ゴニオメータによる股関節の運動と滑り線軌跡の評価に関する研究

三宅 宏和¹, 上坂 恭平², 三浦 篤義², 今戸 啓二^{2†}

¹JR 西日本 (旧大分大学工学部), ²大分大学 工学部

要旨 自在継手を応用した取り扱いの容易な股関節用ゴニオメータを開発した。開発したゴニオメータは2個の角度計と、ひずみゲージを利用した変位計を組み合わせることで、高精度な位置決めを必要としない。最小二乗法を利用して機構学的に股関節中心位置を推定する方法を考案し、歩行に伴う骨頭の滑り線軌跡を算出した。その結果、滑り線軌跡は個人的な歩き方を反映した固有なパターンになることが分かった。

キーワード：股関節，自在継手，ゴニオメータ，ひずみゲージ，滑り線軌跡

1. はじめに

高齢社会の深化とともに加齢に伴う筋力低下や病気等により歩行機能に障害を持つ患者は増加しつつある。歩行機能のリハビリテーションは医師やPTらの定性的な評価に基づき行われている。臨床現場でも利用できる取り扱いが容易で安価な歩行解析システムがあれば、さらに効果的なリハビリとなることが期待される。歩行解析に関する研究では通常マルチカメラによる三次元動作解析装置が良く利用される。被験者に貼り付けたマーカを追跡する方式では、貼付部位が異なれば同じ関節運動でも異なる角度となること¹⁾や、複数のカメラで撮影するため高価となり、臨床的には殆ど利用されていないのが現状である。また市販の三次元動作解析システムでは統計的体型データに基づいた式を利用して股関節中心を求め、運動解析を行っている。股関節中心位置の評価方法は重要なものであり、位置が不正確であれば関節角度や関節モーメントに大きく影響を及ぼすことが報告されている²⁾。そのため病気や手術などのため、股関節中心位置の平均値からの偏差の大きい被験者に対しては誤差が大きいとの報告もある³⁾。

本研究の目的は股関節の運動を明らかにすることである。特に人工股関節で問題となっている超高分子量ポリエチレンの摩耗と密接な繋がりを持つ寛骨臼と骨頭との相対運動を明らかにすることである。そのためには骨頭の滑り線軌跡による表示が直観的で分かり易い。滑り線軌跡の算出法については、Saikkoらが幾つかの股関節シミュレータについて報告⁴⁾している。しかしながら生体の運動は機械のように正確でなく、個人的違いもある。臨床的に必要なものは平均値ではなく、個人的な評価である。滑り線軌跡の算出

法は報告されているが、ゴニオメータによる測定値から滑り線軌跡を算出した報告は殆どない。

本研究では、自在継手を応用することで、臨床現場でも利用できる取り扱いが容易で安価な股関節用ゴニオメータを開発した。従来のゴニオメータでは測定誤差を少なくするためには関節の回転軸とゴニオメータの回転軸を同一線上に配置する必要がある。しかしながら、生体関節の回転中心は実際には明らかでないため、正確な位置決めは殆ど不可能に近い。一方、本研究ではそのような正確な位置決めは必要としない。2個の角度計から得られる股関節角度変化と、回転軸のオフセットに伴う距離の変化を積極的に利用することで、股関節の中心位置とゴニオメータとの相対位置関係を機構学的に求めた。それらの値を元に股関節の動きを同定し、滑り線軌跡を算出した。

2. 方法

2.1 測定原理

図1に左股関節に股関節運動測定具を取り付けた状態を示す。体幹に対し外側をx、前方をy、下方をzの正方向とする。体内の股関節の中心を原点Oとする座標系O-XYZ

図1 自在継手を利用したゴニオメータと座標系の定義

2010年2月8日受付 2010年11月17日受理

†〒870-1192 大分県大分市旦野原 700

大分大学工学部福祉環境工学科

今戸 啓二

Tel:097-554-7769 Fax:097-554-7769

E-mail:imado@cc.oita-u.ac.jp

を Σ_F , ゴニオメータの中心を原点 o とする座標系 $o\text{-}xyz$ を Σ で表し, ゴニオメータは骨盤に固定されているものと仮定する.

座標系 Σ_F で表した, 座標系 Σ の原点 o の座標を (X_0, Y_0, Z_0) とする. Σ_F と Σ の関係は, 対応する座標軸が全て平行であれば,

$$(X \ Y \ Z)^T = (X_0 \ Y_0 \ Z_0)^T + (x \ y \ z)^T \quad (1)$$

となる. 図 2 に座標系 Σ_F と Σ の関係を示す.

図 2 座標系 Σ_F と Σ との関係

点 P は自在継手に取り付けたロッドと膝関節上部に装着したベルトとの接合点である. 点 P の運動を評価することで, 股関節の運動を評価する. そこで Σ から見た点 P の方向余弦を (ℓ, m, n) , 一方, Σ_F から見た点 P の方向余弦を (ℓ_F, m_F, n_F) とする. Σ_F の原点 O から点 P までの距離を R , Σ の原点 o から P までの距離を L とする. R は簡単のため軟組織による変化は無視して歩行中も一定と仮定する. L は歩行に伴い変化することに注意されたい. 点 P へのベクトル方程式は (1) を利用すると,

$$P = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} \ell_F \\ m_F \\ n_F \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + L \begin{bmatrix} \ell \\ m \\ n \end{bmatrix} \quad (2)$$

となる. (2) に方向余弦の性質を適用する.

$$(X_0 + L\ell)^2 + (Y_0 + Lm)^2 + (Z_0 + Ln)^2 = R^2 \quad (3)$$

(3) を o から P までの距離 L について解くと,

$$L = -(\ell X_0 + m Y_0 + n Z_0) + \sqrt{(\ell X_0 + m Y_0 + n Z_0)^2 + R^2 - X_0^2 - Y_0^2 - Z_0^2} \quad (4)$$

となる. 求めた L を (2) に代入すると Σ_F 座標系での方向余弦 (ℓ_F, m_F, n_F) が計算できる.

$$\begin{bmatrix} \ell_F \\ m_F \\ n_F \end{bmatrix} = \frac{1}{R} \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + \frac{L}{R} \begin{bmatrix} \ell \\ m \\ n \end{bmatrix} \quad (5)$$

(5) を経時的に評価すれば骨頭の動きが評価できる. ここでは (ℓ, m, n) は自在継手に取り付けた角度センサより得られ, L は距離センサより得られる. しかしながら, ゴニオメータの中心座標 (X_0, Y_0, Z_0) と R は測定できない. そこで (X_0, Y_0, Z_0) と R の推定法について考える.

2.2 (X_0, Y_0, Z_0) と R の推定法

座標系 Σ における点 P の方向余弦は⁵⁾,

$$\begin{bmatrix} \ell \\ m \\ n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin \beta \\ -\sin \alpha \cos \beta \\ \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (6)$$

で実験的に求めることができる. ここで α は図 1 の x 軸回りの回転角であり屈曲伸展角となる. β は x 軸回りに回転する回転座標系における y' 軸回りの回転角であり, 内外転角になる. $\alpha = 0$ の場合, $y' = y$ となる. そこで (6) より得られた (ℓ, m, n) と, 適当に仮定した自在継手の中心座標 (X_0, Y_0, Z_0) と, 股関節の中心から P 点までの距離 R を (4) に代入すると, 仮定した条件下での L の理論上の長さ L_T が求まる. 一方, L の長さは実験的に求められ, その長さを L_E とすると, L_T と L_E を比較することで, 仮定した (X_0, Y_0, Z_0) と R の妥当性が検証できる. そこで 2 個の角度センサと歪みゲージから得られた n 個のデータセットに対し, (7) で定義する L_T と L_E との偏差平方和,

$$E = \sum_{i=1}^n (L_{T_i} - L_{E_i})^2 \quad (7)$$

を最小にする最小二乗法の原理を適用することで, (X_0, Y_0, Z_0) と R を求めた. 実際の計算では各未知数 X_0, Y_0, Z_0, R は (4) より L に対し非線形であるため, 偏差平方和 E を未知数で偏微分した式を 0 と置いた連立一次方程式より求めることはできない. そこで, 各解の存在範囲を予め与え, 与えられた範囲内を最初は粗く分割した値を用いて直接 (4) と (7) を計算し, その中から (7) を極小とする (X_0, Y_0, Z_0) と R を選び出し, その近傍をさらに細かく分割した値を再び (4) と (7) に代入することを繰り返すことで最適値を求めた. このようにして求めた L_T と L_E を比較した一例を図 3 に示す.

2.3 滑り線軌跡の計算

成分が (ℓ, m, n) である方向余弦ベクトル $\mathbf{p}$ が $\mathbf{p}_i$ から $\mathbf{p}_j$ に回転移動したとする. 回転ベクトル ω と同じ方向を向くベクトル $\mathbf{N}$ は, $\mathbf{p}_i$ と $\mathbf{p}_j$ のベクトル積より計算できる.

図3 L_T と L_E の比較の一例

$$\mathbf{N} = \mathbf{p}_i \times \mathbf{p}_j = \begin{pmatrix} m_i n_j - m_j n_i \\ \ell_j n_i - \ell_i n_j \\ \ell_i m_j - \ell_j m_i \end{pmatrix} \quad (8)$$

(8) は単位ベクトルではないことに注意を要する．そこで $\mathbf{N}$ を正規化したベクトルの成分を λ , μ , ν で表す．

$$\begin{pmatrix} \lambda \\ \mu \\ \nu \end{pmatrix} = \frac{1}{|\mathbf{N}|} \begin{pmatrix} m_i n_j - m_j n_i \\ \ell_j n_i - \ell_i n_j \\ \ell_i m_j - \ell_j m_i \end{pmatrix} \quad (9)$$

回転角 δ は,

$$\mathbf{p}_i \cdot \mathbf{p}_j = \ell_i \ell_j + m_i m_j + n_i n_j = \cos \delta \quad (10)$$

となる．(9), (10) を利用すれば点 $\mathbf{p}_i$ の $\mathbf{p}_j$ への回転移動に伴う骨頭上の任意点 $\mathbf{q}_i$ の移動後の位置 $\mathbf{q}_j$ は,

$$\begin{pmatrix} \ell_{qj} \\ m_{qj} \\ n_{qj} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \ell_{qi} \\ m_{qi} \\ n_{qi} \end{pmatrix} \quad (11)$$

ここで,

$$\begin{cases} a = \cos \delta + \lambda^2 (1 - \cos \delta) & b = \lambda \mu (1 - \cos \delta) - \nu \sin \delta \\ c = \mu \sin \delta + \lambda \nu (1 - \cos \delta) & d = \nu \sin \delta + \lambda \mu (1 - \cos \delta) \\ e = \cos \delta + \mu^2 (1 - \cos \delta) & f = \mu \nu (1 - \cos \delta) - \lambda \sin \delta \\ g = \lambda \nu (1 - \cos \delta) - \mu \sin \delta & h = \mu \nu (1 - \cos \delta) + \lambda \sin \delta \\ i = \cos \delta + \nu^2 (1 - \cos \delta) \end{cases}$$

で計算⁶⁾ できる．

3. 実験方法

3.1 モデルによる確認実験

最小二乗法を使った未知数 (X_0 , Y_0 , Z_0) と R の推定精度を確認するため、骨頭とゴニオメータの中心間の X , Y , Z 座標成分と距離 R が測定可能な股関節モデルを作製した．骨

図4 股関節モデル

図5 股関節モデルの全体図

頭は直径1インチ鋼球を利用し、臼蓋は樹脂で製作した球面軸受を利用した．図4に外観写真、図5に対応するモデル図を示す．距離 R とゴニオメータの X 方向の距離は調整可能である．鋼球とゴニオメータの中心間の X , Y , Z 座標と距離 R を測定し、計算より得られた値と比較した．

3.2 歩行解析

3.2.1 屈曲・伸展, 内外転の確認実験

歩行解析データにより算出した滑り線軌跡が、屈曲・伸展、内外転の方向を表わすことを確認するため、試作したゴニオメータを被験者に装着し、屈曲・伸展、内外転、すなわち図2における X 軸回り、 Y 軸回り、およびそれらの組み合わせである下腿を水平面内で円運動させた場合の滑り線軌跡を算出した．

3.2.2 歩行中の股関節角度変化の測定

試作したゴニオメータを、表1に示す年齢22～24歳の健常男性4名に装着させ、市販のトレッドミルを使用し、速度4.5km/hにおける歩行運動を調べた．ゴニオメータから下に伸ばした伸縮自在の軸は、図6に示すように膝上部にマジックテープで固定したピン軸受に取り付けている．ゴニオメータから点 P となるピン軸受までの距離 L を測定

図6 被験者に取り付けた様子

図7 ゴニオメータの全体図

するため、ひずみゲージを貼った片持ち梁をゴニオメータに取り付け、P点と片持ち梁の間は弱いばね定数のコイルスプリングを介して紐で連結した。Lの変化に伴いひずみゲージに加わるモーメントが変化するため、ゴニオメータの中心から点Pまでの距離 L_E が測定できる。図7にゴニオメータのモデル図を示す。

4. 結果及び考察

4.1 モデルによる確認実験

図8にモデルによる動作確認実験時の L_T と L_E を比較したグラフを示す。図8よりひずみゲージより得られた測定値 L_E と、(4)より計算された理論値 L_T は振幅、周期ともに

図8 股関節モデルの L_T と L_E の比較

ほぼ一致していることが確認できる。

モデルの疑似動作により股関節中心位置を (0,0,0) とした時に推定したゴニオメータの中心座標 (X_0, Y_0, Z_0) は, (299.5, -2.1, 13.6) となった。股関節の中心からP点までの距離 R は、測定値が 365mm, 計算値が 368.5mm となった。この時のモデルの距離 X_0 は 300 にしているため、僅かな誤差があるものの推定法の正しいことが分かる。

4.2 歩行解析

図9に歩行中の股関節角度変化を表わした波形の一例を示す。条件は22歳男性、身長1.72mの被験者Bである。 α はx軸回りの回転角を表し、 β はy軸回りの回転角を表す。なおゴニオメータから下に伸ばしたロッドが鉛直状態にある時を角度センサの基準状態として $\alpha = \beta = 0$ としているため、臨床的屈曲・伸展角、内外転角とは基準が異なる事に注意されたい。

図9 ゴニオメータによる股関節角度変化の一例

図10に屈曲・伸展運動による股関節角度変化を表わした波形を、図11に内外転運動による股関節角度変化を表わした波形を示す。図12に屈曲・伸展運動による滑り線軌跡を、図13に内外転運動による滑り線軌跡を示す。滑り線軌跡を単位球と重ね合わせる際に分かりやすいように以下の座標変換を行う。

図10 屈曲・伸展運動の股関節角度変化

図 11 内外転運動の股関節角度変化

$$\begin{pmatrix} U \\ V \\ W \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Y \\ X \\ -Z \end{pmatrix} \quad (12)$$

これにより、体幹の前方をU、外側をV、上方をWとする。図12より屈曲・伸展運動ではX軸回りの回転に伴うY方向の変動、図13の内外転運動では、Y軸回りの回転に伴うX方向の変動が認められ、算出した滑り線軌跡の運動方向は正しいことが分かる。また、屈曲・伸展、内外転の動きを組み合わせて回転させた時の滑り線軌跡を図14に示す。

図15、図16、図17、図18は、4名の被験者による歩行

図 14 回転運動の滑り線軌跡

中の骨頭上の滑り線軌跡を求めた図である。各被験者の条件を表1に示す。図より、被験者4名ともに年齢は近いがそれぞれ異なった滑り線軌跡が表れた。

5. 結論

自在継手を利用した股関節用ゴニオメータを開発した。股関節モデルを作製し、それにより得られたデータから股関節中心位置の推定が正しいことを確認した。股関節用ゴニオメータを被験者に装着させ、歩行運動の解析を行った。その結果を元に、股関節中心位置を推定し、股関節の骨頭における滑り線軌跡を算出した。

図 12 屈曲・伸展運動の滑り線軌跡

図 15 被験者 A の滑り線軌跡

図 13 内外転運動の滑り線軌跡

図 16 被験者 B の滑り線軌跡

図 17 被験者 C の滑り線軌跡

図 18 被験者 D の滑り線軌跡

表 1 被験者の条件

	被験者	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)
図 15	A	24 歳	177	71
図 16	B	22 歳	172	64
図 17	C	22 歳	166	61
図 18	D	22 歳	183	76

参考文献

- 1) 吉元洋一, 藤崎慶子, 安田優子: 三次元動作解析装置のマーカ角度と実測角度との比較, 理学療法学, 24(Supplement No.2), 57, (1997).
- 2) Stagni. R., Leardini. A., Cappozzo. A., Benedetti. M.G. and Cappello. A. : Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results, J. Biomechanics, 33, 1479-1487, (2000).
- 3) 前田貴司: Chiari 骨盤骨切り術後の歩行解析における股関節中心の検討, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 25, 401-405, (2004).
- 4) Saikko. V. and Calonius. O. : Slide track analysis of the relative motion between femoral head and acetabular cup in walking and in hip simulators, J. Biomechanics, 35, 455-464, (2002).
- 5) 三宅宏和, 今戸啓二, 三浦篤義, 河越恒夫: 自在軸受を利用した股関節の運動計測法に関する研究, 福祉工学シンポジウム講演論文集, 221-224, (2008).
- 6) Spencer A.J.M. : Continuum mechanics, Longman, 63-66, (1980).

三宅 宏和 (みやけ ひろかず)

2008 年大分大学工学部福祉環境工学科メカトロニクスコース卒業, 2010 年大分大学大学院工学研究科福祉環境工学専攻修了. ゴニオメータによる股関節中心の推定法と滑り線軌跡の算出に関する研究に従事. 日本機械学会学生会員. 現在 JR 西日本に勤務

Study of hip joint motion and evaluation of slide tracks by goniometer

Hirokazu MIYAKE¹, Kyouhei UESAKA², Atsuyoshi MIURA², Keiji IMADO^{2†}

Faculty of Engineering, Oita University

Abstract Simple goniometer for hip joint was developed utilizing universal joint. It uses two angular sensors and a displacement meter of the strain gauge-type. Accurate positioning is not necessary for the goniometer developed, which was the problem of conventional goniometer. Basing upon a mechanical model, the center of hip joint was estimated theoretically by the least-square method. The slide tracks on a femoral head were calculated. According to the results, characteristic patterns were obtained that reflected the way of walking of each subject.

Key Words: Hip Joint, Universal Joint, Goniometer, Strain Gauge, Slide Track

Received Feb 8, 2010 Accepted Nov 17, 2010

[†] Keiji IMADO

Faculty of Engineering, Oita University

700 Dannoharu, Oita-shi, Oita, 870-1192, Japan

Tel:097-554-7769 Fax:097-554-7769

E-mail:imado@cc.oita-u.ac.jp