

慣性センサと光学式動作計測装置との大腿角度測定値の比較

Comparison of angle of thigh using inertial sensor and optical motion capture system

小西和宏*, 佐川貢一*, 石橋恭之*, 塚本利昭**, 瓜田一貴**

Kazuhiro Konishi*, Koichi Sagawa*, Yasuyuki Ishibashi*,
Toshiaki Tukamoto**, Kazutaka Urita**

*弘前大学, **弘前大学医学部附属病院

*Hirosaki University, **Hirosaki University School of Medicine & Hospital

キーワード： 慣性センサ (Inertial sensor), ポイントクラスター法 (A Point Cluster Technique), 解剖学的ランドマーク (Anatomical landmark), 大腿角度 (Angle of thigh),

連絡先： 〒036-8561 青森県弘前市文京町3 弘前大学大学院 理工学研究科

小西 和宏, Tel./Fax.: (0172)39-3691, E-mail: h10gs613@stu.hirosaki-u.ac.jp

1. 緒言

現在, 人体の動作測定を行う場合, ハイスピードカメラや光学式動作計測装置を用いる方法が一般的である^{1, 2, 3)}. これらの方法は, 高精度の計測が可能であるが, 高額であること, 装置規模が大きいことため測定場所が限られること, 障害物により反射マーカが容易に隠れてしまうなどの問題がある. また, 光学式動作計測装置による動作解析では, 皮膚や筋肉の動きによる誤差が含まれていることが示唆されており, それらを補正可能な解析手法であるポイントクラスター法が提案されている. 一方, 慣性センサを用いる方法は, 持ち運びが容易であること, 安価であること, 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さまざまな分野で

実用化が期待されている^{4, 5)}. しかし, その測定精度や, 適切な装着位置についての十分な検証は行われていないのが現状である. 本報告では, 加速度センサとジャイロで構成される慣性センサによって大腿角度を測定し, 光学式動作計測装置により測定した角度と比較することで, 慣性センサの測定精度の検証を行う. 光学式動作計測装置では, ポイントクラスター法による角度推定と, 解剖学的ランドマークによる角度推定を行い, 慣性センサを含めたこれら3種類の方法について比較する.

2. 大腿角度推定の原理

2.1 3Dセンサによる角度推定

本報告では, 大腿部に慣性センサ(3Dセンサ)を装着し, 計測した加速度と角速度を用いて

センサの姿勢を推定し，大腿角度を算出する．Fig.1は大腿部に装着したセンサから得られる移動座標系 E_n と地球を基準とした固定座標系 E_0 の関係を示している．ここで， E_n は直交する単位ベクトル i, j, k を成分とするフレームマトリクス(FM)であり，センサの姿勢を表す．

$$E_n = \begin{bmatrix} i & j & k \end{bmatrix} \quad (1)$$

動作中のFMは1サンプル毎に以下の式を用いて更新する．

$$E_{n+1} = R^{\omega\theta} E_n \quad (2)$$

ただし， $R^{\omega\theta}$ は3次元角速度ベクトル ω 回りに角度 θ 回転させる回転マトリクスであり，次式のように定義される．

$$R^{\omega\theta} = \begin{bmatrix} C_\theta + \lambda^2 v_\theta & \lambda\mu v_\theta - \nu S_\theta & \nu\lambda v_\theta + \mu S_\theta \\ \lambda\nu v_\theta + \nu S_\theta & C_\theta + \mu^2 v_\theta & \mu\nu v_\theta - \lambda S_\theta \\ \nu\lambda v_\theta - \mu S_\theta & \mu\nu v_\theta + \lambda S_\theta & C_\theta + \nu^2 v_\theta \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$S_\theta = \sin\theta, C_\theta = \cos\theta, v_\theta = 1 - \cos\theta \quad (4)$$

$$\theta = \|\omega\| \times \Delta t \quad (5)$$

$$\begin{pmatrix} \lambda \\ \mu \\ \nu \end{pmatrix} = \frac{\omega}{\|\omega\|} \quad (6)$$

ここで， Δt はサンプリング周期である．

FMは動作中に計測された角速度の積分により更新されるので，先行するFMとして動作開始前の静止時FMであるセンサ初期姿勢 E_0 を算出する必要がある．静止時での水平面と i, j, k ベクトルとのなす角を $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ とすると，次式のようになる．

$$\theta_x = \sin^{-1} \frac{a_x}{g}, \theta_y = \sin^{-1} \frac{a_y}{g}, \theta_z = \sin^{-1} \frac{a_z}{g} \quad (7)$$

g は重力加速度， a_x, a_y, a_z はセンサ静止時の i, j, k 方向の加速度成分を表す．FMの成分を決定す

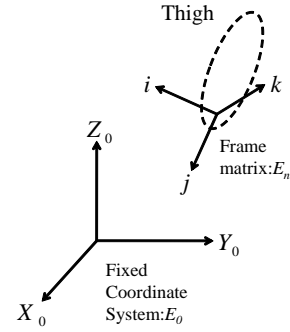


Fig. 1 World coordinate system and sensor coordinate system

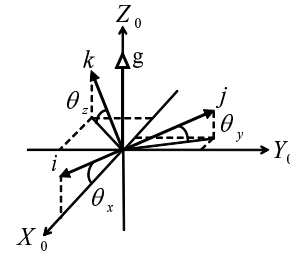


Fig. 2 Initial FM determination by gravity

るため，Fig.2のように i が X_0 軸上にあると仮定すると， E_0 は次式で表される．

$$E_0 = \begin{bmatrix} \cos\theta_x & -\tan\theta_x \sin\theta_y & -\tan\theta_x \sin\theta_z \\ 0 & \frac{\sin\theta_z}{\cos\theta_x} & -\frac{\sin\theta_y}{\cos\theta_x} \\ \sin\theta_x & \sin\theta_y & \sin\theta_z \end{bmatrix} \quad (8)$$

2.2 ポイントクラスタ法

ポイントクラスタ法(A Point Cluster Technique: PCT)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膝関節運動計測手法である⁶⁾．PCTは，大腿や下腿に複数の光学式反射マーカーを均一に貼り付けることで，大腿骨，下腿骨の3次元位置を測定し，膝関節の3次元運動を計測する方法である．PCTでは，体節に装着した各マーカーに仮想的な重みを設定し，そのマーカーの集合体の位置と重みから慣性テンソルを算出する．このとき慣性テンソルの固有ベクトルは体節の座標

系を表すが、皮膚の動きや筋の膨隆によって固有値は動作とともに変化する。この固有値の変化量が最小となるように、非線形最小2乗法を用いてマーカー毎の重みを修正し、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であることが示唆されている^{7, 8, 9})。本報告では、大腿の運動についてPCTを適用し、大腿角度の推定を行う。

2.3 2Marker法

人体運動の解析において、解剖学的ランドマークを用いて体節の座標系を定義する手法がある。本報告では、大腿骨のランドマークである大転子および大腿骨外側上顆を結ぶベクトルを利用して大腿角度を推定する方法を2Marker法(2M法)と定義する。

2.4 大腿角度の定義

本報告では、センサの測定精度を検証するために、以下に示す3種類の大腿角度を定義する。Fig.3に示すように、大腿部の長軸方向と一致させた3DセンサのFMの単位ベクトル j を ${}^{3D}r_n$ 、PCTにより求めた大腿部の長軸方向の単位ベクトルを ${}^{PCT}r_n$ 、2M法による大転子から大腿骨外側上顆への単位ベクトルを ${}^{2M}r_n$ とすると、3種類の方法により求めた大腿角度 ${}^{3D}\theta_n$ 、 ${}^{PCT}\theta_n$ 、 ${}^{2M}\theta_n$ は次式により表される。

$${}^{3D}\theta_n = \cos^{-1}({}^{3D}r_0 \cdot {}^{3D}r_n) \quad (9)$$

$${}^{PCT}\theta_n = \cos^{-1}({}^{PCT}r_0 \cdot {}^{PCT}r_n) \quad (10)$$

$${}^{2M}\theta_n = \cos^{-1}({}^{2M}r_0 \cdot {}^{2M}r_n) \quad (11)$$

$$n = 1, 2, 3, \dots$$

ここで、 n はサンプリング番号であり、 ${}^{3D}r_0$ 、 ${}^{PCT}r_0$ 、 ${}^{2M}r_0$ は動作開始前の角度推定軸、 ${}^{3D}r_n$ 、

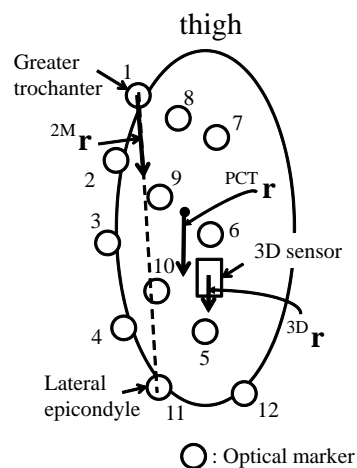


Fig. 3 Definition of vector r of each method

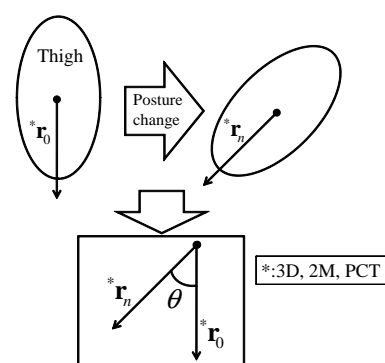


Fig. 4 Definition of angle of thigh

${}^{PCT}r_n$ 、 ${}^{2M}r_n$ は、動作中の時刻 n での角度推定軸を表す(Fig.4)。

3. 実験装置と方法

3.1 実験装置

3Dセンサは、3軸加速度センサ(Freescale Semiconductor, MMA7260Q)、2軸ジャイロ(Invensense IDG-300, ± 500 [deg/s])、1軸ジャイロ(Analog Devices ADXRS, ± 300 [deg/s])によって構成され、大きさは縦45[mm]、横27[mm]、高さ15[mm]、重さは約14[g]である。各センサからの出力電圧はNational Instruments社製のADコンバータ(NI USB-6218)を用い、サンプリング周波数1000[Hz]でサンプリングする。3Dセンサの装着位置は、実験の妨げにならず、皮膚の動き

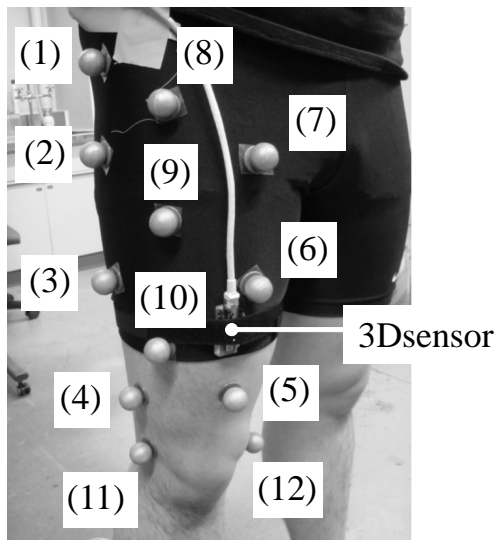


Fig. 5 Configuration of experimental setup

の影響を受けにくいと予想される場所に決定した(Fig.5) . 同時に, 光学式動作計測装置(Vicon460, Vicon Motion Systems)で動作を計測するために, 反射マーカー12個を3Dセンサとともに右脚大腿部に装着した. 反射マーカーの貼付位置は文献⁹⁾を参考に次のように決定する .

- (1) : 大転子
- (2) : 大転子の8[cm]下
- (3) : (2)と(4)の midpoint
- (4) : 裂隙の8[cm]下
- (5) : 膝蓋骨上縁の8[cm]上
- (6) : (5)と(7)の midpoint
- (7) : 大腿骨前面で(2)の高さ
- (8) : (1)と(7)の midpoint
- (9) : (2)と(6)の midpoint
- (10) : (3)と(5)の midpoint
- (11) : 大腿骨外側上顆
- (12) : 大腿骨内側上顆

3.2 実験時の動作

実験の被験者は健常男性5名(年齢:21.8±1.10 [歳], 身長: 173.0±4.58 [cm], 体重:68.4±14.4

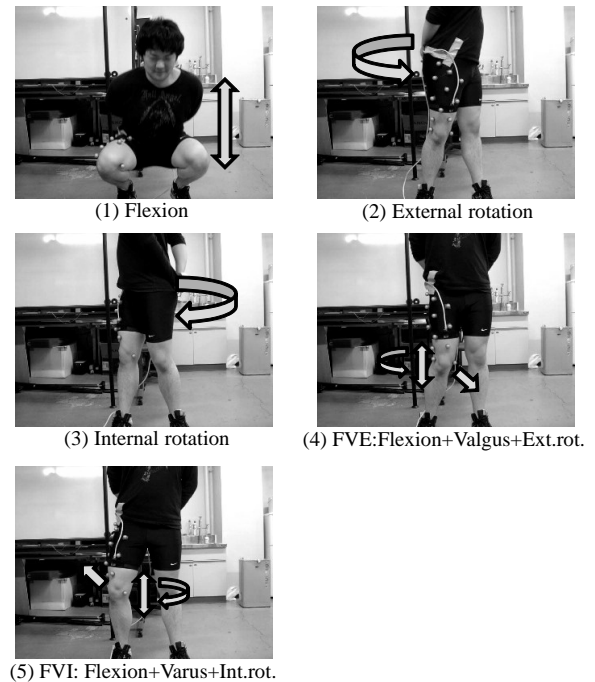


Fig. 6 Definition of experimental movement

[kg])を対象とし, インフォームドコンセントを行った後, 以下の動作を行った(Fig.6) .

- (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すものである¹⁰⁾ . なお, 初期姿勢はすべての動作において直立状態とする .

3.3 評価指標の定義

各方法で算出した大腿角度 θ について比較を行うために, PCTによる推定値を真値と考え, 3Dセンサと2M法による推定角度との2乗平均平方根誤差(RMS), 相関係数, 一次近似式, 最

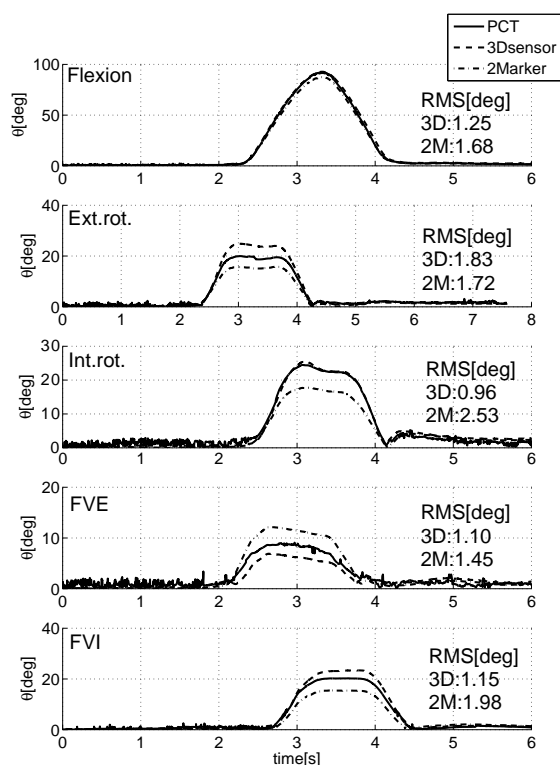


Fig. 7 An example of angles

大角度に対するRMSの割合(Error)を求め評価指標とする．ここで，Errorは次式により表される．

$$\text{Error} = \frac{\text{RMS}}{\theta_{\max}} \times 100 \quad (12)$$

θ_{\max} はPCTによる推定角度の最大値である．また，実験動作を行った時の最大角度について有意水準5[%]で多重比較検定を行う．

4. 結果と考察

一人の被験者を対象とした各実験動作時のPCT，3Dセンサ，2M法による推定角度の結果例をFig.7に示す．屈曲伸展動作(Flexion)のグラフでは，約2.4秒に屈曲運動を開始，約3.3秒で最大角度に達し，約4.2秒で動作が終了していることがわかる．この時の最大角度は，PCTによる推定では92.2[deg]，3Dセンサによる推定では92.7[deg]，2M法による推定では87.

5[deg]となった．また，PCTによる推定角度と3Dセンサおよび2M法による推定角度のRMSは，3Dセンサの方が良い結果となった．

同様に，腰を反時計回りに回転する動作(External rotation)の場合，最大角度は，PCTでは20[deg]，3Dセンサでは24.8[deg]，2M法では15.8[deg]となった．また，RMSは2M法の方が良い結果となった．

腰を時計回りに回転する動作(Internal rotation)の場合，最大角度は，PCTでは24.5[deg]，3Dセンサでは25.4[deg]，2M法では17.7[deg]となった．また，RMSは3Dセンサの方が良い結果となった．

膝を内側に曲げる動作(FVE)の場合，最大角度は，PCTでは9.08[deg]，3Dセンサでは6.90[deg]，2M法では12.1[deg]となった．また，RMSは3Dセンサの方が良い結果となった．

膝を外側に曲げる動作(FVI)の場合，最大角度は，PCTでは20.2[deg]，3Dセンサでは23.4[deg]，2M法では15.5[deg]となった．また，RMSは3Dセンサの方が良い結果となった．

次に，各推定方法で算出した一人の被験者の最大角度の平均と標準偏差の一例をFig.8，全被験者の最大角度の平均と標準偏差をFig.9に示す．被験者毎の結果では，Fig.8のようにPCTによる結果と3Dセンサおよび2M法の結果の間に有意な差がある場合が少なくなかった．全被験者の結果の平均では，3DセンサとPCTによる結果を比較した場合，Fig.9のように腰を反時計回りに回転する動作(External rotation)のみ3Dセンサの結果が有意に大きく，他の動作では有意差はみられなかった．2M法とPCTの結果を比較した場合は，膝を内側に曲げる動作(FVE)では2M法の結果が有意に大きく，他の動作では有意に小さくなった．

さらに，PCTによる推定角度と，3Dセンサによる推定角度および2M法による推定角度

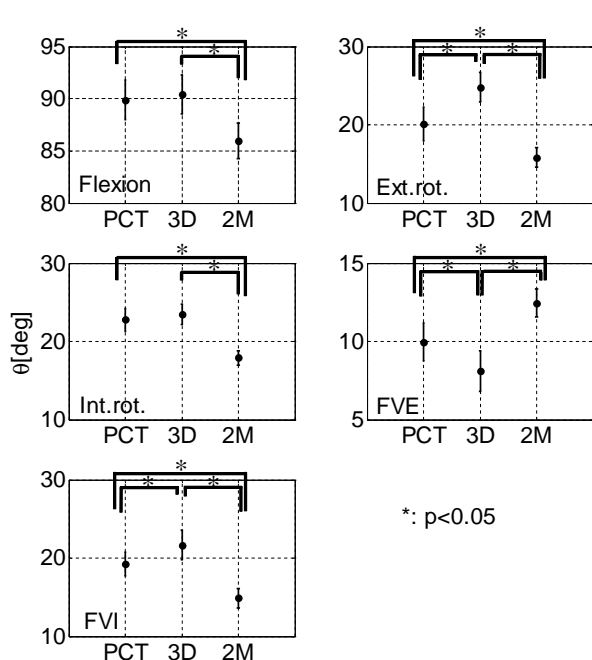


Fig. 8 Mean value and standard deviation of maximum angle(single subject)

から，RMS，相関係数，3Dセンサおよび2M法による推定角度を x ，PCTによる推定角度を y とした場合の一次近似式の傾き a と切片 b ，PCTによる推定角度の最大値に対するRMSの割合(Error)を求める．一次近似式については，傾き a は1，切片 b は0が理想値となる．ここで，Table.1に算出した評価指標を示す．RMSは腰を時計回りに回転する動作(Internal rotation)と膝を外側に曲げる動作(FVI)では3Dセンサのほうが良く，他の動作では2M法のほうが良い結果となった．相関係数は腰を時計回りに回転する動作(Internal rotation)と膝を外側に曲げる動作(FVI)では3Dセンサの結果が良く，他の動作では同じ値となった．また，一次近似式の傾き a は全ての動作で3Dセンサのほうが良い結果となり，切片 b は屈曲伸展動作(Flexion)と膝を内側に曲げる動作(FVE)では3Dセンサのほうが良く，腰を反時計回りに回転する動作(External rotation)と膝を外側に曲げる動作

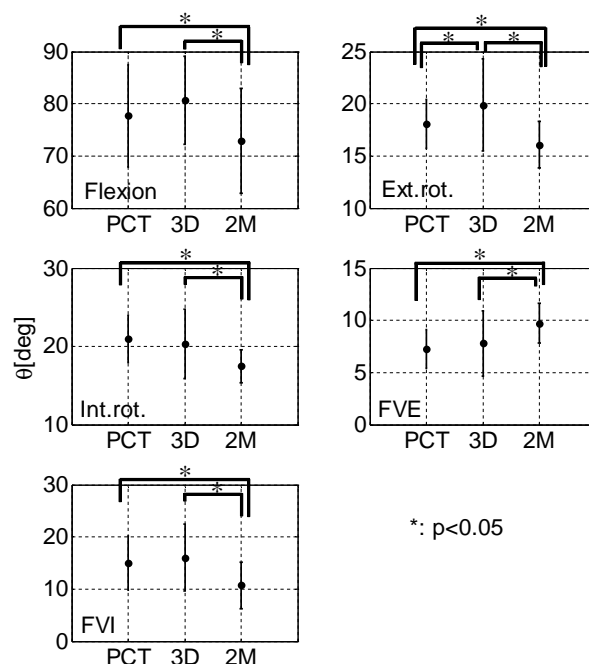


Fig. 9 Mean value and standard deviation of maximum angle(all subjects)

(FVI)では2M法のほうが良い結果となり，腰を時計回りに回転する動作(Internal rotation)では同じ値となった．さらに，最大角度に対するRMSの割合(Error)は腰を時計回りに回転する動作(Internal rotation)と膝を外側に曲げる動作(FVI)では3Dセンサのほうが良く，それ以外の動作では2M法のほうが良い結果となった．これらより，腰を時計回りに回転する動作(Internal rotation)と膝を外側に曲げる動作(FVI)については，3Dセンサのほうが2M法よりも良い推定結果を得ることができると考えられる．また，RMSやErrorでは3Dセンサよりも2M法の方が良好な値が得られている場合が多いが，膝を外側に曲げる動作(FVI)のように，2M法の推定精度が3Dセンサに比べ，かなり悪い場合もあった．それに対し，3Dセンサによる推定は，2M法よりも精度が良くない動作でも比較的安定した精度で行われていると考えられる．

Table 1 Difference of angles (mean of all subjects)

Rotation angle	Method x vs PCT(y)	RMS[deg]	Cor.Coeff.	y=ax+b		Error[%]
				a	b	
Flexion	3D(x)	2.41	1.00	0.96	-0.08	3.21
	2Mrker(x)	2.07	1.00	1.06	0.35	2.70
Ext.rot.	3D(x)	1.14	0.99	0.96	0.48	6.50
	2Marker(x)	1.11	0.99	1.08	0.35	6.17
Int.rot.	3D(x)	1.28	1.00	1.03	0.16	6.33
	2Marker(x)	1.44	0.99	1.26	0.16	6.81
FVE	3D(x)	1.31	0.93	0.88	0.55	18.3
	2Marker(x)	1.14	0.93	0.66	0.80	17.1
FVI	3D(x)	1.08	0.98	0.92	0.41	7.57
	2Marker(x)	1.84	0.97	1.41	0.21	13.0

FVE: Flexion+Valgus+Extarnal rotation

FVI: Flexion+Varus+Internal rotation

Table 2 Difference of angles(mean of all data)

Method	y=ax+b		Error[%]
	a	b	
3D	0.95	0.30	8.37
2M	1.07	0.37	9.15

ここでTable.2に全被験者を対象とした全ての実験動作の測定データにより算出した一次近似式の傾き a 、切片 b の平均および最大角度に対するRMSの割合(Error)を示す。これより、全動作の平均では一次近似式は3Dセンサのほうが良好な値となった。また、3Dセンサによる推定角度のほうが誤差が少なかった。

推定方法により測定値が異なる原因として、皮膚や筋肉の動きによる影響が考えられる。そこで、動作中時刻 n でのマーカの局所座標を算出し、PCTで求めた固有ベクトル空間内の各反射マーカの移動距離を評価する。Fig.10は、全被験者による全実験動作から求めた各反射マーカの移動距離である。なお、マーカの移動距離は被験者毎に異なっていたため、各試行の最大距離が1となるように正

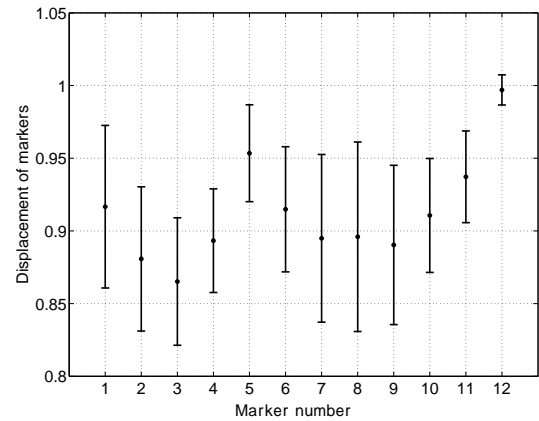


Fig. 10 Displacement of markers(mean of all data)

規化した。これより、マーカ毎に移動距離にはばらつきがあり、12番のマーカが最も動いており、3番のマーカが動きにくい傾向がみられる。このことから、センサを装着するのに適しているのは3番のマーカ付近であると考えられる。しかし、マーカの回転角度についてはさらなる考察が必要である。

5. 結言

本報告では、3Dセンサと光学式動作計測装置との大腿角度測定値の比較を行った。実験の結果、被験者毎では、それぞれの推定方法による最大角度測定値には有意な差がある場合が多いことが確認された。また、3Dセンサは全ての動作について極端に推定結果が悪くなることはなかったが、2M方法による推定は動作によって精度に差があった。

3Dセンサおよび2M法による推定角度には皮膚や筋肉の動きによる誤差が含まれており、角度推定に影響を及ぼしていると考えられる。一方、PCTはそのアルゴリズムにより精度の高い膝角度推定が可能であることが示唆されている。今後は、3Dセンサの最適な装着位置の推定と、2つの3Dセンサを用いた膝動作推定を行い、PCTによる膝動作推定値と比較を行う予定である。

参考文献

- 1) Charles J.Dillman, Glenn S.Flesig, James R.Andrews: Biomechanics of Pitching with Emphasis upon Shoulder Kinematics, JOSPT, Vol18, No2, 402/208(1993)
- 2) A.B.Carman, P.D.Milburn: Determining rigid body transformation parameters from ill-conditioned spatial marker coordinates, Journal of Biomechanics, 39, 1778/1786(2006)
- 3) 高松 学, 飯塚 大輔, 中村 康雄, 中村 真里, 林 豊彦, 信原 克哉: 高速度ビデオカメラシステムを用いた身体動作の無拘束測定, 電子情報通信学会技術研究報告.MBE, 21/24(2004)
- 4) 川野 圭朗, 小橋 昌司, 津森 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研究報告.MI, 457/462(2008)
- 5) Koichi Sagawa, Shuko Abo, Toshiaki Tsukamoto, Izumi Kondo: Forearm Trajectory Measurement during Pitching Motion using an Elbow-mounted Sensor, Journal of Advanced Mechanical Design, Systems and Manufacturing, Vol3, No4, 299/311(2009)
- 6) T.P.Andriacchi, E.J.Alexander, M.K.Toney, C.Dyrby, J.Sum: A Point Cluster Method for In Vivo Motion Analysis: Applied to a Study of Knee Kinematics, Journal of Biomechanical Engineering, Vol120, 743/749(1998)
- 7) Eugene.J.Alexander, Thomas.P.Andriacchi: Correcting for deformation in skin-based marker systems, Journal of Biomechanics, 34, 355/361(2001)
- 8) 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, vol27, no9, 100/104(2008)
- 9) 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)
- 10) 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, 73/101(2002)