

健常者と脊髄損傷者における歩行様筋活動電位

Walking electromyographic activity in a control and a spinal cord injury person

山口裕子, 太田裕治

Yuko YAMAGUCHI, Yuji OHTA

(お茶の水女子大学大学院 ライフサイエンス専攻)

1. 背景

現在までに被検者と環境条件が一定でないにもかかわらず、典型的な歩行周期の基礎となる筋電図パターンに、ある一定の基本的特徴が確認されてきた。

一般に、立脚肢の筋は、身体を支え(安定)、前方へ進める(前進)ように作用する。遊脚肢は、重力の影響下にあるつなぎ目のある振り子とまったく同じように振り出されるので、筋活動は主として遊脚期の始まりと終わりに限定される。歩行周期の各期での典型的な筋電図パターンを Fig.1 に示す。ただし、縦軸は筋の最大電気活動を 100 とし、横軸は歩行周期を表す。

2. 健常者の歩行様筋活動電位

安定を得るための力を吸収するには、立脚期の開始時に膝関節屈曲が起こることが必要である。そして、足部接地の衝撃力が踵接地から足底接地立位までの時間に分散される。立脚期の開始時に、膝関節伸筋(大腿四頭筋)が活動し足部接地の衝撃を吸収するために用いられる小さい膝関節屈曲波を制御する。足関節背屈筋(前脛骨筋)の活動は、踵接地の結果として生じる足関節の底屈に抵抗して、底屈速度を遅らせることにより、足部の着地する動きを減速させる。まず、両方の筋群は動作の方向に抵抗するように働く。さらに、立脚期の安定のために股関節、膝関節、足関節の伸筋群を作動する必要がある。そして重力により身体が倒れるのを阻止する。股関節伸筋群の活動もまた、頭部、上肢、体幹部の前進を制御する。立脚中期まで、大腿四頭筋は、脛骨前部筋群として優位に機能していない。

立脚期に身体を動かしている状態を保つため、推進力を生み出すことが必要である。前進のための推進力を生み出す最も一般的な戦略としては、立脚期終了時の底屈筋(下腿三頭筋:ヒラメ筋, 腓腹筋)の求心性収縮を必要とする。腓腹筋の求心性収縮を伴い、足部を中心に身体が自由に動く能力によって、身体質量中心が立脚期の終わりに支持足部の前になり、前進に欠かせない身体の前転倒が生じること

になる。股関節伸筋(ハムストリングス)と膝関節伸筋は、立脚期の終わりに推進力となる筋の集中活動を示す。しかし、この活動は、一般的に力吸収期で観察される活動ほど重要ではない。

遊脚期には、引き続き前進を続けるために、足部を再配置することが必要である。これには、下肢の前方への加速と、確実に足趾が床に触れずに通過することが必要である。

遊脚期の初めの大腿部の前方加速は、大腿四頭筋の求心性収縮に伴うものである。しかし下腿は、遊脚期開始時の衝動力によって作動する振り子のように動き、実際、大腿四頭筋は遊脚中期に至るまで活動していない。しかし、腸腰筋は、前方移動を助けるように収縮する。ハムストリングスは足部接地の準備に際し、大腿部の前方回旋を遅くするために、遊脚期の終わりに活動する。遊脚期の終わりに、立脚期へ移行するための荷重準備として膝関節が伸展する。これは筋活動の結果ではなく、それ以外の受動的な力の結果である。

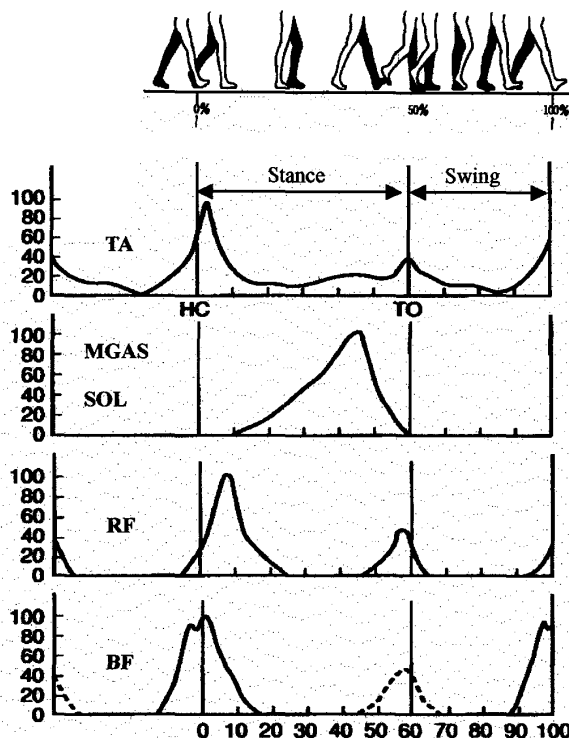


Fig.1 主要筋群の歩行様筋活動電位

(Eberhart et al. 1954)

3. 評価実験

(1) 目的

健常者において、トレッドミル上で歩行周期に同調した下肢筋活動が取得可能か確認し、脊髄損傷者における歩行様筋活動を評価することを目的とする。

(2) 方法

脊髄損傷者用歩行補助装具のひとつであるARGO (Advanced Reciprocating Gait Orthosis, Fig.2)

を装着した健常者(女性, 身長163cm, 2003年の時点で23歳)および完全対麻痺者(男性, 身長175 cm, 第5胸髄完全損傷, 20歳)は、トレッドミル上での歩行を行った。

本研究では、予め被検者の快適歩行速度を基準とし、歩行動作を評価した。対麻痺者は通常型ARGO

を用いた3ヶ月の歩行トレーニングを経ており、実験時には歩行時の動作はほぼ安定した状態であった。

歩行中の麻痺筋 EMG 活動を以下の筋より計測した。前頸骨筋 (TA), ヒラメ筋 (SOL), 内側腓腹筋 (MGAS), 大腿直筋 (RF), 大腿二頭筋 (BF)。筋活動データは生体アンプにて 1000 倍に増幅後、A/D 変換器を通して周波数 600Hz にて記録した。同時に、トレッドミルのベルト部に埋め込まれた3分力床反力計 (ADAL-3DC, Techmacine 製) から歩行中の床反力を、さらに股関節、膝関節、足関節に電気角度計 (Biometrics 製) を貼付することにより、関節角度変位を計測した。各筋から導出した筋電信号は整流・積分処理を行った。

(3) 結果・考察

筋活動電位、股関節角度、床反力の 10 試行分の加算平均波形を算出した (Fig.3)。縦軸は筋の最大電気活動を 100 とし、横軸は歩行周期を表す。筋の図中に示すように、両者ともに装具を装着しての歩行のため、歩行中の股関節の動作はほぼ同様の動きを表した。床反力は、健常者においては立脚期でほぼ安定して足底に力がかかっていたのに対し、対麻痺者においては床反力が二峰性を示した。これは対麻痺者の下肢に麻痺があるため谷になっている部分・重

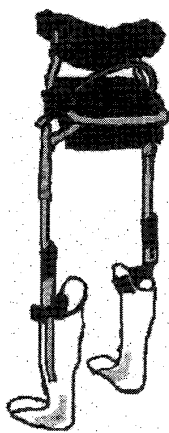


Fig.2 ARGO

心がほぼ最高位置に達している時に上肢で体重を支えるような歩き方をしているためと考えられる。

本実験で用いた ARGO では歩行遊脚期に膝関節が伸展位で固定されているため、膝関節伸筋である大腿四頭筋の活動があまり見られなかったが、健常者において、Fig. 1 に示したデータとほぼ同位相に歩行様筋活動が見られた。対麻痺者においても、ヒラメ筋や大腿二頭筋において、特に明確な歩行周期に同調した筋活動が見られた。

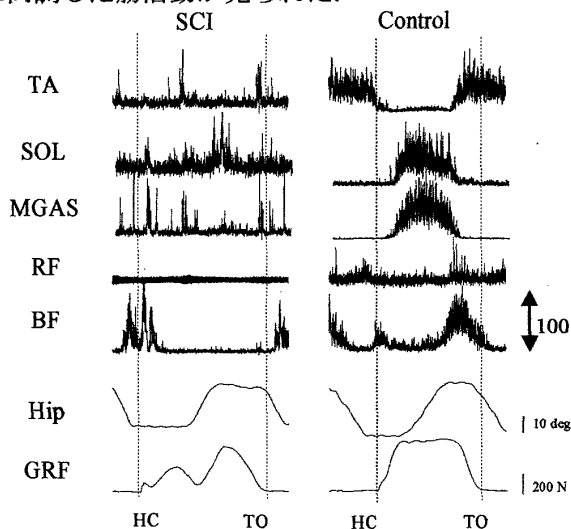


Fig.3 加算平均波形(右: 健常者, 左: 対麻)

(4) 結論

健常者において、膝関節伸展にの状態ではあるが、トレッドミル上でも歩行周期と同調した筋活動電位が見られた。また、対麻痺者においても、筋活動電位の値は小さいものの、歩行様筋活動が見られることが分かった。

【参考文献】

- 1) 田中繁, 高橋明, モーターコントロール・運動制御の理論と臨床応用, 医歯薬出版, 241-253, 1999.
- 2) 石田明允, 廣川俊二, 身体運動のバイオメカニクス, コロナ社, 102-125, 2002.
- 3) 窪田俊夫, 大橋正洋, 歩行障害の診断・評価入門, 医歯薬出版, 65-77, 205-214, 2002.
- 4) Kojima N, Nakazawa K, Yamamoto SI, Yano H. Phase-dependent electromyographic activity of the lower-limb muscles of a patient with clinically complete spinal cord injury during orthotic gait. *Exp Brain Res*, 120(1), 139-142, 1998.
- 5) Kojima N, Nakazawa K, Yano H. Effects of limb loading on the lower-limb electromyographic activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient. *Neurosci Lett*, 274(3), 211-213, 1999.
- 6) Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, Requejo PS, Dobkin BH, Edgerton VR. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol*, 77(2), 797-811, 1997.
- 7) 中澤公孝, 赤居正美. 脊髄損傷と歩行の可能性. *J Clin Rehabil*, 11(3), 193-203, 2002.