

## 関節中心に関する力学的検討

宮 地 力

### A Biomechanical Study on Joint Center

Chikara MIYAJI

A lot of body parameters are needed for the calculation of torque using the link segment model. But it is not obvious how accurate those parameters are for the analysis.

The purpose of this study is to clarify the problem of current joint center measuring methods and to show how to estimate the joint center more suitably to the link segment model.

The results are summarized as follows:

- 1) The body segment angles calculated from the marks at the joint centers and at the marks on the limb are not exactly same.
- 2) When one body is fixed, another body moves approximatly along the circle. It shows that the joint is approximatly considered as a hinge of two rigid bodies.
- 3) The axis of rotation is calculated by the least square method applied to the equation of the circle.
- 4) The joint center calculated by the least square method and the position of usual mark are different.
- 5) The joint center calculated by least square method are more accurate than the mark at the joint.

#### I 緒 言

身体をリンクセグメントモデルとしてとらえ、そのモデルを用いて身体運動のシミュレーションを行ったり、関節トルクを算出する手法が、広く用いられるようになってきた<sup>9)10)11)20)23)</sup>。

これは、特に近年、コンピュータによるデータ収録、計算の自動化が行なわれるようになってきたこと、デジタルフィルター等を用いたデータのノイズ低減の手法の進歩<sup>22)</sup>などにより速度、加速度のデータの信頼性が高まってきたため、と考えられる。

しかし、このようなリンクセグメントモデルによる解析において、身体各部分の諸係数—部分質量、部分重心位置、部分慣性モーメント、関節中心等—が、モデルから得られる力やトルク、仕事(エネルギー)、パワーなどの値の精度に大きな影響をもつ。

身体部分質量や重心位置に関しては、古くは、W. Braure, O. Fscher<sup>2)</sup>のものから、数学的モデルなど、数多くの研究がなされてきている<sup>4)5)8)12)18)</sup>。

また、慣性モーメントに関しても、身体部分モーメントを実測したもの<sup>3)</sup>や、振り子法によるもの<sup>19)</sup>や他の方法によるもの<sup>1)</sup>がある。

関節中心に関しては、人工関節等の医学分野のもの<sup>7)</sup>や、瞬間中心に関したのものがある<sup>6)15)17)</sup>。

これら身体諸係数は、実際の被験者の係数の測定が困難であることから、推定値を用いる場合がほとんどである。しかし、その係数から得られたトルク等の結果に対し、どの程度の信頼性が得られるかに関しては、不明な点が多い。

本研究では、それら身体諸係数の検討として、比較的測定が単純なため、精度的検討が見過されている関節中心をとりあげ、現在の測定上の問題、よりモデルに適合した関節中心の求め方、実際場

面での測定方法への応用，等に関し検討を加えた。

## II 実験方法

被験者は，年令23才，身長170.0cm，体重60kgの成人男子1名である。

被験者の下肢の左側面にポジションセンサー(浜松ホトニクス製・分解能1/5000)を装着した。固定には，テーピングテープを用い，皮膚の振動を最小限におさえるようにした。センサー信号は，被験者の左側方3.6mの位置のセンサー用カメラに取込み，その信号をデータレコーダに記録した。データレコーダの出力は，デジタルメモリにより12bitの数値に変換し，その値をコンピュータにとりこみ，処理をした。

センサーは，左上前腸骨棘，大転子，大腿上部，大腿下部，膝関節，下腿上部，下腿下部，足関節，左踵部，左足小指部の10点にとりつけた。大転子，

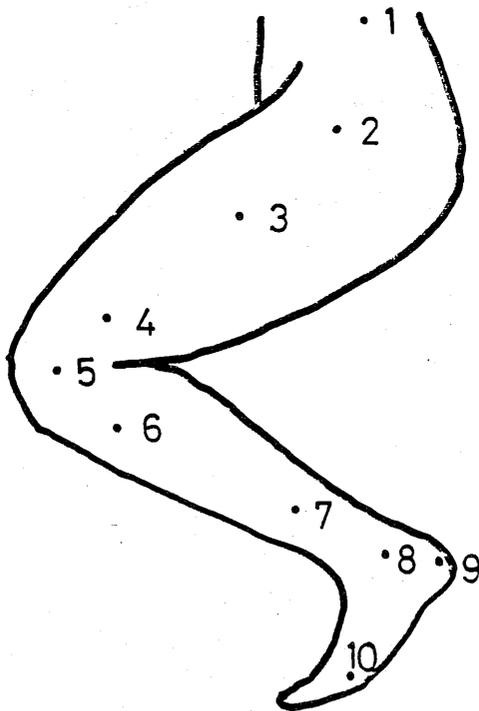


Fig.1 Location of position sensor. From top to bottom, 1-Spinaillica anterior superior, 2-Greater trochanter, 3-Upper location of Thigh, 4-Lower location of Thigh, 5-Knee joint center, 6-Upper location of Shank, 7-Lower location of Shank, 8-Foot joint center, 9-Heel, 10-toe.

膝関節，足関節は，plagenhaef<sup>16)</sup>，winter<sup>21)</sup>を参考にし関節中心につけた。

身体各部にとりつけた位置を，Fig.1に示す。

試技は，足首の屈伸，膝の屈伸，大腿の屈伸運動をおこなった。各試技において，屈伸は運動がぎこちなくならない速さとして，1秒1回の割合で10秒間行った。また屈伸の度合は，最大屈曲の80%程度までとし，関節のsliding運動<sup>15)</sup>を少くし，また皮膚の屈曲による変形が少なくなるようにした。

## III 結果および考察

### 1. 関節中心を結んだ角度の検討

通常，身体部分の角度は，その部分両端の関節中心を結んだ線分と鉛直線のなす角として求められている。

ここで，関節中心から身体部分の角度を求め，同様に，その身体部分上の2点を取り，その2点を結ぶ線と鉛直線とのなす角を求めた。その場合，2つの角は，同一剛体上にあることから，同一となるか，常に差が一定となるはずである。

大腿部に関し，測定点2-5のなす角と，3-4のなす角を比較した。また，下腿部に関し，測定点5-8と，6-7のなす角を比較した。2つの角度の屈伸運動中の変化を，大腿部はFig.2，下腿部はFig.3に示した。

両図ともに，角度はおよそ一致している。しかし，曲線の上下のピーク値付近で6°程度の差のあることがわかる。この差は，特に大腿部の角度の場合に大きくあらわれている。

そこで，2つの角度の違いを明確にするため，2つの差を，大腿部Fig.4，下腿部Fig.5に示した。得られた曲線は，屈伸運動に同期した周期的振幅と，より周波数の高いノイズ的成分からなっている。

ノイズ的成分は20~30Hz以上の周波数をもっており，身体の動きではなく，アナログ信号増幅時に混入するノイズ，信号ラインから拾うノイズ，等と考えられる。また，屈伸運動と同期した振幅は，ピーク間で6°以上もある。この角度の差が大きいため，その原因は，皮膚のずれ等の微小変動とは考えられず，4つの測定点が実際は同一身体部分上にマークされていないためと考えられる。換言すれば，関節中心が真の回転軸上になく，別の身体部分上にマークされているため，屈伸に

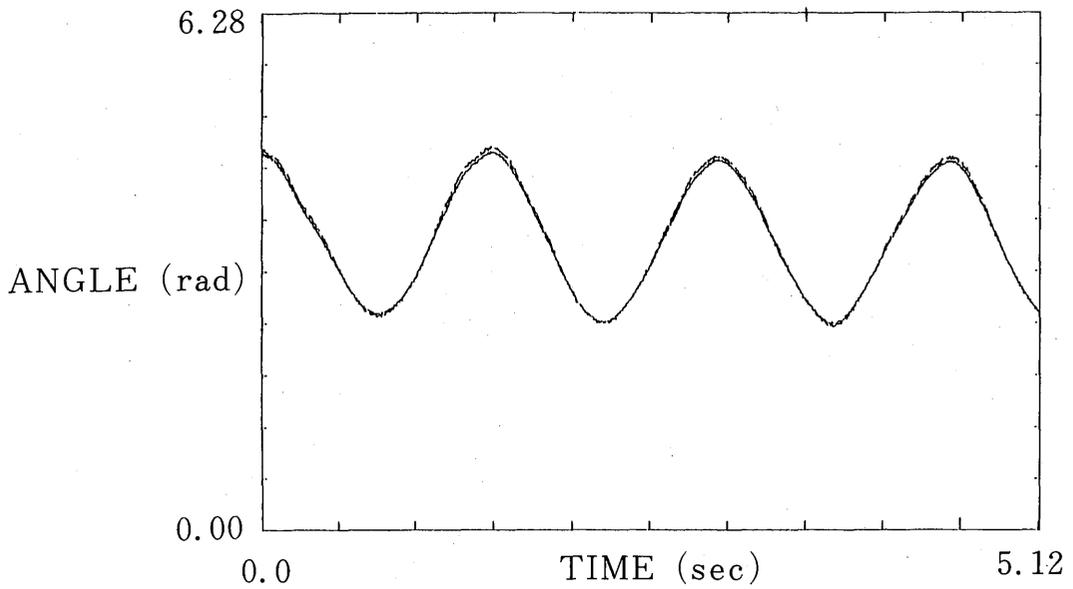


Fig.2 Two Time-Angle curves. Angle between line 2-5 and vertical line (real line). Angle between line 3-4 and vertical line (dotted line).

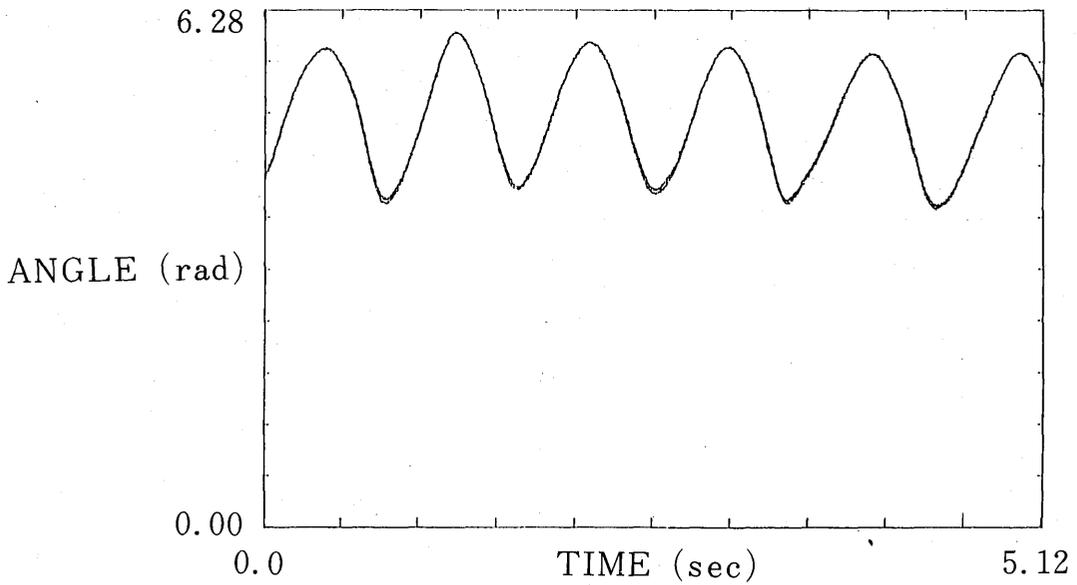


Fig.3 Two Time Angle curves. Angle between line 5-8 and vertical line (real line). Angle between line 6-7 and vertical line (dotted line).

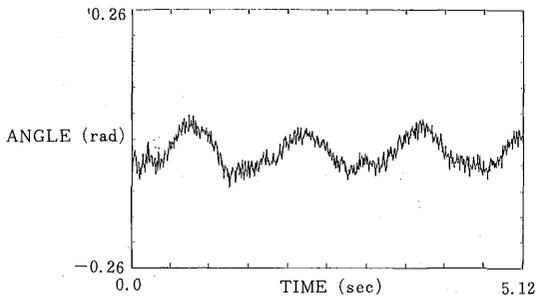


Fig.4 Time angle curve. Angle between line 2-5 and 3-4. This shows the difference between two curves in figure 2.

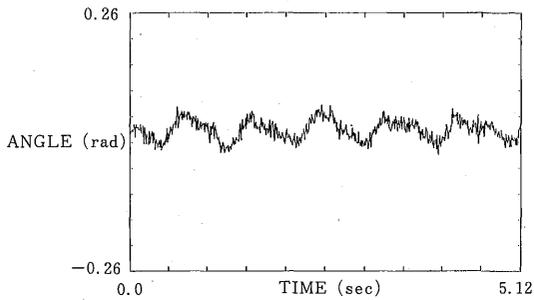


Fig.5 Time angle curve. Angle between lint 5-8 and 6-7. This shows the difference between two curves in figure 3.

より角度の差が生じると考えられる。

以上のことから、通常行う方法での関節中心へのマーキングでは、その身体部分の角度に誤差が生じることが予想される。

## 2. 屈伸運動中の身体部分の回転

身体をマルチリンクセグメントとして考える場合、1つの関節によってつながる2つの身体部分を、1軸によりつながる2剛体とみなすことがおおい。

ここで、1つの軸とその両側の2剛体に着目し、屈伸運動などの軸に対する回転を考える。その場合、一方の剛体を固定した時、もう一方の剛体は、軸を中心として円弧状を動く。

実験試技の屈伸運動に関し、一方の身体部分に2点を取り、もう一方の身体部分に1点をとって運動を行った。その時、2点を固定点とした時のもう一方の点を、屈伸運動全経過にわたりプロットした。大転子はFig.6、膝関節はFig.7、足関節は

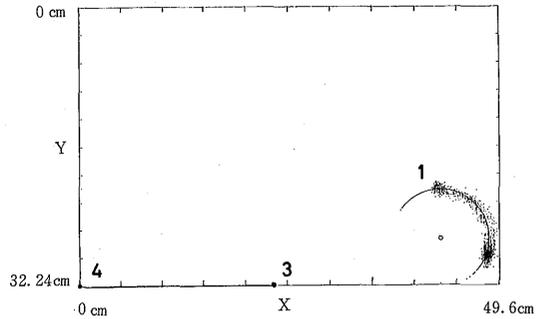


Fig.6 Plots of a mark of one body segment which is rotating on the Greater trochanter while the other segment is fixed.

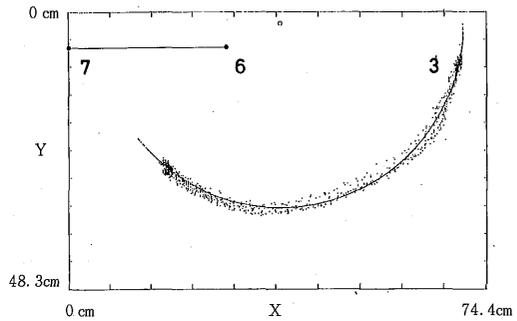


Fig.7 Plots of a mark of one body segment which is rotating on the Knee joint while the other segment is fixed.

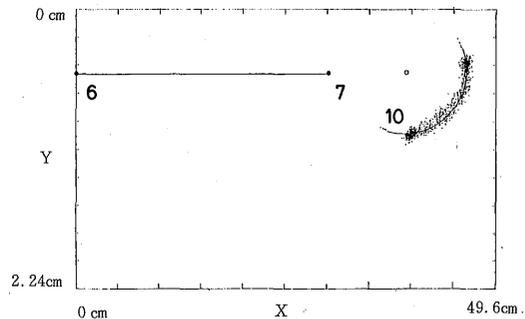
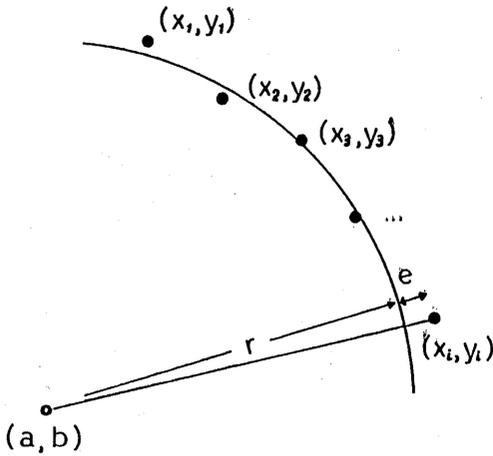


Fig.8 Plots of a mark of one body segment which is rotating on the foot joint while the other is fixed.

Fig.8である。また、測定点は図中にFig.1の番号として示した。

プロットされた点は、円弧のライン上に分散している。このことは、関節は1軸によりつながる



e : error

Fig.9 Schema of least square method to curcle equation. e is the error of fitting.

2 剛体の軸のように動作するが、皮膚が運動時に微少に動くことや、電気的ノイズ等により、円弧上をちらばると考えられる。

また、膝関節でのsliding運動による円弧のゆがみは、ほとんどみられなかった。

3. 最小2乗法による関節中心

前述の誤差をふくんだ点を円の方程式に最小2乗近似することにより、2 剛体の軸と考えた場合の、誤差の最も少ない関節中心を求めることができる。

円の方程式による最小2乗近似は、以下の方法によって求めた。

円の方程式を

$$(x-a)^2+(y-b)^2=r^2 \dots\dots\dots(1)$$

ここで (a, b) : 円の中心

r : 円の半径

とする。

測定点を  $(x_i, y_i)$  とすると、円の中心から測定点までの距離は

$$\sqrt{(x_i-a)^2+(y_i-b)^2} \dots\dots\dots(2)$$

となる。

そこで、測定点から中心までの距離と半径との差  $e$  が最小となるように  $a, b, r$  を決定すればよい。(Fig.9参照)

そこで、

$$\epsilon = [(x_i-a)^2+(y_i+b)^2-r^2]^2 \dots\dots\dots(3)$$

を考え、この  $\epsilon$  の総和を誤差の総和  $E$  とする。

$$E = \sum_{i=1}^n [(x_i-a)^2+(y_i-b)^2-r^2]^2 \dots\dots\dots(4)$$

この  $E$  の最小値は、

$$\begin{cases} \frac{\partial E}{\partial a} = 0 \\ \frac{\partial E}{\partial b} = 0 \\ \frac{\partial E}{\partial r} = 0 \end{cases} \dots\dots\dots(5)$$

を満足する  $a, b, r$  を求めれば良い。

$$\begin{aligned} \frac{\partial E}{\partial r} &= \sum_{i=1}^n (-2r)[(x_i-a)^2+(y_i+b)^2-r^2] \\ &= -2r \sum_{i=1}^n [(x_i-a)^2+(y_i+b)^2-r^2] \\ &= 0 \dots\dots\dots(6) \end{aligned}$$

ここで、 $r \neq 0$  (半径は 0 ではない) から、

$$\sum_{i=1}^n [(x_i-a)^2+(y_i+b)^2-r^2] = 0 \dots\dots\dots(7)$$

となる。

また、

$$\begin{aligned} \frac{\partial E}{\partial a} &= \sum_{i=1}^n (2a-2x_i)[(x_i-a)^2+(y_i-b)^2-r^2] \\ &= 2a \sum_{i=1}^n [(x_i-a)^2+(y_i-b)^2-r^2] \\ &\quad - 2 \sum_{i=1}^n x_i [(x_i-a)^2+(y_i-b)^2-r^2] \\ &= 0 \dots\dots\dots(8) \end{aligned}$$

ここで、(7)より、

$$\frac{\partial E}{\partial a} = 2 \sum_{i=1}^n x_i [(x_i-a)^2+(y_i+b)^2-r^2] = 0 \quad (9)$$

同様に

$$\frac{\partial E}{\partial b} = 2 \sum_{i=1}^n y_i [(x_i-a)^2+(y_i-b)^2-r^2] = 0 \quad (10)$$

(7), (9), (10)を展開すると、

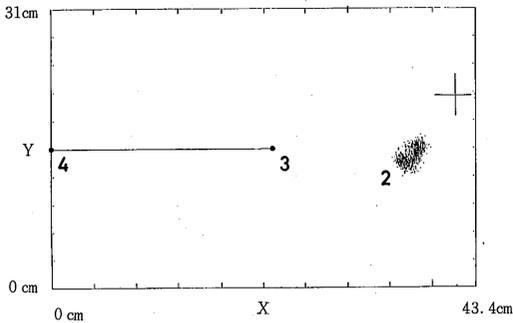


Fig.10 Comparison between marked joint center of Greater trochanter and joint center which calculates from least square method.

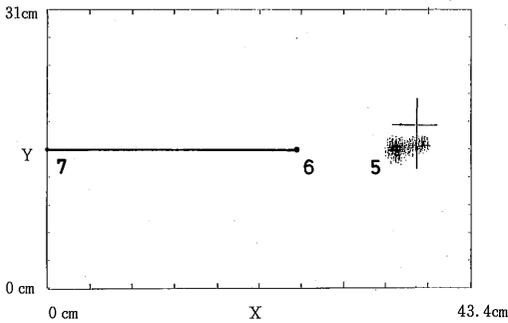


Fig.11 Comparison between marked joint center of Knee and joint center of Knee which calculates from least square method.

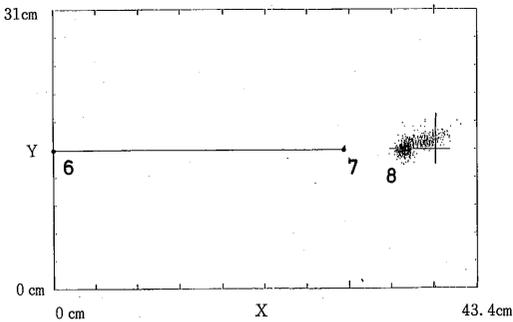


Fig.12 Comparison between marked joint center of foot and joint center of foot which calculates from least square method.

$$n(a^2 + b^2 - r^2) - 2a\sum x_i - 2b\sum y_i = -(\sum x_i^2 + \sum y_i^2) \dots\dots\dots(11)$$

$$(a^2 + b^2 - r^2)\sum x_i - 2a\sum x_i - 2b\sum x_i y_i = -(\sum x_i^3 + \sum y_i^2 x_i) \dots\dots\dots(12)$$

$$(a^2 + b^2 - r^2)\sum y_i - 2a\sum x_i y_i - 2b\sum y_i^2 = -(\sum x_i^2 y_i + \sum y_i^3) \dots\dots\dots(13)$$

となる。

ここで、

$$Z = a^2 + b^2 - r^2 \dots\dots\dots(14)$$

とすれば、

$$nZ - 2a\sum x_i - 2b\sum y_i = -(\sum x_i^2 + \sum y_i^2) \dots\dots(15)$$

$$Z\sum x_i - 2a\sum x_i^2 - 2b\sum x_i y_i = -(\sum x_i^3 + \sum y_i^2 x_i) \dots\dots\dots(16)$$

$$Z\sum y_i - 2a\sum x_i y_i - 2b\sum y_i^2 = -(\sum x_i^2 y_i + \sum y_i^3) \dots\dots\dots(17)$$

となる。(15), (16), (17)を a, b, z の 3 元連立方程式として解くことにより、a, b, r を求めることができる。

最小 2 乗法により求めた中心と半径を、前述の Fig.6~8 に白丸と円弧によって示した。円弧は、測定点を良く近似していることがわかる。

実際にマークとして用いた関節中心と、最小 2 乗法により求めた中心を、大転子 Fig.10, 膝 Fig.11, 足関節 Fig.12 として示す。

マークとして用いた関節中心は、屈伸運動中に変動するため、ドットの分散として示した。これは、身体部分の 2 点を固定点とした時、関節中心マークが変動していることを示している。また十字印が、最小 2 乗法によって求めた関節中心である。

最小 2 乗法により求めた中心と、マークによる関節中心は、一致していない。特に、膝においては、関節中心マークより 3 cm も前方の位置に最小 2 乗法の中心がある。これは、35mm スチールカメラにより撮影した同様の実験の結果<sup>13)</sup>とも一致した。

また、大転子では、最小 2 乗法により求めた中心は、マークより 4 cm 程度身体上部の前方にあった。これは、実際の大転子マークより、大腿骨頭中心は上部にあることから、うなづける結果といえる。

以上のことから、最小 2 乗法により求めた関節中心は、関節へのマークより良い、軸に対する近似を与えていると考えられる。また、膝関節等について、sliding 運動により瞬間中心が変化することが述べられている<sup>6)15)17)</sup>が、関節をリンクセグメントモデルとしてとらえる場合、瞬間中心の変化をモデルにとりいれることは難しい。その場合、最小 2 乗法により、最も誤差の少ない方法で 1 軸を

求める方が、リンクセグメントモデルとの整合性も良いと考えられる。

#### IV 実際面での応用

以上の結果から、経験的なマークは、角度測定の誤差の一つとなることが示された。

そこで、実際の測定場面で、誤差を少く測定するためには以下の方法を用いることが良いと思われる。

- 1) 関節中心にマークするのではなく、着目している身体部分に、できるだけ皮膚の動揺の少ない位置2点にマークをする。
- 2) その2点と、関節を介した他の身体部分のできるだけ2点と遠い1点をとり、その部位を動かすことで、関節中心を最小2乗法により求める。これを、すべての着目する関節について行う。
- 3) 求めた関節中心同士を結んだ線分と身体部分の2点による線分とのなす角を求め、その差を測定角度のシフト値とする。
- 4) 身体部分の角度は、部分上の2点の角度を求め前述のシフト値を補正すれば良い。また、角速度、角加速度に関しては、身体部分の2点による角度（測定の角度）の微分値、2階微分値をそのまま用いれば良い。

以上の手順により、リンクモデル解析に必要な角度、位置情報を、関節中心にマークすることなく得ることができる。また、ポジションセンサー等の場合、関節中心にとりつける必要がないため、不必要な皮膚の振動などを拾うことなく測定ができるという利点がある。

#### V まとめ

身体をリンクセグメントモデルとしてとらえ、関節トルクを求める解析を行う際、数多くの身体諸係数を必要とする。しかし、それらの係数がどの程度の信頼性を持つかに関しては、明らかではない。

本研究では、関節中心をとりあげ、現在の測定上の問題、よりモデルに適合した関節中心の求め方、実際場面での測定方法、等に関し検討を加えた。

結果は以下にまとめられる。

- 1) 通常用いられる関節中心にマークした点を結ぶ角度と、身体部分の2点を結ぶ角度が、

屈伸運動時に一致しなかった。このことから、関節中心マークでは、角度に誤差が生じることが予想された。

- 2) 関節の一方を固定した場合、もう一方は、円弧に近似した回転をした。このことから、関節を、1軸によりつながる2剛体の軸と近似できることが示唆された。
- 3) 関節の回転軸を、円の方程式への最小2乗法として求めた。解は、データを良く近似した。
- 4) 最小2乗法により求めた関節中心と、マークによる関節中心は、異っていた。膝関節ではマークより3cmも前方にあり、大転子では4cm身体上部に最小2乗法の中心があった。
- 5) 最小2乗法により求めた関節中心は、関節へのマークより良い近似が得られた。また、リンクセグメントモデルとの整合性も良いと考えられた。
- 6) 前述の方法を使った測定方法が示された。

#### 参考文献

- 1) Allum, J.H.J. and L.R. Young: The Relaxed Oscillation technique for the Determination of the Moment of Inertia of limb Segments, *J of Biomechanics* 9:21-25, 1976.
- 2) Braune, W and O. Fischer On the Center of Gravity of Human Body, Springer-Verlag, Berlin, 1985.
- 3) Chandler, R.F. et al; Investigation of Inertial properties of the Human Body, Wright-Patterson AirForce Base, Ohio, 1974 (AMRL-TR-74-137).
- 4) Clauser, C.E. et al: Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969 (AMRL-TR-69-70).
- 5) Dempster, W.T.: Space Requirements of the Space Operator, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955 (WADC-TR-55-159).
- 6) Duke, R.P.: Some Investigation of the Accuracy of Knee Joint Kinematic, *J. of Biomechanics*, 10: 659-673, 1977.
- 7) Gerber, C. and P. Matter: Biomechanical Analysis of the Knee after rupture of the Anterior cruciate ligament and its primary repair, *J of Bone and Joint Surgery*, 65B(4): 391-399, 1983.
- 8) Hanavon, E.P.: A Mathematical Model of the

- Human Body, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1964 (AMRL-TR-64-102).
- 9) 小林一敏, 大島義晴: トレーニング負荷の力学的実効値の実験的研究, 体育学研究, 22(3): 169-177, 1977.
  - 10) 前田寛, 小林一敏: 関節トルクについての力学的考察, 東京体育学研究 9: 37-42, 1982.
  - 11) Mann, R.V.: A Kinetic Analysis of Sprinting, Medicine and Science in Sports and Exercise, 13-5, pp325-328, 1981.
  - 12) 松井秀治: 各種姿勢の重心位置に関する研究, 体育学研究 2-2, 65-76, 1956.
  - 13) 宮地 力, 小林一敏: 関節中心についての力学的検討, 日本体育学会第36回大会号, P455, 1985.
  - 14) 中村隆一, 齊藤宏: 基礎運動学, 医歯薬出版, pp188-191, 1976.
  - 15) Oberländer, W.: On Biomechanics of Joint, The Influence of Functional Cartilage swelling on the Congruity of Regularly Curved Joints, J. of Biomechanics, 11:151-153, 1978.
  - 16) Plagenhoef, S: Patterns of human motion, Printice-hall, Englewood Cliffs New Jersey, pp11-14, 1971.
  - 17) Soudan, K and R.V. Audekercke: Method, Difficulties and Inaccuracies in the Study of Human Joint Kinematics and Pathokinematics by the Instant Axis Concept. Example; The Knee Joint, J of Biomechanics, 12:27-33 1979.
  - 18) Stijner V.V, A.J, Spapen and E.J. Willem: Model and Methods for the determination of the Center of Gravity of the Human Body from film, Biomechanics VII-A, pp558-564, 1981.
  - 19) Tichonov, V.N.: Distribution of Body Masses of Sportsman, Biomechanics VB, 103-108, 1979.
  - 20) Winter, D.A: Moments of Force and Mechanical Power in Jogging, J of Biomechanics. 16:91-97, 1983.
  - 21) Winter, D.A.: Biomechanics of human Movement, Joh Wiley & Sons, New York, p150, 1979.
  - 22) Winter D.A.: H.G. Sidwall and D.A. Hobson; Measurement and Reduction of Noise in Kinematic Locomotion, J. of Biomechanics 7: 156-157, 1974.
  - 23) 山崎信寿: 計算機シュミレーションによる2足歩行の力学的解析, 人間工学, 11-4, pp105-110.