

原著論文

受付：2014. 9.19

受理：2015. 1.15

ポイントクラスター法を用いた膝関節運動の精度検定

鈴木 康雄

日本福祉大学 健康科学部

彦坂 潤

総合青山病院 リハビリテーション技術室

豊橋創造大学大学院 健康科学研究科

後藤 寛司

豊橋創造大学 保健医療学部

金井 章

豊橋創造大学 保健医療学部

豊橋創造大学大学院 健康科学研究科

Accuracy Verification of Human Knee Joint Motion Using Point Cluster Technique

Yasuo Suzuki

Faculty of Health Sciences, Nihon Fukushi University

Jun Hikosaka

Department of Rehabilitation, Aoyama General Hospital
Graduate School of Health Sciences, Toyohashi SOZO University

Hiroshi Goto

School of Health Sciences, Toyohashi SOZO University

Akira Kanai

School of Health Sciences, Toyohashi SOZO University
Graduate School of Health Sciences, Toyohashi SOZO University

Abstract: The Point Cluster Technique (PCT) was developed in recent years for application in three-dimensional human motion analysis. Since the advance of this technique is to minimize the target marker position error that caused by skin deformation, PCT has been applied for knee joint movement analysis. In spite of the above-mentioned advantages the accuracy of PCT has not been verified clearly. In this study, to evaluate the accuracy of PCT we made inspecting tool that was composed by two body segments and one joint. Reflective markers were attached on the surface of two bodies and the maker positions were measured with 3-dimensional motion analysis system (VICON MX), The

joint angle and joint center position were calculated using the measured maker data by the PCT. At the same time the reference joint angle was measured using laser beam device. The differences of joint angles between calculated with PCT and reference data were within 0.6 degrees. The influence of knee marker placement error per unit length (mm) was 0.18 degrees (MAX) for angle, and .0.7 mm (MAX) for knee joint position. The influence of z-direction marker placement error was relatively small. To double the number of marker (30 point) achieved 1.6 times higher accuracy of knee joint position than that of 15-point marker. Increasing the number of marker could reduce the influence of marker placement error.

Keywords: knee joint, point cluster technique, motion analysis

1. はじめに

身体運動の計測においては、関節の動きを知ることが大きな目的の一つである。そのために、関節をはさむ体節間の角度や相対的な位置を計測してきた。関節運動の計測法としては、ゴニオメータを使った計測法や関節軸に貼った標点位置を、カメラ画像から計測する方法などが一般的であった。その場合、関節の軸位置が運動によって変化しないことが前提であった。しかし、膝関節の場合、屈曲運動では、脛骨と大腿骨との間で、ころがりとすべり運動が同時に発生しており、軸位置が変化している¹⁾。また、屈曲に伴い、回旋運動と内外転の運動を含んでいると言われている¹⁾。そのため、単軸の大腿骨上に想定した関節軸上に標点を貼付して、関節軸を求める従来の2次元の方法では関節の動きを正確に求めることに限界があるとされ、3次元で体節の軸が相対的に移動する運動を精度よく記録する方法が望まれてきた。さらに、一般的によく用いられる光学式の運動計測の場合、皮膚上に標点を貼付することから、運動中の皮膚の動きも無視できないとされてきた²⁾。

このような問題を解決するために、多数の標点を体節の皮膚上に貼付し、体節内における標点間の変動が最小となる軸を見出し、その軸間の動きから体節間の動きを推定する多点皮膚マーカ計測法 (Point Cluster Technique, 以下 PCT) が提案された³⁾。PCT は最近の精度の良い座標計測装置を使うことによって、関節の屈曲運動だけでなく、微細な回旋運動や内外転運動の計測もできるようになってきたため、臨床に使うことが検討され始めてきた^{4), 5)}。

しかし、PCT は提案されてから各種の計算法も存在し、軸周りの回転方向の精度に比べ、軸の並進方向の精度は十分で無いとも言われている⁶⁾。また、個別の標点が計測精度に与える影響についても十分な検討が行われていないため、PCT の適用範囲を明確にする必要が指

摘されている。そこで、本研究では、PCT の利用が期待されている膝関節の運動を模擬する評価用の擬似下肢装置を作製し、これを用いて膝関節運動を計測し、この手法の計測精度検定を行った。また、皮膚の変形に伴い標点位置が変動する場合を想定し、標点位置の変動が関節角度や関節軸位置に与える影響の大きさを調べた。PCT の特性から標点数を多くすれば精度は上がると期待されるので、必要な精度が得られる標点数を知ることが、計測手順を確立して不要な計測を避けることにつながる。しかしこれまで、標点の数は大腿部と下腿部を合わせて15点の例^{4), 5)}が多く、評点数の増加が計測精度に及ぼす影響を検討した報告は無い、そこで、標点数を多くした場合の計測精度についても調べた。以上の結果に基づき、PCT の有用性を検討した。

2. 方法

2.1 評価用の擬似下肢装置

PCT は体節に貼付した多数の標点の3次元位置情報から、体節の形状に依存した3軸の方向と軸位置を定め、体節間の軸の相対変化から関節の運動を求めるものである。(標点の位置情報から体節の軸を求め、2つの体節間の相対的な角度と位置を求める計算法は付録参照。)

PCT の計算に必要な標点を人の下肢に貼付する場合の例を図1に示した。PCT で利用する標点は大腿部で、(1): 大転子の80mm下、(2): 裂隙の80mm上、(3): (1)と(2)の間、(4): 大腿部前面で(1)の高さ、(5): 膝蓋骨上縁の80mm上、(6): (4)と(5)の間、(7): 大転子と(4)の間、(8): (1)と(6)の間、(9): (3)と(5)の間、の9点である。下腿部では、(10): 脛骨外側上顆の80mm下、(11): 外果の80mm上、(12): (10)と(11)の間、(13): 脛骨粗面、(14): 脛骨前面で(10)と(12)の

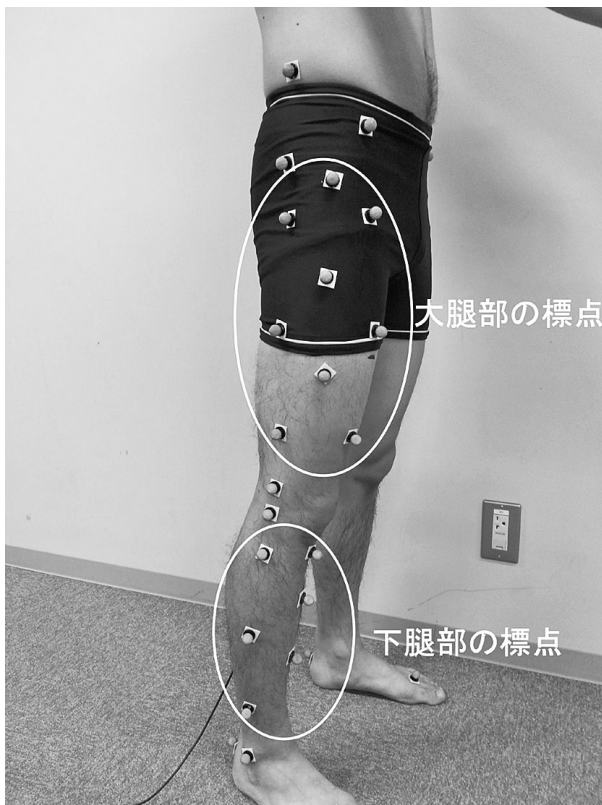


図1 PCTにおける標点

中間の高さ, (15): 脛骨前面で (11) と (12) の中間の高さ, の6点である。また, 図1では, 従来法の代表点による関節位置決定と比較するため, (16): 上前腸骨棘, (17): 腸骨稜, (18): 大転子, (19): 大腿骨外側上顆, (20): 脛骨外側上顆, (21): 内果, (22): 踵骨, (23): 第5中足骨頭外側, の8点を加え, 23点を示した。これら人体の計測に用いる図1の標点の位置を参考に, 精度検定のために作製した擬似下肢装置を図2に示す。大腿と下腿を直径100mmの円筒状の厚紙(ポイド管)で代用し, 三脚(Manfrotto社製475B型)の上にて下腿を固定し, その上に3軸が自由に扱えるギヤ付き雲台(Manfrotto社製410型)を乗せ, さらにその上に大腿を乗せた。大腿部長(大転子から裂隙まで)を400mm, 下腿部(裂隙から外果まで)を300mmと想定して, 標点の位置は上記で定めた方法に従って決めた。さらに, 膝関節角度計測用のレーザー光照射装置を雲台直上の大腿部に固定した。下腿部は三脚に固定されているので, 雲台の軸にそって大腿部が回転するとレーザー光の照射方向が変化し, 壁面に照射されたレーザー光の位置が変化する。

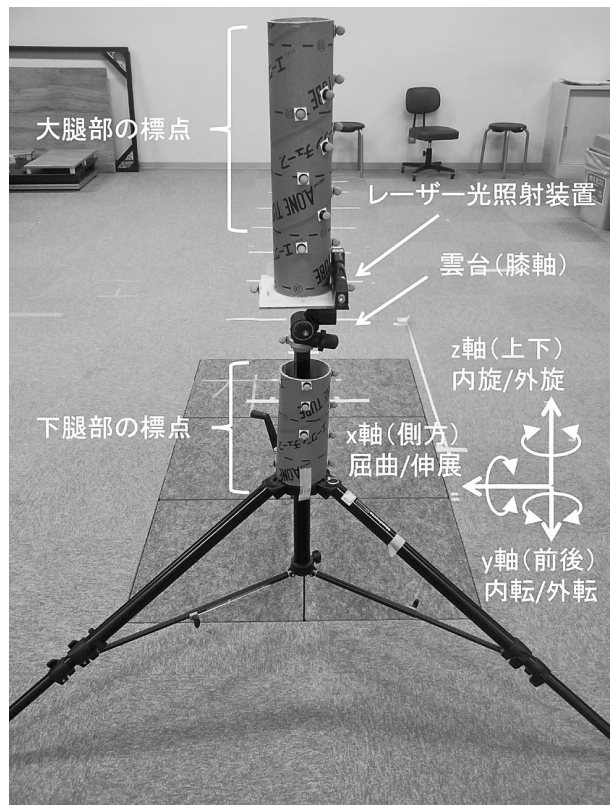


図2 精度検定のために製作した擬似下肢装置

レーザー光の位置変化を読み取るために, レーザー光が照射される壁面にはメジャーを貼り付けた。

2.2 計測方法

標点位置の計測のための装置は, 3次元動作解析装置 VICON MX (VICON社製) を使用した。標点は直径12mmの赤外線反射マーカを用いた。

大腿部が屈曲-伸展, 外転-内転, 内旋-外旋, に相当する雲台の各軸まわりに回転すると, 壁面に照射されたレーザー光の位置が変化する。その変化量とレーザー光と壁面までの距離(2.2m)から逆正接関数(arctangent)により回転角度が求まる。雲台の3軸のうち2軸を0度に固定して1軸のみ回転させることと, 他の2軸も回転してから1軸を回転させることを行なった, さらに, 標点の変動量が計測精度に及ぼす影響を調べるために, 計測されたデータ上で, 標点をx軸(側方), y軸(前後方向), z軸(上下方向)それぞれの方向に変動させて, PCTによる計算結果が体節の角度と位置に与える影響を調べた。選んだ標点は大腿部標点中心からみて遠位の標点と近位の標点である。図3に矢状面のその標点の位置を示す。体節の

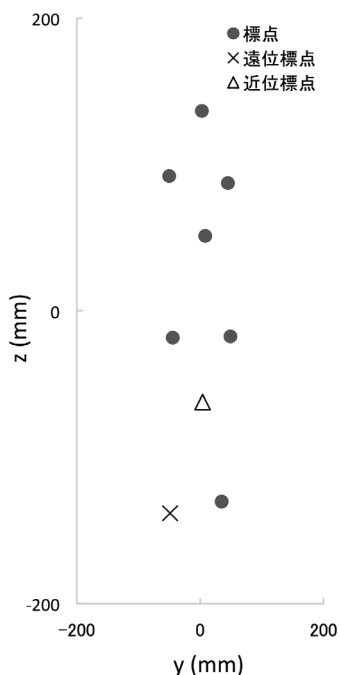


図3 変動させた標点の位置 (矢状面)

標点の中心位置からみて遠位 (図中x) と近位 (図中●) を選んだ。それぞれ、x軸方向 (側方)、y軸方向 (前後方向)、z軸方向 (上下方向) に30mm移動させ、角度の変化と位置の変化を調べた。膝関節に関心があるため、標点位置の変動に対する位置変化は大腿骨内外顆中心を膝関節軸中心と仮定して、その位置の変化を調べた。

PCTの特性上、標点の数が結果に与える影響も考えられるため、標点数を2倍に増やした場合 (大腿部18点、下腿部12点) についても標点変動による影響を調べた、なお、位置変動の修正のための計算方法として Andriacchi³⁾ の方法と Alexander の方法⁷⁾ があり (概略を付録に示す)、それぞれについて誤差の比較を行なったが、上記検定には Alexander の方法を用いた。

3. 結果

精度検定用の装置を使って得られた計測結果と計算結果の差について示す。精度検定用装置の膝の内外転と内外旋の角度を0度に固定して屈曲角度のみを変化させた結果と、精度検定用装置の膝の屈曲と内外旋の角度を0度に固定して内外転角度のみ変化させた結果と、精度検定用装置の膝の屈曲と内外転の角度を0度に固定して内

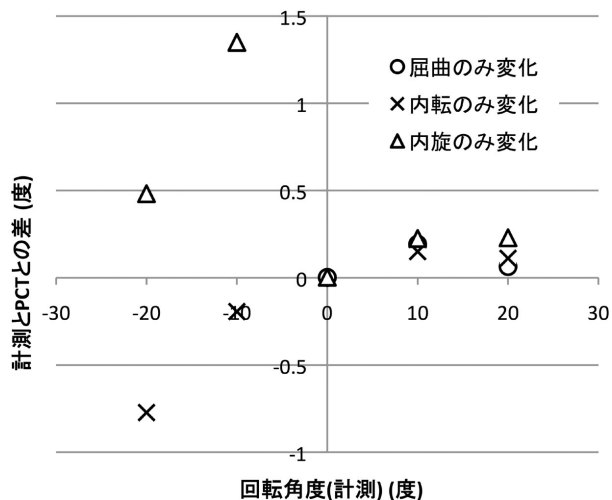


図4 レーザー光による計測角度とPCTによる計算角度との差

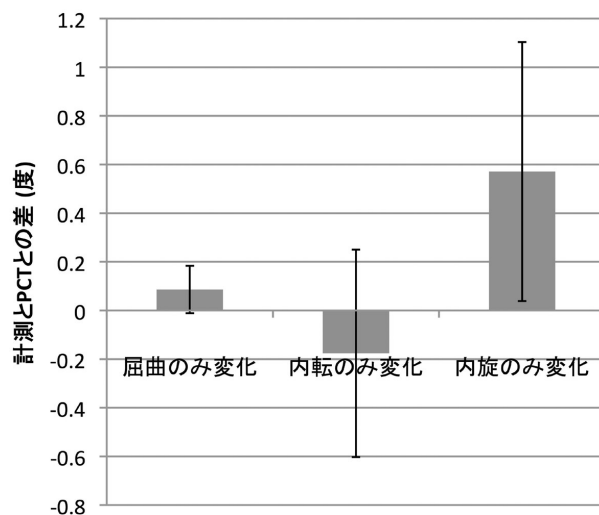


図5 レーザー光による計測角度とPCTによる計算角度との差の平均値と標準偏差

外旋の角度のみ変化させた結果を、角度変化に対する計測値と計算値の差を図4に示す。内転に比べ外転で計測と計算で差が大きく、内旋に比べ外旋で計測と計算で差が大きかった。なお、計測結果と計算結果の相関係数Rは、屈曲角度変化と外転角度変化と内旋角度変化で共に $R > 0.999$ であった。また、計算値から計測値を差し引いた値の平均値を図5に示す。屈曲のみ変化の場合の差の平均は0.1度であった。内外転のみ変化の場合の差の平均は-0.2度、内外旋のみ変化の場合の差の平均は0.6度であった。

この精度検定用の装置を使って、大腿部標点中心から

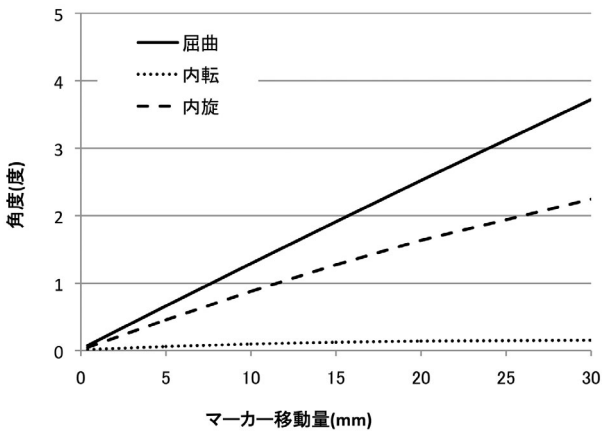


図6 遠位標点をy軸方向へ変動した場合の膝関節角度変化

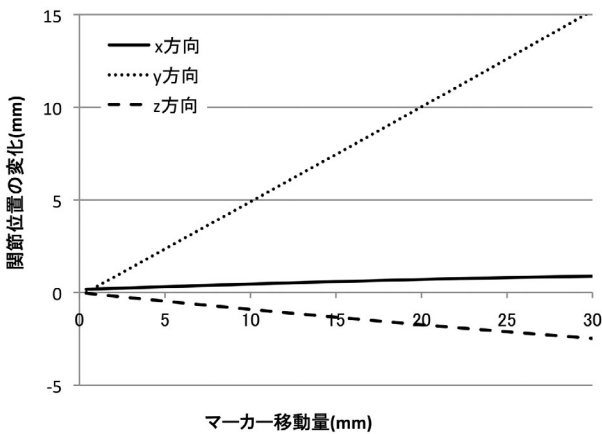


図7 遠位標点をy軸方向へ変動した場合の膝関節位置変化

みて遠位の標点と近位の標点の位置を変動させた場合の結果について示す。遠位標点をy軸方向に移動した場合の、膝関節角度の変化を図6に、膝関節位置の変化を図7に示す。標点の変動が与える影響の大きさは軸方向によって異なるが、変動の大きさに対してそれぞれ線型に近い関係であり、y軸方向の移動に対する各変化の相関係数Rは、屈曲では $R > 0.999$ 、内転では $R = 0.856$ 、内旋では $R = 0.992$ 、x軸方向では 0.979 、y軸方向では $r > 0.999$ 、z軸方向では $R = -0.998$ であった。

標準の標点数で遠位標点と近位標点を3軸それぞれの方向に変動させた場合と、標点の数を2倍にして遠位標点を3軸それぞれの方向に変動させた場合の変動量に対する膝関節角度の変化比を図8に、変動量に対する膝関節位置の変化比を図9に示す。角度では、x軸方向の変動が内転と内旋に影響が大きく、1mmの変動に対して

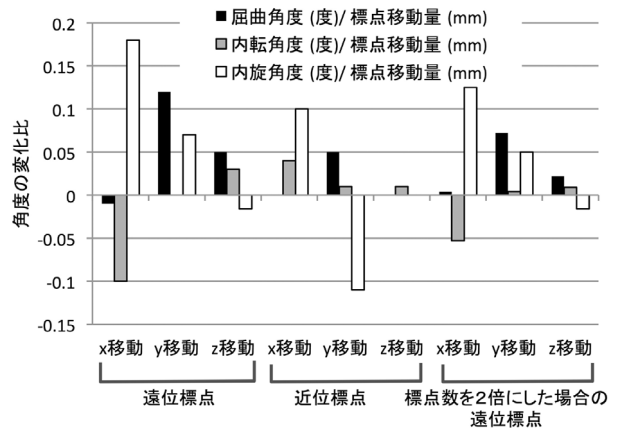


図8 標点変動に対する膝関節角度の変化比

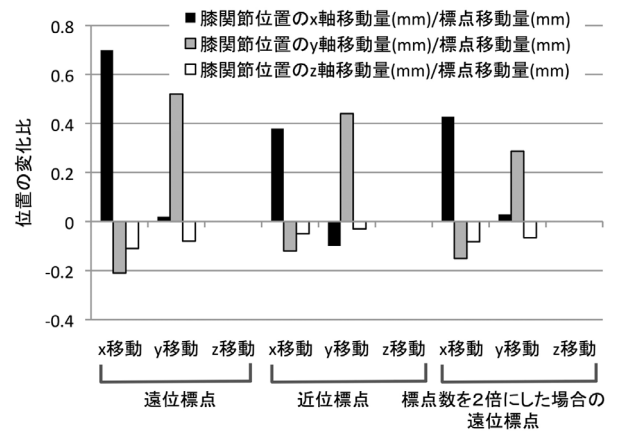


図9 標点変動に対する膝関節位置の変化比

それぞれ平均0.070度、0.140度であった。y軸方向の変動が屈曲と内旋に影響が大きく、1mmの変動に対してそれぞれ平均0.085度、0.090度であった。z軸方向の変動が屈曲と内転に影響が大きく、1mmの変動に対してそれぞれ平均0.025度、0.020度であった。z軸方向の変動は他の軸方向の変動に比べ影響が少なかった。また、体節中心から遠位のよりも近位の標点の変動の影響が少なく、1mmの変動に対してそれぞれ平均0.092度、0.002度であった。膝関節角度への影響の最大値はx軸方向の変動1mmに対して内旋が0.18度であった。一方、膝関節位置では、x軸方向の変動がx軸方向の位置に影響があり、1mmの変動に対して平均0.54mmであった。y軸方向の変動がy軸方向の位置に影響があり、1mmの変動に対して平均0.48mmであった。z軸方向の変動は影響をほとんどなかった。1mm標点の変動し

た場合の膝関節位置への影響の最大値は0.7mmであった。

標点数を倍に増やした場合の遠位標点の変動による影響は、標点数が少ない場合と同様の変化比パターンを示していたが、その量は減少していた。膝関節角度への影響の最大値は、x軸方向の変動1mmに対して内旋が0.13度の変化であった。膝関節位置がうける影響の最大値は、x軸方向の変動1mmに対してx軸方向の位置変化が0.43mmであった。なお、これらの計測は精度検定用の装置を使っており再現性が高いのでそれぞれ1回の計測を行なった。

位置変動の修正のための計算方法として、検定の場合と異なり Andriacchi の方法と Alexander の方法を試した。両方法を用いて、被検者が端座位にて100度膝関節屈曲位から20度屈曲位まで伸展した事例について比較した。結果、最大の角度差は、屈曲伸展角度が0.01度、内外転角度が0.07度、内外旋角度が0.10度であった。

4. 考察

レーザー光による回転角度の計測とPCTによる角度の計算を比較した所、ほとんどその差は無く、1度以下であった。今回の実験において、2.2mの壁面に照射したレーザー光は角度が1度傾けば38mm移動することから、壁面に取り付けられた1mm刻みのメジャーによる計測は、十分な精度をもっている。このことから、赤外線反射マーカを標点とした3次元動作解析装置で得られた計測データを使って、PCTによって計算された角度は、高い精度を有していると考えられる。臨床に供するための身体運動計測の場合、1度以下の角度の精度を要求されることはほとんどなく、PCTは有用な計測手法といえる。

皮膚上に貼付された標点が、運動に伴い皮膚のずれと共に位置がずれてしまう場合、標点位置データを直接用いる従来法では、関節角度や関節軸位置がずれてしてしまう。PCTはこの影響を最小にすることが期待されている。膝関節の回転中心位置は屈曲につれて20mmから30mm移動するという報告がある^{9), 10)}、その影響で膝関節近辺の皮膚が骨に対して10mm程度の変動の可能性がある。膝の幅を100mmと仮定した場合、従来法では内外転角度や回旋角度への影響は大きく10mmの変動は6度近くになる。PCTにおける標点の変動が角度に与える影響の今回の結果では、10mmの変動が内旋角度に与える影響は1.8度であるため(図6)、PCTを

用いることで皮膚の影響によるずれは大きく改善されることになる。PCTを使うことによって標点のずれによる影響を少なくすることが確認できたが、その影響を与える各軸について考えると、それぞれの軸の変動の結果は、x軸方向とy軸方向の変動が角度に与える影響が大きく、z軸方向の変動はそれらに比べれば少なかった(図8)。これは体節に貼付した標点位置の分布がz軸方向に広く分布していることによると考えられる。実際の運動において膝関節軸は矢状面での移動が大きく、そのことから標点のずれはy軸とz軸で顕著と考えられる。したがって、結果から、影響の大きさは、y軸方向の標点のずれの影響は内外旋と屈曲伸展にあり、z軸方向の標点のずれによる内外転への影響が少ない。このことから、PCTは内外転の運動をさらに精度よく求められると考えられる。一方、標点の変動が関節位置に与える影響の今回の結果では、x方向とy方向で大きく、最大で標点変位の70%の関節位置移動があった(図9)。このことは膝関節軸の移動量を考えると7mm程度の誤差を生じる可能性を示している。そのため、PCTは標点の変動があっても、屈曲伸展の角度を求める場合と同様に、誤差範囲が数度の内外旋や内外転の角度を求める場合にも有効であると考えられる。一方、数mmの長さの誤差が無視できないような、例えば靭帯の長さから靭帯の張力を求めるような場合には、PCTを使っても皮膚の変形による標点変動の影響は大きいいため、この方法の適用には十分注意を払う必要がある。それでは、標点の数を増やした場合はどうであろうか、PCTとして従来用いられてきた標点の数を2倍にして標点変動の検定を行なった所、角度の精度が約1.4倍、軸位置の精度が約1.6倍になった。もし膝の靭帯の解析に必要な精度が1mmであるとするならば、この比例関係のまま計算すると標点数は大腿部で29個、下腿部で19個必要となる。したがって本稿で取り上げた精度検定の方法で、目的の精度に必要な標点数を求めることも可能と考えられる。

非接触で侵襲がなく、被検者の負担の少ない計測方法である光学式の標点を使う方法には利点も多く、ここで得られたような精度範囲内でPCTを使うのであれば、PCTの利用価値は高いと考えられる。たとえば、大腿骨と脛骨との運動の相対的な位置関係をモデル化して表現した過去の研究報告¹¹⁾と、スクワット運動時における計測データから本研究で用いたPCTを使って得られた結果と比較してみたのが図10である。ここでは、矢状

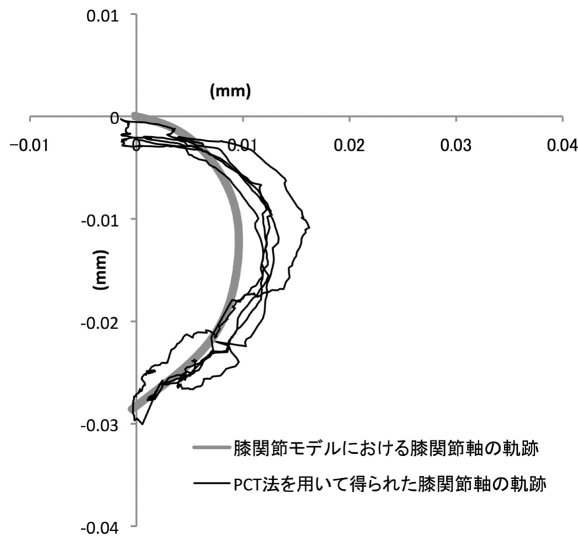


図 10 膝関節モデルと PCT 法を用いて得られた膝関節軸の軌跡

面内において、立位時の大腿骨内外顆中心を膝関節軸としたとき、膝関節の屈曲と共に脛骨座標上の膝関節軸が大腿骨座標系でどのように移動するかを示した。原点は立位時の膝関節位置。PCT による動きの軌跡はモデルによる報告と同様な振る舞いを示している。

位置変動の修正のための計算方法として 2 種類の計算方法を試みたが、結果の値におけるその差は現状の運動計測装置の誤差範囲内であり、修正のための計算方法で結果に差が生じるとは考えられなかった。

5. まとめ

- ・膝の関節運動の計測のためには PCT は関節角度が 1 度以下の精度を持つ計測法である。
- ・1mm あたりの標点の変動が、関節角度に与える影響は最大 0.18 度、関節位置に与える影響は最大 0.7mm であった、PCT を使った通常の関節運動の計測では、標点の変動は関節角度よりも関節位置への影響が大きかった。
- ・標点数を増やすことで標点変動に対する計測精度は向上し、2 倍の標点数で精度が 1.6 倍になった。
- ・標点位置変動を修正するための 2 種類の計算手法を試みたが、結果に違いはなかった。

付録

PCT を用いた膝関節角度と関節位置の計算方法について述べる。PCT で用いる標点位置と体節の軸につい

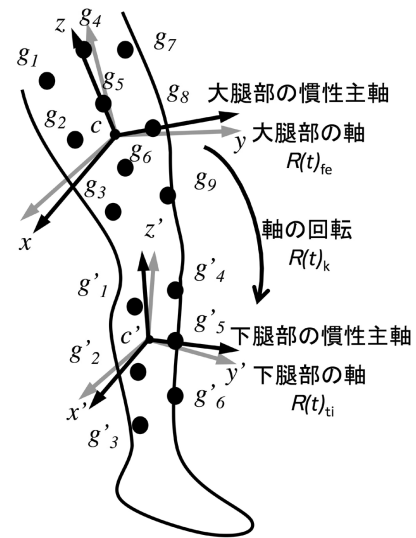


図 A1 PCT で用いる標点位置と体節の軸についての模式図

ての模式図を図 A1 に示す、まず、3 次元的に配置された多数の標点 (クラスター点) 座標 $g(t)_i$ の中心位置座標 $c(t)$ から各標点への位置座標

$$p(t)_i = g(t)_i - c(t) \tag{A1}$$

を求める。ここで i は標点番号を表し、 t は時間を表している。次に、この座標値の慣性テンソル

$$I(t) = \begin{bmatrix} (p_{i,y})^2 + (p_{i,z})^2 & p_{i,x} \cdot p_{i,y} & p_{i,x} \cdot p_{i,z} \\ p_{i,x} \cdot p_{i,y} & (p_{i,z})^2 + (p_{i,x})^2 & p_{i,y} \cdot p_{i,z} \\ p_{i,x} \cdot p_{i,z} & p_{i,y} \cdot p_{i,z} & (p_{i,x})^2 + (p_{i,y})^2 \end{bmatrix} \tag{A2}$$

の固有ベクトル E_j ($j = 1, 2, 3$) を求めれば、慣性主軸を持つ系へ変換する回転行列

$$R(t) = (E(t)_1, E(t)_2, E(t)_3) \tag{A3}$$

が求まる。固有ベクトルは各座標で求まる。慣性主軸とは物体を回転させる時に安定して回転する軸で、物体の形状に依存して一意に決まるため、クラスター点の相対的位置関係が不変ならば、慣性主軸はクラスター点が貼付された物体の軸上に固定される。したがって、体節表面上に存在するクラスター点により求めた慣性主軸の運動は、体節に変形が無ければ、体節の運動と一致する。慣性主軸上の系の座標から上記体節の座標 $p(t)_i$ への変換式は

$$p(t)_i = R(t) \cdot I(t)_i \tag{A4}$$

である。ここで、 $I(t)_i$ は慣性主軸を持つ系における標点位置である。この回転行列 $R(t)$ から生成される直交する3軸を、クラスター点の慣性主軸とすることができる。体節表面上に存在するクラスター点により求めた慣性主軸の運動は、体節に変形が無ければ、体節の運動と一致する。しかし、生体の皮膚上に貼付した標点は、運動に伴う皮膚や皮下脂肪の変形と筋肉の隆起などの影響により相対的に位置関係が変化する。この問題を解決するために、いくつかの方法が提案されている。各クラスター点の位置データに重み係数を付与し、運動中に(A2)式の慣性テンソルの固有値変化が最小になるように重み値を修正する方法 (Andriacchiの方法)³⁾ や、運動中の慣性主軸上の各標点の位置が、静止立位の時の慣性主軸の位置に対して二乗フィッティングを行い、軸位置を修正する方法 (Alexanderの方法)⁷⁾ などがある。それぞれの計算方法を使って慣性主軸の運動を求めた。

膝関節角度と体節間の位置を求めるために計算プログラムを作成した。この流れを順に記述する。1) 立位時を基準姿勢とするために、立位時での体節の座標系を絶対座標系と一致させ、立位時の大腿と下腿の各体節の慣性主軸と体節の座標軸から慣性主軸への変換行列を求める。2) 運動時のデータからも運動中の各時刻における各体節の慣性主軸を求める。3) Andriacchiの方法とAlexanderの方法によって、運動中の慣性主軸の位置と向きを修正する。4) 基準姿勢における体節の座標軸から慣性主軸への変換行列の逆行列を使って、運動時における体節の慣性主軸から、各時刻における体節の座標軸を求める。5) 大腿の座標軸の向きを示す回転行列 $R(t)_{fe}$ から下腿の座標軸の向きを示す回転行列 $R(t)_{ti}$ へ変換する体節間の回転行列 $R(t)_k$ を

$$R(t)_k = R(t)_{ti} R(t)_{fe}^{-1} \quad (A5)$$

の式を使って求める。6) 体節間の回転行列 $R(t)_k$ から、Groodの定義⁸⁾による膝関節の関節角度を求める。7) 大腿骨の内外側上顆に貼付した標点の中心を膝関節位置とし、立位姿勢において、体節の座標系における膝関節位置を求める。8) 運動中の体節の座標を使って、大腿と下腿の座標系における運動中の膝関節位置を求める。この膝関節位置は、立位時には一致しているが、運動時には大腿骨と脛骨のそれぞれの座標系上で存在する。

【参考文献】

- 1) J. Casting, P. Burdin, et al.: 図解・関節・運動器の機能解剖下肢編, 協同医書出版, p 71-95 (1986)
- 2) J. P. Holden, J. A. Orsini, K. L. Siegel, et al.: Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait & Posture*, 5 (3), pp. 217-227 (1997)
- 3) T. P. Andriacchi, E. J. Alexander, et al.: A Point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng*, 120, pp. 743-749 (1998)
- 4) 名倉武雄, 桐山義守: PointCluster法による膝関節運動解析, *関節外科*, 27 (9), pp. 100-104 (2008)
- 5) H. Ishii, Y. Nagano, H. Ida, T. Fukubayashi, T. Maruyama: Knee kinematics and kinetics during shuttle run cutting: comparison of the assessments performed with and without the point cluster technique. *J. Biomech.*, 44 (10), pp. 1999-2003 (2011)
- 6) 石井慎一郎, 山本澄子: 実験用模型を使用したPointCluster法による膝関節運動の計測精度. *理学療法*, 24 (10), pp. 1361-1369 (2007)
- 7) E. J. Alexander, T. P. Andriacchi: Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J. Biomech.*, 34 (3), pp. 355-361 (2001)
- 8) E. S. Grood and W. J. Suntay: A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *J. Biomech. Eng.*, 105 (2), pp. 136-144 (1983)
- 9) G. L. Smidt,: Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J. Biomech.*, 6 pp. 79-92 (1973)
- 10) G. T. Yamaguchi, and F. E. Zajac: A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism. *J. Biomech.*, 22, pp. 1-10 (1989)
- 11) S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, J. M. Rosen: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37 (8), pp. 757-767 (1990)