

研究区分：ブランディング事業を志向した研究
光学式三次元動作解析における関節中心算出方法に関する研究
 氏 名 松本和久【所属】柔道整復学科

1. 目的

動作解析には様々な方法があるが、赤外線反射マーカの空間座標から剛体モデルを作成し身体の運動を解析する光学式三次元動作解析では、図 1 に示すようなアルゴリズムにより仮想の関節中心を設定し、関節運動を屈曲・伸展、外転・内転、外旋・内旋の 3 方向に定義して、各関節角度や関節モーメントを算出する。この過程は光学式以外の動作解析においても同様である。しかし仮想の関節中心を設定するアルゴリズムは、企業秘密となっており明らかにされることはない。

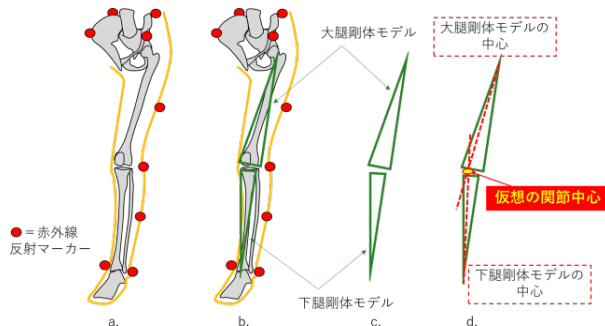


図 1. 三次元動作解析装置による関節角度の算出方法

関節の支持性は個人差が大きいだけでなく、高齢者や外傷後の後遺症を有する者への治療では、例えば膝関節では図 2-a から図 2-b のような屈曲が正常であるが、これに図 2-c のように後方に偏倚する運動が加わったり、図 2-d から図 2-e のように外転や図 2-d から図 2-f のように外方に偏倚する運動が加わったりする場合がある。

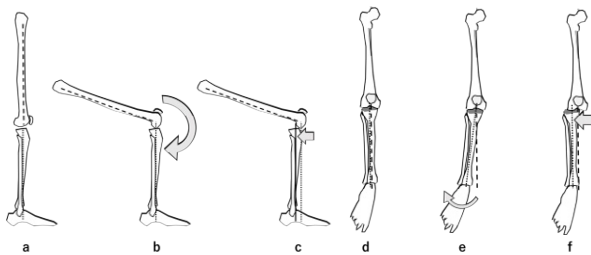


図 2. 屈曲 (b) 外転 (e) 以外に生じる関節運動 (c, f)

しかし、現在の動作解析における仮想の関節中心を設定するアルゴリズムがこのような臨床的な視点にたって作成されているか否かについては疑問が残る。

本研究では、臨床で遭遇する図 2-c、2-e、2-f の状態を表現する多軸関節を複合した膝関節モデルを作成し、従来の代表的アルゴリズムである Conventional Marker Sets と Rizzoli Marker Sets を用いて膝関節角度を計測し、光学式三次元動作解析装置の計測能力を評価することである。

2. 対象

屈曲・伸展 (図 3 左 Joint 1)、外転・内転 (図 3 左 Joint 3)、外旋・内旋 (図 3 左 Joint 2)、前後方

向に偏倚する運動 (図 3 左 Joint 5) および内外方向に偏倚する運動 (図 3 左 Joint 4) の 5 軸の運動が可能な多軸関節を複合した膝関節モデルを作成し、それを使用した下半身モデルを作成し対象とした (図 3 右)。

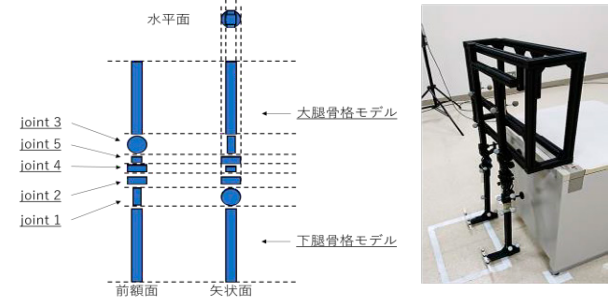


図 3. 多軸関節を複合した膝関節モデルの三面図 (左) とその膝関節モデルを用いて作成した下半身モデル (右)

3. 方法

Conventional Marker Sets は左右の上前腸骨棘、上後腸骨棘、大腿外側正中線上、膝関節外側裂隙中央、下腿外側正中線上、外果、第二中足骨頭背側、踵骨のアキレス腱移行部の計 16 箇所、Rizzoli Marker Sets は左右の上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、大腿正面正中線上、大腿骨外側上顆の最隆起部、大腿骨内側上顆の再隆起部、腓骨頭、脛骨粗面、下腿正面正中線上、外果、内果、第一、第二、第五中足骨頭背側、踵骨のアキレス腱移行部の計 30 箇所として、対象の下半身モデルにそれぞれの Marker Sets に相当する箇所に直径 25mm と 6.4mm の赤外線反射マーカを貼付した後、OptiTrack 社製光学式三次元動作解析システムの 8 台のカメラを用いて camera frame rate 120Hz で四方から赤外線反射マーカの位置を計測し、OptiTrack 社製光学式三次元動作解析ソフト Motive 上で Conventional Marker Sets による下半身モデル (以下、Conventional 下半身モデル) と Rizzoli Marker Sets による下半身モデル (以下、Rizzoli 下半身モデル) を作成した。貼付した各赤外線反射マーカ位置関係が現実の人体と解離しているとそれぞれの下半身モデルは作成できないため、それぞれの下半身モデルが認識されることで、赤外線反射マーカの貼付位置は適切であるものと判断した。

認識された Conventional 下半身モデル (図 4-a) の膝関節角度の計測は以下の順で実施した。Conventional 下半身モデルを端座位状態とし (図 4-b)、図 3 に示した joint 1 のみを約 90° に屈曲した状態を 10 秒間計測 (基準屈曲位 1)、joint 1 の角度はそのまま joint 5 を 10mm 後方に偏倚させた状態 (図 4-c) を 10 秒間計測 (10mm 後方屈曲位)、joint 5 を元に戻した状態を 10 秒間計測した後 (基準屈曲位 2)、joint 4 を 10mm 外方に偏倚させた状態 (図 4-d) を 10 秒間計測 (10mm 外方屈曲位) した。また joint 1 のみを約 0° に伸

展した状態を10秒間計測(基準伸展位1), joint 1の角度はそのまま joint 5を10mm後方に偏倚させた状態を10秒間計測(10mm後方伸展位), joint 5を元に戻した状態を10秒間計測した後(基準伸展位2), joint 4を10mm外方に偏倚させた状態を10秒間計測(10mm外方伸展位)した。

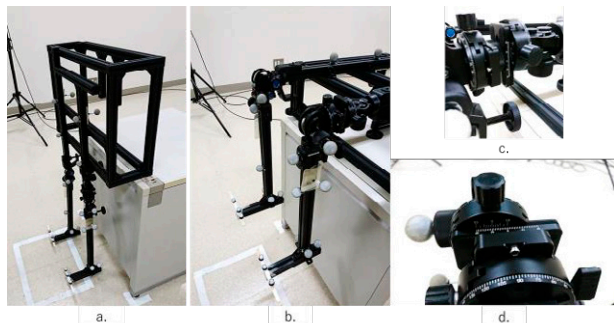


図4. 下半身モデルの膝関節角度の計測方法

計測した値から OptiTrack 社製三次元動作解析ソフトウェア SKYCOM を用いて、膝関節角度を算出し10秒間の平均値を求めた。下半身モデルには屈曲と伸展(Joint 1)に後方への偏倚(Joint 5)と外方への偏倚(Joint 4)を加えたことから、膝関節角度の算出は屈曲と外転とした。

同様の方法で Rizzoli 下半身モデルの膝関節角度を計測した。

4. 結果

結果は表1に示す通り、Conventional 下半身モデルでは屈曲に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 2° 、外転方向に約 1° 、10mmの外方偏倚を加えると屈曲方向に約 1° 、外転方向に約 2° の差を認め、伸展に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 2° 、外転方向に約 0.5° の差を認めたが、10mmの外方偏倚を加えた場合には著明な差は認めなかった。一方、Rizzoli 下半身モデルは屈曲に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 0.5° 、外転方向に約 15° 、10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 14° 、外転方向に約 20° の差を認め、伸展に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 8° 、外転方向に約 3° 、10mmの外方偏倚を加えると屈曲方向に約 2° 、外転方向に約 7° の差を認めた。

表1. 各下半身モデルの膝関節角度

	Conventional下半身モデル		Rizzoli下半身モデル	
	屈曲	外転	屈曲	外転
基準屈曲位1	95.34 \pm 0.01 $^{\circ}$	-10.90 \pm 0.01 $^{\circ}$	81.13 \pm 0.01 $^{\circ}$	-28.44 \pm 0.01 $^{\circ}$
10mm後方屈曲位	93.49 \pm 0.00 $^{\circ}$	-11.41 \pm 0.00 $^{\circ}$	81.58 \pm 0.01 $^{\circ}$	-13.42 \pm 0.01 $^{\circ}$
基準屈曲位2	95.03 \pm 0.01 $^{\circ}$	-11.64 \pm 0.02 $^{\circ}$	83.11 \pm 0.01 $^{\circ}$	-14.29 \pm 0.01 $^{\circ}$
10mm外方屈曲位	94.30 \pm 0.03 $^{\circ}$	-13.53 \pm 0.01 $^{\circ}$	69.44 \pm 0.02 $^{\circ}$	-34.08 \pm 0.02 $^{\circ}$
基準伸展位1	9.70 \pm 0.00 $^{\circ}$	3.15 \pm 0.00 $^{\circ}$	-9.13 \pm 0.01 $^{\circ}$	16.85 \pm 0.01 $^{\circ}$
10mm後方伸展位	7.97 \pm 0.01 $^{\circ}$	2.61 \pm 0.01 $^{\circ}$	-0.94 \pm 0.22 $^{\circ}$	13.66 \pm 0.10 $^{\circ}$
基準伸展位2	9.70 \pm 0.01 $^{\circ}$	3.32 \pm 0.01 $^{\circ}$	2.03 \pm 0.01 $^{\circ}$	4.42 \pm 0.05 $^{\circ}$
10mm外方伸展位	9.52 \pm 0.01 $^{\circ}$	3.06 \pm 0.01 $^{\circ}$	0.18 \pm 0.03 $^{\circ}$	11.79 \pm 0.02 $^{\circ}$

5. 考察

人間の正常運動の分析・研究を行う運動学、および疾病などによる異常運動を扱う臨床運動学の分野において、運動そのものを論じる場合や身体に加わる力を考慮して論じる場合のいずれに

おいても関節角度を正確に評価することは、それらの論を成立させる上で極めて重要な要因である。近年、エンターテイメントの分野から三次元動作解析の技術が医療分野に導入され、様々な運動時の関節角度の計測が可能になり、その結果をもとに運動方法の指導や治療法が開発されている。

一方、関節の支持性は個人差が大きく、加齢や外傷の後遺症によっても大きく異なることを臨床では経験する。この個体差が三次元動作解析にどの程度反映されているかは使用するアルゴリズムにより異なり、詳細は明らかにされていない。

本研究では臨床で遭遇する関節の不安定状態を表現する多軸関節を複合した膝関節モデルを作成し、従来の代表的アルゴリズムである Conventional Marker Sets と Rizzoli Marker Sets を用いて膝関節角度を計測することで、光学式三次元動作解析装置の計測能力を評価した。

その結果、Conventional Marker Sets は屈曲に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 2° 、外転方向に約 1° 、10mmの外方偏倚を加えると屈曲方向に約 1° 、外転方向に約 2° の差を認め、伸展に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 2° 、外転方向に約 0.5° の差を認めたが、10mmの外方偏倚を加えた場合には著明な差は認めなかった。Rizzoli Marker Sets は屈曲に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 0.5° 、外転方向に約 15° 、10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 14° 、外転方向に約 20° の差を認め、伸展に10mmの下方偏倚を加えると屈曲方向に約 8° 、外転方向に約 3° 、10mmの外方偏倚を加えると屈曲方向に約 2° 、外転方向に約 7° の差を認めた。このことは、Conventional Marker Sets は上下左右に10mmも偏倚している関節面の変化を捉えることのできないアルゴリズムであり、Rizzoli Marker Sets は上下左右に10mmも偏倚している関節面の変化を捉えてはいるが正しく表現できないアルゴリズムであると考えられる。このことから近年、動作時の膝関節の動きを6軸で評価する方法として、MRIを用いる方法¹⁾やMarker clusterを用いる光学式三次元動作解析²⁾が考案されている。

柔道整復学の分野において身体運動時の関節運動を詳細に分析することは重要であり、これまでの評価方法の見直しや新たなアルゴリズムの開発が必要であると考えられた。

参考文献

- 1) Jing-Sheng Li, Tsung-Yuan Tsai, David T. Felson, et al. Six-degree-of-freedom knee joint kinematics in obese individuals with knee pain during gait. PLOS ONE. 2017. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174663> (accessed Aug 23, 2019)
- 2) Magdalena Zuk, Celina Pezowicz. Kinematic Analysis of a Six-Degree-of-Freedom Model Based on ISB Recommendation: A Repeatability Analysis and comparison with Conventional Gait Model. Applied Bionics and Biomechanics. 2015. doi:10.1155/2015/503713 PMID: 27019585 (accessed Aug 23, 2019)