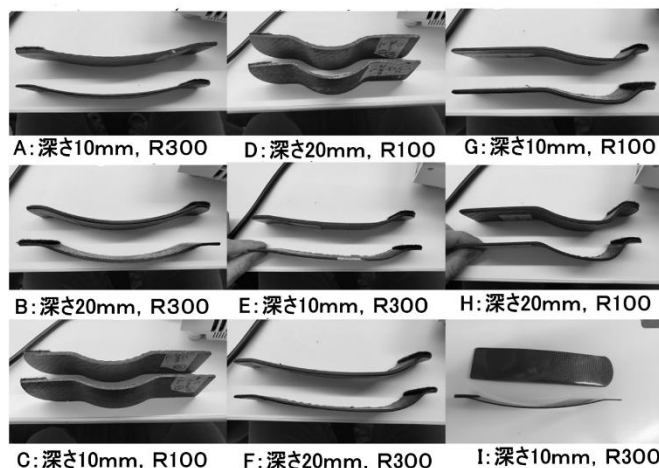
4. 結果および考察

4-1. ROSI バネ定数について

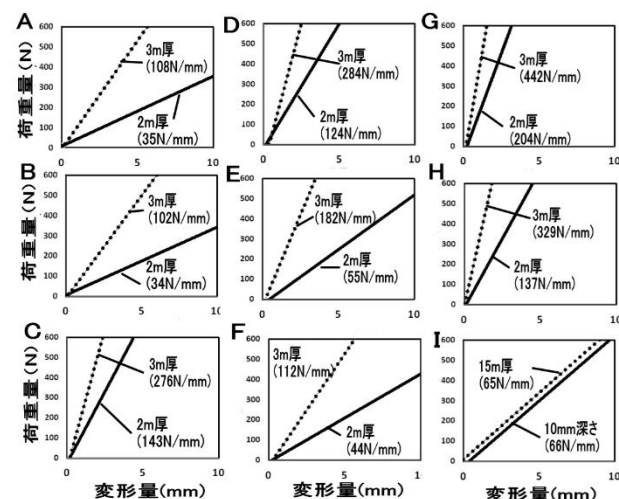
図 4-b は図 4-a の ROSI 形状に対応するように配置された ROSI バネ定数の結果であり、各グラフの横軸は ROSI 変位量 (mm)、縦軸はバネ定数を示し、直線の傾きが大きいほど ROSI バネ定数が大きいことを示す。

厚みに着目すると、どの形状においても 2 mm より 3 mm のほうがバネ定数が高いことを示した。

一方で条件 A (図 4-b-A) と条件 B (図 4-b-B) や条件 I (図 4-b-I) は ROSI 深さだけが違う条件であるが、結果



a ROSI 形状



b ROSI のバネ定数

図 4 ROSI の形状とバネ定数

を比較すると、傾きに違いがないため、バネ定数に違いがあるとはいえない。

また、ROSI の曲率半径については、条件A(図 4-b-A)と条件 C(図 4-b-C)の比較が曲率半径だけの違いでの比較となるが、結果をみると曲率半径が小さいほど、バネ定数が増加しており、コルゲーション効果が働いたと考える。

頂点位置の違いについては、条件A(図 4-b-A)と条件E(図 4-b-E)が頂点位置の違いだけとなるが、条件Eのほうが、条件 A と比較し、バネ定数が大きくなっていた。これは非対称の形状をしている条件 E では、ROSI 終端部分の曲率半径が小さくなっているため、コルゲーション効果の影響を受けてバネ定数が大きくなったと考える。

4-2. 歩行中のTStへの影響について

図5-a・b は ROSI に荷重を掛けた際の抜重時床反力を示している。細いベクトルは各床反力計から得られた床反力ベクトルを示し、太いベクトルは合成された力である。結果としてみると、対称性のある ROSI 形状では抜重時に鉛直方向と前後方向に均等に力が分散していた。一方で非対称の ROSI では、曲率半径の小さいほうの鉛直方向床反力が大きくなっていたが、前後方向の大きさに変化はないと思われた。

ROSI の機能的な役割は、ROSI 頂点を舟状骨直下におくことで、床反力作用点が、ROSI 頂点を前方に移動した瞬間に踵挙上する²⁾というものである。これらのことから、ROSI 頂点の位置は、足長の前後どちらかに寄ることなく、前後中心に配置したほうが、TStを作りやすい

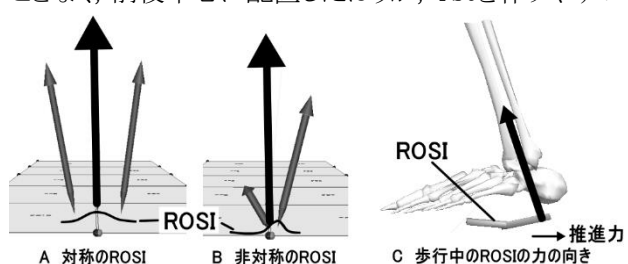


図 5 ROSI が発生する力の向き

と思われる。

また、ROSI は荷重からエネルギーが解放され抜重状態になると、前後方向にベクトルが傾くことから、TSt時の ROSI では、床反力が前上方に傾くことになる。つまり床反力が前方に傾くということは、後方への推進力を生みだし、上方に踵を押し上げる力に寄与していることになる。

4-3 ROSI に必要なバネ定数について

ROSI は立位時に形状がフラットになることで立位の安定性を得て、立脚中期に自重よりも荷重が減ることによって荷重時のエネルギーが解放され、ROSI がわずかにオメガ形状に戻り、ROSI 頂点が出現する。

体重 70 kg の対象者の静止立位時であれば、片脚で 35 kg (343N) である。すなわち深さ 10mm の ROSI であれば、34N/mm であれば立位安定性は維持できると考える。また立脚中期の抜重による ROSI 頂点の出現に関しては、自重よりも軽くなるわけなので、条件 A のように対称性のある ROSI で深さは 10mm 以下に設定し、カーボンの厚みによってバネ定数を調整することが望ましく、体重によって選択できるようにすべきと考える。

5. おわりに

多くの脳卒中片麻痺者では、麻痺側の推進期において床反力ベクトルが前方に傾かず、推進力を得られないが、短下肢装具にROSIを組み合わせて、立脚後期に前方への推進力を補助するとともに、Tst時に踵を上方に押し上げる力も補助することを明らかにした。

参考文献

- 1) 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, 日本義装誌, 36 巻特別号, 90, 2020.
- 2) 昆恵介ほか: 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, 第 27 回バイオメカニズムシンポジウム発表論文, pp35-42, 2022.