

ウェアラブル慣性センサを用いた下肢関節モーメントの推定

Estimation of lower limb joint moments using wearable inertial sensors

知能機械システム工学コース

ヒューマンメカトロダイナミクス研究室 1225023 小谷 広生

1. 緒言

従来からの歩行解析は、人間の観察や患者の自己申告といった主観的及び定性的に評価されてきた。しかしながら、歩行動作を定量的に評価することができる歩行速度や歩幅、関節モーメントに着目することで、歩行を評価するための基準を設けることが可能になる。そのため近年の歩行解析は、定量的に評価することに重きを置いている⁽¹⁾。定量的に歩行を計測する歩行解析の手段として、光学式モーションキャプチャ（以下 MC）と設置型床反力計の複合システムが昨今よく用いられる。この複合システムを用いることで、身体における各部位の詳細な動作を直感的に理解することができる⁽²⁾ため、医療やリハビリテーションの分野で活用されるようになった。しかし設置式の設備を使用するため計測範囲に制限があること、機材が高価であるという問題点があり、一部の研究機関での使用に留まる。そこで使用する機材のウェアラブル化が進めば、日常生活中においていつでも患者自身が関節にかかる負担を長期計測することが可能になり、患者の早期改善につながると予測される。

そこで本研究は、ウェアラブル化のために、MCや床反力計を用いずに下肢関節モーメントの推定が可能か検討する。まず片脚支持期について考える。片脚支持期は系が静定であるため、関節モーメントは床反力値が未知でも、慣性力・重力・慣性モーメントによるトルクから導出することが可能である。一方両脚支持期は系が不静定であるため、床反力値がなければ下肢関節モーメントを導出することができない。現状床反力値を計測するには床反力計が必要であるため、床反力値を用いずに両脚支持期における下肢関節モーメントを推定することは難しい。

本報では、片脚支持期における下肢関節モーメントは床反力値を用いずに慣性力・重力・慣性モーメントによるトルクから推定することを提案する。具体的には、定常歩行における1歩行周期中（後述する図3にて示す両脚支持期、片脚支持期立脚、両脚支持期、片脚支持期遊脚）の片脚支持期における立脚と遊脚の下肢関節モーメントを慣性センサ（以下 IMU）から推定し、MCと床反力計から推定した下肢関節モーメントと同程度の結果が得られるか検討する。また両脚支持期における下肢関節モーメントは、深層学習を用いて予測することを提案する。具体的には、慣性センサを用いて推定した片脚支持期立脚におけるモーメントの傾向から両脚支持期モーメントを予測できるかどうか検討する。

2. 下肢関節モーメントの推定方法

2.1 片脚支持期における下肢関節モーメントの推定方法

身体を阿江らの統計的データ⁽³⁾を参考に、頭、体幹上部、体幹下部、上腕、前腕、手、大腿、下腿、足部の15部位に分割する。力のつりあいから床反力が各部位にかかる慣性力の和と重力との総和に等しい。関節モーメントは歩行によって身体にかかる各部位の慣性力と重力によるモーメントと、慣性モーメントによるトルクから導出される。この方法であれば、床反力値を用いずに関節モーメントを推定することが

可能となる。

本研究では、上腕、前腕、手の慣性力の影響は小さいとして、加速度は体幹上部で代替し、質量は体幹上部に加算する。また、上半身は剛体的な動きをすると仮定した場合、上半身を1質点で考えると、慣性モーメントによるトルクを考慮する必要がある。しかし3質点の場合、必然的に回転による影響を含めて考えるため、慣性モーメントの影響は小さく、考慮する必要がない。下半身は、大腿、下腿、足部の3部位とする。下半身の慣性モーメントの影響は小さいとして無視する。つまり、身体を図1（黒を慣性力、赤を床反力値）に示す9部位に分け、各身体部位にかかる慣性力を考えることを提案する。

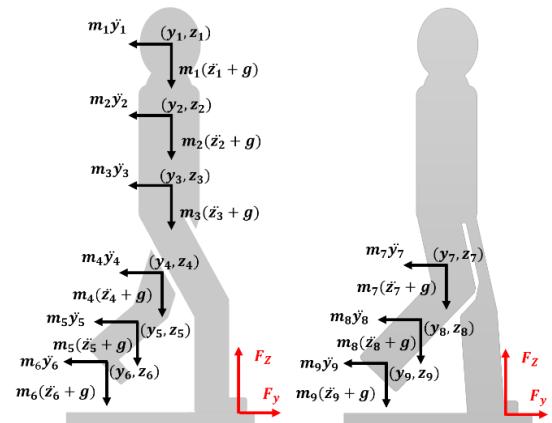


Fig.1 Inertial forces applied in progress and vertical direction when the body is divided nine parts (Left: Standing leg, Right: Swing leg)

歩行によって関節にかかるモーメントは、系が静定であれば、各部位の質量と位置座標、動的加速度、重力加速度から導出できる。重力加速度は既知であるため、各身体部位の質量⁽³⁾と位置座標、加速度がわかれば、下肢関節モーメントを推定することができる。よって片脚支持期における下肢関節モーメントは下式で表される。

$$M = \sum_i^N \{ -m_i \ddot{y}_i (z_i - z) + m_i (\ddot{z}_i + g)(y_i - y) \} \quad (1)$$

Table 1 Parts to consider in estimating standing leg moment

	i	N
Hip joint	1	6
Knee joint	1	7
Ankle joint	1	8

Table 2 Parts to consider in estimating swing leg moment

	i	N
Hip joint	7	9
Knee joint	8	9
Ankle joint	9	9

ここで、身体部位 i の進行方向位置座標を y_i 、鉛直方向位置座標を z_i 、重力加速度を g 、質量を m_i とし、下肢関節モーメントを M 、下肢関節の進行方向位置座標を y 、下肢関節の鉛直方向位置座標を z とする。なお、下肢関節や歩行状態により、考慮する身体部位が異なる。各関節の部位や歩行状態における関節モーメントを推定する際に考慮する部位を表 1、表 2 に示す。ここで i と N は図 1 の各身体部位の番号に対応し、式(1)に代入することで関節モーメントを推定することができる。

2.2 両脚支持期における下肢関節モーメントの推定方法

両脚支持期での推定は、系が不静定であるため、前節での方法は使えず、床反力計がないと推定できない。つまり、このままでは慣性センサのみでの両脚支持期モーメントは推定することができない。よって本研究では、長期依存性を学習できる深層学習のひとつである LSTM (Long short term memory) を用いて両脚支持期の下肢関節モーメントの予測を行う。

LSTM はニューラルネットワークの中間層の構造の一つであり、自身の出力を再帰的に入力する構造をとる。図 2 のようにそれぞれのニューロンの出力が、次のニューロンの入力として使われる。最終的にはある一定区間の時系列データを用いて、次の時刻のデータを予測するようにデータを学習する。本研究では、学習データを複合システムから推定した下肢関節モーメントとし、入力を IMU から推定した片脚支持期のモーメント、出力を両脚支持期のモーメントとする。

今回、サンプリング周波数を 0.01、学習回数を 300、バッチサイズを 32、学習率を 0.001 として学習し予測を行う。ハイパーパラメータは、試行錯誤的に設定した。

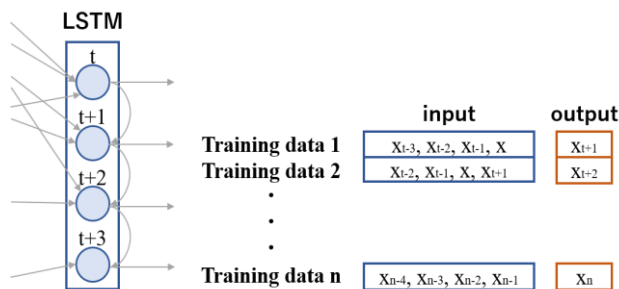


Fig.2 How LSTM works

3. 実験方法

2 章を検証するために、歩行実験により下肢関節モーメントを推定する。実験対象は、健康成人男性 2 名 (年齢 22 ± 1 歳、身長 1.74 ± 0.01 m、体重 64 ± 3.0 kg) とした。また本研究は、筆者の所属する研究機関の倫理審査委員会の承認を得た後、被験者に実験内容を説明し同意を得た上で実験を行った。

1 歩行周期 (両脚支持期、片脚支持期立脚、両脚支持期、片脚支持期遊脚) を図 3 に示す。本研究で対象とする区間は、片脚支持期立脚、両脚支持期、片脚支持期遊脚 (10%~100% 区間) とする。本実験で使用した機材は、IMU 9 個 (Xsens 社製, MTw2) と、検証用として MC システム (Motion Analysis 社製, MAC 3D System) と床反力計 2 台 (テック技販社製, TF-4060, TF-6090) を用いた。測定方法は、伸縮性スーツの上にマジックテープを用いて IMU を身体の 9 カ所 (頭、体幹上部、体幹下部、大腿、下腿、足) に貼付けた。MC マーカは、MC 取扱説明書⁽⁴⁾を参考に、全身 29 カ所に貼り付けた。実験方法は、約 6.3m (合計 9 歩、1 歩 70 cm) の歩行路上を歩き、定常歩行となる右足 5 歩目と左足 6 歩目が床反力計の中心を踏むように歩行の指示をした。計測回数は 3 回とした。

MC、床反力計、IMU のサンプリング周波数は 100Hz で統一し、同期信号を用いて各出力を同期した。MC と IMU から取得したデータは、カットオフ周波数 9Hz のローパスフィルタ処理を行った。

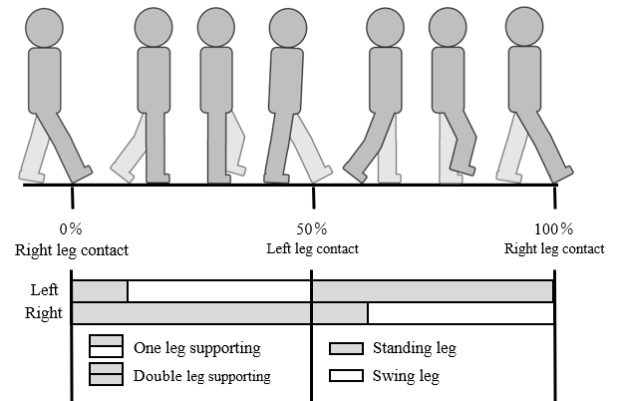


Fig.3 One walking cycle considered in this study

4. 実験結果

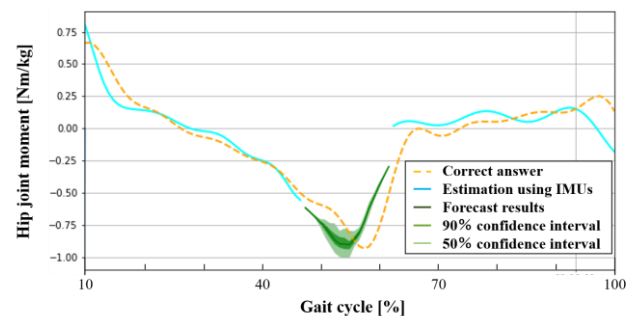


Fig.4 Hip joint moment (One trial of one subject)

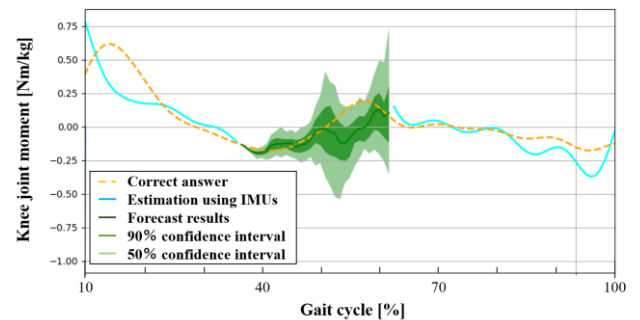


Fig.5 Knee joint moment (One trial of one subject)

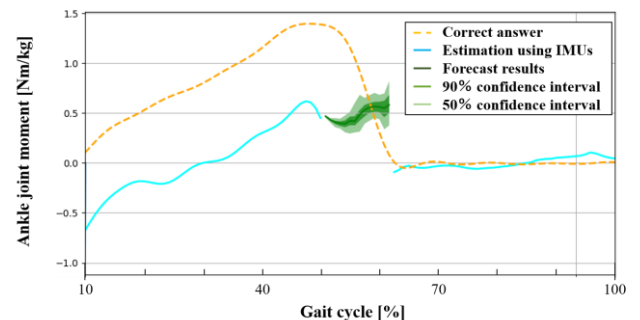


Fig.6 Ankle joint moment (One trial of one subject)

被験者 1 名、1 試行分の実験結果を代表として図 4~図 6 に示す。他の試行、他の被験者もおおむね同様の結果を得ている。図 4~図 6 は順に股関節モーメント、膝関節モーメント、

ト、足関節モーメントである。図中、MC と床反力計から推定した下肢関節モーメントを橙色破線、IMU で推定した片脚支持期における下肢関節モーメントを水色、LSTM を用いて予測した下肢関節モーメントを最も濃い緑、90%信頼できるデータの範囲を次に濃い緑、50%信頼できるデータの範囲を最も薄い緑で示す。なお、LSTM を用いて片脚支持期のモーメントから予測する際に、今回、立脚モーメント（図中左側、10%-50%区間）を用いた。

図 4、図 5、図 6 とも、片脚支持期遊脚側モーメント（図中右側、60%-100%区間）における IMU から推定した下肢関節モーメントは、MC と床反力値から推定した下肢関節モーメントとよく一致している。また片脚支持期立脚側モーメント（図中左側、10%-50%区間）は各関節モーメントの値に差はあるものの、上昇下降の傾向は一致している。しかし股関節、膝関節、足関節の順で誤差が大きくなった。これは関節モーメントを推定する際、表 1、2 にしたように考慮する身体部位が増えるほど、推定誤差が蓄積することが要因であると考えられる。

次に、両脚支持期を見ると股関節モーメントは、予測誤差はみられるものの、予測結果がきれいに描けていることがわかる。膝関節モーメントは、予測結果が予測率 50%以内に収まっているためある程度の精度が確保された結果となった。足関節モーメントは、MC と床反力計から推定した結果と予測結果の傾向が異なる値をとった。

5. 結言

本研究では、手軽で計測範囲に制限がない歩行解析の一つとして、まず床反力計を用いずに、IMU だけを用いた片脚支持期区間における下肢関節モーメントの推定を検討した。片脚支持期区間立脚における下肢関節モーメントは、精度よく推定することができた。しかしながら片脚支持期区間遊脚における下肢関節モーメントは、股関節、膝関節、足関節の順で精度が下がることを確認した。また両脚支持期区間は、LSTM を用いて予測を行った。学習に MC と床反力値が必要なものの推定は慣性センサのデータからのみで予測を行い、結果は、股関節、膝関節、足関節の順で精度が落ちることを確認した。

以上から、ある程度の精度であれば、下肢関節モーメントについて片脚支持期区間であれば力のつりあいから、両脚支持期区間であれば深層学習を用いれば推定できる見通しが得られた。

文献

- (1) Shanshan Chen, Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review, Volume: 20, Issue: 6, Nov. 2016
- (2) Jacquelin Perry, ペリー-歩行分析-正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版株式会社, pp.209-222, 2007
- (3) 阿江道良, 湯 海鵬, 横井 孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, 11 号, pp.22-33, 1992
- (4) KinTools RT User's Guide_Cortex2.0.pdf