モデル計算法による杖歩行の評価

Evaluation of swing-through gait by using model calculation method

○学 鎌田 公 (秋田大学大学院)
 正 巖見 武裕 (秋田大学工学資源学部)
 正 宮脇 和人 (秋田県工業技術センター)
 畠山 和利 (秋田大学医学部)

学 中村真知子 (秋田大学大学院)
 島田 洋一 (秋田大学医学部)
 松永 俊樹 (秋田大学医学部)
 佐藤 峰善 (秋田大学医学部)

K. Kamada, M. Nakamura, Graduate School, Akita University, Tegatagakuentyou1-1, Akita-city, Akita
 T. Iwami, Akita University
 Y. Shimada, T. Mastunaga, K. Hatakeyama and M. Satou, Akita University
 K. Miyawaki, Akita Prefectural Industrial Technology Center

Key Words : swing-through gait, Axillary crutch, Lofstrand crutch, C-posture, FES

1. 結 言

対麻痺者の移動手段としては車いすの使用が一般的である。しかし、下肢の筋萎縮や血行障害などの廃用症候群を予防するため、可能であれば起立が推奨され、長下肢装具と平行棒などを用いた歩行訓練が行われている。本グループでは、これまで FES (機能的電気刺激) を用いた対麻痺者の交互歩行の再建に取り組んできたが、より効率のよい起立歩行として、長下肢装具の代わりに FES を用いて膝支特性を確保した swing-through gait の再建を目指す。この swing-through gait とは、Fig.1 のように両側の杖と両足を交互に大きく振り出す杖歩行の形態である。本研究では、ロフストランド杖と松葉杖による上肢負荷の違い、また、通常の swing-through gait と C-posture と呼ばれる歩行形態の下肢負荷を比較する。負荷の算出法は、身体を剛体リンクモデルと筋骨格モデルにモデル化することで生体内力を算出し、結果を比較することで実用的な swing-through gait の条件を検討する。

Fig.1 swing-through gait

2. 解析モデル

2.1 剛体リンクモデルによる関節トルクの算出

ロフストランド杖と松葉杖による歩行時の運動特性から、関節トルクの算出には、Fig.2 の剛体リンクモデルを用いた。図中の矢印は歩行時に身体に加わる外力である。ロフストランド杖の場合は、杖と前腕部が一体となって運動するため、これを1つの剛体リンクとし、杖先と足部が受ける床反力を外力とした。一方、松葉杖の場合はグリップ部の力ベクトルを直接計測し、動力学計算により各関節のトルクを算出した。日本機械学会東北支部第40期秋季講演会講演論文集

Fig.2 The link model of lofstrand crutch (a) and axillary crutch (b)

2.2 筋骨格モデルによる筋張力、筋消費エネルギーの推定

筋張力、筋消費エネルギーの推定には、上肢、下肢の関節を駆動する筋として運動に支配的な 19 の筋だけに着目した筋骨格モデルを用いた (Fig.3)。

Fig.3 Muscle skeletal model

上肢と下肢を駆動する主要な筋の張力は、関節を中心とした滑車モデルにより計算した。それぞれの関節における関節トルクと筋張力の関係は以下の式となる。

$$\sum L \cdot F = \tau \quad (1)$$

L は関節の回転中心から筋付着位置までの長さである。しかし、関節の数より筋の数の方が多いため、(1)式だけでは方程式の数より未知数が多くなり、筋張力は一意に定まらない。そこで、各筋の負荷の二乗和が最小になるように、(2)式のような評価関数 Z を設定し、最適化手法を用いて算出した。

$$Z = \sum (F/F_{\max})^2 \quad (2)$$

ここで、 $F_{\max}$ は最大筋張力である。

一方、肩甲帯を下制する働きの広背筋と僧帽筋の筋張力は以下の式より求めた。

$$F_L = 0.8 \times n_s / \cos \omega_L \quad (3)$$

$$F_T = 0.2 \times n_s / \cos \omega_T \quad (4)$$

n_s は肩関節間力、 ω は体幹正中線に対する筋の傾きである。

運動中の筋消費エネルギーは、江原らが示す Hill の生理式に基づく方法⁽¹⁾により、以下のように計算した。

① 短縮性収縮の場合 ($v > 0$)

単位時間当たりの筋消費エネルギーは以下の式となる。

$$P = F \cdot v + A \cdot v + A \cdot b \quad (5)$$

ここで、 A 、 b は Hill の定数である。

② 等尺性収縮 ($v = 0$)、伸張性収縮 ($v < 0$) の場合

等尺性収縮の場合も (5) 式と同じ仮定が成立する。そのため、 $v = 0$ を代入することで (6) 式となる。伸張性収縮の場合においても同じ関係が成立する。

$$P = A \cdot b \quad (6)$$

3. 実験

身体運動の計測には、光学式位置計測装置 (PEAK Motus) を用い、身体に加わる外力の計測には、右の杖先と右足部に加わる床反力を、床反力計 (KISTLER 9286) を用いて計測した。また、松葉杖のグリップから手先に加わる外力は、杖頭部に組み込んだ力覚センサ (Nitta IFS-67M25A) と、杖先の床反力計で計測した力ベクトルの差から求めた。

実験では、健康成人男性 15 名において、以下に示す 2 種類の比較実験を行った。

- (1) ロフストランド杖と松葉杖を用いた自由歩行
- (2) 松葉杖を用いた自由歩行と C-posture

自由歩行とは、被験者が歩行しやすい状態で行った swing-through gait のことである。C-posture とは、接地時に体幹を突き出して体重心を前に置くことにより、床反力が膝の前を通るようにする姿勢である。これにより外力が膝の伸展方向に働くため、膝折れを防ぐ効果がある⁽²⁾。FES を用いた swing-through gait では、接地時に膝伸展筋の刺激を繰り返すが、実用的な起立歩行を実現するためには、少しでも筋疲労の少ない歩行形態が望ましい。そこで、下肢の筋疲労を比較するため、松葉杖を用いた自由歩行と C-posture を測定した。

4. 結果

実験 (1) の結果から上肢の筋消費エネルギーを比較する (Fig. 4)。特徴的な違いとして、ロフストランド杖では上腕三頭筋短頭、上腕三頭筋長頭の消費エネルギーが大きく、松葉杖では大胸筋の消費エネルギーが特に大きい。大胸筋は筋容量が非常に大きいため、消費エネルギーが大きくても筋疲労は少なく、安定した歩行といえる。一方、ロフストランド杖では大胸筋と比べ小さい筋を使っているため、操作性は良いが筋疲労が大きく安定感が悪いと考えられる。これは実験後の被験者の意見とも一致していた。次に、実験 (2) の結果から下肢の消費エネルギーを比較する (Fig. 5)。C-posture では大腿直筋、広筋の消費エネルギーが少ないことから、FES で刺激する膝伸展筋の筋疲労が少なくてすむことが予想される。

Fig. 4 Comparison of the consumption energy by difference of crutch

Fig. 5 Comparison of the consumption energy by difference of gait pattern

5. 結言

以上の結果から、本研究の目的である FES を用いた実用的な swing-through gait の実現には、松葉杖を使用した C-posture という条件が適していると考えられる。

参考文献

- (1) 江原義弘：筋張力・エネルギー・EMG，第4回筋のモデルと筋張力推定テキスト，臨床歩行分析懇談会編，33-57 (1994)
- (2) BW Heller, MH Granat and BJ Andrews: Swing-through gait with free-knees produced by surface functional electrical stimulation, Paraplegia, 34, 8-15 (1996)