G999999 Plug-in Gait マーカ貼付位置の違いによる計測精度への影響

Effects on measurement accuracy of marker position using Plug-in Gait model 〇学 奈良 雄斗^{*1}, 齊藤 亜由子^{*2}, 木澤 悟^{*1}, 小林 義和^{*1}, 宮脇 和人^{*1} Yuto NARA^{*1}, Ayuko SAITO^{*2}, Satoru KIZAWA^{*1}, Yoshikazu KOBAYASHI^{*1} and Kazuto MIYAWAKI^{*1} ^{*1} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College ^{*2} 工学院大学 Kogakuin University

Abstract

In this study, we examined the effects of changing the position of the lateral femoral marker of the Plug-in Gait model on measuring the knee angle. In the experiment, we attached the Plug-in Gait full body marker sets and additional thigh marker to the subject. The thigh and tibia segment models were created using a computer aided design system, referring to each marker positions of the Plug-in Gait model. The knee joint angle was calculated, considering the postural changes of the thigh and tibia displace segment coordinate systems due to the displacement of the lateral femoral marker position. Finally, the estimated knee joint angle using each segment model was compared with the actual gait measurement results. As a result, the knee angle calculated by the segmental model using the additional anterior thigh marker was almost identical to the actual measurement results using the anterior thigh marker. The proposed method can estimate the knee angle when the lateral femoral marker is displaced in the circumferential direction of the thigh.

Key Words : Gait analysis, Joint center, Kinematics, Marker placement, Motion capture

1. 緒言

本研究では、Plug-in Gait モデル⁽¹⁾⁻⁽³⁾の大腿側部(THI)マーカ配置位置が大腿前面へずれた場合における膝関 節角度の計測誤差を推定する.歩行計測においては、Plug-in Gait マーカセットと追加の大腿前面 THI マーカを被 験者の身体部位へ装着して通常歩行を計測する.次に、Plug-in Gait モデルの各セグメント座標系定義を参照し、 3DCADを用いて大腿・下腿セグメントモデルを作成し、THI マーカ配置位置が変化した場合における大腿・下腿 セグメントの各座標系の姿勢変化を算出する.モデルから得られた各セグメント座標系の姿勢変化を考慮し、実 際の歩行計測データを用いて大腿マーカ位置がずれた場合における膝関節角度を推定する.最後に、推定した膝 関節角度と、実際に追加 THI マーカを大腿前面へ貼付して計測した歩行結果を比較し、提案手法による膝関節角 度の推定精度について検証する.

2. 計測実験

2・1 被験者と計測装置

被験者は健常男性3名(身長 1.74±0.06 m,体重 62.0±8.0 kg)である.歩行計測実験は秋田工業高等専門学校 において実施し、本実験については臨床実験に関する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、同意を得た.

実験においては、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)を用いて 歩行計測を行った.床反力計は、遊脚期、立脚期、および立脚期における片足支持期と両脚支持期を判定するた めに用いた.光学式三次元動作解析装置、床反力計のサンプリング周波数は共に100 Hz である.

2・2 LTHIマーカの装着位置と計測条件

歩行計測においては、Plug-in Gait Full body マーカセットを参照して被験者の下肢に 16 個の反射マーカを貼付 し、追加の大腿マーカ1 個(LTHI2)を左大腿部に貼付した.追加の大腿マーカ貼付位置を図1に示す.図1に おいて、LTHI は大腿セグメント遠位 1/3 の最外側に貼付した基準大腿マーカである.LTHI2 は、基準大腿マーカ と同一高さで大腿部周囲長 R の 1/8 長さ前方へ貼付した追加大腿マーカである.





(a)Schematic view of marker placements.

(b) Markers attached to subject.

Fig.1 Placements of LTHI and LTHI2 markers.

あらかじめ各被験者の歩幅を計測し,歩行路上へ歩幅長毎に目印となるシールを貼付した.計測実験においては, 可能な限り一定の歩幅で,メトロノーム 70bpm に合わせて一歩ずつ自然に前進するよう指示した.実験後は計測 データをコピーし,解析用ソフトウェア(Vicon 社製, Nexus2)を用いてマーカのラベリングを行った.一つ目の データにおいては基準大腿マーカ (LTHI) に LTHI ラベルを付け,二つ目のデータにおいては追加大腿マーカ (LTHI2) に LTHI ラベルを付け, Plug-in Gait Dynamic パイプラインを実行することにより膝関節角度を得た.

3. 大腿マーカ配置位置の違いによる膝関節角度の計測誤差推定

本研究においては,解析用ソフトウェア Nexus2 を用いて歩行計測データに Plug-in Gait Dynamic パイプラインを実行することにより得た膝関節角度と,3DCAD を用いてモデリングした大腿・脛骨セグメントを使用して算出した膝関節角度を比較し,モデルを用いた計測誤差推定の有効性について検証する.

3・1 3DCAD を用いた大腿部・下腿部のモデリング

膝関節中心,足関節中心,大腿セグメント座標系,および脛骨セグメント座標系の決定においては,以下に説 明する Plug-in Gait モデルと同様の定義を用いる. Plug-in Gait モデルにおける股関節中心は,骨盤に装着した4 つのマーカ (LASI, RASI, LPSI, RPSI) と事前に計測した脚長 (LASI および RASI から左右それぞれの内果まで の距離),マーカ半径を用いて決定するが,本研究においてはモデル簡単化のため,股関節中心,膝関節中心,足 関節中心が横断面に垂直な一直線上に存在すると仮定している.また,本モデルは,各関節幅を基準とした円錐 台モデルとなっている.図2,3にそれぞれ基準 LTHI マーカ (大腿最外部)を用いたモデル,追加の LTHI2 マー カを用いたモデルを示す.

3・1・1 左膝関節中心の定義

図4に左膝関節中心(LKJC)の定義を示す.図4は被験者を正面から見た前額面を示しており,LTHIは大腿 部最外側かつ遠位1/3長さの位置に装着する.LKNEは左膝の外側上顆に装着する.LTHI,LKNE,LHJC,LKJC の4点が存在する平面上にLHJCとLKNEを直径とする円を描く.LKJCは,LHJCとLKNEを結ぶ直線に対し てLTHIと線対称の反対側に存在する.このとき,LKJCとLKNEの距離は,事前に計測した膝幅(膝の内側上顆 から外側上顆までの距離)の半分の値とする.

3・1・2 左大腿部座標系の定義

図5に左大腿部座標系の定義を示す. LKJC からLHJC へ向かう軸がZ軸, LKJC からLKNE へ向かう軸が Y軸であり,X軸はZ軸とY軸に垂直かつ右手座標系を構成するように決定する. 左足関節中心および左下腿部 座標系の定義も同様に行う.

本実験における膝関節角度(屈曲・伸展)の定義を図6に示す.



Fig.6 Definition of left knee joint angles.

3・2 モデルを用いた膝関節角度の算出方法

光学式三次元動作解析装置を用いた動作計測において,膝関節角度は大腿部座標系と下腿部座標系の相対角度 として算出する.各座標系における三軸周りの角度は、X軸回りの角度であるロール角(φ)、Y軸回りの角度で あるピッチ角(θ)、Z軸回りの角度であるヨー角(ψ)を用いて表現する.基準座標系はZ軸方向を重力方向と した右手座標系で定義しており、各軸周りの回転は反時計回りを正方向とした. 本研究においては、基準 LTHI マーカに LTHI ラベルを付け、解析用ソフトウェア上で Plug-in Gait Model を用 いて得た膝関節角度を真値とし、「Thigh_nomal」と呼称する. LTHI2 マーカに LTHI ラベルを付け、解析用ソフト ウェア上で Plug-in Gait Model を用いて得た膝関節角度は「Thigh_1/8R」と呼称する. 追加大腿マーカを使用して 作成したモデルから得る膝関節角度は「Thigh_1/8R_Model」と呼称する.

Thigh_1/8R_Model を算出するにあたり、モデル上で LTHI マーカに LTHI ラベルを付けた場合においては、大腿部座標系、下腿部座標系の姿勢角が基準座標系と一致していると仮定し、静止時の各座標系の回転行列を $R_{Thigh}(\psi_{To}, \theta_{To}, \varphi_{To}), R_{Shank}(\psi_{So}, \theta_{So}, \varphi_{So})$ で表現する. LTHI2 マーカに LTHI ラベルを付けた場合の静止時にお ける各座標系の回転行列は $R_{Thigh}(\psi_T, \theta_T, \varphi_T,), R_{Shank}(\psi_S, \theta_S, \varphi_S,)$ で表現する.

Thigh_1/8R_Model の算出において、大腿部座標系は動かないものとして固定し、下腿部座標系のみが Thigh_nomal と同一の運動を行っていると仮定した.そのため、追加大腿マーカを使用して作成したモデルにお ける大腿部座標系の姿勢角 ψ_T , θ_T , φ_T ,には、モデルから幾何学的に得られた大腿部座標系の回転角度を挿入する. 下腿部座標系のみが運動を行っていると仮定しているため、下腿部座標系の姿勢角には Thigh_nomal の時系列デ ータ $R(\psi_i, \theta_i, \varphi_i)$ を挿入する.ただし、下腿部座標系自体の姿勢変化を考慮するため、下腿部座標系の姿勢角を表 す回転行列 $R_{shank}(\psi_{si}, \theta_{si}, \varphi_{si})$ に挿入する角度は、Thigh_nomal ($R(\psi_i, \theta_i, \varphi_i)$) と、モデルから幾何学的に得られ た下腿部座標系の回転角度 $R_{shank}(\psi_s, \theta_s, \varphi_s, \varphi_s)$ との差を取った値を挿入する.下腿部座標系の時系列データ $R_{shank}(\psi_{si}, \theta_{si}, \varphi_{si})$ を式(1)に示す.

$$R_{Shank}(\psi_{Si},\theta_{Si},\varphi_{Si}) = R(\psi_i,\theta_i,\varphi_i) - R_{Shank}(\psi_S,\theta_S,\varphi_{S'})$$
(1)

以上より,式(2)を用いて,モデル上で LTHI2 マーカに LTHI ラベルを付けた場合における膝関節角度 $R'(\psi'_i, \theta'_i, \varphi'_i)$ を算出する.

$$R'(\psi'_{i},\theta'_{i},\varphi'_{i}) = \left(R_{Thigh}(\psi_{T},\theta_{T},\varphi_{T})\right)^{T} \cdot \left(R_{Shank}(\psi_{Si},\theta_{Si},\varphi_{Si})\right)$$
(2)

3・3 Plug-in Gait Model と 3DCAD のモデルによって得られた膝関節角度の結果

図7に、Thigh_nomal、Thigh_1/8R、およびThigh_1/8R_Modelの結果を示す. 黒の実線はThigh_nomal、青の 実線はThigh_1/8R、赤の実線はThigh_1/8R_Modelを示す. 図7は正規化した時間を横軸とし、遊脚期と立脚期を それぞれ1回ずつ含む一歩行周期を100%としている.本実験においては、フォースプレートを用いて一歩行周 期における遊脚期と立脚期、および立脚期における両脚支持期、片脚支持期を判定した.





Fig.7 The knee joint angles during walking obtained from the optical 3D motion analysis system using two kinds of combination of LTHI and LTHI2 markers, and results from 3DCAD model (Subject A).

Thigh_1/8R と Thigh_1/8R_Model は概ね同様の傾向を示しており, 3DCAD を用いたモデリングを適切に行うこ とができたと考えられる.一方で,遊脚期初期と後期においては Thigh_1/8R と Thigh_1/8R_Model の差異が大き くなる傾向がみられた. 遊脚期においては,特に大腿部マーカの装着位置によりスキンアーチファクトによる影 響が大きくなることが示されている.そのため,実際にLTHI2マーカ位置にマーカを装着して得られた Thigh_1/8R と,3DCAD のモデルを用いて算出した Thigh_1/8R_Model の結果が,特に遊脚期において異なる結果になったと 考えられる.他二名の被験者においても同様の傾向が得られた.

5. 結言

本研究において構築したモデルを用いることにより、LTHI マーカが大腿部円周方向にずれた場合における Plug-in Gait Model の関節角度誤差を見積もることが可能である. Plug-in Gait Model を用いた運動学データの算出 においては、スキンアーチファクトによる誤差が主な誤差要因として扱われることが多いが、本研究において扱 ったマーカ位置の違いによる幾何学的な誤差要因を明らかにすることで、誤差の範囲を正確に見積り臨床診断な どへ応用することが期待できる.

文 献

- Davis III, R. B., Õunpuu, S., Tyburski, D. and Gage, J. R., A gait analysis data collection and reduction technique, Human Movement Science, Vol.10, No.5 (1991), pp. 575-587.
- (2) Paterson, K. L., Hinman, R. S., Metcalf, B. R., Bennell, K. L. and Wrigley, T. V., Plug-in-Gait Calculation of the Knee Adduction Moment in People With Knee Osteoarthritis During Shod Walking: Comparison of Two Different Foot Marker Models, IEEE transactions on bio-medical engineering, Vol.61, No.2 (2014), pp. 362-367.
- (3) Syam, P. N., Sheila, G., Graham, A., Rami, A. and Weijie, W., A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model, Clinical Biomechanics, Vol.25, No.6 (2010), pp. 582-587.