

3軸加速度計を用いた歩行立脚後期から前遊脚期における 股関節モーメントの推定

桂智哉¹⁾, 宮下敏紀²⁾, 角田晃啓^{2,3,4)}, 工藤慎太郎^{2,3,4)}

1)堺市立総合医療センター リハビリテーション技術科 2)森ノ宮医療大学 大学院保健医療学研究科
3)森ノ宮医療大学 保健医療学部 理学療法学科 4)森ノ宮医療大学 卒後教育センター

キーワード：3軸加速度計・股関節モーメント・歩行速度

はじめに

歩行分析において下肢関節モーメントの計測は重要である¹⁾。しかし運動力学分析は、三次元動作解析装置を用いており計測は容易でない。そこで我々は可搬性が高く、使用が簡便である3軸加速度計(以下、加速度計)に注目した。以前、我々は快適歩行にて大腿部外側上顆(以下、外側上顆)に加速度計を装着し立脚終期(以下、TSt)から前遊脚期(以下、PSt)にかけて生じる加速度を分析することで、股関節伸展モーメントを推定する方法を考案し報告した。しかし、歩行速度の条件を変えることで股関節伸展モーメントが推定できるかどうかは不明である。本研究の目的は、外側上顆に加速度計を装着する方法を用いて、歩行速度の条件を変えてもTStからPSt中に生じる股関節モーメントが加速度から推定できるかを明らかにすることである。

方法

対象者は健康男性9名、女性3名(年齢 23.5 ± 5.2 歳、身長 166.7 ± 7.5 cm、体重 62.3 ± 10.7 kg)の計12名、データ欠損の無い23肢を解析対象とした。加速度計(8チャンネル小型無線モーションレコーダーMVP-RF8-HC2000, Micro Stone)は大腿部で生じる前後(Ax)、垂直(Ay)、側方(Az)の加速度の検出が可能となるように、外側上顆に取りつけた(図1)。TStからPStを解析対象とし、ここで生じる股関節伸展モーメントは三次元動作解析装置

(VICON,100Hz)と床反力(AMTI,1000Hz)を使い、Nexusで計算した。また同時期に大腿部で生じる加速度

波形変位量($A_x, A_y, A_v = \sqrt{A_x^2 + A_y^2}$)を計算した。加速度計は動画撮影が可能なモーションレコーダーと同期した。再現性を担保するため、身長より歩幅を算出し²⁾、歩幅を一定にした。さらにケイデンスを遅い(76steps/min)・通常(108steps/min)・速い(125steps/min)に規定し、歩行条件を緩歩、快適歩行、速歩に分類した³⁾。統計は各項目をANOVAにて歩行条件別に比較検討し、post hocにBonferroni法を行った。また加速度項目と股関節伸展モーメントピーク値との関係をSpearmanの相関係数を用いた。統計処理にはEZRを使用し、統計学的有意水準は5%とした。本研究はヘルシンキ宣言を遵守し、対象者には対象者の権利と研究の目的を説明し同意を得た。

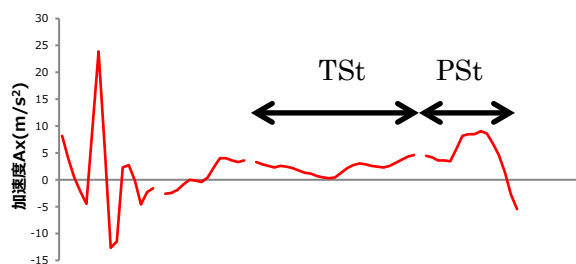


図2：加速度波形の解析区間TStとPSt

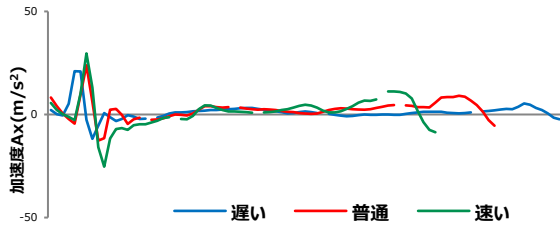


図3：歩行速度3条件の加速度波形 Ax

結果

歩行条件の比較検討より，加速度 Ax は緩歩 $7.1 \pm 2.8 \text{ m/s}^2$ ，快適歩行 $11.9 \pm 2.3 \text{ m/s}^2$ ，速歩 $15.4 \pm 3.2 \text{ m/s}^2$ であり，3 群間で有意差を認めた ($p < 0.01$)。加速度 Ay は緩歩 $5.1 \pm 2.5 \text{ m/s}^2$ ，快適歩行 $9.7 \pm 2.5 \text{ m/s}^2$ ，速歩 $15.4 \pm 3.2 \text{ m/s}^2$ であり，3 群間で有意差を認めた ($p < 0.01$)。Av は緩歩 8.9 ± 3.5 ，快適歩行 15.5 ± 2.7 ，速歩 20.2 ± 3.5 であり，3 群間で有意差を認めた ($p < 0.01$) (表 1)。股関節伸展モーメントのピーク値は緩歩 $-5.8 \pm 2.5 \text{ Nm}$ ，快適歩行 $-8.0 \pm 2.2 \text{ Nm}$ ，速歩 $-9.2 \pm 2.4 \text{ Nm}$ であり，3 群間で有意差を認めた ($p < 0.01$)。さらに加速度項目と股関節伸展モーメントピーク値との相関関係について，Ax と股関節伸展モーメントは $r = -0.51$ ，Ay と股関節伸展モーメントは $r = -0.46$ ，Av と股関節伸展モーメントは $r = -0.51$ であり，それぞれ有意な中等度の負の相関関係を示した ($p < 0.01$) (表 2)。

表 1 加速度項目と股関節伸展モーメントのピーク値

	緩歩	快適歩行	速歩	p
Ax (m/s^2)	7.1 ± 2.8	11.9 ± 2.3	15.4 ± 3.2	<0.01
Ay (m/s^2)	5.1 ± 2.5	9.7 ± 2.5	15.4 ± 3.2	<0.01
Av	8.9 ± 3.5	15.5 ± 2.7	20.2 ± 3.5	<0.01

(平均値 ± 標準偏差, ANOVA)

表 2 股関節伸展モーメントピーク値と加速度項目の相関

	股関節伸展モーメント	p
Ax	-0.51	<0.01
Ay	-0.46	<0.01
Av	-0.51	<0.01

(Spearman の相関係数)

考察

歩幅を一定のまま，歩行速度を変化させた。その結果，歩行速度が速くなるほど，加速度は大きくなり，股関節伸展モーメントは負の方向に増大し，各項目 3 群間で有意差を認めた。TSt から PSw にかけて，股関節は最大伸展位から遊脚中期へ最大屈曲 25 度まで切り替わる時期である。この時期は足関節底屈筋腱の弾性反跳によって下肢を前進させるため，急速に股関節屈曲を始める。つまり，急速な下肢の前進に伴い外側上顆に生じる前後方向の加速度 Ax が大きくなったと考えられる。さらに，PSw では股関節屈曲運動が開始される時期であるため，垂直方向の加速度 Ay も，歩行速度に伴い大きくなったと考えられた。次に加速度項目と股関節伸展モーメントピーク値は中等度の負の相関関係を示した。股関節伸展モーメントは TSt から PSw にかけて負の方向に最大になると報告されている⁴⁾。この時期に生じる加速度 Ax, Ay, Av は歩行速度が速くなるにつれて，正の方向に大きくなった。このことから TSt と PSw における加速度項目と股関節伸展モーメントのピーク値は負の相関関係が得られたと考えられる。結果，TSt から PSw にかけて生じる大腿部の加速度波形を分析することで股関節伸展モーメントは推定できるといえる。

文献

- 1) 江原義弘，他：歩き始めと歩行の分析，歯葉出版株式会社，2002 pp119-121.
- 2) 翁長謙良，他：身長と歩幅の相関に関する考察，琉球大学農学部学術報告，1998 45 号 pp149-155
- 3) Waters RL, et al. : Energy-speed relationship of walking standard tables, J Orthop Res, 1988
- 4) 畠中泰彦，姿勢・動作・歩行分析第 1 版，羊土社，2015, pp43