

剛体リンク系における身体運動の 3次元関節トルク算出法の実際

宮西智久

Method of calculation for three-dimensional joint torque in
human movement in a linked rigid body system

Tomohisa Miyanishi

In sports biomechanics, joint torque analysis play a very important role. For this reason, if we understand the joint torque during sports activity, it will be useful for the diagnosis and/or evaluation of sports technique, the specific method for muscle training and the mechanisms of sports movement.

In the past decade, many studies which dealt with the motion analysis for sports activity using a three-dimensional cinematography, have been done. However, most of these studies has been focused on the kinematic analysis, not the kinetic analysis. This paper presents a method of determining the "three-dimensional joint torque" in a linked rigid body system, using the inverse dynamics method.

Key words: sports biomechanics, joint torque, link-segment model, inverse dynamics method, three-dimensional motion analysis

I. はじめに

身体運動は、筋活動の結果、骨の相対的な位置が変化することによって成立する。一方、関節トルク（あるいはモーメント）は関節運動軸回りの回転力を意味し、筋活動の結果として発現されるバイオメカニクスパラメータのひとつである。関節トルクは筋力そのものではないが、筋力を最もよく反映したものであるとされている（Andrews 1982）。

したがって、コーチやスポーツ科学者がスポーツ技術の診断・評価および筋力トレーニング方法、さらにスポーツ動作のメカニズムなどを検討するうえで、関節トルクは最も有益な知見を提供する情報のひとつに数えられる。例えば、スポーツ動作中の関節トルクの変動がわか

れば、どの筋群を、どのような収縮様式で、さらにどのような動作様式でトレーニングすれば最も効果的なのかという具体的なトレーニングの仕方を知ることが可能となるし、また関節トルク（大きさ・タイミング）の相違が動作（スピード・力強さ・巧みさ）の相違であることを考慮すれば、スポーツ技術の診断・評価のために役立つことも可能であろう。

現在、関節トルクの測定法は、1) Cybex や BIODEX などの筋力（トルク）測定装置を用いて肘や膝関節回りの屈伸トルクなどを測定する方法と、2) VTR カメラや床反力計などの計測機器を併用して身体運動中の関節トルクを求める方法の2つに分けられる。1)の方法は単一の関節運動に注目し、関節トルクを直接測定する方法であるので「単関節トルク測定法」と

呼び、2)は身体運動そのものを対象に解析し、算出された力学変量から数学的・間接的に推定する方法(逆動力学手法)であり、「多関節トルク算出法」と呼ぶことができるであろう。

本稿の目的は、上述の2つの関節トルク測定法のうち、特にスポーツバイオメカニクスにおいて最も多用されている「多関節トルク算出法」による3次元関節トルクの算出の実際について解説することである。なお、剛体の3次元運動力学は十分に確立されているとはいえない(渋川1984)が、近年我々(宮西ら1995 1996 1997, 宮西1997)は野球の投球動作を対象に3次元運動解析を試みてきたので、その分析方法に基づいて本稿では実際の算出例をも示しながら、剛体リンク系の3次元関節トルクの算出法について詳述することにする。

II. 関節トルクの意味と解釈—理論編

「多関節トルク算出法」で適用される力学モデルには、一般に剛体リンクモデル(骨格モデル)、筋骨格モデル、筋骨格神経モデルなどがあるが、本稿で着目するモデルは剛体リンクモデルのみとし、他のモデルを用いた関節トルクの算出については触れない。以下、本稿では、剛体リンクモデルを用いて推定した合成関節トルクおよび合成関節力をそれぞれ「関節トルク」および「関節力」と呼ぶ。

2.1 剛体リンクモデル

関節トルクは、具体的には「骨格間に働く筋力(筋の発揮張力)、腱張力、靭帯力、軟部組織による抵抗力、関節面での摩擦抵抗力などによって、結果として関節運動軸回りに発生するトルクの総和」を意味する。剛体リンクモデルを用いて導出された関節トルクは、着目する関節の拮抗筋群によるトルクの差し引きされた値を表す。つまり、関節において、筋活動の結果として現れた方向のトルクを示すだけである。

例えば、図1に示すように走動作における片脚支持局面の膝関節に着目してみる。この局面

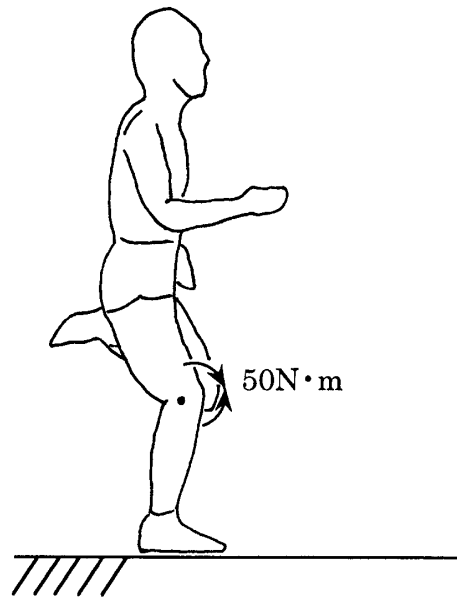


図1 走動作における片脚支持局面

では膝屈筋群と伸筋群の同時収縮により膝関節回りにそれぞれ屈曲と伸展のトルクが発生していると考えられるが、図では伸筋群が屈筋群よりも優り、結果的に伸展トルクが生じている。この場合、仮に膝伸展トルク値が50 Newton·meters (N·m) とすると、この伸展トルクを生み出す伸筋群・屈筋群トルク値の組み合わせは無数に存在することがわかるであろう。

したがって、剛体リンクモデルを用いたときの問題点は、伸筋群と屈筋群によって発揮された関節トルクを同時に知ることはできないということである。なお、このようなことから、このモデルでの解析結果では、関節トルクを示す場合に伸展トルク“優位”などの表現を用いて示すと誤解が少ないように思われる。

III. 関節トルクの算出法—実際編

3.1 モデリング

3.1.1 剛体モデル

スポーツ動作の解析では、一般に身体各部分は剛体としてモデル化される。この前提により、剛体の力学を身体運動に適用することが可能となる。剛体とは、図2に示すように無数の質点

が集まって質点系をなし、質点系の特別な場合、つまり質点間が互いにその位置を変えない（変形しない）で束縛されている系をいう。剛体は固有の質量、質量中心（重心）および慣性モーメントをもっている。これらの値は身体部分慣性特性係数または剛体特性定数などと呼ばれている（阿江 1996, 横井 1993）。

3.1.2 剛体リンクモデル

剛体リンクモデルは、身体を一塊の剛体（この場合、質点モデルとなる）とするのではなく、いくつかの剛体（以降、部分とも呼ぶ）が関節の1点においてつながっていると考えるモデルである。このモデルを身体運動へ適用する場合、前項の仮定に加え、さらに以下の仮定が設けられる。

- ① 部分の質量は運動中不変とする。
- ② 部分の重心は関節間の軸上に位置し、運動中不変とする。
- ③ 部分の重心回りの慣性モーメントは慣性主軸に一致し、運動中不変とする。
- ④ 関節は単一の回転中心をもち、関節面での摩擦力は働かないものとする。

3.2 剛体リンク系の運動方程式の導出

身体は通常体幹部を上胴と下胴の2つに分け、図3に示すように15（体幹部を1つとするときは14）の部分から構成されるものとみなされる。図4は野球の投球動作中の前腕へ重力

mg と、隣接部分、すなわち手と上腕から関節力 F および関節トルク T が作用する様子を示したものの free-body diagram である。

力学の原理によれば、剛体の運動は並進運動と回転運動を別々にわけて考えることができるとされているので、各部分の運動にそれぞれ3つ計6つの独立した方程式を立てることにより完全に決定される*1。

したがって、図4に示した身体各部分の重心運動では、並進と回転の、基礎となる釣り合いの運動方程式はそれぞれ以下の式(1)と式(2)のように表される。

$$F_{i-1,i} - F_{i,i+1} - m_i g \mathbf{k} = m_i \mathbf{a}_i \quad (1) \text{--- 並進運動方程式}$$

$$T_{i-1,i} + \mathbf{r}_{i-1,i} \times F_{i-1,i} - T_{i,i+1} - \mathbf{r}_{i,i+1} \times F_{i,i+1} = M_i \quad (2) \text{--- 回転運動方程式}$$

ここで、正は近位部分から遠位部分へ作用する方向、負はその逆方向として示してある。ボールド体はベクトル量を示す（記号の名称参照）。

上式において、例えば、前腕から上腕へ作用する関節力 $F_{i-1,i}$ や関節トルク $T_{i-1,i}$ を算出する場合、手から前腕へ作用する関節力 $F_{i,i+1}$ や関節トルク $T_{i,i+1}$ が既知であるとする、上式を関節力 $F_{i-1,i}$ や関節トルク $T_{i-1,i}$ で解いてやれば求まることになる。また、キックや打動作

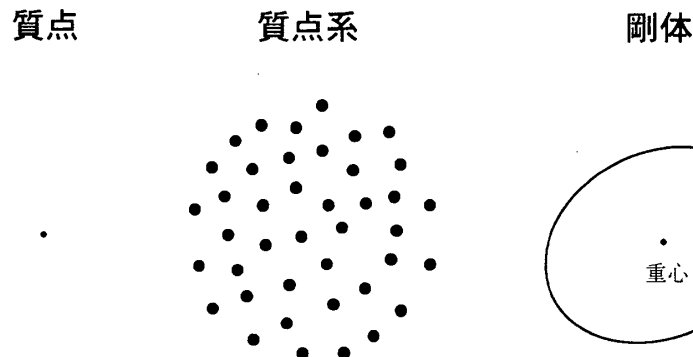


図2 剛体モデル

*1 2次元運動として適用可能な解析では並進運動2つおよび回転運動1つの計3つの運動方程式のみで決定される。

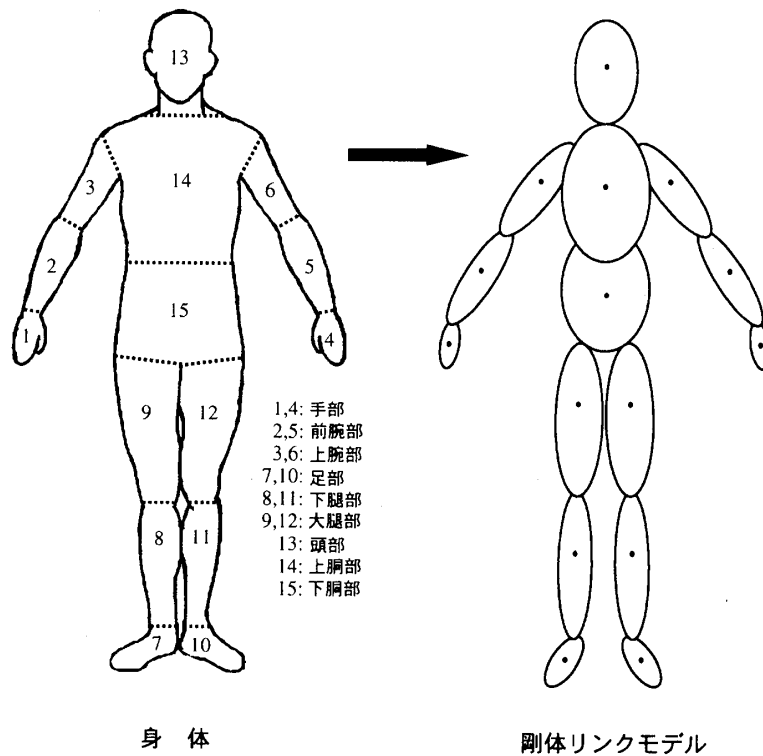


図3 身体剛体リンクモデル

などで足部や前腕部へボールが接触する場合のように、外力がある部分へ作用するときには、その部分の並進 (1) と回転 (2) 運動の釣り合い式の中へそれぞれ外力とその外力による部分の重心回りのトルクを考慮して入れてやればよい。なお、上式における部分の慣性特性値はあらかじめ各被験者毎 (または一定値) に用意しておく必要がある。これらの算出法は文献 (阿江 1996, 横井 1993) が詳しいので、ここでは触れない。

ところで、先に手から前腕へ作用する関節力 $F_{i,i+1}$ や関節トルク $T_{i,i+1}$ は既知とすると述べたが、これらの値は図4の投球動作では映像などから求めたボール (質点とみなす) へ加えられた力 $F_{i+1,b}$ を手部の釣り合い式へ代入することにより得られる。また、垂直跳びや走動作などでは、下腿部へ作用する関節力や関節トルクは床反力計から得られた地面反力とその作用点位置、フリーモーメントデータを足部の釣り合い式へ入力してやれば容易に求められる。

以上のように、体幹部に近い関節の関節力や関節トルクを求めるためには、末端部 (手, 足, 頭部) から近位部 (前腕・上腕, 下腿・大腿) へと順次運動方程式を解いてやればよいことがわかる。これらのことは、両手・頭部から求めた各関節の関節力および関節トルクは両足から求めてきたものと理論的には一致しなければならないことを意味する。しかしながら、体幹部などを剛体としてモデル化することは難しく、それらの値が一致することはまれである。したがって、全身の解析では身体を上半身と下半身にわけて独立的に解析を行なうのが普通である。

なお、式 (1) および (2) そのものは変わらないが、算出の基準座標系として静止座標系に着目するか、あるいは運動座標系にするかで各変数の計算の仕方 (手順) が異なってくるので、アルゴリズムを組む段階でどちらの座標系に着目して解析を行なうかを決めておく必要がある。

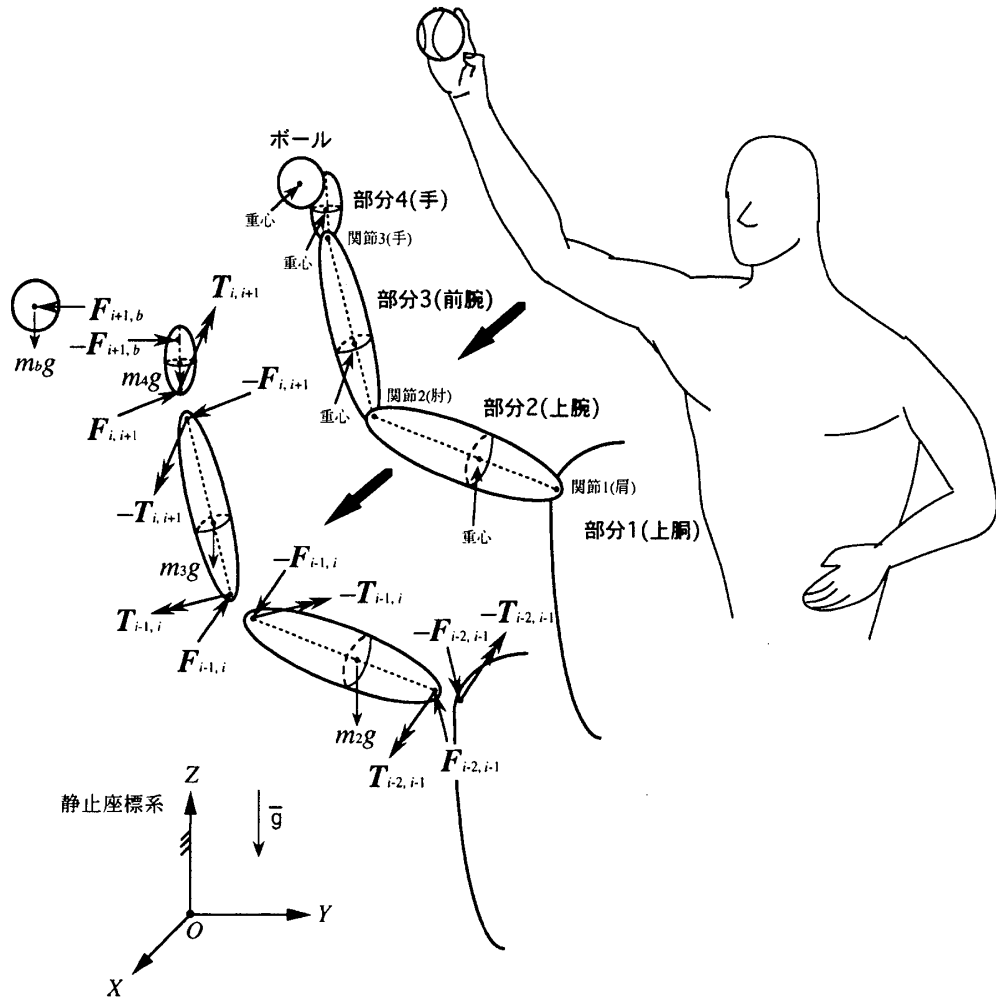


図4 剛体リンクモデルの free-body diagram

3.2.1 外部トルクの算出法

式 (2) の右辺 M_i は部分の重心回りの外部トルクを表しており、これは部分の重心回りの慣性モーメント I_i と角加速度 α_i との積を取ったものである。以下では、静止座標系と運動座標系における部分の重心回りの外部トルクの算出法について述べる。

1) 静止座標系における外部トルクの算出

静止座標系における部分の外部トルクを算出するためには、静止座標系における部分の重心回りの角運動量を求め、それを時間で数値微分することにより求める方法がある (Beer and Johnston 1977)。この方法を以下に具体的に記す。

部分の重心回りの角運動量 LT は、以下の式

(3) で表される。

$$LT = I \times \omega \quad (3)$$

ここで、 I は部分の慣性モーメント、 ω は角速度である。これを各成分で示すと、次のようになる。

$$\begin{aligned} LT_{x'} &= +I_{x'}\omega_{x'} - I_{x'y'}\omega_{y'} - I_{x'z'}\omega_{z'} \\ LT_{y'} &= -I_{y'x'}\omega_{x'} + I_{y'}\omega_{y'} - I_{y'z'}\omega_{z'} \\ LT_{z'} &= -I_{z'x'}\omega_{x'} - I_{z'y'}\omega_{y'} + I_{z'}\omega_{z'} \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 $I_{x'}$, $I_{y'}$, $I_{z'}$ を慣性主軸回りの主慣性モーメント、 $I_{x'y'} (= I_{y'x'})$, $I_{x'z'} (= I_{z'x'})$, $I_{y'z'} (= I_{z'y'})$ を主軸回りの慣性乗積と呼び、両者を合わせて慣性 (モーメント) テンソルと呼んでいる。この慣性テンソルは対称行列の性質を有する。 ω は

主軸回りの角速度である。

今、部分の重心に固定した運動座標系の各軸を部分の3つの慣性主軸に一致させると、部分の慣性乗積は0となり、式(4)は次のように簡略化される。

$$\begin{aligned} LT_{x'} &= I_{x'} \omega_{x'} \\ LT_{y'} &= I_{y'} \omega_{y'} \\ LT_{z'} &= I_{z'} \omega_{z'} \end{aligned} \quad (5)$$

ただし、式(5)は運動座標系で表された角運動量成分なので、これを静止座標系のものに直すと、以下のようになる。

$$\begin{aligned} LT_X &= a_{11} \omega_X + a_{12} \omega_Y + a_{13} \omega_Z \\ LT_Y &= a_{21} \omega_X + a_{22} \omega_Y + a_{23} \omega_Z \\ LT_Z &= a_{31} \omega_X + a_{32} \omega_Y + a_{33} \omega_Z \end{aligned} \quad (6)$$

ここで、 a は部分の主慣性モーメントを静止座標系に主軸変換したものであり、慣性テンソルである。 ω は静止座標系における角速度である。これらの角運動量成分をそれぞれ時間で数値微分すれば、静止座標系における部分の重心回りの外部トルクを得ることができる。

次に、式(6)の静止座標系における慣性テンソル a の誘導を述べなければならぬが、その前に直交座標軸の回転について述べる。

図5は地面に設定した静止座標系 $\Sigma(O-X, Y, Z)$ と部分の重心に固定した運動座標系 $\Sigma'(O'-x', y', z')$ の原点を重ね合わせ、運動座標系を静止座標系の回りに回転させた様子を示したものである。

今、静止座標系と運動座標系との関係を示す座標回転行列 R を以下の(7)のように定義する。

$$R = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix} \quad (7)$$

ここで、 $l_i, m_i, n_i (i=1, 2, 3)$ は両座標系の関係を示す方向余弦である。これら9つの係数は運動座標系の各軸の、静止座標系の各軸に対する余弦を取ったものに他ならないので、運動座標

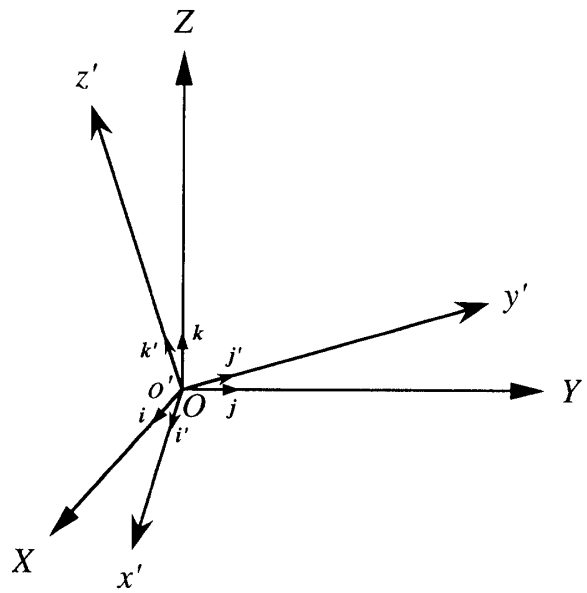


図5 座標軸の回転
 i, j, k と i', j', k' はそれぞれ静止座標系と運動座標系の単位ベクトル。

系の各軸方向を示すベクトルの成分をその大ききで除すことによって求められる。

このように方向余弦が求まれば、以下の式(8)を用いて、運動座標系の部分の慣性テンソル I' を、静止座標系における慣性テンソル I に変換する(広瀬1990, 守屋と鷺津1973)。

$$I = R I' R^T \quad (8)$$

T は転置行列を示す。

これを行列式で示せば、次のようになる。

$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_{x'} & 0 & 0 \\ 0 & I_{y'} & 0 \\ 0 & 0 & I_{z'} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_1 & m_1 & n_1 \\ l_2 & m_2 & n_2 \\ l_3 & m_3 & n_3 \end{bmatrix} \quad (9)$$

なお、上式の右辺第2項の慣性乗積が0であるのは、すでに述べたように部分の慣性主軸が部分の重心に固定した運動座標系の軸に一致しているとしたためである。

式(9)を展開すれば、静止座標系に関する慣

性テンソルの成分がそれぞれ以下のように得られる。

$$\begin{aligned}
 a_{11} &= I_{x'}l_1^2 + I_{y'}l_2^2 + I_{z'}l_3^2 & (10) \\
 a_{22} &= I_{x'}m_1^2 + I_{y'}m_2^2 + I_{z'}m_3^2 \\
 a_{33} &= I_{x'}n_1^2 + I_{y'}n_2^2 + I_{z'}n_3^2 \\
 a_{12} &= a_{21} = I_{x'}l_1m_1 + I_{y'}l_2m_2 + I_{z'}l_3m_3 \\
 a_{13} &= a_{31} = I_{x'}l_1n_1 + I_{y'}l_2n_2 + I_{z'}l_3n_3 \\
 a_{23} &= a_{32} = I_{x'}m_1n_1 + I_{y'}m_2n_2 + I_{z'}m_3n_3
 \end{aligned}$$

ところで、上記の計算式は部分に運動座標系を設定できた場合のものであるが、運動座標系を設定できない部分については以下のようにする。すなわち、部分の長軸 (z' 軸とする) を慣性主軸のひとつに一致させ、さらに部分の長軸に直交する 2 軸 (x' 軸, y' 軸) の主慣性モーメントは人体 (体幹を除く) ではほぼ等しいものとみなして、次のように求める。

$I = I_{x'} = I_{y'}$ とすると、

$$a_{11} = I l_1^2 + I l_2^2 + I_{z'} l_3^2 = I(l_1^2 + l_2^2) + I_{z'} l_3^2$$

となる。ここで $l_1^2 + l_2^2 + l_3^2 = 1$ の関係を利用し、上式を

$$a_{11} = I(1 - l_3^2) + I_{z'} l_3^2 \quad (11)$$

とする。

同様に、

$$\begin{aligned}
 a_{22} &= I(1 - m_3^2) + I_{z'} m_3^2 \\
 a_{33} &= I(1 - n_3^2) + I_{z'} n_3^2
 \end{aligned}$$

である。

また、慣性乗積の項は、

$$a_{12} = a_{21} = I l_1 m_1 + I l_2 m_2 + I_{z'} l_3 m_3 = I(l_1 m_1 + l_2 m_2) + I_{z'} l_3 m_3$$

となるが、 $l_1 m_1 + l_2 m_2 + l_3 m_3 = 0$ の関係があるので、上式は、

$$a_{12} = a_{21} = (I_{z'} - I) l_3 m_3 \quad (12)$$

とできる。

同様に、

$$\begin{aligned}
 a_{13} &= a_{31} = (I_{z'} - I) l_3 n_3 \\
 a_{23} &= a_{32} = (I_{z'} - I) m_3 n_3
 \end{aligned}$$

である。

次に式 (6) の静止座標系における部分の角速度の算出であるが、これについてはいくつかの算出方法 (宮西 1997) が報告されているので詳しく述べないが、1 例を挙げると、部分の重心に固定した運動座標系の各軸方向の直交単位ベクトルを利用することによって求める方法などがある。この方法は、上記のように部分の慣性テンソルの誘導の過程で運動座標系の各軸の直交単位ベクトルがすでに得られているため簡便的な方法である。なお、この方法では運動座標系における部分の角速度が求まるので、座標回転行列を用いて静止座標系のものに変換しておく必要がある。

2) 運動座標系における外部トルクの算出

運動座標系における部分の重心回りの外部トルク M を求めたいときには、以下に示すオイラーの方程式を用いる (Beer and Johnston 1977)。

$$\begin{aligned}
 M_{x'} &= I_{x'} \alpha_{x'} - (I_{y'} - I_{z'}) \omega_{y'} \omega_{z'} \\
 M_{y'} &= I_{y'} \alpha_{y'} - (I_{z'} - I_{x'}) \omega_{z'} \omega_{x'} \\
 M_{z'} &= I_{z'} \alpha_{z'} - (I_{x'} - I_{y'}) \omega_{x'} \omega_{y'}
 \end{aligned} \quad (13)$$

ここで、 I は部分の主慣性モーメントである。 α は角加速度、 ω は角速度であるが、これらは慣性主軸回り (運動座標系) のものとする。

この式の最大の利点は、上式からわかるように部分の慣性テンソルの導出の必要が全くなく、外部トルクを求めることが可能になることである。このように、運動座標系の部分の外部トルクが求められれば、適当に座標回転行列を用いて静止座標系のものに変換すればよい。

以上のように、静止座標系と運動座標系における部分の外部トルクを算出する方法を述べたが、これらの方法から得られた外部トルクはその算出の仕方が異なるだけで、理論上一致しなければならない。いずれの方法を用いるにせよ、これらの方法で算出された部分の外部トルクを式 (2) の回転運動方程式へ入力してやれば、関節トルクを得ることができる。

3.3 関節トルクと関節力の算出例

図6は、前節で述べた身体部分の外部トルクを静止座標系における算出法を用いて計算し、野球の投球動作中の手、肘および肩関節の関節トルクおよび関節力を求めたものである。ただし、これらの静止座標系で求められたデータは

その解釈を容易にするために、各関節に直交運動座標系（身体関節座標系）を解剖学的回転運動に相当するようにして設定し、その座標系に変換したものである。関節座標系の定義は我々がすでに発表した論文（宮西ら1996）が詳しいので割愛する。

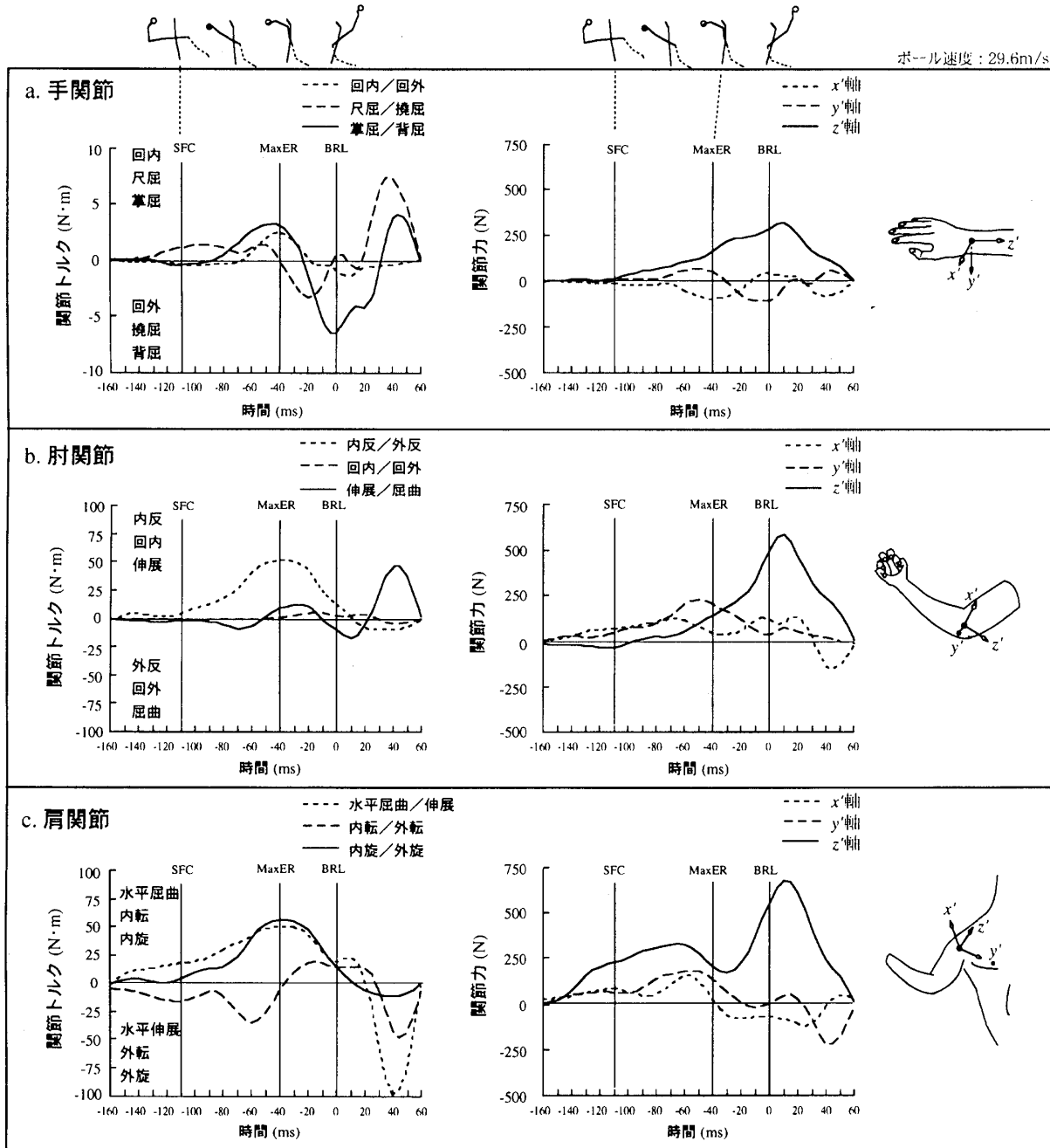


図6 野球の投球動作中の手、肘および肩関節における関節トルクと関節力の変化パターン
 SFC: 踏出脚の接地時, MaxER: 肩最大外旋位時, BRL: ボールリリース時 (0 ms).
 x' 軸と y' 軸は剪断力, z' 軸は圧縮力を示す。

図からわかるように、手関節トルク (a) の値は他の関節に比べ著しく小さい。肘関節トルク (b) ではほぼ肩最大外旋位時に内反トルクが最大となっている。肩関節 (c) では水平屈曲と内旋トルクがほぼ肩最大外旋位時まで増大して最大値を示し、また肩最大外旋位時前後を境に外転から内転トルクとなっている。

これらのことは、野球の投球動作では加速局面 (踏出脚接地時からリリース時) において手首・肘回りの筋群がほとんど使われていないことを示唆する一方で、肩では水平内転や内旋筋群が極めて重要になっていることを示すものであろう。野球の投球指導では、よく「腕の力を抜け」という。これは先のデータからも、十分根拠のある“指導(感覚, わざ)言語”であろう。

また、肩の内旋トルクは、図中のスティックピクチャからもわかるように肩約 $90^\circ (\pm 10^\circ)$ 外転位・肘約 $90^\circ (\pm 10^\circ)$ 屈曲位で、肩が急速に外旋運動する局面で発生する (宮西ら 1995 1997)。これらの結果は、球速を高めるためには肩内旋筋群をエキセントリックにトレーニングすることが極めて重要であるとともに、この筋群の効果的なトレーニング方法はダンベルなどを上記の関節角度を保って把持し、外旋運動を行なうとよいことを示唆している。

なお、肘関節では内反トルクが大きな値 ($60 \pm 11 N \cdot m, n=24$) を示したが、先行研究 (Feltner and Dapena 1986) からも示唆されているように、これは靭帯が原因で発生したものである。なぜなら、肘関節は蝶番関節であり、解剖学的構造上内外反運動が制限され、しかもそれらの運動を引き起こす筋群も存在しないので、主として肘内側側副靭帯が外反運動に抗して極めて大きな張力を発揮していると考えられるからである。

次に、関節力に着目してみると、いずれの関節においても、正の z 軸方向の力 (圧縮力) がリリース直前に急増し、リリース直後に最大値に達していることがわかる。これは、野球の投球動作では、投球上肢の各関節が急速に投球 (接

線) 方向へ加速されるため、遠位部が近位部から離脱しないように関節回りの筋群によって関節頭が関節窩に押し付けられる力 (関節面力) が極めて大きくなっていることを示唆している。これらの投球動作中に関節に働く圧縮力や剪断力は、投球動作のメカニズムだけでなく、投球障害の発生メカニズムの解明においても極めて有益な知見を提供するものと思われる。

IV. おわりに

近年、スポーツバイオメカニクス研究では、映像や床反力計、さらに筋電図 EMG などを併用してスポーツ動作そのもののメカニズムを解明しようとする試みが数多くなされ、重要な知見が増えつつある。この背景は、この分野の研究者増の結果であろうが、さらに新しい計測機器および技術の開発によって、データの収集および処理速度が大幅に高速化されたことによる影響が大きい。計測機器の開発や技術は、今後、科学・技術の進歩とともに飛躍的に進化し、益々簡便的になるものと予想される。しかしながら、本稿で述べた力学量も含め、基本的な力学量データの取り扱いに関しては将来においても変わることはなかろう。

本稿では、バイオメカニクスの主領域であるメカニクス (力学) に焦点をあて、身体運動における剛体リンク系の 3 次元関節トルク算出法の実際について我々の研究に基づいて解説した。今後、さらにスポーツ動作そのものを研究対象とする研究者が増え、競技力向上のために多くのスポーツ動作の“技術”が科学的に解明されることが期待される。

記号の名称

$F_{i-1,i}, T_{i-1,i}$: 隣接する部分 $i-1$ から部分 i へ作用する関節力 (N) および関節トルク ($N \cdot m$) ベクトル。

$F_{i,i+1}, T_{i,i+1}$: 部分 i から隣接する部分 $i+1$ へ作用する関節力 (N) および関節トルク ($N \cdot m$)

ベクトル.

$r_{i-1,i}$, $r_{i,i+1}$: 部分 i の重心からそれぞれ $F_{i-1,i}$ と $F_{i,i+1}$ が作用する関節中心へ向かう位置ベクトル.

m_i : 部分 i の質量 (kg).

g : 重力加速度 (9.81 m/s^2).

k : 鉛直方向の単位ベクトル.

a_i : 部分 i の重心の加速度 (m/s^2) ベクトル.

M_i : 部分 i の重心まわりの外部トルク ($\text{N}\cdot\text{m}$).

文 献

- 阿江通良 (1991) 画像データによる動作解析法. Japanese Journal of Sports Science 10: 196-203
- 阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性特性係数. Japanese Journal of Sports Science 15: 155-162
- Andrews JG (1974) Biomechanical analysis of human motion. In Kinesiology IV, American Association for Health, Physical Education and Recreation, 32-42, Published by the Committee on Kinesiology of the Physical Education Division, Washington DC
- Andrews JG (1982) On the relationship between resultant joint torques and muscular activity. Medicine and Science in Sports and Exercise 14: 361-367
- Beer FP and Johnston ER (1977) Vector Mechanics for Engineers: Statics & Dynamics (3rd ed). McGraw-Hill, New York [長谷川節訳 (1982) 工学のための力学: 上下. ブレイン図書出版, 東京]
- 江原義弘 (1987) トルク・内力推定法の流れと問題点. 第1回数学モデルの歩行分析への応用—現状と問題点—, 臨床歩行分析セミナー(臨床歩行分析懇談会編): 13-30
- Feltner M and Dapena J (1986) Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. International Journal of Sport Biomechanics 2: 235-259
- Hibbeler RC (1989) Engineering Mechanics: Statics & Dynamics (5th ed). Macmillan, New York
- 広瀬茂男 (1990) ロボット工学—機械システムのベクトル解析—(第3版). 機械工学選書(西本廉, 坂田 勝, 越後亮三編), 裳華房, 東京
- 岩田一明編 (1982) 人体の運動動作解析と作業機能評価に関する研究. 神戸大学工学部生産機械工学科
- 機械工学便覧 (1989) 力学・機械力学 (新版). 日本機械学会 (日本機械学会編), 東京
- Miller DI and Nelson RC (1973) Biomechanics of Sport-A Research Approach. Lea & Febiger, Philadelphia
- 宮西智久, 藤井範久, 阿江通良, 功力靖雄, 岡田守彦 (1995) 大学野球選手における速投および遠投動作の3次元比較研究. 体育学研究 40: 89-103
- 宮西智久, 藤井範久, 阿江通良, 功力靖雄, 岡田守彦 (1996) 野球の投球動作におけるボール速度に対する体幹および投球腕の貢献度に関する3次元的研究. 体育学研究 41: 23-37
- 宮西智久, 藤井範久, 阿江通良, 功力靖雄, 岡田守彦 (1997) 野球の投球動作における体幹および投球腕の力学的エネルギー・フローに関する3次元解析. 体力科学 46: 55-68
- 宮西智久 (1997) 画像を用いた身体部分の3次元角速度算出法の比較. バイオメカニクス研究 1: 7-14
- 宮崎信次 (1987) 数学モデルの利用の現況 (レビュー). 第1回数学モデルの歩行分析への応用—現状と問題点—, 臨床歩行分析セミナー(臨床歩行分析懇談会編): 1-11
- 森口繁一 (1959) 初等力学 (初版第43刷). 培風館, 東京
- 守屋富次郎, 鷺津久一郎 (1973) 力学概論(改訂第8刷). 培風館, 東京
- 渋川侃二 (1969) 運動力学. 現代保健体育学大系 6, 大修館書店, 東京
- 渋川侃二 (1984) 身体運動の力学的基礎. 現代体育・スポーツ大系第7巻, 身体運動の科学 (浅見俊雄, 宮下充正, 渡辺 融編), 40-61, 講談社, 東京
- 和達三樹 (1983) 物理のための数学. 岩波書店, 東京
- Winter DA (1990) Biomechanics and Motor Control of Human Movement (2nd ed). John Wiley & Sons Inc, New York
- 山崎信寿 (1989) 関節モーメントの解釈. 第2回数学モデルの歩行分析への応用—現状と問題点—, 臨床歩行分析セミナー(臨床歩行分析懇

宮西 智久

談会編) : 31-41
横井孝志 (1993) 剛体リンクモデルのための身体

部分剛体特性定数, バイオメカニズム学会誌
17: 241-249

(平成10年4月27日受付, 平成10年7月14日受理)