

下肢の加速度・角速度を用いた歩行中の筋張力推定

Research on estimation of muscle forces during walking using acceleration and angular velocity of the lower limb

小谷口奈緒¹⁾

指導教員 齊藤亜由子¹⁾, 研究協力者 木澤悟²⁾

1) 工学院大学 先進工学部 機械理工学科

2) 秋田工業高等専門学校 創造システム工学科 機械系

本研究では新たな筋張力推定法の提案として、加速度・角速度から歩行中の筋張力を推定した。加速度・角速度を用いた大腿直筋の筋張力推定結果は筋骨格ソフトウェアを用いて推定した筋張力の傾向と類似しており、提案手法の利用可能性を示すことができた。

キーワード: Acceleration, Muscle, OpenSim, Walking

1. 緒言

リハビリテーションの効果測定や運動障害の程度を判断する基準として歩行評価が用いられている。歩行評価は、大別すると臨床経験に基づく知見から定性的に歩容を確認する臨床的評価と、計測器を使用した定量的評価の2種類に分類される。定量的評価には、光学式動作解析装置やフォースプレートを用いることが多い。

しかし上記2つを用いた計測システムは、規模が大きいため可搬性が低く、計測場所が限定される。リハビリテーションの効果測定や運動障害の程度を判断する際は、ユーザビリティに優れた計測を考えることが重要であり、近年では可搬性とユーザビリティに優れた計測システムとして小型・軽量の慣性センサを用いた歩行評価が行われている。しかし、慣性センサのみを用いた計測では関節モーメントや筋張力など運動力学的情報の取得が困難であり、多くの歩行解析においてフォースプレートや小型力センサが併用されている。

そこで本研究では、小型・軽量の9軸モーションセンサのみを用いて歩行中の下肢筋張力を推定する方法を提案する。はじめに、光学式動作解析装置とフォースプレートによる歩行計測結果を用いて、筋骨格ソフトウェア OpenSim 3.3¹⁾により下肢筋張力を推定する。次に大脚部、下脚部に装着した慣性センサから得られる加速度・角速度を用いて下肢筋張力を推定する。2つの筋張力を比較することで9軸モーションセンサを用いた筋張力推定法の妥当性を検討する。本稿においては、股関節・膝関節の屈曲・伸展に寄与する大腿直筋・大腿二頭筋に着目し筋張力の推定を行う。

2. 実験

歩行計測の参加者は成人健常男性1名(身長1.81m, 体重64kg)である。本実験については工学院大学ヒトを対象とする研究倫理審査委員会、秋田工業高等専門学校ヒト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、同意を得ている。

歩行速度はメトロノーム90bpmに合わせ1歩進むのに1秒かけるものとした。

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, 9軸モーションセンサ(スポーツセンシング社製, SS-WS1792)2台を用いた。9軸モーションセンサは大腿部と下腿部の前面に装着しており、それぞれ部位長の中心に配置した。光学式三次元動作解析装置, 床反力計, 9軸モーションセンサのサンプリング周波数は共100Hzである。

3. 筋張力推定

筋張力の推定においては、OpenSim3.3を使用し、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1.80mに対する被験者の身長倍となるように設定した。

$$ScaleFactor = participant's height[m]/1.81[m](1)$$

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。

4. 加速度・角速度を用いた筋張力の推定

大腿部・下腿部に装着した9軸モーショセンサより得られた加速度・角速度を用いて筋張力推定モデルを構築する(式(2)).

$$\begin{aligned}
 F_{rectfem_r} &= aACC_{Thigh_{x_r}} + bACC_{Thigh_{y_r}} + cACC_{Thigh_{z_r}} \\
 &\quad + dGYRO_{Thigh_{x_r}} + eGYRO_{Thigh_{y_r}} \\
 &\quad + fGYRO_{Thigh_{z_r}} + gACC_{Tibia_{x_r}} \\
 &\quad + hACC_{Tibia_{y_r}} + iACC_{Tibia_{z_r}} \\
 &\quad + jGYRO_{Tibia_{x_r}} + kGYRO_{Tibia_{y_r}} \\
 &\quad + lGYRO_{Tibia_{z_r}} \quad (式(2))
 \end{aligned}$$

ここで $F_{rectfem_r}$ は大腿直筋の筋張力、 ACC_{Thigh} 、 ACC_{Tibia} はそれぞれ大腿部、下腿部に装着した9軸モーショセンサから得られた加速度、 $GYRO_{Thigh}$ 、 $GYRO_{Tibia}$ はそれぞれ大腿部、下腿部に装着した9軸モーショセンサから得られた角速度である。 $a \sim u$ は加速度・角速度に関するパラメータである。 $a \sim u$ のパラメータと9軸モーショセンサから得られた加速度・角速度をモデルへ適用することによって大腿直筋の筋張力を推定する。

$a \sim u$ の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。大腿二頭筋についても式(2)と同一のモデルを用いて筋張力を推定する。

5. 下肢筋張力の推定結果

OpenSimを用いた下肢筋張力と筋張力推定モデルから算出した下肢筋張力の結果の一例を、図1、2に示す。図1、2はそれぞれ歩行運動に与の大きい大腿直筋、大腿二頭筋長頭の結果を示している。グラフの横軸は時間、縦軸は筋張力を示しており、横軸の時間は右脚の踵接地から次の踵接地直前までの一歩行周期を示している。

図1より、OpenSimから得られた大腿直筋の筋張力は立脚中期から爪先離れにかけてピークをとっており一般的な正常歩行における大腿直筋の傾向を示している。また、加速度・角速度から推定した筋張力のピークも概ね同じ区間でピークをとっている。一方、図2より、OpenSimから得られた大腿二頭筋の筋張力は立脚初期においてピークをとっており一般的な正常歩行における大腿二頭筋の傾向を示しているが、加速度・角速度から推定した筋張力はOpenSimと異なる傾向を示している。本結果より、加速度・角速度を用いた筋張力推定には筋毎に適したモデルが必要なことや、精度の良い推定のためには9軸モーショセンサの装着位置と個数を検討する必要があると考えられる。

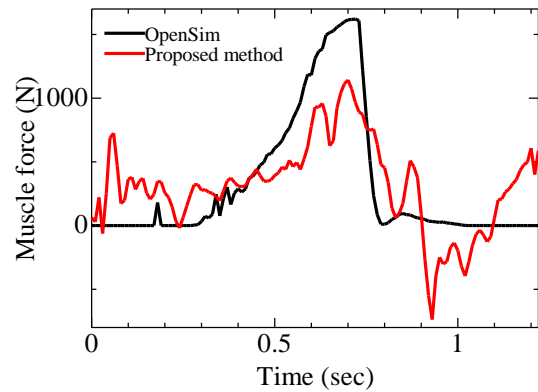


Fig.1 Estimated muscle forces of the rectus femoris

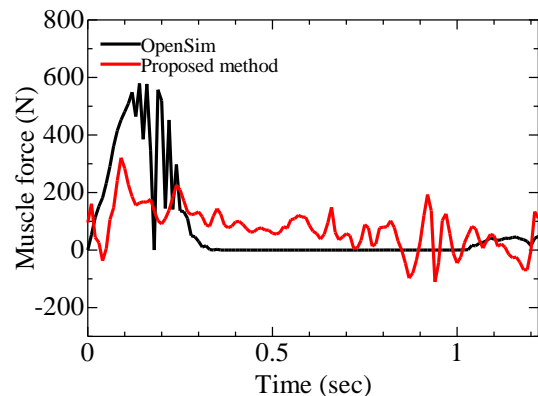


Fig.2 Estimated muscle forces of the long head of the biceps femoris

6. 結言

本研究では、健常成人男性1名の歩行運動を解析対象とし、2つの方法で下肢筋張力の推定を行った。1つ目は筋骨格ソフトウェアOpenSimを用いた推定であり、2つ目は9軸モーショセンサから得られる加速度・角速度から提案モデルを用いた推定である。2つの方法から得られた筋張力を比較し、9軸モーショセンサから求める筋張力の妥当性を検証した。その結果、大腿直筋においては両手法によるピークの位置が概ね一致したのに対し、大腿二頭筋では一致しないことが示された。本結果より、今後は各筋肉に適したモデルの提案や9軸モーショセンサの貼付位置を変更する必要があると考えている。

参考文献

1. Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A. John, C. T., Guendelman, E. and Thelen, D. G., OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.11 (2007), pp.1940-1950.