

運動器疾患の治療における近代医学の問題と伝統医学の可能性

松本和久

明治国際医療大学

要旨: 本研究は、従来の関節の概念である3軸の運動軸に前後方向と内外方向への偏倚を加えた5軸の運動軸を有する膝関節モデルを作成し、三次元動作解析の代表的アルゴリズムであるRizzoli Marker Sets (反射マーカー30箇所) と Conventional Marker Sets (反射マーカー16箇所) を用いて膝関節角度を計測した。その結果、偏倚を加えない状態と比較して10mmの後方偏倚を加えるとRizzoli Marker Setsは外転角度に約 15° 、10mmの外方偏倚を加えると屈曲角度に約 14° 、外転角度に約 20° の差を認めた。一方、Conventional Marker Setsは10mmの後方偏倚や10mmの外方偏倚を加えてもRizzoli Marker Setsのような差は認めなかった。一般に反射マーカーの数を増加させると計測誤差は減少するが、今回の研究では逆の結果を示した。その原因は、関節の運動軸を3軸と規定しているためである。近代医学は運動器疾患の一因を動作解析に求めているが、今回の結果は関節の運動軸に関してパラダイムシフトの必要性を示唆するものである。また伝統医学がいち早くパラダイムシフトできれば、伝統医学独自の運動器疾患の治療法を構築できる可能性があると考えられた。

Key words 三次元動作解析, 3軸の運動軸, 5軸の運動軸, Rizzoli Marker Sets, Conventional Marker Sets

1. はじめに

運動器疾患を治療する上で、運動器疾患の病因病理を理解することは極めて重要である。そのため伝統医学(医学・医療を地域で区分する東洋医学と西洋医学という用語は、現代の医学・医療体制を適切に表現できないことから、本稿では一般的に東洋医学と称されるものを伝統医学、西洋医学と称されるものを近代医学と表現する)で、「仮説」と「検証」を繰り返す定性的分析による動作分析¹⁾や、これまで明らかにされていなかった奇経八脉を、重力に拮抗して発達する身体活動を司る運動器系の全ての器官・機能の総称として概念化することで²⁾運動器疾患の病因病理を理解してきた。一方、近代医学では運動器疾患、特に骨関節を構成する軟部組織の疼痛や動作時の不安感などの治療においては、どのような負荷がどのような時に骨関節に加わっているのか、骨関節に加わる力学的負荷を評価するための動作分析が非常に重要である³⁾とされている。そこで動作分析は定性的分析だけでなく三次元動作解析装置と床反力計を用いた定量的分析が行われ、症状が出現する動作時の各関節の角度変化や加速度などの運動学的分析や運動力学的分析である関節モーメントを分析することで、運動器疾患の病因病理を

理解している。

近代医学における光学式三次元動作解析装置(以下、3D動作解析装置)やそれと同時に床反力計を用いた運動学的分析や運動力学的分析の定量的分析は、定性的分析では表現できない動作の特徴を客観的な数値として表現できる。3D動作解析装置による定量的分析は、赤外線反射マーカー(以下、反射マーカー)の三次元空間座標を測定し、その測定位置を剛体モデルと結びつけ、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、空間を矢状面、前額面、水平面に規定して身体の関節運動を屈曲-伸展、外転-内転、外旋-内旋の方向に定義し、関節角度を算出する。しかし、人体の関節は電動モーター(電動機: 磁場と電流の相互作用による力を利用して回転運動を出力する)のように回転中心は一定していない。膝関節を例にとると、屈曲-伸展において大腿骨顆は脛骨顆上を“ころがり”と同時に“すべる”。この際、大腿骨内側顆と外側顆のころがる長さは異なり、内側顆は屈曲の最初の $10^{\circ} \sim 15^{\circ}$ の間のみころがるが、外側顆は屈曲 20° までころがるため回旋運動が生じる。また膝関節の前後方向は前後の十字靱帯で、側方向は内側と外側の側副靱帯により安定性が保たれている⁴⁾。関節を包む関節包や靱帯に

は“ゆとり”があり、その“ゆとり”には個人差がある。このことから膝関節の運動は、運動学では、膝関節は屈曲-伸展運動と外旋-内旋運動を行うらせん関節として著される⁵⁾が、実際には屈曲-伸展運動と外旋-内旋運動以外に外転-内転運動を有している。したがって、この複雑な関節運動の中心である仮想の関節中心を設定するアルゴリズムは、3D 動作解析装置メーカーの生命線であり企業秘密となっている。そのため3D 動作解析装置を用いて動作時の関節角度や関節モーメントを検証する臨床研究を実施する際には、3D 動作解析装置の精度の検証が必要となる。

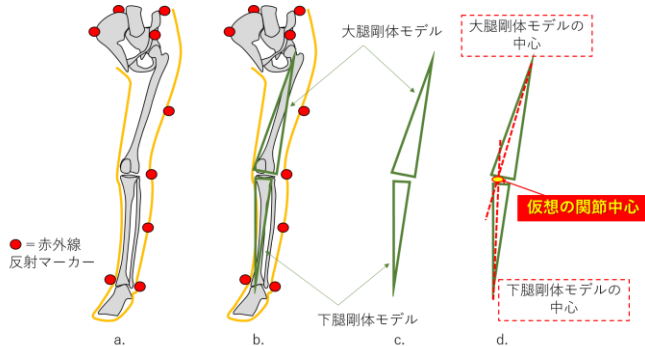


図1. 現在の三次元動作解析装置による膝関節角度の算出方法

宮原は、3D 動作解析装置で使用する反射マーカースの位置を検証し、測定された反射マーカースの空間座標の誤差は左右方向0.01~0.06cm、進行方向0.01~0.14cm、上下方向0.01~0.35cmであったと報告している⁶⁾。鈴木らは、3軸（屈曲-伸展、外転-内転、外旋-内旋）の関節を用いた評価用の擬似下肢装置を作成し、実際の関節角度と3D 動作解析装置を用いて計測した関節角度の差は、屈曲で平均0.1°、外内転で平均-0.2°、外内旋で平均0.6°であったとしている⁷⁾。これらのことから、3D 動作解析装置を用いた動作時の関節角度や関節モーメントの検証は有用であるとして、様々な研究が行われ^{8,9)}、近代医学においてはメカニカルストレスにより生じる運動器疾患の病因病理論とその治療理論の根幹を成している。しかし関節を包む関節包や靱帯に存在する“ゆとり”は3軸（屈曲-伸展、外転-内転、外旋-内旋）の運動を生じるだけでなく、図2-c、図2-fのような前後、内外方向に関節面が偏倚する運動も生じるため、関節の運動軸が規定されたアルゴリズムと異なる場合の解析結果に疑問が生じる。

本研究の目的は、従来の3軸の運動軸に前後方向への偏倚（図2-c）と内外方向への偏倚（図2-f）のできる5軸の運動軸を有する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 Rizzoli Marker Sets と Conventional Marker Sets を用いて膝関節角度を計測し、その精度を検証することで、運動器疾患の治療における近代医学の問題と伝統医学の可能性を考察した。

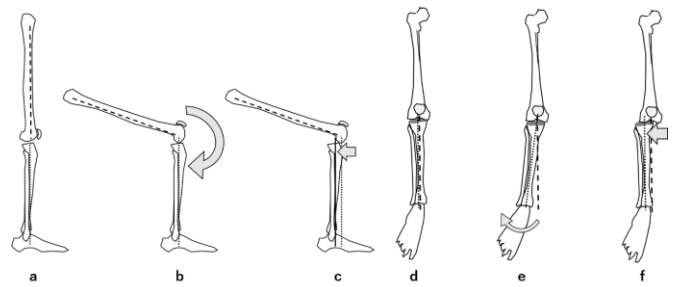


図2. 膝関節に生じる屈曲 (b) 外転 (e) 以外の関節運動 (c, f)

a. 矢状面で膝関節伸展位の大腿と下腿のアライメント, b. 矢状面で膝関節屈曲位の大腿と下腿のアライメント, c. 矢状面で大腿に対して下腿が後方に偏倚したときのアライメント, d. 前額面で膝関節伸展位の大腿と下腿のアライメント, e. 前額面で大腿に対して下腿が外転したときのアライメント, f. 前額面で大腿に対して下腿が外方に偏倚したときのアライメント

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軸の運動軸を有する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）。

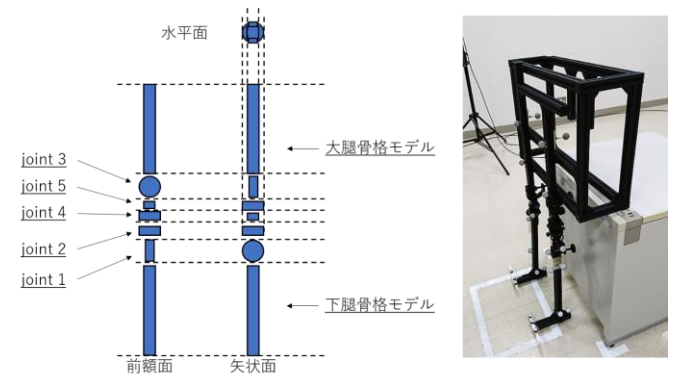


図3. 5軸の運動軸を有する膝関節モデルの三面図（左）とその膝関節モデルを用いて作成した下半身モデル（右）

3. 方法

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、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に相当する箇所直径25mmと6.4mmの反射マーカースを貼付

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 で四方から反射マーカ位置を計測し、OptiTrack 社製光学式三次元動作解析ソフト Motive 上で Rizzoli Marker Sets による下半身モデル（以下、Rizzoli 下半身モデル）と Conventional Marker Sets による下半身モデル（以下、Conventional 下半身モデル）を作成した。貼付した各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として認識されない。したがって今回の研究ではそれぞれの下半身モデルが認識されたことから、反射マーカの貼付位置および作成した膝関節モデルは現実の人体に即しており適切であると判断した。

認識された Rizzoli 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。

Rizzoli 下半身モデルを、図 3 に示した joint 1 のみを約 90° 屈曲し端座位とした状態（図 4-b）を 10 秒間計測し（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）した。その後 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。次に 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）し、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）し、その後 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。

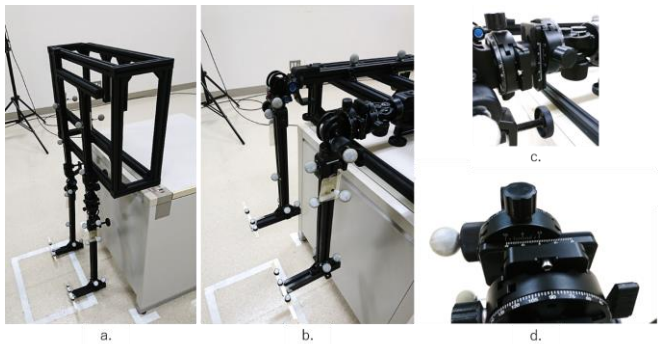


図 4. Rizzoli 下半身モデルによる膝関節角度の計測方法

- 認識された Rizzoli 下半身モデル、b. joint 1 のみを約 90° 屈曲し端座位とした状態（基準屈曲位 1）、
- joint 1 をそのままに joint 5 を 10mm 後方に偏倚させた状態（10mm 後方屈曲位）、
- joint 5 を元に戻し joint 4 を 10mm 外方に偏倚させた状態（10mm 外方屈曲位）

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 Conventional 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、Rizzoli 下半身モデルは約 90° 屈曲位に 10mm の後方偏倚を加えると屈曲角度に約 0.5°、外転角度に約 15° の差を認め、10mm の外方偏倚を加えると屈曲角度に約 14°、外転角度に約 20° の差を認めた。また約 0° 伸展位に 10mm の後方偏倚を加えると屈曲角度に約 8°、外転角度に約 3° の差を認め、10mm の外方偏倚を加えると屈曲角度に約 2°、外転角度に約 7° の差を認めた。一方、Conventional 下半身モデルでは約 90° 屈曲位に 10mm の後方偏倚を加えると屈曲角度に約 2°、外転角度に約 1° の差を認め、10mm の外方偏倚を加えると屈曲角度に約 1°、外転角度に約 2° の差を認めた。また約 0° 伸展位に 10mm の後方偏倚を加えると屈曲角度に約 2°、外転角度に約 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。

表 1. Rizzoli 下半身モデルと Conventional 下半身モデルの各条件での膝関節角度

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

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である。19 世紀までは動作時の関節角度の計測法は、複数の写真画像から関節角度を計測する方法が用いられていた¹⁰⁾。しかし複数の写真画像は関節の運動面を常に一定にすることは困難であった。そこで近年、コンピュータ技術の進歩に伴い、体表に貼付した反射マーカの三次元空間座標を測定し、その測定位置を剛体モデルと結びつけ、三次元動作解析装置メーカー独自のアルゴリズムにより仮想の関節中心を設定し、空間を矢状面、前額面、水平面に規定して身体の関節運動を屈曲-伸展、外転-内転、外旋-内旋の 3 軸に定義し、各関節角度や関節モーメントを算出することが容易に可能となった。

関節は許容される運動軸の数によって、1軸性・2軸性・多軸性関節に分類され、1軸性関節には蝶番関節、らせん関節、車軸関節が、2軸性関節には顆状関節、鞍関節が、多軸性関節には球関節、臼状関節、平面関節、半関節がそれぞれ相当する¹⁰⁾。そのうち膝関節は屈伸運動と回旋運動を行うらせん関節とされているが¹⁰⁾、関節の支持性は個体差が大きく、年齢や性別、外傷の有無によっても大きく異なることから、成書に記述された運動軸数とは異なる症例を臨床では経験する。したがって、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。そこで本研究では、従来の3軸（屈曲-伸展、外転-内転、外旋-内旋）の運動軸に前後方向と内外方向への偏倚の2軸の運動軸を加えた5軸の運動軸を有する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Rizzoli Marker SetsとConventional Marker Setsを用いて膝関節角度を計測することで、3D動作解析装置の計測精度を検証した。

その結果、Rizzoli Marker Setsは約90°屈曲位に10mmの後方偏倚を加えると屈曲角度に約0.5°、外転角度に約15°の差を認め、10mmの外方偏倚を加えると屈曲角度に約14°、外転角度に約20°の差を認めた。また約0°伸展位に10mmの後方偏倚を加えると屈曲角度に約8°、外転角度に約3°の差を認め、10mmの外方偏倚を加えると屈曲角度に約2°、外転角度に約7°の差を認めた。一方、Conventional Marker Setsは約90°屈曲位に10mmの後方偏倚を加えると屈曲角度に約2°、外転角度に約1°の差を認め、10mmの外方偏倚を加えると屈曲角度に約1°、外転角度に約2°の差を認めた。また約0°伸展位に10mmの後方偏倚を加えると屈曲角度に約2°、外転角度に約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は合計30箇所の反射マーカーを使用するのに対し、Conventional Marker Setsは合計16箇所の反射マーカーを使用する計測方法である。一般的に反射マーカーの数を増加させて計測する目的は、カメラの死角を減少し、計測誤差を減少するためである。しかし今回の結果では、反射マーカー数の多いRizzoli Marker Setsの方が反射マーカー数の少ないConventional Marker Setsよりも計測誤差が大きい値を示した。このことは規定された3軸の関節運動と異なる運動軸を有する関節運動に対しては、計測精度が優れた計測機器は計測精度の劣る計測機器よりも計測誤差が大きくなることを示している。すなわち関節の運動軸の規定を変えなければ、どんなに精度の高い測定機器を用いても、その値は間違っているということになり、その値を基に算出される関節モーメントも同様である。したがって可視化、数値化、統計処理によって発展してきた近代医学は、運動器疾患におけるメカニカルストレスを原因と

する病因論に対して、関節の運動軸は3軸であるという概念からパラダイムシフトする必要がある。

近年、近代医学では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¹¹⁾やMarker clusterを用いる光学式三次元動作解析¹²⁾が考案されているが、その試みは始まったばかりである。外傷に伴う急性の運動器疾患に関わる柔道整復学や慢性の運動器疾患に関わる鍼灸医学などの伝統医学において動作解析の分野は、これまで近代医学に遅れをとっていた分野である。しかし、伝統医学がいち早くパラダイムシフトできれば、近代医学との差を一気に縮めるだけでなく伝統医学独自の運動器疾患の治療法を構築できる可能性があると考えられた。

【謝辞】

本研究は2019年度明治国際医療大学学内助成を受けて実施した。

【参考文献】

- 1) 松本和久, 森川重幸: 東洋医学の治療を行うための動作分析について. 日本東洋医学研究會誌, 2:13-20, 2016.
- 2) 松本和久: 奇経八脉は重力に拮抗するための経脉である. 日本東洋医学研究會誌, 5:1-9, 2019.
- 3) 大工谷新一: 骨関節疾患に対する理学療法と動作分析—力学的負荷に着目した動作分析とアライメント—, 関西理学療法, 1:1-5, 2001.
- 4) I. A. Kapandji: The Physiology of the Joint. Volume 2 Lower Limb, Second Edition Reprint, Churchill Livingstone: 72-135, 1970.
- 5) 公益社団法人全国柔道整復学校協会監修: 運動学改訂第3版. 医歯薬出版: 127, 2020.
- 6) 宮原洋八: 三次元動作解析装置の精度についての検討. West Kyusyu Journal of Rehabilitation Sciences, 9:19-21, 2016.
- 7) 鈴木康雄, 彦坂潤, 後藤寛司, 金井章: ポイントクラスター法を用いた膝関節運動の精度検定. 日本福祉大学健康科学論集, 18:19-26, 2015.
- 8) Misuk Cho: Correlations among pelvic positions and differences in lower extremity joint angles during walking in female university students, J. Phys. Ther. Sci, 27:1941-1944, 2015.
- 9) Deepak Kumar, Kelly McDermott, Haojun Feng, et al.: Effects of form-focused training on running biomechanics: A pilot randomized trial in untrained individuals, PM&R, 7(8):814-822, 2015.
- 10) 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩著: 基礎運動学第6版, 医歯薬出版: 2-11, 61-66, 245-250, 2011.

- 11) 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)
- 12) 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)

Problems of Modern Medicine and Potential of Traditional Medicine in the Treatment of Locomotor Disease

Kazuhisa MATSUMOTO

Meiji University of Integrative Medicine

Abstract

In this study, a knee joint model with, in addition to the conventional three axes of motion, five axes of motion with forward/backward and inward/outward deviations was made. And the knee joint model's angle was measured using Rizzoli Marker Sets (30 reflective markers), which is the typical algorithms for three-dimensional motion analysis, and Conventional Marker Sets (16 reflective markers). As a result, compared with the condition without deviation, Rizzoli Marker Sets showed about 15° difference in abduction angle when 10mm of backward deviation was applied, and the difference was about 14° in flexion angle and about 20° in abduction angle when 10mm of outward deviation was applied. On the other hand, Conventional Marker Sets did not show such difference as Rizzoli Marker Sets even when 10 mm backward deviation or 10 mm outward deviation were applied. In general, the increase in the number of reflective markers decreases the measurement error, but in this study, opposite results was observed. The reason for this was that the axis of motion of the joint was specified as three axes. Although modern medicine expects motion analysis to be a factor in locomotor diseases, these results suggest the need for a paradigm shift with respect to the axis of motion of joints. Furthermore, if traditional medicine can make such a shift as quickly as possible, there may be a possibility of developing a treatment method unique to traditional medicine for locomotor diseases.

keywords

three-dimensional motion analysis, three axes of motion, five axes of motion, Rizzoli Marker Sets, Conventional Marker Sets