

筋張力による身体重心速度を用いた歩行評価に関する研究

Research on Gait Assessment Using Center-of-Gravity Velocity Estimation by Muscle Force

○学 野寄 翔平^{*1}, 学 豊福 万士^{*1}

正 木澤 悟^{*2}, 森地 振一郎^{*3}, 正 齊藤 亜由子^{*1}

Shohei NOYORI^{*1}, Takato TOYOFUKU^{*2},

Satoru KIZAWA^{*2}, Shinichiro MORICHI^{*1} and Ayuko Saito^{*1}

^{*1} 工学院大学 Kogakuin University

^{*2} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College

^{*3} 東京医科大学 Tokyo Medical University

In this study, we construct a model describing the relationship between gait velocity and muscle forces of lower limbs, which would discriminate between normal and abnormal gait. Walking is a movement that is based on inter-articular coordination of the lower limbs. In maintaining and improving walking ability, it is important not only to maintain individual muscle mass, but also to use muscles that enable proper inter-articular coordination. In people with leg disabilities and the elderly, gait is different from normal gait by a healthy person. In the measurement experiment, normal, scissors and circumduction gaits performed by two healthy adult males have been measured using an optical motion analyzer. The two individuals walk three times each, for a total of nine times. The gait model is constructed using some muscles of the left and right lower limbs. The application of the gait model to discriminate between normal and abnormal gait is examined based on the accuracy of the estimation of center-of-gravity velocity during walking. Gait models that have been constructed for each gait show potential for identifying abnormal walking.

Key Words : Abnormal gait, Circumduction gait, Estimation, Gait assessment, Muscle force, Scissors gait

1. 緒 言

歩くことは誰でも気軽に取り組むことができる運動であり、酸素を身体に取り入れることで脳が活性化され、関節への過度な負担なく全身の筋肉と関節を鍛えることができるため、年齢に関係なく取り組むべき運動である。歩行能力の低下は転倒のリスクを高めるだけでなく、日常生活動作(ADL)や生活の質(QOL)の低下につながる。歩行能力が低下する原因の一つとして、筋力の低下が挙げられる。歩行は下肢の関節間協調によって成り立つ運動である⁽¹⁾ため、歩行能力の維持・向上においては個々の筋量を維持するだけでなく、関節間協調を適切に行うことができる筋肉の使い方が重要である。脚に障害を持つ人や高齢者においては、歩行の仕方は変わる。健常者の一般的な歩行を正常歩行とした場合、異常歩行では筋肉の使い方や筋肉同士の協調が正常歩行とは異なる⁽²⁾。加えて、異常歩行においては一歩行周期における各歩行フェーズの割合が正常歩行と異なることも多い⁽³⁾。そこで本研究では歩行速度と筋張力に着目し、これらの関係から歩行の正常と異常を判別する方法を提案する。

2. 歩行計測

歩行計測の参加者は成人健常男性2名（被験者A：身長1710mm，体重51kg，被験者B：身長1700mm，体重71kg）である。歩行計測実験は秋田工業高等学校高等専門学校において実施し、本実験については臨床実験に関する秋田工業高等学校ヒト倫理審査委員会，工学院大学ヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た。

計測対象は健康成人の正常歩行と、健康成人が異常歩行を模倣したぶん回し歩行、欠足歩行である。歩行速度はメトロノーム 90 bpm に合わせ 1 歩進むことを目安とした。1 回の計測につき 3 回の歩行運動を行うこととし、各歩行、試行を 3 回ずつ、一人あたり 9 回ずつ計測した。計測においては、光学式三次元動作解析装置(Vicon 社製, Bonita10)と床反力計(Kistler 社製, 9286) 2 枚を用いた。光学式三次元動作解析装置、床反力計のサンプリング周波数は共に 100Hz である。

3. 下肢筋張力推定

3・1 推定手法

スタンフォード大学が無償で提供している OpenSim 3.3⁽⁴⁾ を使用し下肢の筋張力を推定した後、提案した歩行モデルへ筋張力を適用することで歩行中の身体重心速度を推定する。進行方向⁽⁵⁾、上下方向、左右方向の身体重心速度の推定精度から、正常歩行と異常歩行の判別に歩行モデルを応用するための検討を行う。

OpenSim3.3 の解析では下肢筋群に有用な gait2392 を用いた。筋骨格モデルの拡大縮小倍率は三軸すべての方向に対して、式(1)に示すように gait2392 標準モデルの身長 1800mm に対する被験者の身長倍とした。

$$Scale\ Factor = \frac{participant's\ height[m]}{1.80[m]} \quad (1)$$

逆動力学解析を行った後、運動学データと床反力の実測データとの動的整合性をとるための Residual Reduction Algorithm(RRA)を実行し、最後に静的最適化計算によって下肢筋張力を得た。

3・2 推定結果

静的最適化計算によって得られた下肢筋張力の推定結果の一例を図 1, 2 に示す。図 1, 2 は共に被験者 A の推定結果であり、図 1 は左右の大腿直筋、図 2 は大腿二頭筋の筋張力を示す。グラフの横軸は実時間 (秒) であり、右脚の踵接地から左脚の踵接地までの左右一歩行周期を含む時間を示している。図 1, 2 を含むすべての正常歩行

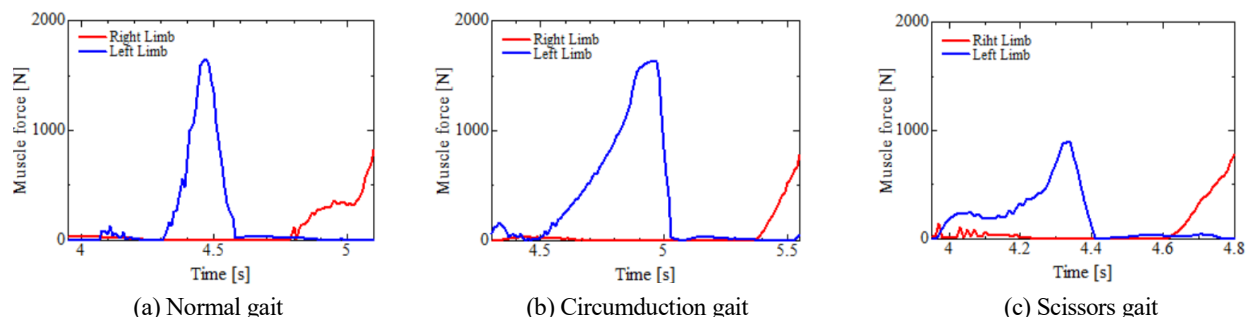


Fig.1 Estimated muscle forces of rectus femoris (participant A)

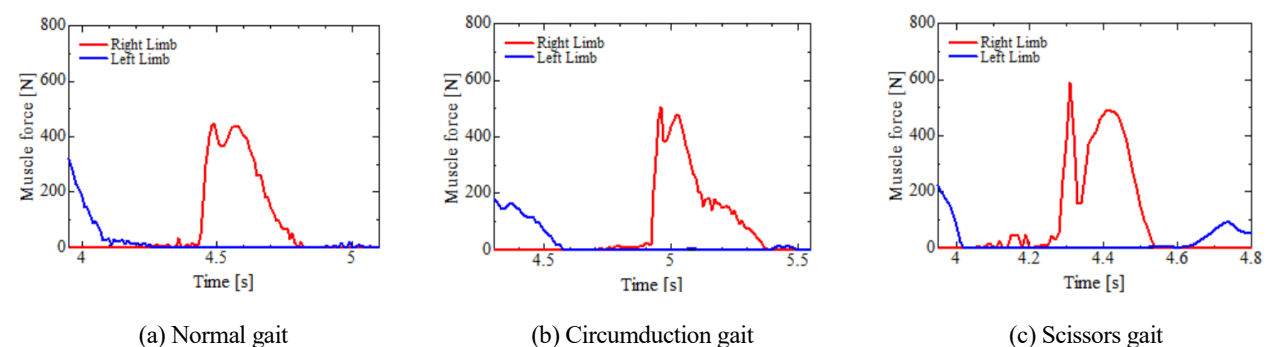


Fig.2 Estimated muscle forces of biceps femoris LH (participant A)

の筋張力推定結果は、他の文献⁽⁶⁾において示されている歩行中の下肢筋張力推定結果と同様の傾向であり、適切に筋張力を推定できたと考えている。

4. 筋張力を用いた歩行速度の推定

4・1 歩行速度と各筋張力の単回帰分析

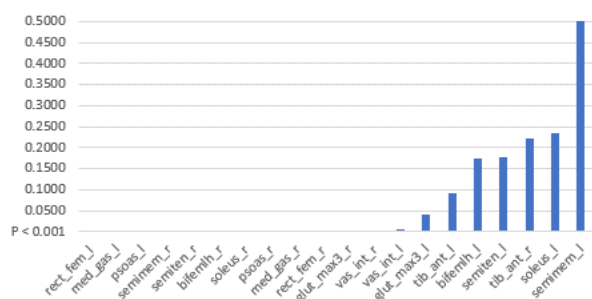
歩行速度と各下肢筋張力の関係を明らかにするため、歩行速度と各下肢筋張力の単回帰分析における p 値と決定係数 R^2 を算出する⁽⁷⁾。

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad (2)$$

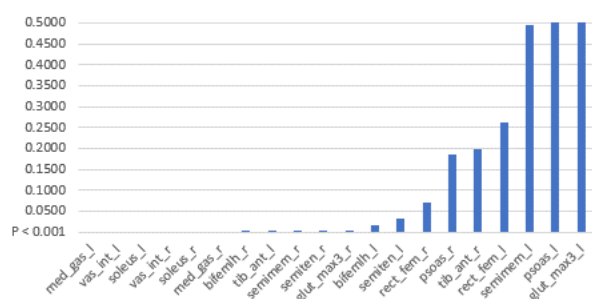
ここで n はデータ数、 y_i は実測値、 $\hat{y}_i$ は予測値、 $\bar{y}$ は平均値である。

単回帰分析では、2 変数の関係を定量的に評価するためにエクセル統計を使用して p 値と R^2 を計算した。 p 値と R^2 の結果例として被験者 A の進行方向への身体重心速度に対する正常歩行、欠足歩行の各筋の p 値と R^2 を図 3、4 に示す。正常歩行、欠足歩行共にいくつかの筋で p 値が 0.05 を上回る結果であったが多くの筋が 0.05 を下回っている。

R^2 は被験者間でバラつきが大きい傾向にあったが、正常歩行、欠足歩行共に低い数値の筋が複数あり、1 つの筋だけでは推定ができず、複数の筋を組み合わせることで良い推定ができる可能性がある。

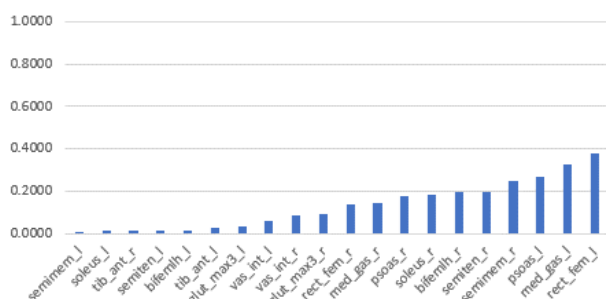


(a) Normal gait

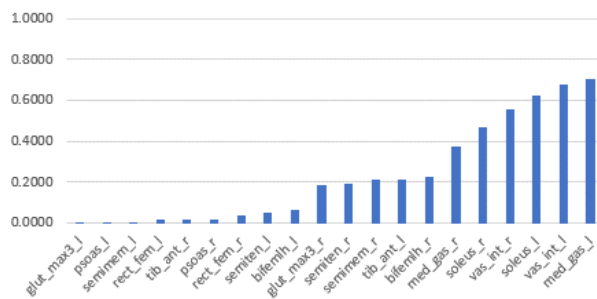


(b) Scissors gait

Fig.3 P value (participant A)



(a) Normal gait



(b) Scissors gait

Fig.4 Coefficient of determination (participant A)

4・2 歩行モデルの構築

回帰分析の結果を参照して構築した正常歩行モデル，欠足歩行モデルをそれぞれ式(3)，(4)に示す．

$$V_{cog} = aF_{gmax_r} + bF_{psoas_r} + cF_{recfem_r} + dF_{vasint_r} + eF_{bifemLH_r} + fF_{gasmed_r} + gF_{sol_r} + hF_{tibant_r} + iF_{gmax_l} + jF_{psoas_l} + kF_{recfem_l} + lF_{vasint_l} + mF_{bifemLH_l} + nF_{gasmed_l} + oF_{sol_l} + pF_{tibant_l} + q \quad (3)$$

$$V_{cog} = aF_{gmax_r} + bF_{recfem_r} + cF_{vasint_r} + dF_{bifemLH_r} + eF_{semimem_r} + fF_{semiten_r} + gF_{gasmed_r} + hF_{sol_r} + iF_{tibant_r} + jF_{gmax_l} + kF_{recfem_l} + lF_{vasint_l} + mF_{bifemLH_l} + nF_{semimem_l} + oF_{semiten_l} + pF_{gasmed_l} + qF_{sol_l} + rF_{tibant_l} + s \quad (4)$$

ここで V_{cog} は身体重心速度の進行方向成分， F_{gmax} は大臀筋， F_{psoas} は腸腰筋， F_{recfem} は大腿直筋， F_{vasint} は中間筋， $F_{bifemLH}$ は大腿二頭筋長頭， $F_{semimem}$ は半腱様筋， $F_{semiten}$ は半膜様筋， F_{gasmed} は腓腹筋， F_{sol} はヒラメ筋， F_{tibant} は前脛骨筋の筋張力であり， r と l はそれぞれ左または右の筋であることを示す．正常歩行モデル(式(3))は半腱様筋，半膜様筋を含まないモデルであり，欠足歩行モデル(式(4))は腸腰筋を含まないモデルである．式(3)において $a \sim p$ は筋張力から速度への単位変換を行う役割を果たすため，単位は $m/N \cdot s$ である． q はオフセットであり，単位は m/s である．式(4)において $a \sim r$ は筋張力から速度への単位変換を行う役割を果たすため，単位は $m/N \cdot s$ である． s はオフセットであり，単位は m/s である．

三次元動作解析装置より得られた身体重心速度と，OpenSimにより得られた左右の下肢筋張力を用いて式(3)，(4)のパラメータを同定し，これらのパラメータと下肢筋張力をモデルへ適用することにより身体重心速度（歩行速度）を推定する．未知パラメータの同定には，カルマンフィルタアルゴリズムを用いる．カルマンフィルタは構成した状態方程式と観測方程式を用いて，一時刻前までの情報と現時刻において取得した情報をもとに，最適なシステムの状態を推定するフィルタである．

4・3 モデルを用いた歩行速度の推定結果

被験者 A における下肢筋張力の推定結果をモデルに挿入して得られた進行方向への歩行速度の推定結果を図5，6に示す．図5(a)は正常歩行における筋張力を用いて正常歩行モデル(式(3))の未知パラメータを推定し，同定に用いた筋張力をモデルへ挿入して推定した歩行速度，(b)は欠足歩行における筋張力を用いて欠足歩行モデル(式(4))の未知パラメータを推定し，同定に用いた筋張力をモデルに挿入して推定した歩行速度である．図6(a)は欠足歩行における筋張力を用いて欠歩行モデル(式(4))の未知パラメータを推定し，正常歩行の筋張力をモデル

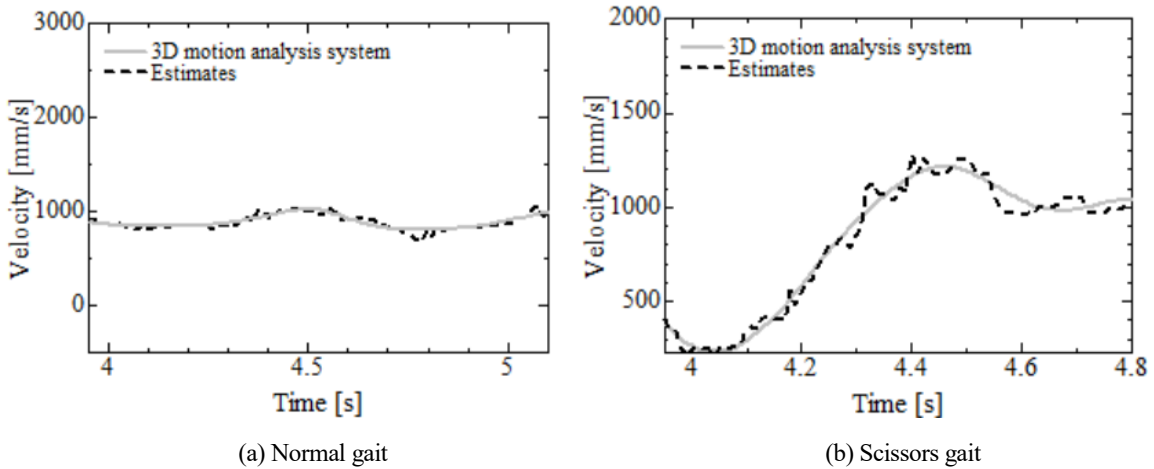


Fig.5 Estimated velocity. The muscle forces used for identification and velocity estimation are the same. (participant A)

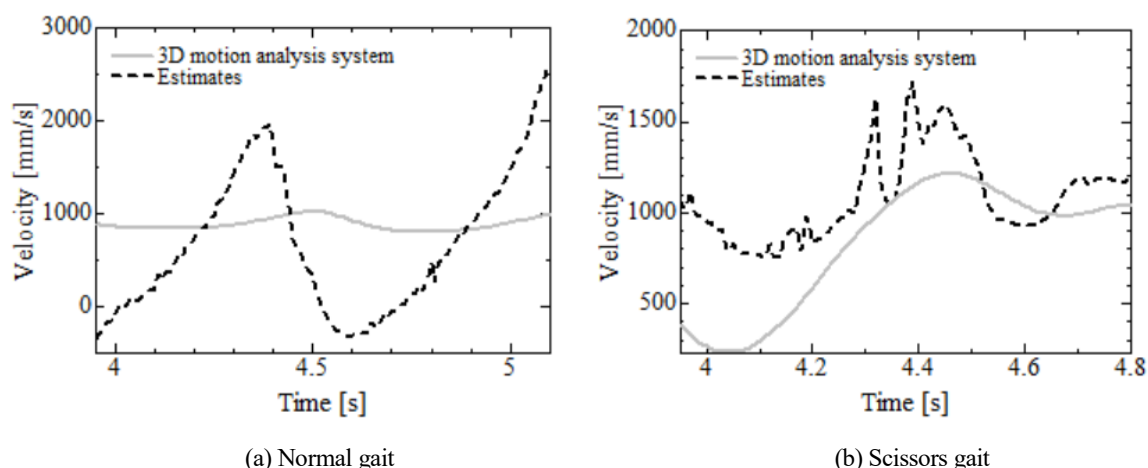


Fig.6 Estimated velocity. The muscle forces used for identification and velocity estimation are the different. (participant A)

へ挿入して推定した歩行速度，(b)は正常歩行における筋張力を用いて正常歩行モデル(式(3))の未知パラメータを推定し，欠足歩行の筋張力をモデルに挿入して推定した歩行速度である。

正常歩行と欠足歩行において各歩行モデルを用いて推定した歩行速度と三次元動作解析装置より得られた身体重心速度は概ね一致している。一方，異なる歩行モデル用いて推定した歩行速度は三次元動作解析装置より得られた身体重心速度と大きく異なる結果であった。本結果は被験者 B においても同様の結果であった。

5. 結言

本研究では，正常歩行と異常歩行の判別を行うために解析を行った。各歩行モデルは各歩行に適しており，パラメータを別の歩行モデルに適用することで推定精度が著しく低下したことから各歩行モデルは異なる歩行には適していないことが示された。本結果より，これらの歩行モデルは正常歩行，異常歩行の判別に使用できる可能性があると考ええる。

文 献

- (1) 船戸徹郎，青井伸也，土屋和雄，ヒトの歩行における全身の関節協調動作の定量的評価，日本ロボット学会誌，Vol. 28, No.8 (2010), pp.996-1003.
- (2) 石井慎一郎，熊本水頼，歩協調制御システムを採用した新しい義肢装具の制御機構の提案，日本義肢装具学会誌，Vol. 37, No.2 (2021), pp.106-111.
- (3) 小林一成，観察による歩行障害の診断，日本リハビリテーション医学会誌，Vol. 57, No.11 (2020), pp.1077-1084.
- (4) Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. and Rosen, J. M., An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37, No.8 (1990), pp.757-767.
- (5) Saito, A., Noyori, S., Toyofuku, T., Kobayashi, Y., and Kizawa, S., Center-of-gravity velocity estimation using lower limb muscle forces during walking, Journal of Biomechanical Science and Engineering, Vol. 19, No. 3 (2024), DOI: 10.1299/jbse.24-00061.
- (6) Trinler, U., Schwameder, H., Baker, R., and Alexander, N., Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. Journal of Biomechanics, Vol. 86 (2019), pp.55-63.
- (7) 浜克己，川上健作，鈴木学，中村尚彦，健康寿命延伸のためのヘルスケアシステムの開発 -歩行動作からの特徴量抽出と下肢筋力の推定-，日本福祉工学会誌，Vol.26, No.1 (2024), pp.57-62.