B-10 歩行中における腰部加速度からのステップ長の推定

The estimation of step length from trunk acceleration during walking

○日暮 菜雄 (東工大) 正 丸山 剛生 (東工大)

Nao HIGURASHI, Takeo MARUYAMA

Tokyo Institute of Technology, 2-12-1 Oh-Okayama, Meguro-ku, Tokyo

The purpose of this study was to verify the validity of the inverted pendulum model in one step and to propose new models which could accommodate to the several walking speeds. Twelve subjects walked about 10m path at three kinds of walking speeds. Lower trunk acceleration and 3D marker data were recorded. True value of the step length was recorded from 3D marker data and predicted value was calculated by inverted pendulum model whose variable was displacement of the COM. Displacement of the COM was calculated by double integration of the lower trunk acceleration. We proposed the new model which changed the correction factor (K_m) in each step with using regression equation. We evaluated the validity of the model by RMS. From the result of this study, the validity of the new model was higher than previous models at all speeds in each step. So it was suggested that new method was better estimator of the step length than previous models.

Key Words: Step length, Acceleration, Accelerometer, Inverted pendulum model, Multiplied regression

1. はじめに

歩行は二脚で重心を前方へ移動させる動作である。また、人は一日に平均1万歩弱歩いているという先行研究[1]から、歩行は人間の基本的な動作であり、かつ非常に重要な動作であると言える。この歩行には、歩行距離、歩行速度、ピッチ、歩幅などの様々なパラメータがある。このパラメータの中でも非常に重要であるのがステップ長である。ステップ長は歩行距離の基本単位であり、ステップが何度も繰り返されることによって歩行が行われ、歩行距離を得ることができる。このようなことから、臨床現場での歩様の正常さの判断や、レクリエーション現場での歩行距離の把握、スポーツ現場でのパフォーマンス評価の指標として利用されている。

近年、ステップ長計測機器で注目されているのが加速度計である。従来の計測機器は床反力計やモーションキャプチャシステム、ペドメーターであったが、床反力計やモーションキャプチャシステムは時間的・空間的に制限された計測しか行えず、ペドメーターはステップ数などの簡易的な指標しか計測できないという問題点がある。しかしながら、加速度計は軽量・小型であり身体に取り付けたまま動作を行えることから、時間的・空間的に影響されない歩行動作の計測に適している。また、動作を加速度という形で記録できることから、歩行を評価する指標を多く得ることも可能である。

この様なことから、先行研究では加速度計を用いた歩行中のステップ長推定が行われている。Aminan et al.[2]は腰部と踵部に加速度計を装着し、その波形をニューラルネットワークに入れることで、ステップ長を予測している。しかしながら、ニューラルネットワークを用いたAminianの研究はステップ長算出の為に計算時間が長時間掛かったり、加速度計を腰部と踵部に装着することで煩雑であるという欠点があった。そこで提案されているのが、本研究で用いる逆振り子モデルである。これはZijlstra et al.[3]が提案したもので、歩行時の1ステップ中の鉛直方向重心軌跡(COMz)を逆振り子モデルに当てはめたモデルである。この逆振り子モデルは単純な三角関数の計算からステップ長を予測できることから計算時間もかからず、腰部に加速度計を一つ装着するだけであるため動作に影響を与えにくい。

逆振り子モデルを用いた先行研究において、Zijlstra et al.[3]は腰部加速度から得られた1ステップ中の重心変化量を逆振り子モデルに当てはめ、ステップ長を予測した。しかしながら、簡易的であった反面、予測式の精度が乏しくステップ長を過小評価する問題があった。そこで、Brandes et al.[4]は補正係数と呼ばれる定数を被験者毎にキャリブレーション試行から決定し、Zijlstra et al.が提案した逆振り子モデルに掛け合わせることで、より精度良くステップ長を算出する提案を行った。予測精度はZijlstra et al.の先行研究と比較して格段に向上したが、補正係数を決定するためのキャリブレーション試行を一つの速度のみで行っていたことから、予測試行において歩行速度が速い場合や遅い場合には予測精度が低下するという問題点があった。

更なる予測精度の向上を目的として Alvarez et al.[5]や Gonzalez et al.[6]は1ステップを片脚支持期(SS: Single Stance 期)と両脚支持期(DS 期: Double Stance 期)に分け、SS 期に逆振り子モデルを、DS 期に足部長を用いてステップ長を予測するモデルを提案した。しかしながら、予測精度は高かったが、腰部加速度からSS 期とDS 期を分割するための接地(HS: Heel Strike)と離地(TO: Toe Off)を判定する必要がある、加速度からでは必ずしもTOを判定できない試行があるという問題があった。よって、SS 期・DS 期の区別を必要とせずにS2と同等、もしくはそれ以上の予測精度を持った算出式が必要である。

また、上記の逆振り子モデルを用いてステップ長を予測する先行研究では、一定の歩行距離を予測し、その値をステップ数で除することで平均のステップ長を予測することが行われている。しかしながら、この手法では各ステップにおける予測精度は議論されておらず、算出されたステップ長が真値を表しているとは限らない。1ステップを精度よく予測できるかどうかが重要であるのにも関わらず、そのような先行研究は行われていない。

よって、本研究では、先行研究の問題点を解決するために、Zijlstra et al.[3]が提案したSS 期・DS 期の分けを必要としない逆振り子モデルの補正係数Kの決定方法を改良した新しいモデルを提案し、異なる歩行速度におけるステップ毎のモデルの妥当性を検証することを目的とした。

2. 実験方法

2.1. 被験者

本研究には健康な成人男性(11 名)・成人女性(1 名)の計 12 名(年齢 24.9 ± 1.6 歳、身長 170.7 ± 7.4 cm、体重 63.3 ± 12.2 kg、足部長 25.6 ± 1.6 cm、重心高 97.4 ± 5.0 cm)が参加し、実験前にインフォームドコンセントを得た。被験者には動きやすい格好をしてもらい、素足で実験を行った。重心高は加速度計を貼り付ける高さである上後腸骨棘(PSIS)の中心の高さとした。

2.2. 試行

被験者には、約 10m の直線路を 3 種類の歩行速度で歩行してもらい、定常歩行部分のデータのみを解析対象として記録した。歩行速度は Normal、Slow、Fast である。Normal は被験者の最も歩きやすい歩行速度である。Slow は Normal よりも遅い速度、Fast は Normal よりも速い速度とした。速度は規定せずに被験者の主観的な速度とした。歩行速度は Normal : 1.38 ± 0.17 m/s、Slow : 0.99 ± 0.14 m/s、Fast : 1.70 ± 0.17 m/s であった。得られた試技の中から各歩行速度で 4 試行、計 12 試行を補正係数 K を決定するためのキャリブレーション試行に用いた。残りの試行を予測試行とし、そこで得られたステップ長の真値と予測値を用いてモデルの妥当性の検証を行った。

2.3. 測定項目

測定項目は、3 次元画像データ、腰部加速度とした。

2.3.1. 3 次元画像データ

身体ランドマークに貼り付けたマーカを 3 次元動作解析システム(Motion Analysis 社製)を用いて撮影した。カメラスピードは 200fps とした。ランドマークに貼り付けたマーカは、左右踵骨隆起、左右第二中足骨骨頭の計 4 点とした。

2.3.2. 加速度計

3 軸加速度計(S&ME 社製、圧電式、 ± 10 G)により腰部 3 軸加速度を記録した。サンプリング周波数は 200Hz とした。装着場所は左右 PSIS の中点とした。PSIS の中点に貼り付けた理由として、モデルに必要な身体重心部分の加速度を PSIS 中点の加速度で代用でき、かつ、身体ランドマークがあり加速度計を貼り付けやすい部分であることが挙げられる。確実に固定するために、木板に加速度計を固定した上で、PSIS の中点に貼り付けた(Fig.1)。なお、今後、PSIS 中点の加速度を重心加速度と定義する。得られた加速度は、背中に装着したデータロガー(S&ME 社製)に記録した。

Fig.1: Accelerometer which is attached on the middle point of PSIS.

3. 解析方法

3.1. 解析

解析は Matlab7.0.1(The MathWorks 社製)によって行った。ノイズ除去のために 3 次元画像データは 7Hz、鉛直方向重心加速度は 20Hz、前後方向重心加速度は 3Hz のカットオフ周波数で 2 次のローパスバタワースフィルタを時系列的に双方向から 2 度かけ平滑化した後、データを同期した。

3.2. 逆振り子モデル

本研究では、歩行中の鉛直方向重心加速度(A_z)を 2 階積分することで算出した鉛直方向重心軌跡(COMz)から 1 ステップ中の鉛直方向重心変化量を求め、それを逆振り子モデルに当てはめることによって、ステップ長を予測する。算出式は先行研究の算出式である S_1 、 S_2 と、本研究で提案する算出式 Sh 、 Sp 、 Sm の計 5 つである。

3.2.1. 予測式 S_1 、及び Sh 、 Sp 、 Sm

式 S_1 、及び Sh 、 Sp 、 Sm は、1 ステップ中の鉛直方向重心変化量(h_1)と重心高(L)を逆振り子モデルに当てはめた算出式である。このモデルは Zijlstra et al.[3]が提案した算出式である(Fig.2)。3.3 で説明する決定方法で決定した補正係数 K_1 、 K_h 、 K_p 、 K_m を式(1)の K に代入することによって得られた算出式をそれぞれ S_1 、 Sh 、 Sp 、 Sm とした。

$$S = K * 2\sqrt{2Lh_1 - h_1^2} \quad (1)$$

Fig.2: Inverted pendulum model which uses length L and displacement of COM(h_1) in one step.

3.2.2. 予測式 S_2

式 S_2 は Gonzalez R et al.[6]が提案したステップ長算出式であり、先行研究では最も精度良く歩行距離を算出する。1 ステップを加速度波形から SS 期と DS 期に分け、SS 期での距離を逆振り子モデル、DS 期での距離を足部長 F を用いて予測するモデルである(Fig.3)。 K_2 は補正係数であり、3.3 で説明する決定方法で求めた。

$$S_2 = 2\sqrt{2Lh_2 - h_2^2} + K_2 * F \quad (2)$$

Fig3: Inverted pendulum model which uses length L and displacement of COM(h_2) in Single Stance phase.

3.3. 補正係数 K の決定

補正係数 K とは、予測試行を精度よく予測するための係数である。5つの式における K はキャリブレーション試行によって決定される。ここで得られた K を用いて予測試行でステップ長の予測を行う。S1 と S2 においては、先行研究[4][6]と同様の算出方法で算出した。

3.3.1. 補正係数 K_1, K_2 の決定

12 試行のキャリブレーション試行から、歩行速度 Normal のみの 4 試行を補正係数 K を決定する試行として用いた。キャリブレーション試行では、ステップ毎に 3 次元画像データから得られたステップ長の真値と加速度から予測されたステップ長の予測値との比が算出される。この比をキャリブレーション試行での全てのステップで算出し、平均化することで S1 と S2 の補正係数 K_1, K_2 を一つに決定する。

3.3.2. 補正係数 K_h, K_p, K_m の決定

Sh, Sp, Sm は、先行研究の問題点である歩行速度変化への対応を行うためのモデルである。12 試行のキャリブレーション試行を用いて、まず式 S1 から補正係数 K_1 と h_1 、ピッチを算出し、ステップ毎の K_1, h_1 、ピッチの組み合わせを作る。この組み合わせを用いて、被説明変数を K_1 とし説明変数を h_1 、ピッチ、その両方とした回帰式(Fig.4)を作製し、回帰式の係数 β (式(3a)~(3c))を算出する。得られた β と予測試行で加速度計から算出された h_1 、ピッチを用いて式(3a)~(3c)からステップ毎に K_h, K_p, K_m を算出し、予測式(1)の K に当てはめる。説明変数に h_1 、ピッチを選んだ理由として、歩行速度に影響を与える要因であること、加速度計から計測可能な指標であることが挙げられる。

$$K_h = \beta_{h1} * h_1 + \beta_{h2} \quad (3a)$$

$$K_p = \beta_{p1} * p + \beta_{p2} \quad (3b)$$

$$K_m = \beta_{m1} * h_1 + \beta_{m2} * p + \beta_{m3} \quad (3c)$$

Fig4: Scatter plot of h_1 , pitch as explaining variable and K_1 as explained variable.

3.4. 3 次元画像データからの HS・TO の規定

本研究では、ステップ長の真値の算出と加速度波形切り出しのために、接地(HS)・離地(TO)の判定を 3 次元画像データから行った。HS・TO の判定は S2 では前後方向・鉛直方向加速度の極値によって判定されているが、問題点として TO を判定できない試行があることが挙げられる。よって、本研究では HS・TO を加速度からではなく、3 次元画像データから求めた。HS・TO の判定は、O'Connor et al. [7] が提案した FVA (Foot Velocity Algorithm) を用いた。踵骨隆起と第二中足骨骨頭の中点の鉛直方向成分の座標を算出し、そのデータを微分することにより足部中点の速度 (Vertical velocity of Foot : VVF) を算出した (Fig.5)。この波形から HS・TO を判定した。

Fig.5: The FVA which predicts HS and TO from foot velocity. Figure above is the vertical ground reaction force. Figure below is the VVF.

3.5. 加速度からの重心変化量 h の算出

予測式に必要な重心変化量 h_1 , h_2 の値は, Gonzalez et al.[6]の先行研究を参考にし, A_z を 2 階積分することによって得た。加速度データのドリフトを除去するために、歩行路が直線で平坦であるという事実から、1 ステップ中の重心鉛直方向加速度と重心鉛直方向速度の平均値は 0 であると仮定し、以下の式(4a)~(4d)を用いてドリフトを補正した(Fig.6)。その後、得られた COMz から h_1 , h_2 を算出した(式(4e)、(4f))。

- 1) 1 ステップの加速度全体から、1 ステップにおける A_z の積分平均を減じ、 A_{zc} を算出する(式(4a))。
- 2) 1)で得られた A_{zc} を 1 ステップの区間で積分し、加速度計から得られる初速度 $V_z(0)$ を加えることで、 V_z を算出する(式(4b))。
- 3) 1)~2)を繰り返り、COMz を得る(式(4c)、(4d))。
- 4) 1 ステップにおける COMz の最大値から最小値を減じた値を h_1 、SS 期における COMz の最大値から最小値を減じた値を h_2 とする(式(4e)、(4f))。

$$A_{zc}(t) = A_z(t) - \frac{\int_{HS_r(t)}^{HS_l(t)} A_z(\tau) d\tau}{HS_l(t) - HS_r(t)} \quad (4a)$$

$$V_z(t) = \int_{HS_r(t)}^{HS_l(t)} A_{zc}(\tau) d\tau + V_z(0) \quad (4b)$$

$$V_{zc}(t) = V_z(t) - \frac{\int_{HS_r(t)}^{HS_l(t)} V_z(\tau) d\tau}{HS_l(t) - HS_r(t)} \quad (4c)$$

$$COMz(t) = \int_{HS_r(t)}^{HS_l(t)} V_{zc}(\tau) d\tau + COMz(0) \quad (4d)$$

$$h_1 = \max_{t \in [HS_r(t), HS_l(t)]} (COMz(t)) - \min_{t \in [HS_r(t), HS_l(t)]} (COMz(t)) \quad (4e)$$

$$h_2 = \max_{t \in [SS \text{ phase}]} (COMz(t)) - \min_{t \in [SS \text{ phase}]} (COMz(t)) \quad (4f)$$

Fig.6 : Modified COMz and not modified COMz in one step.

3.6. 加速度からのピッチ の算出

ピッチの算出は, Zijlstra et al.[3]の先行研究を参考に前後方向重心加速度(A_x)から算出した。 A_x をカットオフ周波数 3Hz でフィルタリングして得られた加速度の極小値間の時間の逆数をピッチとした。歩行時の身体重心は足部の接地

により減速されるために、接地によって A_x の極小値が計測される。この極小値は周期的であるため、連続した極小値を計測することでピッチを算出できる。

3.7. 統計処理

ステップ長の真値と各算出式による予測値の差を、ステップ長の真値と予測値との誤差を求め、真値で標準化した式(5)の指標(nRMS : normalized Root Mean Square)によって評価した。全速度を合わせて評価する場合は全速度での平均で除し、速度毎に比較する場合は各速度の平均値で除した。

$$nRMS = \left(\frac{\sum_{i=1}^n (S_{predict}(i) - S_{true}(i))^2}{n-1} \right)^{1/2} \cdot \frac{\sum_{i=1}^n S_{true}}{n} \quad (5)$$

4. 結果

4.1. 全速度における予測精度

予測試行における Normal、Slow、Fast を合わせた全試行における予測精度の結果を Fig.7 に示す。

この結果から、逆振り子モデルのみを用いた S1 と逆振り子モデルと足部長を用いた S2 とを比較した場合、予測精度は S2 の方が高い。これは先行研究と同じ結果が 1 ステップにおける精度にも言えることを示している。S1 と Sm を比較した場合、全速度を用いて補正係数を決定した Sm の方が、速度 Normal のみで補正係数を決定した S1 よりも、予測精度が高いという結果が得られた。また、先行研究で最も予測精度が高い S2 と新しい予測モデルである Sm を比較すると、S2 よりも Sm の予測精度が高いことが分かった。

Fig.7 : nRMS at all speeds

4.2. 各速度の予測精度

予測試行における各速度での予測精度の結果を Fig.8 に記す。

S1 と S2 を比較した場合、どの速度においても S1 よりも S2 で予測精度が高く、特に Fast で高いことが認められた。

また、補正係数以外で同じ式を用いる S1 と Sm を比較すると、Sm では Slow、Fast においても nRMS がそれぞれ 5.8 と 5.4 であり、S1 よりも nRMS の明らかな減少が見られた。先行研究で最も予測精度が高い S2 と新しいモデルである Sm を比較しても、S2 よりも Sm が全ての速度で予測精度が高いという結果が得られた。

また、度毎に比較した場合、3 種類の速度における 5 つの算出式の nRMS の平均値は、予測精度が高い順に並べると Normal : 4.8 であり、Fast : 7.9、Slow : 10.0 であった。

Fig.8 : nRMS at Normal speed

Fig.9 : nRMS at Slow speed

Fig.10 : nRMS at Fast speed

5. 考察

5.1. 1 ステップにおけるモデルの妥当性

先行研究において、逆振り子モデルを用いたステップ長の推定は行われているが、予測した歩行距離をステップ数で除することでステップ長を予測することしか行われてい

ない。よって、ステップ毎では必ずしも正確な予測が行えているとは限らない。本研究は、モーションキャプチャシステムを用いて 1 ステップにおけるステップ長の真値を計測し、加速度計から得られた予測値と比較した。結果、先行研究で最も予測精度が高い S2 でも、全試行における nRMS が 8.4(Fig.7)であることが分かった。この値は先行研究の値と比較して大きく、先行研究の手法が必ずしもステップ長の真値を算出していないことが示唆される。また、先行研究のモデルである S2 と、新しいモデルの中で nRMS が最小であった Sm を比較した場合、Sm は nRMS が 5.0 と S2 よりも低い値を示した(Fig.7)。よって、1 ステップにおいて、新しいモデルは従来のモデルよりも予測精度が高いことが示唆される。

全体の傾向としては、歩行速度 Normal が最も予測精度が高く、Fast、Slow の順に予測精度が低下することが分かった。理由として、歩行速度が異なることで歩行のストラテジーが変化し、COMz が逆振り子モデルに当てはまりにくくなっていると予測される。Fig.8 と Fig.11 の結果から、逆振り子モデルに最も当てはまりが良い歩行速度を Normal と仮定すると、歩行速度が増加・減少するにつれて COMz が逆振り子モデルに当てはまりづらい波形になっていることが見て取れる。特に Slow では Normal と比較して COMz が極端に変形していることが分かる(Fig.11)。

Fig. 11 : COMz at three kinds of walking speeds. X axis is the step length. Y axis is the displacement of COMz.

5.2. 統計モデルによる速度変化への対応

先行研究の問題点として、歩行速度が異なる場合に対応したモデルになっていない点が挙げられる。これは、補正係数決定の際に歩行速度 Normal のみで予測を行っていること、また補正係数が一定値になっていることが原因として挙げられる。よって本研究では、統計的な手法を用いて、補正係数 K を決定する際に 3 種類の歩行速度での試技を用い、ステップ毎に補正係数を変換するモデルを提案した。結果として歩行速度 Normal では、先行研究で予測精度が高い S2 と新しいモデルを比較した場合、S2 : 4.2、Sh : 3.9、Sp : 6.6、Sm : 3.6 であり、新しいモデル Sh と Sm の予測精度は S2 と変わらない。しかしながら、歩行速度が Slow と Fast の場合、S2 の Slow : 11.8、Fast : 7.9 と比較して、Sm では Slow : 5.8、Fast : 5.4 と小さい。よって、Sm は先行研究で提案されたモデルと比較して、より歩行速度変化に対応したモデルになっていると言える。Sh も Slow : 10.2、Fast : 7.8 であり、S2 と同等の予測精度があることが分かる。

また、Sm が最も予測精度が高いことから、補正係数 K

を決定する際に用いる回帰式の説明変数を h_1 とピッチのどちらか一つにするのではなく、両方を説明変数とすることによって、ステップ長の予測精度が向上することが示唆される。これは、被験者によって速度の増加・減少の要因はステップ長を変化させることとピッチを変化させることの2要因があり、どちらかまたは両方の要因が影響しているからであると考えられる。よって、ステップ長を規定する h_1 とピッチの両方を含んだ Sm の予測精度が最も高い結果を得られたと考えられる。

6. まとめ

本研究は、逆振り子モデルを用いたステップ長算出式の補正係数 K をステップ毎に変化させることによって、ステップ長の予測精度の向上させることを目的として行った。新しいモデルと先行研究のモデルとを比較した結果から以下のことが示唆された。

- 1) 新しいモデルの中でも補正係数 K を決定する際に重心変化量とピッチを説明変数とする回帰式を用いたモデル(Sm)は、先行研究と比較して1ステップにおける予測精度が高い。
- 2) Sm は、先行研究と比較して歩行速度 Normal 以外の速度でもステップ長の予測精度が高いことから、より歩行速度変化に対応したモデルである。

7. 参考文献

- [1] Sequeira M. M. et al., Physical activity assessment using a pedometer and its comparison with a questionnaire in a large population survey. *Am. J. Epidemiol.*, Vol.142, No.9, 1995, pp989-999
- [2] Aminian K. et al., Incline, speed and distance assessment during unconstrained walking. *Med. Sci. Sports Exerc.* Vol.27, 1993, pp226-234
- [3] Zijlstra W., Hof A. L., Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait and Posture*, Vol.18, 2003, pp1-10
- [4] Brandes M. et al., Accelerometry based assessment of gait parameters in children. *Gait and Posture*, Vol.24, 2006, pp482-486
- [5] Alvarez D. et al., Comparison of Step Length Estimators from Wearable Accelerometer Devices. *Proceeding of the 28th annual international conference of the IEEE EMBS*, Aug 30- Sep 26, 2006, pp5964-5967
- [6] Gonzalez R. C. et al., Modified Pendulum Model for Mean Step Length Estimation. *Proceeding of the 29th annual international conference of the IEEE EMBS*, August 23-26, 2007, pp1371-1374
- [7] O'Connor C. M. et al., Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait and Posture*, Vol.25, 2007, pp469-474