

## 脊髄損傷者の歩行運動の損傷部位依存性

Relationship between gait of spinal cord injury patient and the injury level

9930123 矢野裕美 Hiromi YANO

### 1. 背景

我が国における脊髄損傷者数は年々増加傾向にあり、厚生労働省の身体障害者実態調査によれば、平成3年には約6万3千人、平成8年には約7万6千人、平成13年には約10万人となっている。これらが18歳以上の在宅の身体障害者を対象とした調査であることを考慮すると、現在の日本においては脊髄損傷者が10万人をはるかに超えると考えられる。

脊髄損傷の発生原因は過去には産業災害が多かったが、最近では交通事故が多い。また、わが国で報告された労災指定病院を調査対象機関とする脊髄損傷の発生統計調査では、10-20歳代では交通事故に加えスポーツ事故が多いことも報告されている。最近ではスノーボードでの事故も多く、発生原因は様々である。

脊髄は脳からの命令を体全体へ伝え、逆に体中からあらゆる感覚情報を脳へ伝える重要な伝達経路である。脊髄損傷が起こると、この経路が切断されるため損傷部位以下に運動・知覚麻痺が発生する。また、その損傷部位が上になるほど麻痺範囲も拡大する。

### 2. 目的

脊髄損傷者は移動手段として一般に車椅子を使用する。しかし歩行動作の獲得は移動能力の確保という観点だけでなく心理的・生理的効果からも必要とされ、近年脊髄損傷者の立位歩行に関する研究開発が進んでいる。一口に脊髄損傷といっても損傷部位により身体機能に現れる麻痺などの制限も異なることから、各歩行者に見合った歩行補助装具が必要であるが、十分な研究はできていない。よって本研究では、脊髄損傷者の装具歩行運動に関し、損傷部位による差異を調べることを目的とする。

### 3. 実験方法

脊髄損傷者4名(男、損傷部位:T5, T8, T11, T12)を装具歩行計測の被験者とし、すでに開発した動力化装具(以下 power-assisted ARGO)を装着させ有杖歩行を行った。歩行区間は約6mである。歩行計測は5回ずつ行った。被験者及び杖先に18個のマーカを貼

り付け7台のCCDカメラで撮影し、VICON370に基づき3次元画像解析することで歩行動作の計測を行った(Fig. 1)。また、無動力装具(normal ARGO)による歩行を比較対象とした。

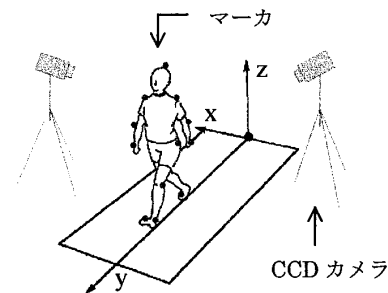


Fig. 1 Schematic diagram of gait measurement by VICON system

### 4. 結果および考察

損傷部位による歩行動作の違いを見るため、歩行速度、ストライド、頭頂左右動揺、上半身前傾、脚振り出し角度を解析した。

#### (1) 歩行速度

歩行速度の解析結果を Fig. 2 に示す。損傷が最も低位の T12 の被験者で最も速く、損傷が高位(T8, T5)になるにつれ歩行速度は低下した。また T8 の被験者では、動力化装具による歩行速度は有意に増加したが、T5・T11 の被験者では有意差はみられず、装具操作に不慣れであったためと考えられた。T12 の被験者でも有意差は見られなかったが、これは、ARGO 歩行訓練を積んでおり、動力の有無による差がみられないほど歩行速度が上昇したものと考えられた。

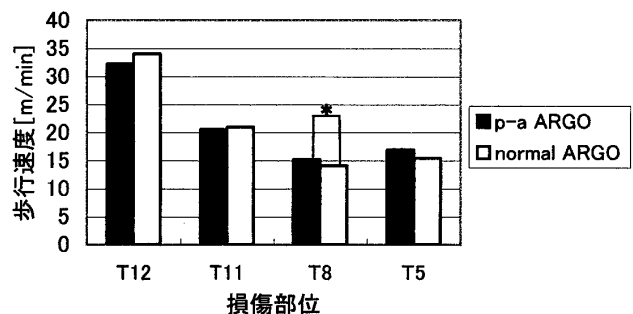


Fig. 2 Gait speed with/without power assist

\* 有意差 ( $p < 0.05$ ) \*\* 有意差 ( $p < 0.01$ )

(2) ストライド長

ストライド長（足底接地位置から一周期後の同側の足底接地位置までの距離）の計測結果を Fig. 3 に示す。歩行速度同様、損傷が高位になるに従いストライド長も減少する傾向となり、損傷が最も低位の T12 被験者で power-assisted ARGO 装着時に 119.4cm であり、最も高位の T5 被験者では 89.6cm であった。

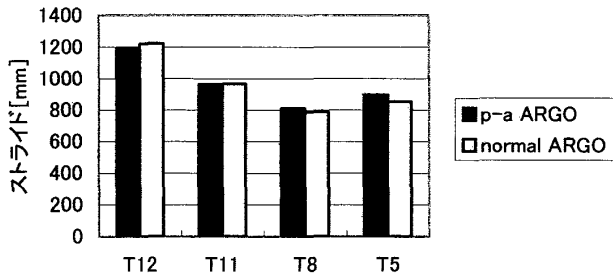


Fig. 3 Stride length with/without power assist

(3) 頭頂の左右動揺

装具歩行時には、脚振り出しのため床面と装具足底に一定の距離をとらねばならず、上体を左右に倒しつつ歩行動作が実現される。この揺れを、頭頂に設置したマーカの左右の揺れ (Fig. 1 中の X 軸方向) から解析した。その結果、Fig. 4 に示すように損傷部位が高位になるに従い、左右の揺れが増加することが分かった。この結果により、障害程度が重いほど揺れをコントロールする動作が困難となることが分かった。これは、腹筋を使って脚を振り出すことができないため、左右への重心移動量を大きくとることで歩行を行うためと考えられた。また、normal ARGO と power-assisted ARGO 間で左右への揺れ量を比較すると、T5 損傷被験者において動力化による有意な減少が見られ、損傷が高位になるにつれ、左右の揺れに ARGO の動力化が有効に働くことが示唆された。

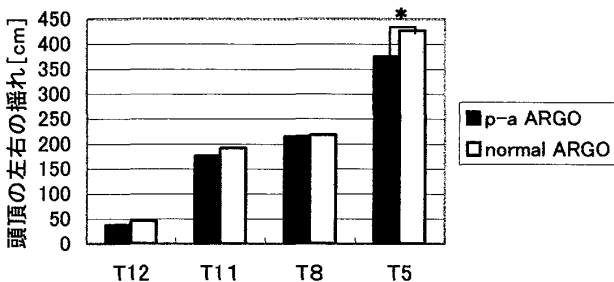


Fig. 4 Perturbation of upper body on the XY-plane

(4) 上半身前傾角度

装具歩行時に、上半身の姿勢にどのような差がみられるか解析するため前傾角度に注目した。Fig. 5 に結

果を示す。前傾角度は低位損傷 T12, 11 の被験者が最大で 25° 前後なのに対し、高位損傷の T5 の被験者では 36° と大きくなっている。これは、前進するために体をより前傾させなければならないこと、上半身の安定な支持が困難であることの影響と考えられる。また、T8 被験者のみ他の被験者と異なる傾向を見せているが、これは、ARGO 装着以前に他の歩行補助装具を利用しており、その時の歩行により上体を仰け反らせて歩く癖があるため他と異なる歩容を示したものと考えられる。また、T5 の被験者においては normal ARGO との間に有意差が見られた。

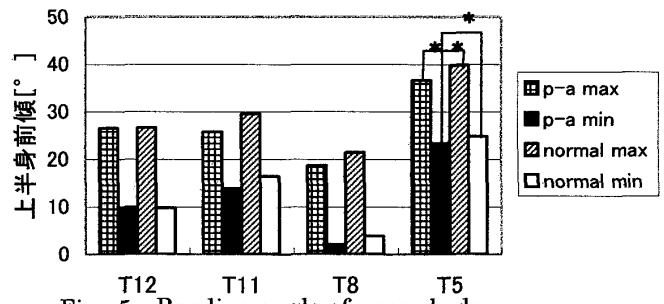


Fig. 5 Bending angle of upper body

(5) 脚振り出し角度

脚振り出し角度を Fig. 6 に示す。ここでも上半身前傾と同様に T5 の被験者において最も大きな値を示した。また T5 の被験者は脚振り出し角度が負にはならず、他者と異なる歩行をしていることが分かった。

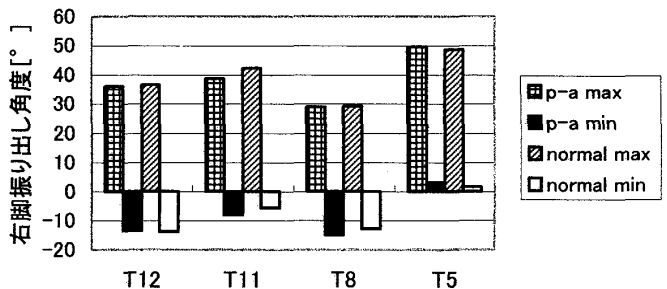


Fig. 6 Leg angle (flexion +, extension -)

5. 結論

損傷が高位になるにつれ上半身の動きを多用しつつ歩行することが分かった。特に T5 被験者で顕著で、歩行時の上半身への負担も増加すると考えられた。また、装具の動力化の有効性は高位損傷者で特に確認することができた。

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) 河野邦雄, 伊藤隆造, 堺章. 解剖学, 医歯薬出版株式会社, 2000.