

ポイントクラウドからの骨盤角度計測に関する研究

Study on Measurement of Pelvic Angle from Point Cloud

崎山恵美理 *1

Emiri Sakiyama

檜山敦 *2*3

Atsushi Hiyama

脇坂崇平 *3

Sohei Wakisaka

泉原厚史 *3

Atsushi Izumihara

稻見昌彦 *3

Masahiko Inami

*1東京大学工学部

The Faculty of Engineering, The University of Tokyo

*2理化学研究所 革新知能統合研究センター

Center for Advanced Intelligence Project, RIKEN

*3東京大学先端科学技術研究センター

Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo

Pelvic angle is one of the important indicators to assess standing or walking posture. Conventional method to measure pelvic angle are using motion capture or inertial sensor that require to put markers or sensors on the body. This may impose a burden to subjects. In this research, we proposed a contactless pelvic angle measurement method using point cloud obtained from depth camera. We applied ICP algorithm to extracted point cloud of pelvis region from depth camera, and estimated the angular displacement caused by motion. As a result, proposed method was effective in measuring pelvis angle in upright position. Although, there was not much correlation with the true value in the results of estimation while walking, it was suggested that this method could capture the feature of walking postures in different pelvic angles.

1. はじめに

人間の姿勢変化の要因には加齢や疾患等、様々なものが考えられる。人の立位・歩行時の姿勢評価に関して、骨盤の前後の傾きは一つの重要な指標となる [1]。

従来の骨盤姿勢計測手法として主なものはモーションキャプチャや慣性センサを用いた計測がある。これらの手法ではマーカーやセンサ自体を測定対象に装着する必要性が生じ、計測の際の負担となりうる。そこで、非接触で低成本な骨盤姿勢計測を実現しうるものとして、3次元カメラから得られるポイントクラウドに注目した。Microsoft 社開発のKinect v2 センサのように人物の関節位置を推定し姿勢推定を行うSDKを持つ3次元カメラも、それ自体では骨盤の前傾・後傾等の細かな姿勢変化の検出は行えない。その一方で、ポイントクラウドを処理する技術に関しては、ICP アルゴリズム等を用いた剛体レジストレーションの研究が盛んに行われている。

これらを踏まえ、本研究では、「人体は非剛体であるが、骨盤まわりのポイントクラウドを抽出し剛体とみなしてレジストレーションを行うことによって立位、歩行時の骨盤姿勢変位を計測できる」という仮説を立てた。ポイントクラウドによる骨盤角度計測の精度や最適なパラメータについて、計測対象の服装の種類によって比較し、ポイントクラウドによる立位・歩行時の骨盤姿勢を評価する可能性を検証した。

2. 提案手法

2.1 ポイントクラウドデータ記録部

システム全体の概略図を図 1 に示す。

データ記録部では、複数台の Kinect からポイントクラウドデータを統合し記録するために、Kowalski らの LiveScan3D [2] を用いた。また次に、LiveScan3D によって得た人体のポイントクラウドデータに対し、ICP アルゴリズムによるレジストレーションの実行のために骨盤周りのポイントクラウドの抽

連絡先: 崎山恵美理, 東京大学稲見・檜山研究室,
sakiyama@star.rcast.u-tokyo.ac.jp

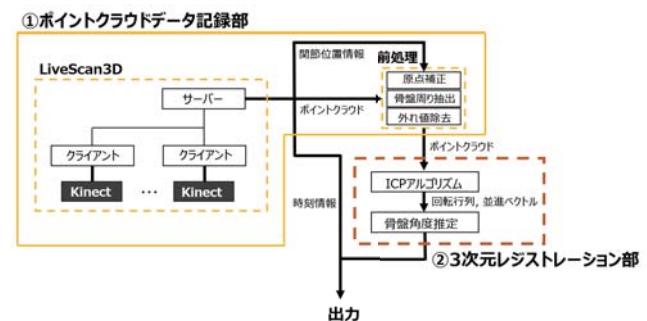


図 1: ポイントクラウドからの骨盤角度計測システム概略図

出、座標系の原点補正、外れ値除去の 3 つの前処理を行う。

特に、骨盤周りのポイントクラウドの抽出では、記録した人体部分のデータからレジストレーションに必要な骨盤周りの部分のみを抽出する。床に水平な面に関しては、およそ仙骨部位置から股関節位置までを含むように高さの上限 max ・下限 min を設定してその範囲のみを切り出し、矢状面においては、前額面から見て Kinect で得た骨盤中心位置を中心幅 $2w$ におさまる範囲のみ残るように切り出す(図 2)。後者は、動作時の手の動き等によってポイントクラウドデータにノイズの乗りやすい部分を除去する役割を果たす。抽出される範囲を示した。

レジストレーション結果の誤差軽減のために外れ値除去を行う。原点補正では Kinect の姿勢推定によって得られた骨盤中心が原点となるようにデータの座標系を変換する。これは後述の ICP アルゴリズムの初期位置合わせを行うため、そして得られた回転行列からの骨盤角度の解釈を身体の位置・方向に合わせた座標系設定によって単純化するためという目的を持つ。

2.2 3 次元レジストレーション部

3 次元レジストレーション部では、ICP アルゴリズムによって人体骨盤部のデータ同士の位置を合わせ、その姿勢変換の回

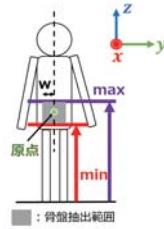


図 2: レジストレーションのための前処理のパラメータ

転行列から骨盤角度を推定する。

本手法で用いる ICP(Iterative Closest Point) アルゴリズムは剛体レジストレーションの代表的手法の 1 つで、対応の与えられていない 2 つの点集合 $X = \{\mathbf{x}_i\}_{i=1}^n, Y = \{\mathbf{y}_i\}_{i=1}^n \subset \mathbb{R}^3$ に関して仮の対応を与えることによってレジストレーションを行う手法である。基本的な手順としては、まず (1) X の各点について、最近傍となる Y の点 (closest point) を対応付けることによって X, Y の仮の対応が与えられる。そして、(2) X の各点を Y の対応点へと変換するパラメータ (回転行列 R 及び並進ベクトル t) を目的関数 $\min_{R,t} \sum_{i=1}^n \|\mathbf{y}_i - (\mathbf{R}\mathbf{x}_i + \mathbf{t})\|^2$ の最小化によって推定する。点集合 $RX + t$ と Y に関する (1), (2) の手順を行い、以下同様に反復 (iterate) して最終的なレジストレーション結果を算出する。

最近傍点同士で仮の対応づけを行うため、2 つのデータ間の距離を離した場合において ICP アルゴリズムを実行すると全く意図しない局所解が推定されてしまう可能性がある。よってデータの初期位置を適切に設定する必要があることに注意しなければならない。このため本提案手法では前処理として原点補正による初期位置合わせを行う。

本手法では、基準となるフレームと変位を測定したいフレームとの間で直接ポイントクラウドのレジストレーションを行い、得られた回転行列からピッチ角を計算してこれを骨盤角度の推定結果として出力する。本手法で直立時の骨盤角度変動を計測した結果、その変動範囲は約 0.8 度であった。

3. 実験

以上の提案手法の精度を、実験 A では立位状態での骨盤運動について、実験 B では歩行時について評価した。いずれの実験でも骨盤角度を本提案手法及び仙骨部に装着したセンサによって計測し、センサによる結果を真値として提案手法結果と比較することで精度を評価した。センサには iPhoneX を使用し、机上に静置した際の角度変動の大きさは 0.016 度であった。さらに実験 C では提案手法によって異なる歩行姿勢の識別が可能であるかを検証した。

3.1 実験 A : 立位状態での骨盤運動における骨盤角度計測

実験 A では、まず立位状態での骨盤運動時において評価実験を行った。図 3 に示す実験システムにおいて被験者（健常女性 1 名）にメトロノームの示すリズムに合わせて立位状態で骨盤を前傾から後傾へゆっくりと動かす運動を行ってもらった。図 4 に示す、身体と衣服とのシルエットの差異に基づく服装 5 種（レギンスパンツ、ワイドパンツ、スカート（ギャザーなし）、スカート（ギャザーあり））について同様の計測を行い、服装による精度への影響や、各服装における本手法の最適な測定条件を測定領域（身体正面、背面、両面）、骨盤部抽出パラメータ min

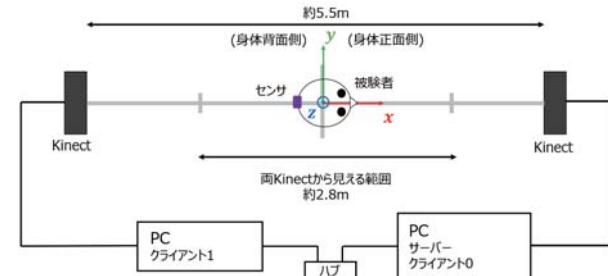


図 3: 実験 A : 実験システム概略図



図 4: 実験 A で用いた服装及びその選択基準

の値について考察した。この時基準フレームは計測開始時の直立状態のフレームとした。

その結果、図 5 に示すようにいずれの服装についても提案手法のパラメータ最適条件下でセンサによる真値との間に非常に強い相関を示し、本提案手法の有効性が確認された。提案手法によって推定された変動は、真値のそれよりも小さく表れる傾向にあった。また服装について、表面形状の凹凸変化が大きいものほど精度が低くなることが示唆された。これらの結果について回帰分析を行い、提案手法による推定結果から真値の推定を行う予測モデルができた。これを次の実験 B で使用した。

3.2 実験 B : 歩行時の姿勢評価のための骨盤角度計測

本実験は、姿勢が立位に近い膝関節が揃った瞬間における骨盤角度を歩行姿勢の評価に利用するために、その瞬間のデータについて提案手法の精度の評価を行った（図 6）。実験 A と同じ実験環境で、2 台の Kinect 間を結ぶ歩行路上を被験者（実験 A と同じ）に歩いてもらった。この時の基準フレームは直立静止時のフレームとした。結果として、立位状態での骨盤運動時

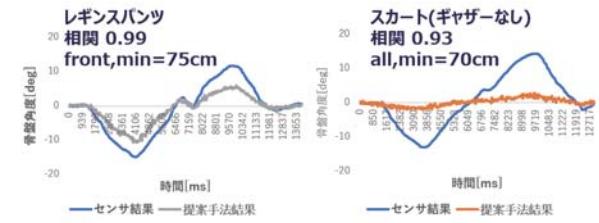


図 5: 実験 A : 最適条件下での提案手法による骨盤角度推定結果と真値との比較。相関の最も強いレギンスパンツと最も弱いスカート（ギャザーなし）の結果。骨盤角度はプラス側が後傾、マイナス側が前傾を表す。

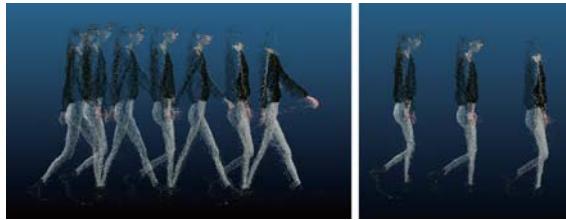


図 6: 実験 B で計測した、レギンスパンツでの歩行時の様子（左）と膝関節が揃った瞬間（右）

のような真値との強い相関は見られず、また提案手法によって推定された変動は真値のそれよりも同程度あるいは大きく表れる傾向にあり、実験 A で得た予測モデルを適用するとその誤差は増大し、歩行時の計測では立位時とは異なる手法の工夫・モデルの作成が必要となることが示唆された。

そこで、基準フレームを直立状態から歩行時の膝関節が揃った瞬間のフレームに変更し、歩行周期における同位相のデータ間のみ（軸足も同じ側のみ）でレジストレーションを行うように修正した結果、相関関数はスカート（ギャザーなし）は -0.33 から 0.81 に、スカート（ギャザーなし）は 0.58 から 0.69 に、ワンピースは 0.59 から 0.88 へと変化し真値との相関が強まり、本手法による骨盤角度推定の精度が向上したと考えられる。

3.3 実験 C: 提案手法による歩行姿勢識別可能性の検証

提案手法による膝関節が揃った瞬間における骨盤角度推定結果から歩行姿勢の評価が可能であるか検証した。具体的には、正常姿勢による歩行、骨盤の前傾した歩行、骨盤の後傾した歩行の 3 種類の歩行について識別可能であるか分析した。

本実験では、実験 B と同様の歩行路上を実験 A, B とは異なる被験者（健常女性 1 名）に歩いてもらった。また各歩行姿勢の判定については、歩行インストラクター 1 名の監修のもと行った。5 種類の服装に関して同様の実験を繰り返した。この時の測定条件はパラメータ min, max, w の値を固定し front 条件、すなわち身体正面側のデータのみを用いた。本実験は被験者の歩行姿勢が未評価である状況での提案手法の使用を想定し、正しい立位姿勢を統一的な基準として用いた。

提案手法結果について、いずれの服装に関しても推定結果の平均値は (b) 前傾 < (a) 正常 < (c) 後傾であった。また、検定の結果、レギンスパンツ、ワイドパンツ、スカート（ギャザーあり）について、3 群間の平均値の有意差が認められた。残り 2 種についても (a)-(b) 間では非有意であったが、(a)-(c) 間、(b)-(c) 間では有意差が得られた。

これらの結果から、提案手法によって各歩行姿勢の特徴を捉えられたと言える。各歩行姿勢の識別に関しては、全 5 種の服装のうち 3 種について 3 群間全てに平均値の有意差が認められた。残りの 2 種についても非有意なのは (a) 正常・(b) 前傾のみで、提案手法による各歩行姿勢識別の可能性が示唆された。

4. おわりに

本研究では、人体のポイントクラウドデータから、ICP アルゴリズムによるレジストレーションを行い非接触に骨盤角度を推定する手法を提案した。

評価実験の結果、立位状態での骨盤運動時において提案手法による骨盤角度推定の有効性が確認され、表面形状の凹凸変化の大きい服装ほど精度が下がることが示唆された。また歩行時の骨盤角度について、立位状態での予測モデルは適用できず歩

表 1: 1: レギンスパンツ、2: ワイドパンツ、3: スカート（ギャザーなし）、4: スカート（ギャザーあり）、5: ワンピースの各服装に関する (a) 正常姿勢による歩行、(b) 骨盤の前傾した歩行、(c) 骨盤の後傾した歩行の 3 群の提案手法による骨盤角度推定結果の分布の比較。ただし p 値は Bonferroni 法によって補正済とする。

服装	歩行	平均	分散	t 検定		
				(a)-(b)	(a)-(c)	(b)-(c)
1	(a) 正常	3.92	2.87	***	***	***
	(b) 前傾	0.761	3.17			
	(c) 後傾	9.98	8.00			
2	(a) 正常	0.893	0.874	*	***	***
	(b) 前傾	-0.193	5.86			
	(c) 後傾	7.49	3.08			
3	(a) 正常	-1.77	3.51	n.s.	***	***
	(b) 前傾	-2.24	5.54			
	(c) 後傾	0.995	5.76			
4	(a) 正常	-0.712	1.11	***	***	***
	(b) 前傾	-2.48	1.65			
	(c) 後傾	1.55	1.03			
5	(a) 正常	-2.71	6.39	n.s.	***	***
	(b) 前傾	-3.24	4.26			
	(c) 後傾	0.840	3.36			

n.s.: 非有意, *: p<0.05, **: p<0.01, ***: p<0.001

行時のための手法・モデルを要することが示唆された。このため手法の改良案について考察し、基準フレームの変更により真値に対する精度の向上が見られた。

また、正常姿勢による歩行、骨盤の前傾した歩行、骨盤の後傾した歩行の 3 種類の歩行について計測を行った結果、提案手法による各歩行姿勢の特徴捕捉及びそれらの識別の可能性が示唆された。

今後はデータを増やしていくことで計測および識別制度を向上させていきたい。

謝辞

この成果の一部は、国立研究開発法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）の委託業務の結果得られたものです。また、実験に協力していただいた eikowalk 主宰の谷英子氏および講師の中野奈美氏に感謝いたします。

参考文献

- [1] Kirsten Gotz-Neumann, 月城 慶一, 山本 澄子. 観察による歩行分析-筋活動とバイオメカニクス (特集 歩行分析の臨床). 総合リハビリテーション, Vol. 34, No. 2, pp. 107-116, feb 2006.
- [2] Marek Kowalski, Jacek Naruniec, and Micha Daniluk. Live Scan3D: A Fast and Inexpensive 3D Data Acquisition System for Multiple Kinect v2 Sensors. In Proceedings - 2015 International Conference on 3D Vision, 3DV 2015, 2015.