E-1-5 動作解析用慣性センサの大腿部および下腿部への最適装着位置推定

Estimation of optimal mount positions of inertial sensor for thigh and crus

○小西和宏(弘前大) 正 佐川貢一 塚本利昭 瓜田一貴 石橋恭之

Kazuhiro KONISHI, Hirosaki University, Hirosaki, Aomori

Koichi SAGAWA, Hirosaki University, Hirosaki, Aomori

Toshiaki TSUKAMOTO, Hirosaki University, Hirosaki, Aomori

Kazutaka URITA, Hirosaki University, Hirosaki, Aomori

Yasuyuki ISHIBASHI, Hirosaki University, Hirosaki, Aomori

Estimation method of optimal mount positions of inertial sensor for thigh and crus is described. These positions are estimated by calculating the movement of reflective markers placed on the skin. A Point Cluster Method that is one of the methods for deriving limb segment motion is employed to calculation the movement of markers. The movement of markers is evaluated as displacement and rotation, and the marker position where these values are minimum is estimated as optimal mount position. Five experimental movements were given to five subjects: flexion/extension of knee, counterclockwise rotation of waist, clockwise rotation of waist, flexion of knee medially, and flexion of knee laterally. The experimental results show that estimated optimal mount positions are lateral superior position of thigh and anterior inferior position of crus.

Key Words: Optimal mount position, Thigh, Crus, A Point Cluster Method, Inertial sensor

1. 緒言

現在、人体の動作測定を行う場合、光学式動作計測装置やハイスピードカメラを用いる方法が一般的である。これらの方法は、高精度の計測が可能であるが、装置規模が大きく測定場所が限定される、障害物により反射マーカが容易に隠れてしまう、高額であるなどの問題がある。そこで、慣性センサを使用した計測方法が注目されている。この方法は、小型の慣性センサを用いるため、測定場所が限定されない、持ち運びが容易である、データ取得が容易であるなどの利点があり、膝動作解析や投球動作解析など様々な分野で実用化が期待されている^[1]。しかし、その測定精度の検証や装着位置による測定結果への影響、そして人体への適切な装着位置についての検証などは十分に行われていない。そこで本報告では、光学式動作計測で使用する反射マーカの動きから、動作解析用慣性センサの大腿部および下腿部への最適な装着位置の推定を試みる。推定方法は、光学式動作計測の解析手法の一つであるポイントクラスター法を応用して、様々な動作を行った時の右脚大腿部および下腿部に貼り付けた反射マーカの3次元並進量と回転量を算出し、これらの値が最小となる位置を最適装着位置とする。

2. 原理

2.1. ポイントクラスター法

ポイントクラスター法(A Point Cluster Method: 以下 PC 法)は、Andriacchi らによって考案された光学式動作計測装置を用いた3次元膝関節運動計測法である^[2]。PC 法は、大腿や下腿の皮膚上に複数の反射マーカを均一に貼り付け、大腿骨と下腿骨の3次元位置を測定する(Fig.1)。これにより、皮膚や筋肉の動きによる誤差が補正され、精度の高い膝関節運動測定が可能となる^{[3][4][5]}。

PC 法では、各マーカに仮想的な重みを設定し、体節毎のマ

ーカ群の重心と慣性テンソルを算出する。各マーカは任意の重み $m_i(k)$ を割り当てられ、時間の経過とともに変化することができる。この時、 i はマーカの番号を表わす。ここで、任意のサンプリング時刻 k での固定座標系の各マーカ位置を $G_i(k)$ とすると、 n 個のマーカからなるマーカ群の重心 $C(k)$ は次式で表わされる。

$$C(k) = \frac{\sum_{i=1}^n G_i(k) \cdot m_i(k)}{\sum_{i=1}^n m_i(k)} \quad (1)$$

これより、重心 $C(k)$ を原点とする座標系でのマーカ位置 $P_i(k)$ は、

$$P_i(k) = \begin{bmatrix} p_{xi} \\ p_{yi} \\ p_{zi} \end{bmatrix} = G_i(k) - C(k) \quad (2)$$

となる。また、マーカ群の慣性テンソル $I(k)$ は、

$$I(k) = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$a_{11} = \sum_{i=1}^n [p_{yi}^2 + p_{zi}^2] m_i(k)$, $a_{21} = a_{12} = \sum_{i=1}^n -p_{xi} p_{yi} m_i(k)$
 $a_{22} = \sum_{i=1}^n [p_{zi}^2 + p_{xi}^2] m_i(k)$, $a_{31} = a_{13} = \sum_{i=1}^n -p_{xi} p_{zi} m_i(k)$
 $a_{33} = \sum_{i=1}^n [p_{xi}^2 + p_{yi}^2] m_i(k)$, $a_{32} = a_{23} = \sum_{i=1}^n -p_{yi} p_{zi} m_i(k)$
 となる。この慣性テンソルから3つの固有ベクトル(慣性主軸)を算出し、体節の姿勢行列 $R(k)$ とする。

$$R(k) = [I \ J \ K] \quad (4)$$

$R(k)$ の成分である I, J, K は直交する単位ベクトルである。これより、各マーカの局所座標 $L_i(k)$ は次式で表わされる。

$$L_i(k) = R^T(k) \cdot \{G_i(k) - C(k)\} \quad (5)$$

ここで、皮膚の動きや筋肉の膨隆によって体節が非剛体特性を有した場合、慣性テンソルの固有値は変化し、 $R(k)$ が変化する。そこで、固有値の変化量が最小となるように、マーカ毎の重み $m_i(k)$ を修正する。動作開始前の固有値 $\lambda_{0,1}, \lambda_{0,2}, \lambda_{0,3}$ のノルム λ_0 と、動作中の時刻 k での固有値 $\lambda_{k,1}, \lambda_{k,2}, \lambda_{k,3}$ の

Fig.1: The location of reflective markers

ノルム A_k は次のようになる。

$$A_0 = \sqrt{(\lambda_{0,1})^2 + (\lambda_{0,2})^2 + (\lambda_{0,3})^2} \quad (6)$$

$$A_k = \sqrt{(\lambda_{k,1})^2 + (\lambda_{k,2})^2 + (\lambda_{k,3})^2} \quad (7)$$

この A_0 と A_k の差を表わす関数として $F(m(k))$ を次式で定義する。

$$F(m(k)) = (A_k - A_0)^2 \quad (8)$$

$$m(k) = [m_1(k), \dots, m_n(k)]$$

PC 法では、 $F(m(k))$ が最小となるように $m(k)$ を決定する。 $m(k)$ は、以下のように決める。動作開始前のマーカの局所座標 $L_i(0)$ と動作中の時刻 k のマーカの局所座標 $L_i(k)$ の差 $\Delta L_i(k)$ を求め、これをマーカ毎の相対的な変位量とする。

$$\Delta L_i(k) = \|L_i(k) - L_i(0)\| \quad (9)$$

これより、修正されたマーカの重み $m'(k)$ は、最大の相対変位量をもつマーカが最小の重みとなるようにパラメータ ε と式 (9) を用いて、次の式で表される。

$$m'_i(k) = \varepsilon(k) - \frac{\Delta L_i(k)}{\max(\Delta L_i(k))} \quad (10)$$

ここで $\varepsilon(k)$ は、式 (8) の $F(m(k))$ が最小となるように非線形最小 2 乗法を用いて測定時間毎に決定される。算出されたマーカ毎の重み $m'_i(k)$ から再び慣性テンソルを求め、体節の姿勢を算出する。これにより、皮膚や筋肉の動きによる誤差が補正され、精度の高い膝動作解析が可能となる。

本報告では、式 (5) で算出したマーカの局所座標 $L_i(k)$ を用いて、各マーカの 3 次元並進量と回転量を算出する。

2.2. 反射マーカ移動量

本報告では、PC 法を応用して、皮膚上に貼り付けた反射マーカの 3 次元移動量を算出する。ここでは、移動量を 3 次元並進移動距離 (以下並進量) と回転量として求める。

並進量は、反射マーカの 3 次元の軌跡の総和と定義する。まず、PC 法により各マーカの時刻毎の局所座標 $L(k)$ を求める。ここで、時刻 $k-1$ から時刻 k のマーカの 3 次元並進移動距離 $S_{i,k}$ は、

$$S_{i,k} = \|L_i(k) - L_i(k-1)\| \quad (11)$$

$$k = 1, 2, \dots, N$$

Fig.2: Elements of matrix $T_{i,k}$

となる。ここで、 i はマーカの番号、 N は総サンプル数を表わす。これより、並進量 S_i は $S_{i,k}$ の総和として次のようになる。

$$S_i = \sum_{k=1}^N S_{i,k} \quad (12)$$

マーカの回転量は、周囲の複数個のマーカの位置の変化より求めた 1 つの反射マーカの回転角度の最大値と定義する。まず、PC 法により各マーカの時刻毎の局所座標 $L(k)$ を求める。そして、回転量を求める対象マーカと、その周囲の 2 つのマーカの局所座標から時刻毎の位置行列 $T_{i,k}$ を求める (Fig.2)。

$$T_{i,k} = [r_{i,1,k} \quad r_{i,2,k} \quad r_{i,1,k} \times r_{i,2,k}] \quad (13)$$

$r_{i,1,k}$ および $r_{i,2,k}$ は対象マーカから周囲のマーカへのベクトルであり、 $r_{i,1,k} \times r_{i,2,k}$ はそのベクトルの外積である (Fig.2)。この位置行列より、時刻 1 から時刻 k への位置変換行列 $A_{i,k}$ は、

$$A_{i,k} = T_{i,k} T_{i,1}^{-1} \quad (14)$$

となる。ここで、変換行列 $A_{i,k}$ は、伸縮と回転の変換要素を含む行列であり、回転量を算出するためには回転のみの行列を求める必要がある。そこで、特異値分解を用いることで、変換行列 A を、伸縮を表わす特異値行列 D と二つの回転行列 U 、 V^* に分解する。

$$A_{i,k} = UDV^* \quad (15)$$

ここで、 V^* は共役転置行列である。これより、時刻 1 から時刻 k への回転行列 E は次式で表わされる。

$$E = UV^* = \begin{bmatrix} e_{11} & e_{12} & e_{13} \\ e_{21} & e_{22} & e_{23} \\ e_{31} & e_{32} & e_{33} \end{bmatrix} \quad (16)$$

求めた回転行列 E により、サンプリング時刻毎の回転角度 $\theta_{i,k}$ を次式により算出する。

$$\theta_{i,k} = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \theta_{i,k}}{\cos \theta_{i,k}} \right) \quad (17)$$

$$\sin \theta_{i,v} = \frac{1}{2} \sqrt{(e_{32} - e_{23})^2 + (e_{13} - e_{31})^2 + (e_{21} - e_{12})^2}$$

$$\cos \theta_{i,v} = \frac{(e_{11} + e_{22} + e_{33} - 1)}{2}$$

これより、算出した回転角度 $\theta_{i,k}$ の最大値 θ_i を回転量とする。

Fig.3: Configuration of experimental setup

Fig.5: An example of flexion angle and displacement of markers and rotation of markers (Thigh)

Fig.4: Definition of experimental movement

3. 実験方法

3.1. 反射マーカ貼り付け位置

実験は、大腿部と下腿部に複数の反射マーカを貼り付けた状態で、光学式動作計測装置(Vicon460, Vicon Motion Systems)で動作を計測する。大腿部および下腿部への反射マーカ貼り付け位置は、Fig.3 に示すように文献^[5]を参考に次のように決定した。

Fig.6: Definition of flexion angle

大腿部

- (1) 大転子
- (2) (1)と(3)の中点
- (3) (1)と(11)の中点
- (4) (3)と(11)の中点
- (5) 膝蓋骨上縁の 8[cm]上
- (6) (5)と(7)の中点
- (7) 大腿部前面で(2)の高さ
- (8) (1)と(7)の中点
- (9) (2)と(6)の中点
- (10) (3)と(5)の中点
- (11) 大腿骨外側上顆
- (12) 大腿骨内側上顆

下腿部

- (1) 脛骨外側上顆
- (2) (1)と(3)の中点
- (3) (1)と(5)の中点
- (4) (3)と(5)の中点
- (5) 外果
- (6) 脛骨内側上顆
- (7) 脛骨粗面
- (8) 脛骨前面で(2)と(3)の中点の高さ
- (9) 脛骨前面で(3)と(4)の中点の高さ
- (10) 内果

3.2. 実験時の動作

実験の被験者は健康男性 5 名(年齢:22.6±1.5[歳], 身長:176.5±3.2[cm], 体重: 65.6±10.7[kg])を対象とし、インフォーム

Fig.7: Displacement of markers (Thigh)

Fig.8: Rotation of markers (Thigh)

ドコンセントを行った後、以下の動作を各 10 回実施した (Fig.4)。

- (1) 膝屈曲伸展動作(Flexion)
- (2) 腰を反時計回りに回転する動作(外旋: External rotation)
- (3) 腰を時計回りに回転する動作(内旋: Internal rotation)
- (4) 膝を内側に曲げる動作(屈曲, 外反, 外旋を同時: Flexion+Valgus+Ext.rot. FVE)
- (5) 膝を外側に曲げる動作(屈曲, 内反, 内旋を同時: Flexion+Varus+Int.rot. FVI)

括弧内は各動作を膝の回転運動として表わすものである^[6]。

なお、初期姿勢は全ての動作で直立状態とする。

3.3. 評価方法

本報告では、慣性センサの大腿部および下腿部への最適装着位置推定を行うために、次のような評価方法を用いる。まず、実験動作毎および全動作での各マーカーの並進量と回転量の平均、標準偏差を求め評価指標とする。また、並進量と回転量それぞれについて有意水準 5[%]で多重比較検定を行う。これらの結果から、最適装着位置を推定する。

Fig.9: Displacement of markers (Crus)

Fig.10: Rotation of markers (Crus)

4. 実験結果

1人の被験者の1回の屈曲伸展動作(Flexion)のデータより求めた屈曲伸展角度 $\theta_{Flexion}$, 大腿側マーカの3次元並進移動距離 $S_{i,k}$, 大腿側マーカの回転角度 $\theta_{i,k}$ の時間変化をFig.5に示す。屈曲伸展角度 $\theta_{Flexion}$ は, PC法を用いて算出した大腿部と下腿部の姿勢行列の座標軸から, Groodらの手法^[7]を用いて次式により求めた(Fig.6)。

$$\theta_{Flexion} = \sin^{-1}(-e_2 \cdot K_T) \quad (18)$$

$$e_2 = K_C \times I_T$$

ここで, 大腿および下腿の長軸 K_T , K_C は, 式(4)より求めた

マーカ群の慣性テンソルの長軸方向の固有ベクトルである。また, 前方方向の軸 J_T , J_C は, K_T と大腿骨内側上顆から大腿骨外側上顆へのベクトル u_T との外積方向の単位ベクトル, および K_C と脛骨内側上顆から脛骨外側上顆へのベクトル u_C との外積方向の単位ベクトルである。さらに, 外側方向の軸 I_T , I_C は, J_T と K_T の外積および J_C と K_C の外積である。また, e_2 は K_C と I_T の外積である。Fig.5の3次元並進距離 $S_{i,k}$ および回転角度 $\theta_{i,k}$ は, この屈曲伸展動作において並進量と回転量が最大値と最小値であったマーカについてプロットした。Fig.5上に示すように, 約1.5[s]から屈曲を開始し, 約2.8[s]で最大屈

曲となり、約 4[s]で直立状態に戻っている。Fig.5 中は、大腿側マーカの 3 次元並進移動距離である。最小並進量は 3 番マーカ、最大並進量は 12 番マーカとなった。Fig.5 下は、大腿側マーカの回転角度である。最小回転量は 9 番マーカ、最大回転量は 8 番マーカとなった。また、各マーカの回転角度の最大値の時刻は、屈曲伸展角度の最大値の時刻とほぼ一致している。

実験動作毎および全動作データより求めた大腿部の各マーカの並進量を Fig.7、回転量を Fig.8 に示す。同様に、下腿部の各マーカの並進量を Fig.9、回転量を Fig.10 に示す。各算出値について、各被験者の 1 回の動作毎の最大値が 1 となるように正規化し、平均と標準偏差を求めた。また、マーカ番号が丸印で囲まれたマーカは、最小値のマーカと比較して有意差がないものである。

Fig.7 のように、並進量は、各実験動作の結果では全て 3 番マーカが最小値となった。また、Fig.7 右下に示すように、全動作データから求めた結果も 3 番マーカが最小値となった。Fig.8 の回転量については、屈曲伸展動作(Flexion)は 6 番マーカ、腰を反時計回りに回転する動作(Ext.rot.)は 9 番マーカ、腰を時計回りに回転する動作(Int.rot.)は 7 番マーカ、膝を内側に曲げる動作(FVE)は 9 番マーカ、膝を外側に曲げる動作(FVI)は 9 番マーカが最小値となった。また、全動作データから求めた結果は、9 番マーカが最小値となった。

Fig.9 のように、並進量は、各実験動作の結果では全て 10 番マーカが最小値となった。また、全動作データから求めた結果も 10 番マーカが最小値となった。Fig.10 の回転量については、屈曲伸展動作(Flexion)は 9 番マーカ、腰を反時計回りに回転する動作(Ext.rot.)は 3 番マーカ、腰を時計回りに回転する動作(Int.rot.)は 9 番マーカ、膝を内側に曲げる動作(FVE)は 4 番マーカ、膝を外側に曲げる動作(FVI)は 6 番マーカが最小値となった。また、全動作データから求めた結果は、9 番マーカが最小値となった。

算出された並進量と回転量より、大腿および下腿への慣性センサの最適装着位置について考察する。まず、並進量と回転量の重要度について考える。反射マーカを貼り付ける場合は、並進量が重要であると考えられる。これは、反射マーカの形状が球体であり、回転の影響を受けないためである。一方、慣性センサの場合は、回転量が重要であると考えられる。これは、慣性センサの軸方向が、皮膚の並進よりも回転の影響を大きく受けるためである。さらに、Fig.5 中に示した時刻毎の 3 次元並進移動距離をみると、屈曲伸展動作前の範囲でも値が変動している。これは、PC 法のアルゴリズムに由来するノイズの可能性がある。実験動作前の静止時状態では、皮膚や筋肉の動きによる体節の姿勢推定への影響はないと考えられるが、装置の測定誤差や身体動揺による僅かなマーカの動きに対して、PC 法による補正が行われる。このため、式(4)の体節の姿勢行列が動くことで、ノイズが発生していると考えられる。これらより、本報告では、慣性センサの最適装着位置推定のための評価指標として、回転量を重要な要素と考える。

大腿部は、最小並進量のマーカは 3 番、最小回転量のマーカは 9 番となった。これより、慣性センサの大腿部への最適装着位置は、回転量が最小である 9 番マーカ付近であると推

定される。一方下腿部は、最小並進量のマーカは 10 番、最小回転量のマーカは 9 番となった。しかし、10 番マーカの回転量は、他のマーカと比較して有意に大きい。そのため、10 番マーカ付近は、慣性センサ装着位置として最適ではないと考えられる。さらに、前述のように慣性センサ装着位置の推定では回転量が重要であると考えられるので、慣性センサの下腿への最適装着位置は回転量が最小である 9 番マーカ付近であると考えられる。

ここで、従来の医師の経験と知識に基づく慣性センサ装着位置^[8]は、大腿部では膝関節付近の外側の皮膚上、下腿部では前内側方向の骨平面が確認できる皮膚上とされている。これは、本報告で推定した装着位置と比較し、大腿部では僅かに異なり、下腿部ではほぼ一致する。

5. まとめ

本報告では、ポイントクラスター法を応用し、大腿部および下腿部の皮膚の並進量と回転量を算出した。実験の結果、大腿部では 9 番マーカが最小の回転量となり、下腿部では 9 番マーカが最小の回転量となった。これらより、慣性センサの最適装着位置として適切なのは、大腿部では大転子と大腿骨外側上顆の midpoint よりやや内側上方の皮膚上、下腿部では足関節付近の前面の皮膚上であると考えられる。今後は、大腿部と下腿部に装着した 2 つの慣性センサを用いた 3 次元膝動作推定を行い、PC 法による膝動作推定値との比較を行う予定である。

参考文献

- [1] Koichi Sagawa *et al.*, Forearm Trajectory Measurement during Pitching Motion using an Elbow-mounted Sensor, Journal of Advanced Mechanical Design, Systems and Manufacturing, Vol.3, No.4, 299-311, 2009
- [2] T.P. Andriacchi *et al.*, A Point Cluster Method for In Vivo Motion Analysis: Applied to a Study of Knee Kinematics, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.120, 743-749, 1998
- [3] Eugene.J.Alexander, Thomas.P.Andriacchi, Correcting for deformation in skin-based marker systems, Journal of Biomechanics, 34, 355-361, 2001
- [4] 名倉武雄, 桐山義守, Point Cluster 法による膝関節運動解析, 関節外科, vol.27, no.9, 100-104, 2008
- [5] 石井慎一郎, 山本澄子, 実験用模型を使用した Point Cluster 法による膝関節運動の計測精度, 理学療法, 24 巻, 10 号, 1361-1369, 2007
- [6] 石田明允, 廣川俊二, 宮崎信次, 阿江道良, 林豊彦(共著), 身体運動のバイオメカニクス, コロナ社, 73-101, 2002
- [7] E.S. Grood, W.J. Suntay, A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the knee, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.105, 136-144, 1983
- [8] 川野圭朗, 小橋昌司, 津守洋平, 柴沼均, 今脇節朗, 八木正義, 吉矢晋一, 畑豊, 複合慣性センサを用いた周波数解析による膝不安定性定量化システム, 電子情報通信学会技術報告.MI, 457-462, 2008