

下肢筋肉活動量に対する歩行補助具の影響を表す評価指標

Evaluation Index for Effect of Walking Aid on Leg Muscle Activity

○ 皿澤明 (東電大) 井上淳 (東電大) 岩瀬将美 (東電大)

Akira SARAZAWA, Tokyo Denki University

Jun INOUE, Tokyo Denki University

Masami IWASE, Tokyo Denki University

Abstract: The purpose of this study is to propose an evaluation index for effect of walking aids on leg muscle activity. The index will be useful for walking aid user to choose the best walking aid. In this report, the lower limb EMG, the floor reaction force and the lower limb joint angle in both normal walking and walking with a walking aid are measured for developing the index. Applying multiple regression analysis to the measurement, the relationship between the lower limb EMG and each walking pattern is derived. The derived index will be useful for unifying the effect of the walking aid

Key Words: Walking motion, Walking aid, Evaluation index,

1. はじめに

本研究は、歩行補助具使用者に最適な補助具を提供するための“歩行機能補助量評価指標”の提案を目的とする。

この指標により、使用者に対して、各人の歩行状態に合った補助具を提供できるようになり、歩行機能の維持、回復力向上が期待できる。

下肢機能が低下している高齢者障害者は、体を動かす機会が減少する傾向にある。体を動かさない状態が続くと、心身機能低下、骨の脆弱化、下肢筋力低下を招く。また、骨折や、転倒しやすくなる事からさらに体を動かす機会が減るという悪循環に陥る。高齢者、障害者の心身機能低下を未然に防ぐには、体を動かすことが重要であり⁽¹⁾、この事は健常者にも当てはまる。

日常的に体を動かすための基本動作は歩行である。下肢機能が低下している状態で、歩行機能を維持、回復するには、下肢状態に合った歩行補助具を用いて歩行することが効果的である。しかし、ある補助具がその利用者下肢状態に適している度合いを示す指標が無いという問題がある。そのため、装具者の残存能力に合わない補助具を提供してしまう場合がある。このため、歩行補助具使用時、不使用時の歩行の違いを解析し、各補助具がどのように歩行機能を補助するのか明確化する。

歩行補助具使用時の歩行と通常歩行の比較に関する研究として、布施らは通常歩行と車椅子、歩行器を対象として、酸素摂取量と運動強度、筋電図による比較を行っている⁽²⁾。本研究では、比較を定量的に行う指標を提案するべく、対象とする歩行補助具を増やし、下肢筋電位、足裏床反力及び下肢関節角度を計測する。計測データから、各歩行条件における下肢筋電位を目的変数とした重相関分析を行う。導出した相関式から、各歩行補助具の影響量に対して、統一的な評価や推定を可能とする指標を検討する。この評価指標を導入することにより、歩行補助具を必要とする利用者下肢機能状態に最適な補助具の選定、提供が可能となり、歩行機能の維持、回復の向上が期待できる。本稿では、その準備として健常者男性1名を対象とした計測を行い、計測データから相関式を導出する。

2. 計測箇所

通常歩行と歩行補助具使用時の違いを比較する為、下肢筋電位と足裏反力、下肢関節角度を計測する。障害のある足を補助するため、片足に障害がある人は障害が有る側の

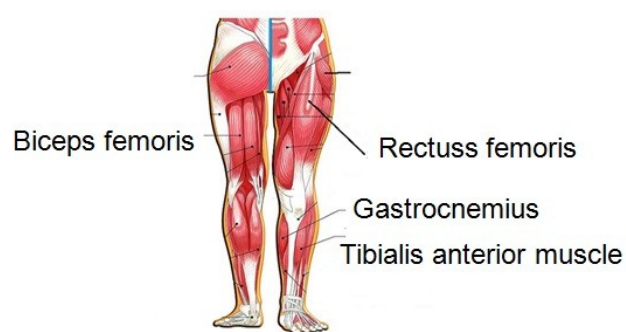


Fig. 1 Legs EMG measurement position

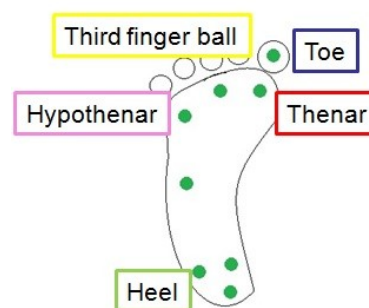


Fig. 2 Floor reaction force measurement position

足を計測する。また、両足とも障害がある場合の人に対しては、症状が左右の足とも同じであると仮定し、片足を計測する。今回は右足に障害があると想定して、右足を計測する。

2-1 下肢筋電位測定箇所

計測する下肢筋電位は表面筋電位を取得する事ができ、歩行に関する筋肉である大腿直筋、大腿二頭筋、腓腹筋、前脛骨筋の4箇所を計測する⁽³⁾⁽⁴⁾。計測する筋肉の箇所を Fig. 1 に示す。

2-2 足裏反力計測箇所

歩行時に足裏にかかる反力は、踵中央から、足底の中央よりやや外側を通り、第4、第5中足骨付近を経て内方へ進み、第1中足骨頭付近を通り、母指に抜ける⁽⁵⁾。そのため本稿では踵、足の裏中央、小指球、第3指球、母指球、つま先の反力を計測する。計測する足裏の箇所を Fig. 2 に示す。



Fig. 3 Motion Capture Marker attachment point



Fig.4 T-cane



Fig.5 Walking frame

2-3 下肢関節角度計測

計測する下肢関節角度は股関節角度と膝関節角度を計測する。計測方法は、Fig. 3 の青印の位置にモーションキャプチャのマーカを取り付け、各関節角度を計測する。

3. 計測対象歩行補助具

今回、計測対象とした歩行補助具は T 字杖と歩行器である。計測対象とした歩行補助具は両足で歩行し、体重を支える事に着目し選択した。使用した T 字杖を Fig. 4 に、使用した歩行器を Fig. 5 に示す。

4. 計測条件

健康者男性 1 名を対象に計測を行った。被験者には 4m の距離を歩いてもらい、歩きだしは右足から出すように歩いてもらった。歩行のパターンは通常の歩行と T 字杖を使用した歩行、歩行器を使用した歩行の 3 パターンの歩行を行ってもらった。T 字杖使用時には右手に杖を持ってもらい、3 点歩行を行ってもらい、歩行器使用時には両手を歩行器に置いてもらい、重心移動による歩行を行ってもらった。

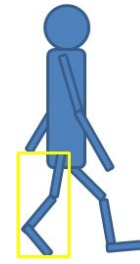


Fig.6 Acceleration phase

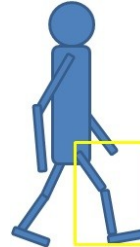


Fig.7 Deceleration phase

Table 1 Parameters used in formula

Symbol	Parameter
μ	Muscle activity
x_1	Pressure of thenar
x_2	Pressure of third finger ball
x_3	Pressure of hypothenar
x_4	Pressure of toe

T 字杖を用いた 3 点歩行の歩き方は、まず杖を前に出し、杖とは反対の足を進める。次にもう片方の足を進めて、再び杖を前に出して歩く方法である。

歩行器を用いた重心移動による歩き方は、歩行器に体重を任せ、右足を出す場合は左足に体重を掛けて、右足をだす。次に右足に体重を掛けて、左足を出しこれを繰り返す歩行方法である。

5. 計測後のデータ処理

計測したデータは推進期と抑制期のパラメータを用いるため、二つの時期のパラメータを取得した。抑制期は、遊脚相で失われた体幹の平衡を元に戻そうとする時期である。推進期は、足が地面を蹴って推進力をかける時期である。

推進期の歩行の状態を Fig. 6 に、抑制期の歩行の状態を Fig. 7 に示す。Fig. 6 と Fig. 7 の黄色枠で囲まれている部分は計測箇所である右足を囲っている。また、T 字杖使用時は歩行の推進期と抑制期に加え、杖を前に出す時と、杖を前に出し終えた時のデータも取り出した。

取り出した筋電位データには 2 次のカットオフ周波数 2.6Hz のローパスフィルタを掛け、ノイズを取り除く⁽⁶⁾⁽⁷⁾。

6. 相関式の導出

計測したデータから歩行の相関式を導出する。今回、歩行に関する影響量を知るため、相関式を算出する方法は重回帰分析を用いる。計測した下肢筋電位データを目的変数、床反力データと下肢関節角度を説明変数として、各下肢筋肉の活動量に対する相関式を算出する。

6-1 導出した相関式

導出した相関式から、共通したパラメータである母指球の項が式にある大腿二頭筋の推進期の相関式を式(1)(2)(3)に示す。相関式に使用されている各パラメータの項の説明

を Table 1 に示す. 式(1)には通常歩行の時, 式(2)には杖使用時, 式(3)には歩行器使用時の式である.

$$\mu = -555.893 + 1.148347x_1 + 5.693166x_2 \quad (1)$$

$$\mu = 92.05155 - 0.1624x_1 - 0.26517x_3 \quad (2)$$

$$\mu = 179.4664 + 5.331911x_1 - 12.4624x_4 \quad (3)$$

7. 考察

導出した相関式の, 各式から最も定値が大きい式(1)は最も筋活動量が大きく, 最も定値が小さい式(2)は最も筋活動量が小さいと考えられる. この事から最も力が少ない状態で歩行できるのはT字杖を使用した歩行ではないかと推測する事が出来る. 計測の結果からも通常歩行が最も筋活動量が大きく, T字杖使用時が最も筋活動量が小さい事が確認できた. よって, 今回の計測結果では, 両機器とも足への負担を減らしている事から歩行を補助出来ている事が確認できた. また, T字杖と歩行器では, T字杖の方が筋活動量が小さい事から補助量が大きいと推測する.

今回導出した大腿二頭筋の筋活動量に対する相関式から, 歩行機能を回復させるために筋活動量を多くするには, 式(1)では母指球と第三指球の項が正に影響している. なので, 重心を前方に寄せ, 踏みしめる事で母指球と第三指球の圧力が増加すれば筋活動量も増加できると推測できる. 式(2)では, 母指球と小指球の項が負に影響している事から重心を後方に寄せ, 母指球と小指球に圧力が加わりにくくすることで, 筋活動量を増加できると推測できる. 式(3)では母指球が正の影響量, つま先は負の影響量があるので, 重心を後方に寄せ, つま先への圧力を減らし, 母指球への圧力を減らすことで筋活動量を増加できると推測できる. このことから, 対応している筋肉の相関式の各項の影響量からどのように歩けば筋肉の活動量を増減できるか推定する事が出来る. また, 推定式の定値から各歩行補助具がどの程度筋活動量を要求するか判断できる. 例えば, 使用する人の下肢機能が衰えている場合は定値が低い機器を提供する事で余剰に負荷を掛ける必要が無く機器を使用できる. また, 機器を使用した状態で, 各筋肉の負担軽減のために筋活動量を減らしたり, リハビリの為に筋活動量を増加させるといった使用用途に合わせて歩行方法や歩行補助具の提供ができる.

8. 終わりに

今回, 計測箇所の検討, 計測後のデータ処理と相関式の算出方法及び, 目的変数と説明変数の項目の検討を行った. 次に, 健常者男性1名を対象に計測を行い, 計測したデータから相関式を算出した.

今回の被験者は健常男性1名が対象だったので, 対象者専用の相関式となっている. そのため, 今後は複数の人にも対応できるように汎用性を持たせる. そのために, 計測対象者を増やす. また, 計測対象者が健常者だけの場合, 実際の機器を使用する人の症状に適応できない事がある. そこで, 健常者でも障害者や高齢者の歩行動作に近付ける為の下肢を拘束する器具を作成する. また, 今回の計測では, 2種類の機器を対象として計測したが, 歩行補助具はこの2種類以外にも無数に存在している. そのため, 指標の対象とする歩行補助具の種類を決める.

参考文献

- (1) 厚生労働省, “介護予防とは,” Internet: <http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/yobou/dl/yobou.pdf>, 2014/07/19
- (2) 布施沙由理, “歩行障がい者の歩行訓練について—車椅子および歩行器による歩行が身体に及ぼす生理学的影響—,” 福祉社会デザイン研究科ヒューマンデザイン専攻博士前期課程1年, pp. 133-144
- (3) 近藤四郎, “歩行の実験的研究-主として筋の働き方について,” pp. 19-28, 1947.
- (4) 後藤幸弘・松下健二・本間聖康・辻野昭・岡本勉, “歩行の筋電図の研究各種歩行速度における筋電図の変化” 大阪市立大学保健体育学研究紀要, pp. 39-52, 1977.
- (5) 松田拓也, “足底圧計測装置による床反力, 及び下肢関節モーメントの推定,” 高知工科大学大学院工学研究科基板工学専攻(博士課程前期) 知能機械システムコース, 2002.
- (6) 池添冬芽・市橋則明・大畑光司・森永敏博, “歩行時における速度と重錘負荷条件が下肢筋の筋活動に及ぼす影響,” 京都大学医療技術短期大学部紀要, p. 3, 2001.
- (7) 原良昭・吉田正樹・松村雅史・市橋則明, “積分筋電図による筋活動の評価,” 電学論C, 124 巻2号, p. 2, 2004.