

起立動作誘導システムのための足圧情報による体幹角度の推定

Estimation of trunk angle from foot pressure for standing-up motion navigation system

○ 江口清孝(九工大) 金芳(九工大) 和田親宗(九工大)

Kiyotaka EGUCHI, Kyushu Institute of Technology

Jin FANG, Kyushu Institute of Technology

Chikamune WADA, Kyushu Institute of Technology

Abstract: The sit-to-stand (STS) motion from a chair consists of bending the trunk and lifting up the trunk. During the STS, some people such as the elderly need help to bend trunk from caregivers. Then, we have been developing a system that could induce trunk flexion and could inform the system user of timing to lift the buttocks up to stand by themselves. However, from previous study, it was found that there was gap of time between lift timing from our system and timing when the user stand up, and we supposed the gap of time was caused by the incorrect trunk angle estimation at the beginning of STS motion. Then, in this report, we proposed new trunk angle estimation method and reported its efficacy.

Key Words: Standing-up motion, Trunk angle, Foot pressure, Buttocks off

1. はじめに

椅子からの立ち上がり動作は重心を坐骨で受けている姿勢から足部へ受ける姿勢へと変化することが重要となる。人は重心を足部の基底面に移動できないと、立ち上がり動作に必要な筋肉に力が入らず、立ち上がることは不可能である。そのため、立ち上がり動作は重心を前に出す相(屈曲相)と重心を上を持ち上げる相(伸展相)の二つに分けて考えられている⁽¹⁾。

屈曲相では体幹を前傾させ重心を前に出し、伸展相では、体幹を伸展させ重心を上を持ち上げている。健常者はこれらの要素を巧みに織り交ぜて滑らかな立ち上がり動作を行っている。しかし、高齢者や障がい者ではこれらの要素を織り交ぜて行うことは困難であり、各相を一つずつ個別に行わなければ、立ち上がることは出来ない場合がある⁽¹⁾。その中でも、伸展相の能力は有しているにもかかわらず屈曲相ができないため、立ち上がり動作を行えない対象者がいる⁽¹⁾。これらの対象者は、重心を前に引き出す介助のみを必要としており、重心を上を持ち上げる介助は不要である。そこで、以前我々は体重重心位置(COG)の前方移動を誘導するシステムを開発した⁽²⁾。Fig.1,2 に示すように本システムは使用者の体幹の傾きを胸部に装着した無線式慣性センサで計測、その傾きを基に3リンクの人体リンクモデルから使用者の重心位置を推定する。そして、使用者の体重重心位置や体重重心位置が基底面に入ったか否かを視覚や聴覚を介して使用者に実時間でフィードバックすることで、使用者の体幹屈曲動作を適切に誘導する。

しかし、実験によって、実際にはシステムが知らせる臀部離床のタイミングと使用者の臀部離床のタイミングにずれが存在していることがわかった⁽³⁾。原因として、ワイヤレスモーションセンサの体幹への装着角度にずれが生じ、屈曲動作開始前の体幹角度(体幹初期角度)にずれが生じていることが挙げられる。具体的には、本システムでは、慣性センサで計測した体幹初期角度を使い COG の位置推定を行っている。そのため、体幹初期角度にずれが生じることで、システムが知らせる臀部離床のタイミングにずれが生じることになる。

ところで、椅子からの立ち上がり動作の初期、すなわち椅子に座っている状態で体幹屈曲動作によって変化が生じる部分は足底と臀部にかかる圧力である。日常生活では

様々な場所の椅子から立ち上がるため、圧力計測はウェアラブルなセンサが望ましい。足底と臀部を比較すると、足底であれば、中敷きに圧力センサを装着することで計測できるため、日常生活においても使用者に負担をかけることはない。そこで、慣性センサによる初期角度のずれを修正することを目的に、足底圧力から体幹初期角度の推定を試みた。

本報告では、立ち上がり動作開始前の椅子に座り静止した状態で、足底圧力足部への荷重から体幹角度を推定する手法を示し、体幹初期角度推定モデルの検証、足圧計測装置による体幹角度の推定結果を報告する。



Fig.1 Image of our system

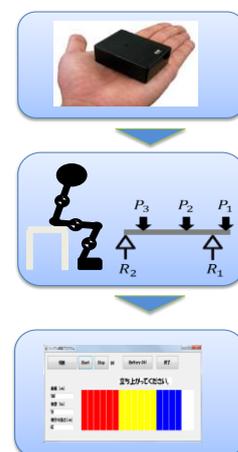


Fig.2 Overall view of our system

2. 体幹初期角度推定モデル

足部へ加わる荷重から体幹初期角度を推定するため3リンクの人体モデルを作成した。モデルの単純化のために、下腿部、大腿部、体幹部の計3つにわかれた剛体リンクモデルとした。上腕・前腕・手部から構成される上肢は自由度が高く、位置推定が困難であるため重量のみを体幹部に含めた。各身体部分の角度は全て水平面からの角度とし、下腿部(θ_1)、大腿部(θ_2)、体幹部(θ_3)とした。各身体部分の長さを身長(H)に各身体部分のセグメント比を掛け水平面上に投影した長さを下腿部(L_1)、大腿部(L_2)、体幹部(L_3)とした。各身体部分の重心位置を求めるため、水平面上に投影した各身体部分の長さに重心位置比を掛け、端点からの重心位置を下腿部(l_1)、大腿部(l_2)、体幹部(l_3)とした。

また、全体重値に各身体部分の重量比を掛け、下腿部の重量(P_1)、大腿部の重量(P_2)、体幹の重量(P_3)とし、頭部と上肢の重量は体幹部に含めた。足部にかかる荷重を(R_1)、椅子部へかかる荷重を(R_2)とし、釣り合いの式を立て、式(1)により、足部への荷重から体幹角度を推定する。各身体部分のセグメント比、重心位置比、重量比は過去の研究を参考にした⁽⁴⁾。全体像を Fig.3 に示す。

$$\theta_3 = \cos^{-1} \left(\frac{P_1(l_1 - L_1 + L_2) + P_2(L_2 - l_2) + 2P_3(L_2 - L_1) - R_1(L_2 - L_1)}{0.180288P_3H} \right) \quad (1)$$

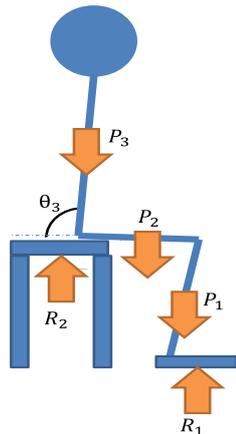


Fig.3 Human body model

3. 体幹初期角度推定モデルの精度評価

3-1 実験方法

作成した推定モデルの精度を調べるため、起立動作データをを用いて検証を行った。被験者は健康男性 5 名(年齢 22 ± 0.6 歳, 身長 1.59 ± 0.2 [m], 体重 64.2 ± 7 [kg])であった。被験者には肩峰, 腸骨稜, 大転子, 膝関節, 外果, 中足骨, 踵骨, 計 14 点に赤外線マーカーを貼り付け, 赤外線カメラ 6 台(OptiTrack Flex13, Optitrack 社製)を用いた3次元動作解析装置(モーションキャプチャシステム Venus3D, Nobbytech 社製), により身体動作を計測した。また, 床反力計(AMTI 社製)を用いて足部にかかる荷重を計測した。

被験者の胸部に慣性センサ(9軸ワイヤレスモーションセンサ, LOGICALPRODUCT 社製, 5[G], 300[deg/s])をベルトで固定し体幹の動きを計測した。全ての計測装置をサンプリング周波数 100Hz でコンピュータに取り込んだ。

被験者は, 高さ 0.44[m] の椅子に座らせ, 足部を被験者が立ち上がりやすい位置においてもらった。体幹初期角度推

定モデルの検証範囲は, 被験者が椅子に座り起立動作を開始するまで静止していた 1 秒間とし, 体幹初期角度はその 1 秒間の平均値とした。試行回数は 10 回である。実験概略図を Fig.4 に示す。

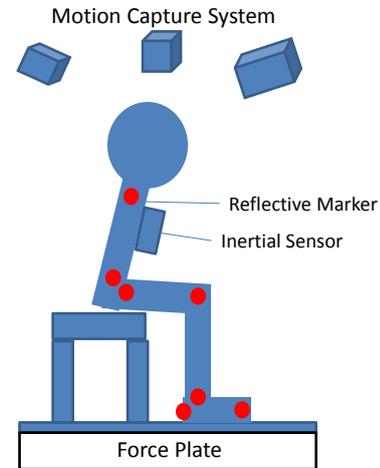


Fig.4 Experimental setup

3-2 結果と考察

Fig.5 に 1 秒間の体幹角度推定結果とモーションキャプチャによる実測値の一例を示す。実線は床反力計の値から求めた推定値, 破線はモーションキャプチャから求めた実測値の体幹角度である。0~1 秒間での実測値では体幹が僅かに動いており, 体幹の動きをフォースプレートの荷重値の変化として捉えることができ, モデルによる推定値でも体幹の僅かな動きをみることができた。次に, フォースプレートの荷重値から推定した体幹初期角度, 慣性センサの加速度から算出した体幹初期角度をそれぞれモーションキャプチャで計測した実測値との RMSE を求めた。慣性センサと実測値の全被験者の平均 RMSE 値は 6.3 ± 5.3 [deg]であった。フォースプレートからの推定値と実測値の全被験者の平均 RMSE 値は 2.2 ± 0.3 [deg]となり慣性センサのみからの推定角度を, フォースプレート荷重値によって減少させられることがわかった。

被験者ごと RMSE 値を Table.1 に示す。被験者 A ではフォースプレート荷重値からの体幹初期角度推定値は 2.2 ± 0.8 [deg], 慣性センサによる体幹初期角度推定値は 15.8 ± 2.8 [deg], 被験者 B では, 1.7 ± 1.1 [deg], 4.2 ± 1.7 [deg], 被験者 C では, 2.6 ± 1.5 [deg], 8.6 ± 3.1 [deg], 被験者 D では, 2.0 ± 0.6 [deg], 1.8 ± 0.3 [deg], 被験者 E では, 2.5 ± 0.8 [deg], 1.3 ± 0.9 [deg]となり全被験者 5 名中 3 名は, 荷重値からの推定値のほうが慣性センサによる推定値と比べ高い精度で推定可能であった。残りの 2 名については, やや痩せ型であったため, 胸部に慣性センサを装着した際に体幹とほぼ平行になっていたと思われる。そのため慣性センサの体幹への装着角度によるずれの影響が小さくなったためと考えられる。

4 体幹初期角度推定モデルの精度評価

4-1 足底圧計測装置

前章で用いたフォースプレートでは足部への荷重を正確に計測することができるものの, 高価であり, 設置可能な場所も限られている。起立動作は日常生活で頻繁に行う動作であり, リハビリや介護への利用が期待される研究が多くなされている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。我々も開発システムは医療施設, 介

護施設や在宅における起立動作訓練で使用されると想定している。そのため、フォースプレートを用いてシステムを構築することは、設置場所の制限やコストの問題から難しいと考える。そこで、安価で自由に持ち運び可能で日常的に使用できる簡易的な足部荷重計測装置の開発を考えている。具体的には、中敷きに圧力センサを並べた靴型計測装置である。靴型装置を使うことで、場所の制限がなく足部荷重の計測が可能となる。しかし、フォースプレートに比べて計測精度の低下が予想できるため、先行研究⁷⁾で作製した足底圧計測装置を用いて、今回提案した初期角度推定モデルの精度を求めることで、靴型の計測装置への適用可能性を調べることにした。

開発した足底圧計測装置を Fig.6 に示す。フィルム状の圧力センサ (FlexiForce A201, Tekscan 社製) を片足 6 個、左右計 12 個をアルミ板の上に配置, その上にスペーサやアルミ板を置くことで、測定にかかる荷重が圧力センサのみにかかるようにした (断面図を Fig.7 に示す)。圧力センサの情報は、抵抗-電圧変換回路, 増幅器, A/D 変換器を経て, LabVIEW によって 100[Hz] のサンプリング周波数でコンピュータに取り込まれた。

Table.1 Comparison of RMSE

	Force Plate	Wireless motion sensor
Subject A	2.2±0.8 [deg]	15±2.8 [deg]
Subject B	1.7±1.1 [deg]	4±1.7 [deg]
Subject C	2.6±1.5 [deg]	8±3.1 [deg]
Subject D	2.0±0.6 [deg]	1.8±0.3 [deg]
Subject E	2.5±0.8 [deg]	1.3±0.9 [deg]

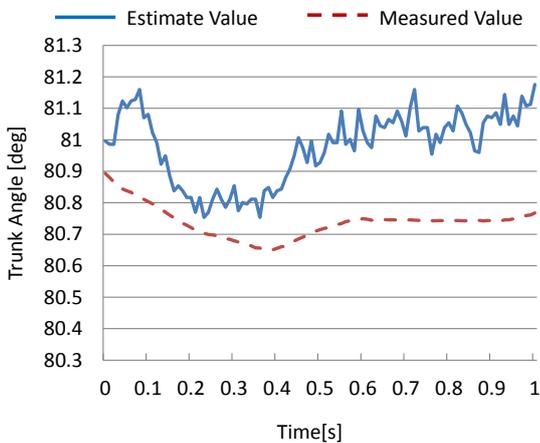


Fig.5 Comparison between estimated and measured value

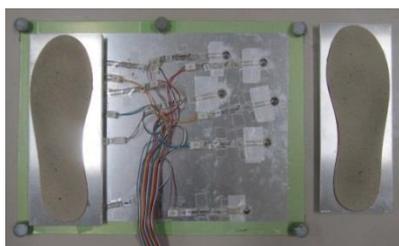


Fig.6 Foot pressure measuring device

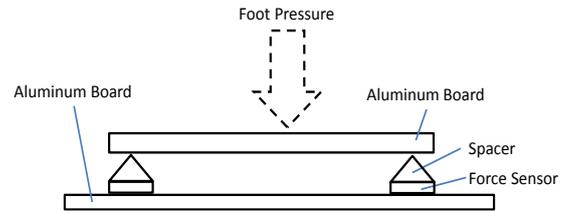


Fig.7 Cross-sectional view of the foot pressure measuring device

4-1 足底圧計測装置を用いた体幹初期角度推定実験

足底圧計測装置からの情報を用いて、体幹初期角度推定モデルから角度を推定した。被験者は健常男性 10 名(年齢 23.6±1.11歳, 身長1.7±0.03[m], 体重67.1±13.67[kg])であった。赤外線マーカを肩峰, 腸骨稜, 大転子, 膝関節, 外果, 中足骨, 踵骨, 計 14 点に貼り付け, 赤外線カメラ 6 台(OptiTrack Flex13, Optitrack 社製)を用いた 3 次元動作解析装置 (モーションキャプチャシステム Venus3D, Nobbytech 社製)により身体動作を計測した。被験者の足底下に足底圧計測装置を、胸部には前章と同じ慣性センサを装着し、3 次元動作解析装置を含め、全てのデータをサンプリング周波数 100Hz でコンピュータに取り込んだ。

被験者の関節角度が 75[deg]になるように足を置く位置を調整し, 座面の高さ 0.4[m]の椅子に座った。被験者には、立ち上がり動作開始の合図後、着席状態で慣性センサによる体幹初期角度算出のため 3 秒間静止してもらい、通常速さで立ち上がってもらった。立ち上がり動作開始の合図から直立姿勢に移るまでを 1 試行とし、各被験者毎に 10 回行った。前章と同じ条件とするため、推定範囲は立ち上がり動作開始の合図後 1 秒間とし、モーションキャプチャの実測値と比較するため RMSE を用いた。概略図を Fig.8 に示す。

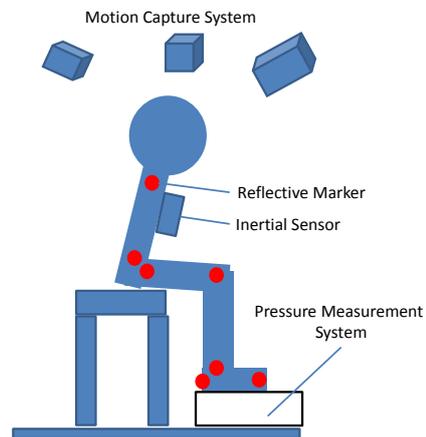


Fig.8 Experiment setup

4-2 結果と考察

Fig.9 にモデルによる推定値とモーションキャプチャの実測値の結果の一例を示す。実測値では、0.2~0.5 秒の間、体幹角度が 0.1[deg]増えているが、モデルによる推定値では増加はみられなかった。そのため、足底圧計測装置では、体幹の僅かな変化を捉えることができていなかったのではないかと考えられる。次に、Fig.10 に、各被験者毎の、足底圧計測装置を用いた初期体幹角度推定値とモーションキャプチャから体幹角度との RMSE 値を示す。被験者毎にみると、被験者 A では、12.6±1.9[deg], 被験者 B では、

9.7±1.5[deg], 被験者 C では, 6.1±1.1[deg], 被験者 D では, 4.1±0.7[deg], 被験者 E では, 12.6±2.0[deg], 被験者 F では, 12.0±1.0[deg], 被験者 G では, 9.5±2.4[deg], 被験者 H では, 5.5±0.9[deg], 被験者 I では, 9.0±0.9[deg], 被験者 J では, 13.6±1.7[deg]であった。前章のフォースプレートからの推定値では全被験者, RMSE 値が 3[deg]未満であったが, 足底圧計測装置からの推定値では, 全被験者の RMSE 値は 4[deg]以上となり誤差が大きい。また, 平均 RMSE 値は 9.5±3.1[deg]となり前章のフォースプレートからの推定値より, 誤差が大きくなった。

誤差が大きくなった原因として1つ目は, 圧力センサの上にアルミ板をのせているが実際の足のサイズよりも大きい。そのため, アルミ板に足部をのせた際に, 予め決めておいた足部位置以外にのることで圧力センサに垂直方向以外の圧がかかり検出する圧力値が小さくなっていると思われる。

2つ目の原因として, 体幹初期角度推定モデルは, 関節角度が 75[deg]のとき, 足部にかかる荷重が 1[N]変化するごとに体幹角度が 0.1[deg]変化する。また, 使用した圧力センサは, 10[kg]負荷の時, 精度誤差は±1[kg]である。そのため, 足部にかかる荷重が 98[N]のとき体幹角度を算出する際に圧力センサの精度誤差により計算上, 最大±9.8[deg]の誤差が発生する。そのため, 足底圧計測装置を用いた体幹初期角度推定実験で平均 RMSE 値が 9.5±3.1[deg]となったことは, 圧力センサの精度誤差によるものだと考えられる。

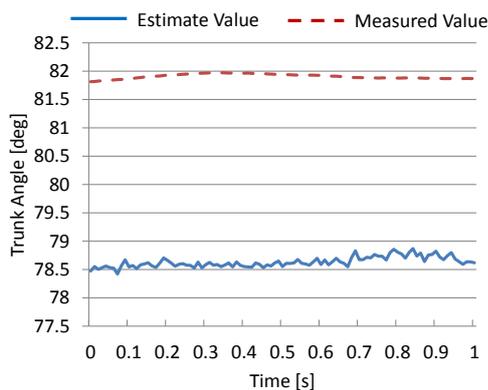


Fig.9 Comparison between estimated and measured value

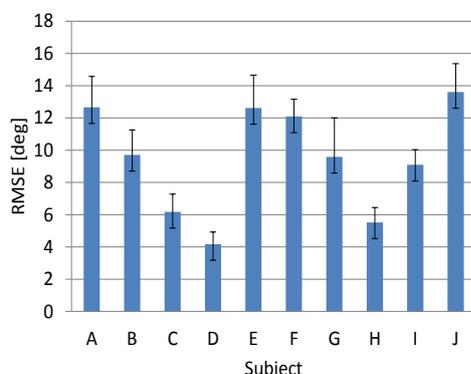


Fig.10 Comparison of RMSE among subjects

5 おわりに

本報告では, 足部への荷重から体幹初期角度推定モデルを用いて体幹初期角度を推定可能であることを示した。

また, 慣性センサの取付角度によるずれを修正するには体幹角度推定誤差を 6.3±5.3[deg]未満にする必要があることがわかった。

そして, 持ち運び可能な足底圧計測装置を用いて体幹初期角度の推定を試みた。結果として, 誤差は大きいものの推定可能であると考えた。しかし, 体幹の僅かな揺らぎを足部への荷重値として足底圧計測装置で計測できず, 体幹の僅かな揺らぎを推定角度として捉えることはできなかった。

今後は以下のことについて取り組んでいく予定である。

- 足底圧計測装置を改良し, 体幹初期角度の推定誤差を減らす。
- 今回作成した体幹初期角度推定モデルを拡張し, 起立動作中の COG を推定する。
- 慣性センサと足底圧計測装置を組み合わせた COG 位置推定システムを作り評価する。

謝辞

本研究の一部は, 科学研究費補助金(基盤研究 C, 課題番号 15K01461)によって実施された。ここに記して感謝の意を表する。

参考文献

- (1) 山本康稔ほか, もっと!らくらく動作介助マニュアル, pp.17-21, 医学書院, 東京, 2005.
- (2) C. Wada, Y. Tang and T. Arima, Development of a Standing-up Motion Guidance System using an Inertial Sensor, The 14th International Symposium on Advanced Intelligent Systems, Fa5-3, 2013.
- (3) 有馬忠寛, 金芳, 和田親宗, 起立動作誘導システムのための屈曲相における重心位置推定法の改良, HCG シンポジウム 2014, pp.435-438, 2014.
- (4) David A. Winter, 長野明紀, 吉岡伸輔, バイオメカニクス人体運動の力学制御, 有限会社ラウンドフラット, 東京, 2012.
- (5) 戸室宏介, 高橋良至, 新田収, 米田隆志, パワーアシスト型手すりの研究, バイオフロンティア講演会講演論文集 2007(18), pp.125-126, 2007
- (6) 中後大輔, 高瀬國克, 起立/着座支援機能を有する歩行器の研究, 福祉工学シンポジウム講演論文集, pp.44-47, 2007
- (7) 小田堯人, 富山嘉之, 和田親宗, 井野秀一, 座面状態と立ち上がり動作の関係に関する研究, 第 33 回計測自動制御学会九州支部学術講演会, pp193-196, 2014.