

モーショントータを用いた斜面における各足にかかる外力の計算法 Computation Method of the Contact Force on Inclined Floor Using Motion Data

ベンチャー研究室 飯島 真美 Masami Iijima

In recent years, various rehabilitation methods are proposed to post-stroke patients. In these researches, motion capture system and force plate are commonly used. However, there are some problems in force plate. The use range of force plate is restricted compared with motion capture. Moreover, being conscious of force plate, a patient cannot walk naturally. For these reasons, it is difficult to use force plate for rehabilitation. In order to analyze natural gaits in arbitrary environments we developed a system that can estimate the contact force from motion data only.

Key Words: Contact force, Motion capture, Rehabilitation

1. 緒言

近年、身体の運動機能に障害がある患者に対して、様々なリハビリ方法が提案されている。リハビリ効果の検証や患者の回復状況を知るうえで、患者の運動を解析することは重要である。現在、人体の運動解析にはモーショキャプチャシステム(以下MC)や床反力計が用いられている。

斜面における歩行は平地とは異なるリハビリ効果が得られると考えられており、その効果の数値的な検証が求められている。しかし、床反力の計測には、動作に適した床反力計の配置や踏み分けの必要があるといった、リハビリ評価に望ましくない要因が存在する。そこで本研究では、MCの観測結果から床反力を推定することによって、任意の環境でリハビリ評価を行えるシステムを開発することを目的とする。先行研究では、平地において人体の力学パラメータと運動データから床反力を推定した¹⁾が、斜面における推定は行われていないため、斜面における床反力の推定を試みる。

2. 床反力推定手法

2.1 力学同定法

本研究は、床反力の推定に力学同定法を用いる。力学同定法とはロボティクスの分野における運動データから内部の力学パラメータを実測する技術である。この力学同定法を人体に応用し、人体の質量や慣性モーメントといったパラメータを同定することができる²⁾。

多リンク系の運動方程式は、質量・重心・慣性テンソルなどの力学パラメータに対して、線形な関係式で表すことができる。このとき、人体を剛体多リンク系でモデル化すると、運動方程式は式(1)のようになる。

$$Y\phi = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \end{bmatrix} \phi = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} + \sum_{k=1}^2 \begin{bmatrix} K_{k1} \\ K_{k2} \end{bmatrix} F_k \quad (1)$$

ただし、 ϕ は全リンクの力学パラメータを並べたベクトル、 $Y = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \end{bmatrix}$ は ϕ にかかるリグレッサ行列、 τ は関節トルク、 F_k は接触点に働く6軸の外力、 K_{k1} と K_{k2} は接触点 k における外力を一般化力へ変換する行列で、点 k へのヤコビ行列の転置行列である。

式(1)の上段はベースリンクの運動方程式であり、人体のモデルの場合、一般的に体幹リンクを基底とする。力学パラメータ ϕ は冗長であり、動力学モデルを表現するのに必要最小限なパラメータ(最小力学パラメータ)に定式化する必要がある。また、人体の関節トルクの正確な計測は困難である。そこで最小力学パラメータ ϕ_B を同定するために、式(1)の上段の、ベースリンクの運動方程式のみを用いる。最小力学パラメータ ϕ_B を用いた表現は以下のようになる。

$$Y_{OB}\phi_B = \sum_{k=1}^{Nc} K_{k1} F_k \quad (2)$$

同定に必要な情報は、各接触点とそこに働く外力 F_k 、および関節角度とベースリンクの一般化座標となる。これらの情報はMCと床反力計によって計測できる。同定した ϕ_B とモーショントータを用いて運動時のベースリンクにかかる全外力を計算可能である。

2.2 両足接地時の推定

片足指示時の外力は全外力が片足にかかっていると、両足が接地しているときは接触点とCoPの位置を用いて左右の足に外力を振り分けることで鉛直方向の床反力推定が行える¹⁾。Fig. 1に F_z の推定に用いる足マーカ位置とCoPの関係を示し、式(3)に左右の足に外力を振り分ける計算方法を示す。 F_z はCoPにかかる鉛直方向の力、 F_{Left} 、 F_{Right} は左右の足にかかる鉛直成分の力である。

$$F_{Left} = F_z \frac{l_2}{l_1 + l_2}, \quad F_{Right} = F_z \frac{l_1}{l_1 + l_2} \quad (3)$$

しかし、歩行中の接触点は踵がついてつま先から離れるまで変化する。例えばFig. 1のような状態になったとき、右足のどの位置を計算に用いるかで計算結果が異なる。足の位置毎で推定した F_z をFig. 2に示す。Fig. 2より各条件によって推定値に誤差が見られることが分かる。また、被験者によって歩き方の特徴が異なり、試行によっても歩き方が変化すると考えられるため、どの位置を用いて計算するかが重要となってくる。ここでは、片足支持の時は全外力と一致するので、全外力に近くかつその接地判別がより良好である位置を用いる。

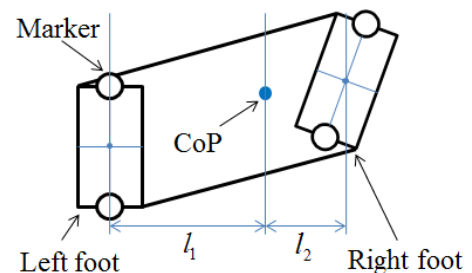


Fig. 1 Support polygon and CoP

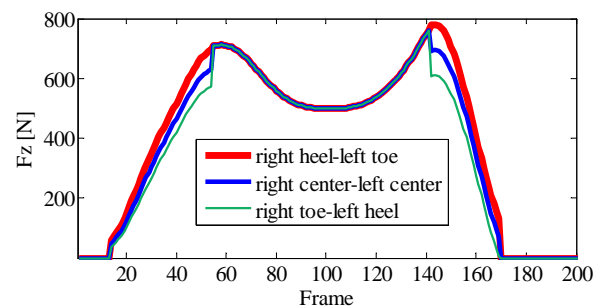


Fig. 1 Calculated result of right foot F_z for different computations of contact position

3. 実験方法

人間の動作を、全身に貼り付けたマーカからMCで取得する。また、推定した外力と実際の外力を比較するために、床反力計を用いて接触点にかかる外力を計測する。傾斜調節機能付きトレッドミルを用いて、傾斜角を0度、±3度に設定して水平、下り、上りの条件で歩行を行った。トレッドミルを動かさずに床反力計を通る動作と、トレッドミルを起動し床反力計を除いて5分間歩行する動作を計測した。Fig. 3に実験環境を、Fig. 4に上りでの F_z の推定結果と床反力計から得られた反力のグラフを、Table 1に各条件毎の差の平均と標準偏差を示す。以降、進行方向をx、垂直方向をy、鉛直方向をzとする。

Fig. 4より、斜面においても平地と同様に F_z の良好な推定を行えていることが確認できる。

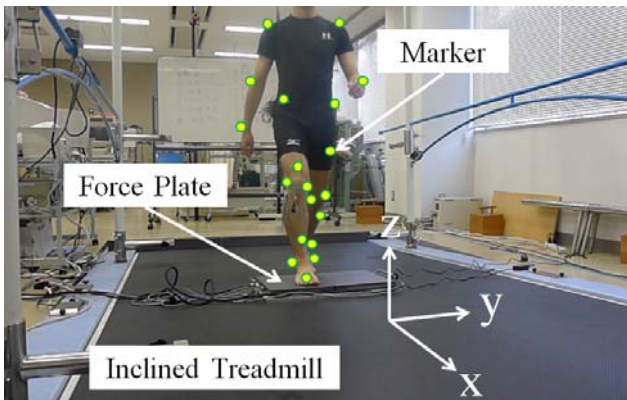


Fig. 3 Measuring gait on the inclined treadmill with force plate and MC

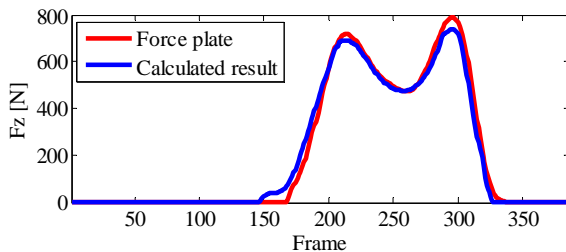


Fig. 4 Calculated result of F_z while walking upward

Table 1 Error results of F_z

	Mean	Standard Deviation
Flat floor	-13.0	45.9
Downward	-0.585	51.5
Upward	-5.52	40.3

4. F_x の計算手法

歩行時の F_x は、推定した F_z と足の床面に対する入射角を用いることで算出する。足の入射角は膝と股関節に装着されているマーカを用いて求める。接地の位置は簡単のため足の中心に力が作用しているものとし、それと膝または股関節で入射角を計算する。その概略図をFig. 4に、この方法で算出した F_x のグラフをFig. 5に示す。膝を用いた入射角では、前半のピークすなわち踵が床面に接地した状態(Heel contact)の波形は同様のものが得られた。しかし、後半のピークである、踵が浮いてからつま先が離れるまでの状態(Heel off)では誤差が見られる。これより、Heel offでの F_x の推定は、この手法では誤差が生じることが確認された。

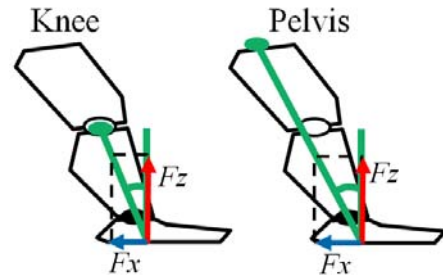


Fig. 4 The incidence angle of the foot

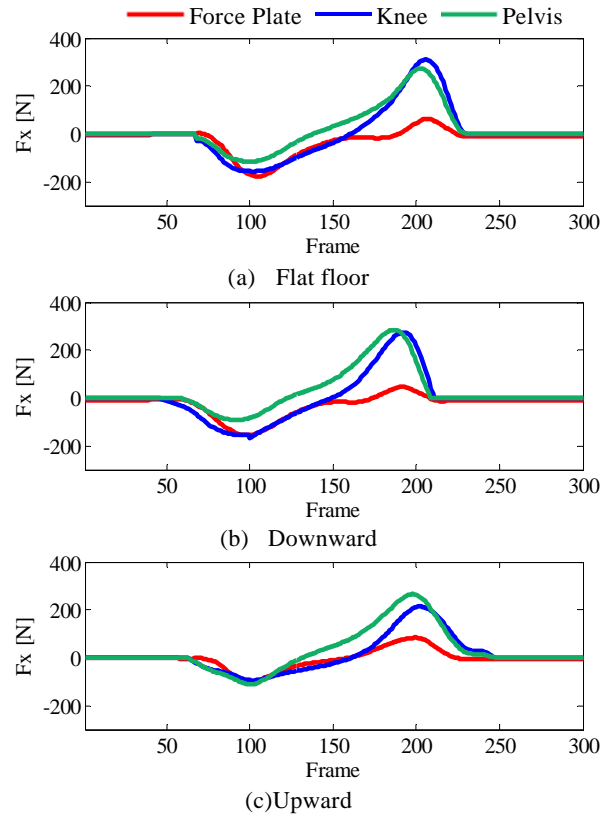


Fig. 5 Calculated result of each F_x while walking

5. 結言

本研究では斜面における F_z の推定アルゴリズムの有効性を確認した。また、 F_x の推定に関してはHeel contact時に本手法の有効性を確認した。

Fig. 3で接地時または離地時に誤差が見られる。これは歩行中につま先が外または内に向くことが原因である。よって今後の予定としては接地状態を考慮した推定手法の開発を行う。また、Heel off時の F_x の推定精度の向上を目指す。

謝辞

国立障害者リハビリセンター研究所にて実験の協力をして頂いた。ここに謝意を表します。

参考文献

- 1) Y. Kawashima et al. Contact force computation from in-verse dynamics: Application to gait analysis, Proc. of theInt. Conf. on Posture and Gait, pp.332-333, 2012.
- 2) G. Venture, K. Ayusawa, Y. Nakamura, ヒューマノイドロボットの同定法を用いた人間の力学パラメータの同定, ロボット学会2008-26th RSJ Conference, Kobe, Japan, 2008.