

## 脊髄損傷者の装具歩行時における上肢負荷

Study on the load at upper limb of paraplegic patients during gait with orthosis

9930124 山口裕子 Yuko YAMAGUCHI

### 1. 背景

#### (1) 脊髄損傷と歩行

脊髄損傷とは脊髄の断裂により断裂部位以下の神経機能が喪失するものであり、胸髄損傷では両下肢麻痺(対麻痺)、頸髄損傷では四肢麻痺となる。四肢麻痺者および対麻痺者は通常は歩行が不可能となり、移動手段として車椅子を使用するのが一般的である。ただし歩行は健康管理の原点と考えられ、歩行動作を有することで移動動作が確保されるだけでなく、筋萎縮や骨粗鬆症の予防、呼吸循環機能の維持、免疫の活性化、消化機能の改善などの意義があり、体力・健康維持に不可欠である。さらに他者との視線の違いからくる精神的影響の指摘もあり、心理的・生理的にも有効であることが報告されている。このため 1969 年から Parawalker, RGO, ARGO, Walk About, WBC など様々な脊髄損傷者用歩行補助装具が開発されてきた。

#### (2) ARGO (Advanced Reciprocating Gait Orthosis)

ARGO は胸部・骨盤部を固定する体幹装具と膝・足関節・足底部を固定する長下肢装具を組合せ、股関節の屈伸運動のみ遊動にした脊髄損傷者用歩行補助装具で現在対麻痺患者の歩行装具の代表的なものである。その特徴としては、一方の股関節を伸展させると他方の股関節が屈曲する機構(レシプロ機構)を備えることである。このため本装具では安定した下肢の交互振り出しが可能となる。

#### (3) 上肢負荷

装具歩行の際は、バランス維持の為に常に両杖で体幹部を支持しバランスを保つ必要がある。さらに歩行時には重心を片側に移動し足と床との間にクリアランスを作り出したうえで、下肢を振出さなくてはならない。これには上肢の筋負担が大きく、未だ日常的に長時間継続して使用することが難しいという問題点があった。

### 2. 目的

ARGO を装着して歩くには、残存する体幹部の筋群により脚を前方に振り出さねばならず、上肢への負担が

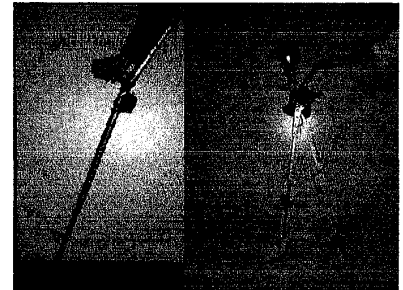


Fig.1 Stick(left) and ARGO (right)

きわめて大きいことが予想され、本研究では脊髄損傷者の ARGO 歩行時における上肢負担を計測することとした。また歩行労力の軽減を目的に ARGO の下肢振り出し機構をアクチュエータ化(動力化)した装具が既に開発されており、アクチュエータの有無による上肢負荷の違いも解析し、より歩きやすく改良するためのアイデアを得ることを目的とする。

### 3. 実験

体幹支持筋は残存しているものの下肢振り出しは不可能である脊髄損傷者 4 名(第 5・8・11・12 胸髄損傷、以下胸髄を T で示す。)を解析対象とし、ARGO を装着した状態で、両手に杖を持ち約 6m 区間の歩行を計測した。被験者及び杖先には計 18 個の反射式マーカを張り付け、歩行を 3 次元動作解析装置 VICON を用いて計測した。これはマーカを 7 台の CCD カメラで撮影し 3 次元座標化すると同時に、6 枚のフォースプレートより床反力データを採取するシステムである。

Fig.2 に示すように、杖先にかかる力と上肢負荷を同

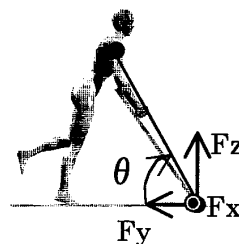


Fig.2 Walking Posture 4)

等と考え、杖先の床反力(3軸)を計測した。また床と杖との角度も計測した。(本稿では T8・12 損傷者における結果のみを示す。)

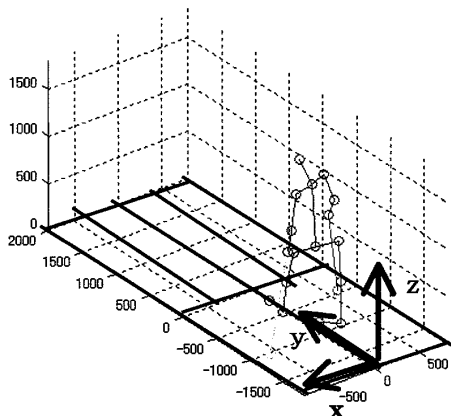


Fig.3 Definition of axes

4. 結果並びに考察

杖にかかる成分別床反力と yz 平面・xz 平面の杖と床の角度を Fig.4, 5 に示す. Fig.4 は T8, Fig.5 は T12 損傷者である(座標系は Fig.3 に示した.). また, 図には歩行 2 周期分を示した. 図に示すように, 1 ストライド間に杖にかかる床反力は z 成分が最も大きく, また 2 峰性を示すことがわかった. 2 峰性の理由として, 第 1 峰が前方への制動を行うことで身体の前方向への転倒防止(身体を垂直に保とうとする制動力), 第 2 峰は身体を前方へ移動するための推進力として利用されたと考えられる. このことは, Fig.5(T12)では床反力 y 成分が負から正へ, 即ち制動力から推進力へ変化したことわかるが(矢印), Fig.4(T8)のケースでは常に負の力, 制動力しか働いていなかった.

このことを杖と床の角度から調べた. 第 2 峰で推進力が作用するという事は, yz 平面における杖の角度が 90 度を越えると考えた. 予想通り T12 損傷者では床反力の第 2 峰で杖の角度は 90 度を越え, T8 損傷者では基本的には越えないことが分かった. なお xz 平面における杖の角度変化は, T8 損傷者で振幅が大きく, T12 損傷者で小さいがわかった. このことから T8 損傷者では上体の左右の振れが大きく, その制御が上肢の負担となることが予想される.

5. 結論

杖にかかる力は, 1 ストライド間に 2 峰性を示すことがわかった. 第 1 峰は制動力であり, 第 2 峰は高位損傷者の場合では基本的に制動力, 低位損傷者の場合では前方移動のための推進力となっており, 損傷部位により, 上肢にかかる力に違いがあることが分かった.

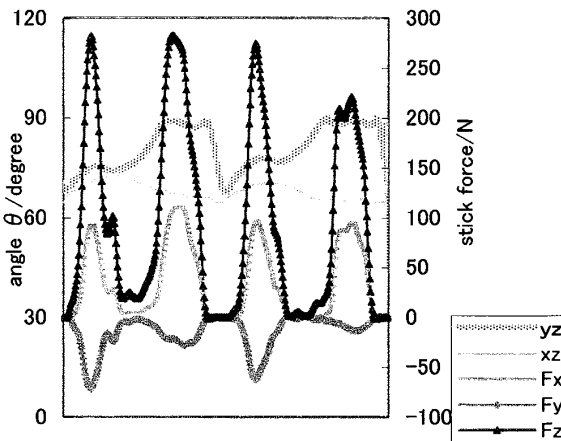


Fig.4 Stick-floor angle and stick force (T8, left stick)

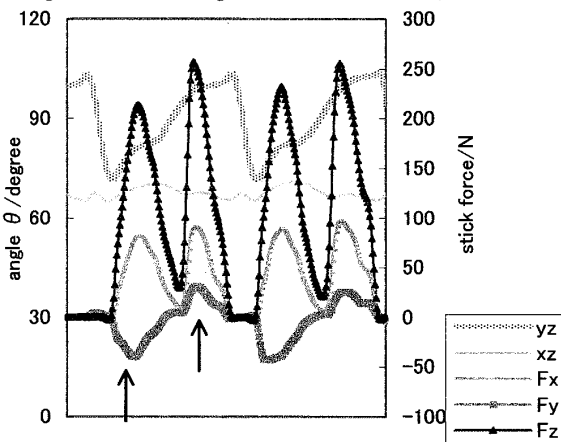


Fig.5 Stick-floor angle and stick force (T12, left stick)

謝辞

本研究にあたりご指導頂きました国立身体障害者リハビリテーションセンター河島則天先生, 中澤公孝先生に心から感謝いたします.

参考文献

1. 吉田ももこ. 動力化装具による脊髄損傷者の歩行解析. 生活工学研究, 4(1), 40-41, 2002.
2. 矢野英雄. 脊髄損傷者のために開発した人工肢一荷重制御式歩行補助装具. Research Journal of Walking, 1, 15-30, 1997.
3. 岡野生也. ARGO を用いた脊髄損傷者の歩行練習. 理学療法ジャーナル, 医学書院, 35(7), 475-481, 2001.
4. Aydin Tozeren. HUMAN BODY DYNAMICS - Classical Mechanics and Human Movement -, Springer, 117-149, 1999.