

第7回 スポーツバイオメカニクスの方法論

教科書 金子公宥、福永哲夫編、バイオメカニクス、杏林書院 [9]

参考書 Robertson, D.G.E., ほか, Research Methods in Biomechanics[3]

7.1 スポーツバイオメカニクスの手法

スポーツバイオメカニクスでは、さまざまな研究手法を用いるが今回はこれらを概観し、実際の問題にどのように対応していくのかを理解する。代表的なスポーツバイオメカニクスの方法を分類すると以下のようにわけることができるであろう。

1. 運動学的方法 (Kinematics)
 - (a) 位置・速度・加速度
 - (b) 角度・角速度・角加速度
2. 運動力学的方法 (Kinetics)
 - (a) 力・トルク (モーメント)
 - (b) 仕事・パワー
 - (c) エネルギー
3. 生理学的手法
 - (a) 生体電気現象の計測 (EMG, ECG, EEG,)
 - (b) 心拍数の計測
 - (c) エネルギー消費量の計測 ($\dot{V}O_2$)
4. 計算機シミュレーション手法
 - (a) 剛体リンクシミュレーション
 - (b) 粘弾性シミュレーション
 - (c) CFD
 - (d) FEM

7.2 運動学的手法 (Kinematics)

7.2.1 映像撮影法

映像計測は、スポーツ運動の分析においての基本であるといっても良い。映像撮影法ではカメラ、ビデオ等の映像機器を用いるがこれらの分類から整理すると以下になる。

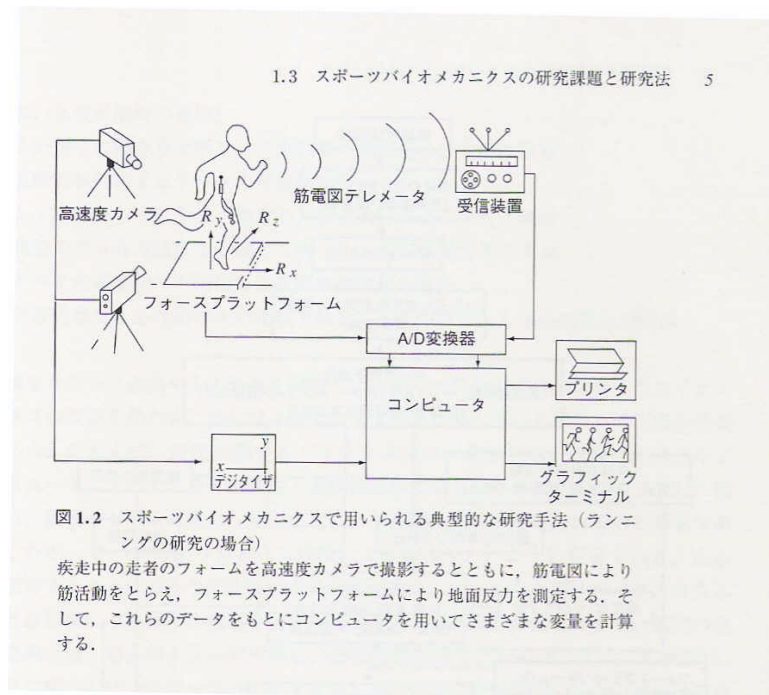


図 7.1: バイオメカニクスの方法

- カメラ撮影法
- シネマ・ビデオ撮影法
- 高速度ビデオカメラ撮影法
- モーションキャプチャ法

次に映像（カメラ、ビデオ、あるいはモーションキャプチャなどにこだわらず）を計測後に二次元で解析したいのか？あるいは三次元で計測して役立てたいのかによって、その撮影方法には違いがある。三次元で行う場合には通常は二台以上のカメラを用いる。

ビデオカメラ

民生用ビデオカメラ（一般に購入することの出来るようなビデオカメラのこと）は、その保存先メディアの規格が VHS・ベータ→8mm→DV(miniDV)→8cmDVD-R(RW)→HDD と変遷してきた。すでに次世代の規格として BlueRay Disk, HD DVD などの規格が出てきている。すでにこうしたメディアを録画媒体と想定しているであろうフルハイビジョン方式の記録ができるデジタルビデオカメラも市販されるようになってきて解像度という面は格段に改善されてきた。

これに対して周波数特性はというと撮影される映像に関しては秒間 60 フレーム（30 コマ）ということにはここ数十年変わってない。映像が 60 フレームで撮影されているとすると、そこに取り込まれた移動体（運動している人など）のもつ周波数成分のうち観測されうるのは 30Hz(正確には 29.97Hz) までの成分でしかない。したがって高速で移動する人や物体などの観察には向いてないといえる。仮にシャッタースピードを速めたとしても、次のコマまでの時間が長すぎるためにその間（フレーム間の時間）に移動した様子は分かりえない、ということ覚えておくといいだろう。しかしながら、日常生活のなかでもそれほど高速ではない運動、例えば歩行や立ち上がり動作、などの分析であれば民生用ビデオカメラでも十分であるので、研究に使えないわけでは決していない。

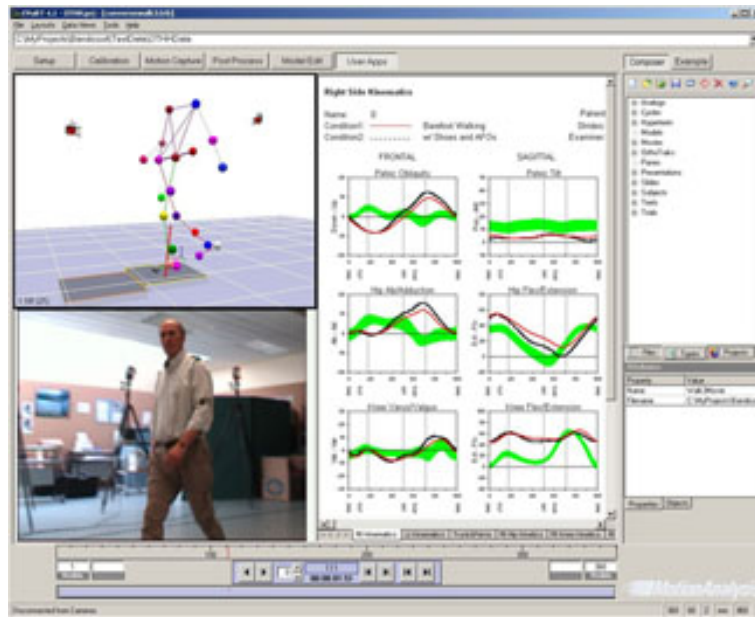


図 7.2: MotionAnalysis 社製モーションキャプチャ

高速度ビデオカメラ

スポーツは必ず動きを伴う．動きのないスポーツはまずないといえよう．そしてその動きが速いものも数多い．例えば 150Km の直球を投げるピッチャーの腕の振りを観察しようとするとき、映像が流れてしまう．1/30 秒の 1 フレーム時間内にも被写体は動いており、それが流れるように観察されるためである．従って、速い動作の観察には、より速いフレームレート (秒間何コマを撮影するのか?) が要求される．これを解決するのが高速度カメラである．

モーションキャプチャシステム

カメラによって被写体の動きを撮影する場合、人間の動きの評価はさらにそこから一歩進んで、関節の位置座標を特定しなければならない．この作業をデジタイズと呼ぶが、これは実は膨大な作業量である．例えば、全身を特定するには最低 21 点程度の関節を読み取る必要があるが、これをフレームレート 250Hz の高速度カメラで行うと、 $21 \text{ 点} \times 250 \text{ コマ} = 5250 \text{ 点}$ の座標を読み取らなければならない．たった 1 秒でもこの作業量である．観測点が増えたり、時間が長くなったりするとさらに大変である．

この作業を軽減する、さらには計測精度を高めるための手法の一つが、光学式モーションキャプチャシステムである．得られる座標は複数個の赤外線カメラによって観測された 2 次元座標を、3 次元空間座標として推定したものである．この計算には通常、Direct Linear Transformation Method (DLT 法 [1]) が用いられる．¹

7.2.2 映像解析法

撮影された映像をどのようにして解析するのか? という問いに対するまず最初の答えは、映された身体運動の動きを得るために、運動を二次元、あるいは三次元空間上に復元する必要がある．こ

¹ 光学式モーションキャプチャのほかには、磁気式モーションキャプチャ、さらには磁気式に加えてジャイロセンサを用いたモーションキャプチャなどもある．

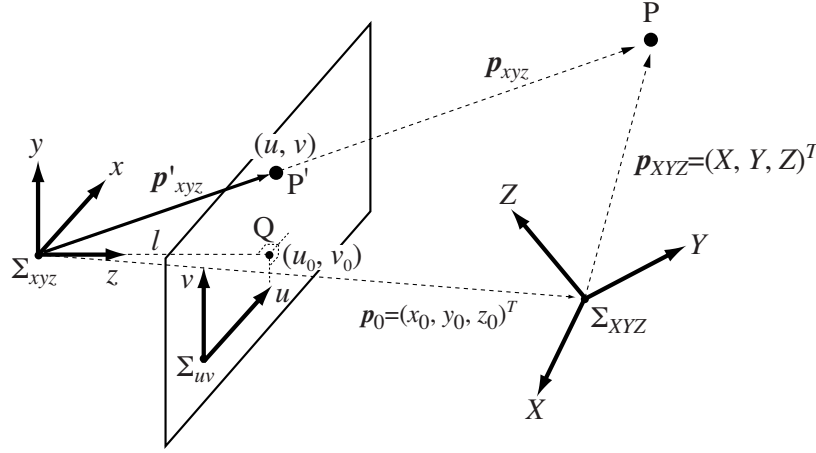


図 7.3: DLT 法における各座標系

ここでは三次元の復元方法のひとつである DLT 法の手法をみる。

DLT 法

DLT 法 (Direct Linear Transformation method) は、複数のカメラを用いて 3 次元位置座標を推定する計測方法である [6]。カメラから得られる情報は 2 次元情報であり、1 台のカメラから直接 3 次元座標を推定できないので、一般には複数のカメラが必要となる。

まずはじめに基本原理を述べる。図 7.3 に示すように、実空間座標系 Σ_{XYZ} と、カメラのレンズ中心に原点を持つカメラ座標系 Σ_{xyz} がある。またフィルム面に固定された座標系 Σ_{uv} はカメラ座標系 Σ_{xyz} を平行移動した座標系で、 xy 座標軸と uv 座標軸は平行である。計測点の座標はこの実空間座標系 Σ_{XYZ} で表される。また点 P がカメラのフィルム面の点 P' に投影されている。

ここで、カメラ座標系 Σ_{xyz} からみた実空間座標系 Σ_{XYZ} の原点の位置ベクトルを $p_0 = [x_0, y_0, z_0]^T$ 、同じく Σ_{xyz} からみた点 P の位置ベクトルを p_{xyz} 、実空間座標系 Σ_{XYZ} からみた点 P の位置ベクトルを $p_{XYZ} = [X, Y, Z]^T$ とする。また z 軸上の直線がフィルム面を貫く点 Q の Σ_{uv} から見た座標を (u_0, v_0) とし、同じく点 P' の座標を (u, v) とし、 Σ_{xyz} の原点から点 Q までの距離を l とすると、 Σ_{xyz} からみた点 P' の位置ベクトル p'_{xyz} は、

$$p'_{xyz} = [u - u_0, v - v_0, l]^T \quad (7.1)$$

ので、

$$\begin{aligned} k p'_{xyz} &= p_{xyz} \\ &= R p_{XYZ} + p_0 \end{aligned} \quad (7.2)$$

が成り立ち、これを成分表示し、

$$k \begin{bmatrix} u - u_0 \\ v - v_0 \\ l \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

を得る。ここで、 k は比例定数であり、座標変換行列 R を

$$R \equiv \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}$$

とすると、式 (7.3) の各成分は、

$$k(u - u_0) = R_{11}X + R_{12}Y + R_{13}Z + x_0 \quad (7.4)$$

$$k(v - v_0) = R_{21}X + R_{22}Y + R_{23}Z + y_0 \quad (7.5)$$

$$kl = R_{31}X + R_{32}Y + R_{33}Z + z_0 \quad (7.6)$$

となり、さらに式 (7.4) ~ (7.6) を整理すると、線形化された DLT 法の基本式

$$u = \frac{L_1X + L_2Y + L_3Z + L_4}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \quad (7.7)$$

$$v = \frac{L_5X + L_6Y + L_7Z + L_8}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \quad (7.8)$$

を得る．ここで、 L_1 から L_{11} は式の整理の際、新たに生じたパラメータでカメラパラメータ (camera parameter) と呼ばれる．

DLT 法では、計測作業を行う前にカメラパラメータ推定作業であるキャリブレーション (calibration) を行う必要がある．このとき、コントロールポイント (control point) と呼ばれるキャリブレーション用の Σ_{XYZ} で表される既知の実空間座標と、計測されたコントロールポイントの Σ_{uv} で表されるカメラ座標との対応から、基本式 (7.7),(7.8) のカメラパラメータ ($L_1 \sim L_{11}$) を推定する．カメラパラメータ推定後は、カメラ座標から実空間座標への座標変換が可能になり、3 次元計測の準備が整ったことを意味する．ただし、1 台のカメラでは 3 次元座標を計測することができないので、複数台の各カメラから 3 次元座標を推定する必要がある．これらのパラメータ推定には一般に最小二乗法 (least squares method) を用いる．

次に具体的にキャリブレーションの方法について述べる．もともと未知パラメータは、 R の各要素と $x_0, y_0, z_0, u_0, v_0, k, l$ の計 16 個であるが、基本式の線形化により、カメラ 1 台につき $L_1 \sim L_{11}$ の 11 個となる．基本式は未知パラメータに関して

$$y = Wx \quad (7.9)$$

のように整理することができる．ここで、 y, W, x は

$$\begin{aligned} y &= [u, v]^T \\ W &= \begin{bmatrix} X & Y & Z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & uX & uY & uZ \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X & Y & Z & 1 & vX & vY & vZ \end{bmatrix} \\ x &= [L_1, L_2, L_3, L_4, L_5, L_6, L_7, L_8, L_9, L_{10}, L_{11}]^T \end{aligned}$$

であり、カメラパラメータ x の推定に最小二乗法を適用する．カメラパラメータを推定するためには、観測値ベクトル y とコントロールポイントの既知座標と観測値から定まる行列 W が必要となる．すなわち、3 次元座標 (X, Y, Z) が既知であるキャリブレーション用コントロールポイントを用意し、画像計測によって対応する各点のカメラ座標 (u, v) を計測する．なお、方程式 (7.9) の未知パラメータは 11 個であるので、キャリブレーションに最低 6 個のコントロールポイントが必要である．ただし通常は精度向上のため、十分に多くのコントロールポイントを計測空間に偏ることなく配置する．これらの作業が計測前のキャリブレーション (カメラパラメータ推定) 作業である．

各カメラについてキャリブレーションが終了すれば、基本式が定まったことを意味する．次の 3 次元座標計測の段階では、このカメラパラメータを利用してカメラ座標 (u, v) から計測点の実空間座標 (X, Y, Z) を復元する．基本式から、1 台のカメラあたり、3 つの未知パラメータ (X, Y, Z) に対して方程式が 2 つなので、複数のカメラを用いて実空間座標を推定する必要がある．ただし、カメラ $n (\geq 2)$ 台のときは方程式は $2n (> 3)$ 個となり、一意に (X, Y, Z) を決定できない．例えばカメラ 2 台の場合は、以下の式を最小二乗法に適用して、実空間座標 (X, Y, Z) を推定する．

$$y' = W'x' \quad (7.10)$$

ここで、観測値ベクトル y' 、行列 W' 、推定パラメータ x' は

$$\begin{aligned} y' &= [u^a - L_4^a, v^a - L_8^a, u^b - L_4^b, v^b - L_8^b]^T \\ W' &= \begin{bmatrix} L_1^a - L_9^a u^a & L_2^a - L_{10}^a u^a & L_3^a - L_{11}^a u^a \\ L_5^a - L_9^a v^a & L_6^a - L_{10}^a v^a & L_7^a - L_{11}^a v^a \\ L_1^b - L_9^b u^b & L_2^b - L_{10}^b u^b & L_3^b - L_{11}^b u^b \\ L_5^b - L_9^b v^b & L_6^b - L_{10}^b v^b & L_7^b - L_{11}^b v^b \end{bmatrix} \\ x' &= [X, Y, Z]^T \end{aligned}$$

である。ただし、右上の添え字 a, b は 2 台のカメラを区別するための記号である。

なお、DLT 法では推定に線形化式 (7.7), (7.8) を用いたが、式 (7.3) を用いて、未知パラメータ $k, l, u_0, v_0, x_0, y_0, z_0$ と回転行列の角度パラメータ 3 個を非線形最小二乗法によって算出する方法 [7, 5] もある。より詳細な 3 次元の画像解析を学びたい人は、金谷の著書 [8] を参照されるとよい。

以上が DLT 法の原理的な説明である。実際に DLT 法を適用する場合は、いくつか技術的なことにも注意が必要であり、まずカメラの配置に配慮をする必要がある。つまり奥行き方向に対して誤差が大きいのので、2 台のカメラを使用する場合は、カメラがおおよそ直交する方向に設置するのが望ましい。

7.2.3 センサ計測法 (運動学的)

運動学は先に述べたように、力を扱わずに位置・速度・加速度、角度・角速度・角加速度といった量を扱う、そこでこれらを映像以外から測るセンサ計測法があるので紹介しておく。

位置計測

位置の計測には、先に述べたカメラ・ビデオが代表的なセンサとしても挙げる事ができるが、重要なことは位置というのは何らかの座標系が定まらないと記述できないということである。すなわち絶対座標系、相対座標系、いずれかであってもあらかじめこれを決めない限りは位置というものが分かりようがない。

ある基準点、これはどこでもよいが例えば床に書いたマークを 3 次元空間上の原点として定めたならば、そこから東に 1m の床面の位置を (1, 0, 0) と表せば、それで空間上の位置を同定できたことになる。

カメラやビデオ以外に位置計測する方法には、ポジッションセンサなどが挙げられる。これは複数個の赤外 LED が決められた時間で発光してこれを検出する受光部が複数個のセンサを認識するというものである。

モーションキャプチャも位置計測の代表的な手法のひとつである。モーションキャプチャには、光学式と磁気式、機械式の 3 つの手法がある。光学式モーションキャプチャの代表例は先ほど述べた。これらは赤外線に反射するマーカーを体 (被写体) に貼り付け、赤外線に反射するその反射光を捉えるシステムである。単にその座標をカメラの面上で知るだけではなく、DLT 法で複数カメラで得られたマーカー情報から 3 次元空間上のマーカー位置を精度よく算出するところにある。

磁気式モーションキャプチャの代表例としては、POLHEMUS 社製²の FASTRACK などの製品が挙げられる。磁気式のモーションキャプチャの原理は磁場の中でコイルが動けば、電磁誘導

²<http://www.polhemus.com>

を起こすことを応用している．磁場を発生する磁界発生装置の周りで運動しなければならないという制約と，それが半径 3m 程度の範囲でしかない，というところにやや問題がある．しかしながら光学式のモーションキャプチャと違ってマーカーの取りこぼしなどが少なく，場合によっては有用である．

機械式モーションキャプチャには，アームやワイヤの先に身体の腕や脚といった部位を位置させ，そのアームの位置を機械的に算出するようなものをさす．ヒューマンインターフェースよりの研究において用いられる

7.2.4 速度計測

物体が移動している最中の速度を計測するのは，位置と違って難しい．一般的に直接速度を計測するセンサは，多くない．数少ないなかでも有名なのはドップラーレーザなどを用いた速度センサであろう．

ドップラー効果を用いれば速度の計測は周波数遷移から直接算出が可能である．ドップラー効果は高校物理でも出てくるが，近づいてくる救急車のサイレンの音が高く聞こえて，すれ違うとその同じ音が直ちに低い音として聞こえる，というあの現象のことである．速度は対象物が単位時間当たりに動いた距離によって決まる量のことなので，位置を計測してそれを微分して得るか，もしくは加速度を積分して得られる物理量であるため，位置を計測してからそこから速度を得る，または加速度を計測してこれを積分して得る，という 2 つの方法が通常考えられる．しかしながら，カメラやビデオで位置を算出しこれから微分処理を施すと速度は容易に得られる．微分演算に伴うノイズ成分の影響などもあるが，位置計測から速度を算出，は可能である．

加速度から速度を求める方法としては動く物体に加速度センサを装着し，一次元上の動きから得られる線加速度を積分する手法もある．この場合にはセンサ信号の積分処理を行うために速度の初期値がわかっている必要がある．

7.2.5 加速度計測

センサを用いた加速度計測には，加速度センサを用いることが多くの場面で用いられる．加速度センサは近年非常に開発が進んだセンサのひとつである．加速度は物体が運動した際に生じる慣性力をひずみや抵抗の変化に変えて計測することが多い．加速度センサにはその計測原理によっていくつかの種類がある．代表的な加速度センサとしては，ひずみゲージ型加速度センサ、ピエゾ抵抗型加速度センサ、圧電型加速度センサなどがある．

加速度センサのなかには，重力加速度を計測できるものと、重力加速度を計測できないものの 2 通りがある．重力加速度が計測できるということは動かない場合（つまり直感的には加速していない状態）であっても、重力の加速度を計測できることから、物体がどのような姿勢にあるのかを知ることが可能である．姿勢センサなどと呼ばれて売られているセンサの類はこうした静的加速度を計測しているものが多い．またこの静的加速度のことを、加速度の DC 成分と呼ぶこともある．周波数成分で直流成分を計測できるという意味である．これに対して、動的加速度とはまさに動いているときの加速度をさす．これを AC 成分と呼ぶこともある．

7.2.6 角度計測

ヒトの動きの計測において，センサを用いて角度を計測する場面といえば，膝関節や肘関節の角度を求めるというようなことが挙げられる．これにはゴニオメータがある．ゴニオメータは実際には可変抵抗であり，角度に比例して変化する抵抗素子を使って定電圧で駆動した際に，角度に応じ

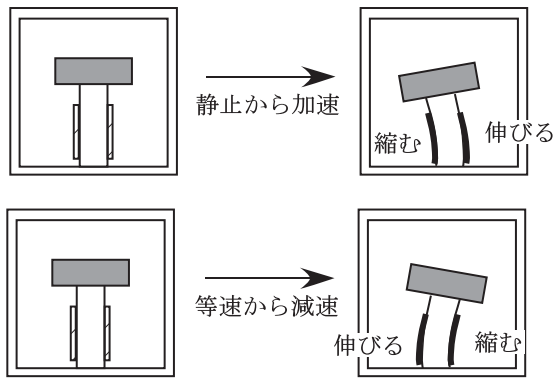


図 7.4: 加速度センサの原理

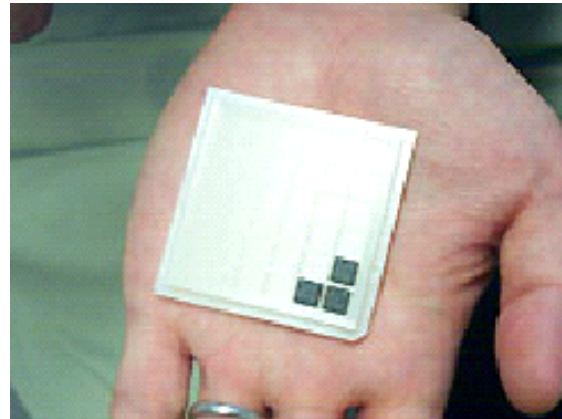


図 7.5: IC 型加速度センサ

て変化する分配電圧を測っている。したがって、ボリューム（可変抵抗）を使えば簡単に関節角度計測器を作ることが可能である。

7.2.7 角速度計測

回転運動の際の角速度、すなわち単位時間当たり物体が何度（ラジアン）回転したのかを知るには、ジャイロ스코プを用いる。ジャイロ스코プは人工衛星やロケット、ミサイルなどが目標に向かって正しく飛んでいくためには欠かせないセンサであるが、これは高速で回転する回転振動子の回転軸が空間の一点を向く、という法則を利用している。当然こうしたものは大変高価である。これに対して、我々が一般に利用できる角速度計測には、小型のジャイロセンサがある。これも音叉型や光ファイバー型などいくつかの種類があるが、近年では MEMS 技術によって小型で安価なものも出回ってきた。こうした小型 MEMS IC 型のジャイロセンサの多くは、回転運動において生じるコリオリの力が回転角速度に比例するという法則を応用している。

7.2.8 角加速度計測

角加速度を直接計測する手法は存在しない（おそらく...）。Padgaonkar ら [?] は図??に示すような加速度センサの配置であれば並行して配置した加速度センサの信号を使うことで角加速度を求められることを示した。したがって、直接角加速度を計測するセンサはないと言えるが、角速度を計測するジャイロセンサの信号を微分したり、あるいは Padgaonkar の手法を用いる方法を使うことで運動する物体の角加速度を求めることが可能である。

7.3 運動力学的手法 (Kinetics)

Kinetics を扱う場合、力・モーメントそのものを計測して得る場合、それから剛体リンクモデルや、粘弾性モデル、などのモデルを用いて作用する力・モーメントを「推定」する場合との 2 つに分けられる。前者の場合にはセンサを用いることになり、後者の場合には映像（あるいは映像に代わって力センサなど）をもとにして求めることになり、少々状況が異なる。

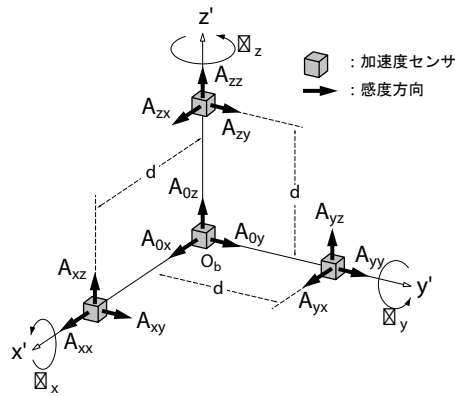


図 7.6: 加速度センサの配置

7.3.1 センサ計測 (運動力学的)

ひずみゲージ (Strain Gauge)

バネばかりは、ぶら下げたものの重さに比例してその伸びが決まっているため利用される。バネの伸びが重さに比例していなければ誰もバネをはかりとしては用いないだろう。同様に一般に硬くて変形しないだろうと思われるような素材でも力が加えられると微小ではあるが変形することが知られていて、その変形量は加えた力に比例する。このように物体に力が作用すると、変形が生じる。物質の中身の構造までもが変形する（塑性変形）場合は別として、加えた力は変形量に比例することが一般的な現象として観察される。これをフックの法則 (Hooke's law) と呼ぶ。バネがそれである。

ここで、「ひずみ」は、元の長さ (l) と力が加わって伸びた長さ ($+\Delta l$)、縮んだ量 ($-\Delta l$) との比、 $\epsilon = \pm \frac{\Delta l}{l}$ で表される。1m の棒が力を加えられて 1mm 伸びたとしよう。するとひずみ量は、 $\epsilon = \frac{1\text{mm}}{1\text{m} \times 100\text{cm} \times 10\text{mm}} = 1 \times 10^{-5}$ で表すことができる。ひずみを計測するには通常、ひずみゲージ (Strain Gauge) を用いる。ひずみゲージ表面と鉛直上方向から力が作用したらどうなるだろうか？ 下方向にわずかではあるが「たわむ」だろう。そして力がある臨界点を超えなければその変形量は力に比例する。そしてその変形量は同時にひずみゲージの抵抗変化にも比例する。つまりあらかじめ分かっている電圧をかけておくとひずみ量の変化は抵抗の変化によって電流の変化となるわけである。

ところが電流の変化を捉えることは、そう一般的ではない。電圧の変化を捉えるほうが簡単である。どの程度の歪みが生じるかというと、例えば 120Ω のひずみゲージに、 1×10^{-6} ストレイン（ひずみの単位：元の長さからどの程度伸び縮みしたのかという指標）のひずみが生じた場合、抵抗値は 0.24Ω 変化する。きわめて微小である。この微小な変化を捉えるために、ここでホイーストブリッジが用いられる。ひずみゲージの応用は非常に幅広い。以下にその例を挙げる。

- カセンサ (ロードセル)
- トルクセンサ
- 圧力センサ
- 加速度センサ



図 7.7: EMG 計測実習 (慶應大仰木研・東工大丸山研合同合宿)

フォースプレート計測

歩行や走行といった運動において身体を推進させるのは、地面反力といわれる力である。地面反力を測るためにフォースプレート (Force platform) と呼ばれる装置が用いられる。先に説明した、ひずみゲージタイプのフォースプレートもあるが、Kistler 社が販売しているのは、水晶をセンサ素子として用いた圧電型のフォースプレートである。水晶は結晶格子構造が均一で、ある方向に力を作用させると決まった電荷を放出する性能があり、これを利用してセンサとして用いている。SFC でもモーションキャプチャ装置と同時に購入しているのでモーションキャプチャ実験時には地面反力の計測装置として用いることができる。

7.3.2 逆動力学にもとづく Kinetics

剛体リンクセグメントモデルなどのモデル化は、セグメントの物理量 (質量・慣性モーメント) を得ておいて、映像からの情報のみによってもフリー端から運動方程式を解いていくことで、各関節において作用した関節間力・モーメントを計算によって求めることができる。これを逆動力学解析とよぶ。フォースプレートと MOCAP を併用してデータを取得しておけば各関節においてどのような力が作用しているのかを明らかにすることができる。これには各セグメント重心位置、および関節角度変化が情報として必要である。

7.4 生理学的手法

7.4.1 EMG(筋電計測)

筋電図 (EMG) は、身体運動に伴って筋肉で発生する電位を計測する手法のことである。筋電図は主に医学的用途やリハビリテーション用途、さらにはスポーツ科学における用途などがある。スポーツ科学、バイオメカニクス用途では、そのほとんどが表面筋電図計測である。筋活動によって運動が発生するわけであるがその元となっている筋活動の様態を外から観測する方法が筋電図計測であるといえる。

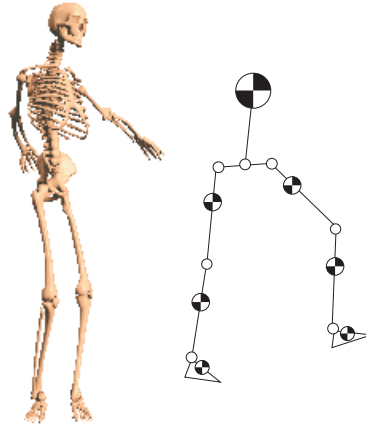


図 7.8: 剛体リンクモデル

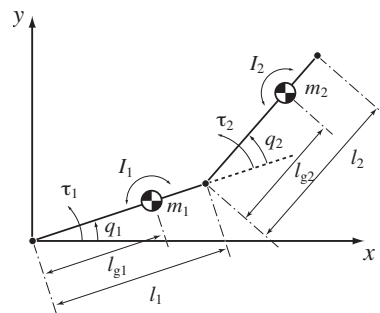


図 7.9: 2 リンク構造の剛体リンクモデルの例

7.4.2 ECG(心電図計測)

運動時には当然のことながら、心臓の拍動も激しくなり、その拍動の様子は運動の激しさを物語っているといえる。したがって個人に対する運動の負荷を評価する際に心電図 (ECG) が計測されることがある。心電図で分かる事象には単なる心拍数 (RR 間隔の時間差) だけではなく、心電図の形状から病気の徴候を知ることでもある。

7.5 コンピュータシミュレーション手法

7.5.1 剛体リンクシミュレーション

バイオメカニクス分野で多く用いられるのが、剛体リンクモデルを用いた剛体リンクシミュレーションである。上肢、下肢、胴体などの体の部分を剛体とみなして関節の機構には回転運動を仮定する。剛体は質量・長さが変化しないものであるから、ここでは身体の動きを観察しようとするスタンスがある。

7.5.2 粘弾性シミュレーション

シューズの着地衝撃や、走路の衝撃緩衝特性を推定しようとする場合には、粘弾性モデルを用いる。物体同士の衝突を、質量、弾性 (ばね)、粘性 (ダンパー) で記述する。

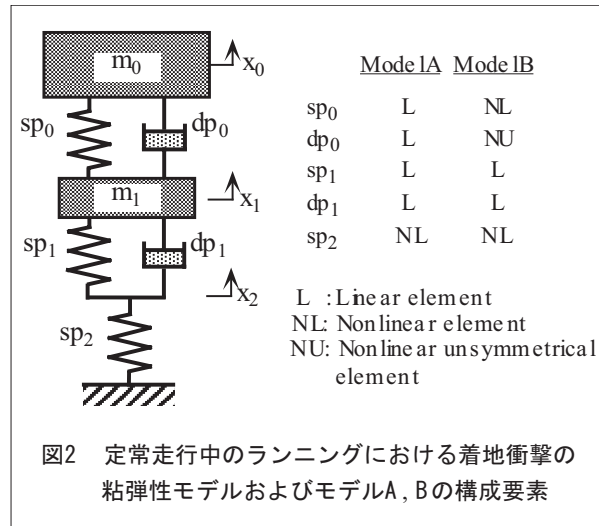


図 7.10: ランニングの着地衝撃モデル (愛知大学, 湯川氏提供)

弾性は反発の強さと思ってもらえばよいだろう。これはフックの法則に支配され、変位に比例する。つまり変形量が大きければ大きいほど反発する力が大きくなる。粘性は与えたエネルギーを減衰させる要素である。これは速度に比例するものとする。つまり速度が速いほど大きな力を発生する。シューズと走路で考えれば、衝突の瞬間は速度が大きいので粘性による反発力が大きく生じるが、相対変位は小さいので弾性による反発力が小さい。

7.5.3 CFD (Computational Fluid Dynamics) Simulation

水や空気のような流体力、あるいは流体中におかれた物体の表面の圧力分布を知るには、物理実験によれば隙間なく圧力センサを貼り付けるようなことを行わない限り、完全に記述することは出来ない。事実上不可能といってもよい。

これを解決するためのひとつの手段が Computational Fluid Dynamics(CFD) である。簡単に言ってしまうと空気や水のような流体の運動を計算機を用いて解析しようとする分野である。航空機やロケットなどはもちろん、自動車やバイクなどのビークル、ボールや建築物周りの流れなども解析対象となる。

CFD を行うには、それ相応のソフトウェアを必要とするのが通常であるが、有名なところでは、FLUENT 社がある [?]。

7.5.4 FEM (Finite Element Method) Simulation

先ほど、シューズと走路との関係を表すために、粘弾性モデルによるシミュレーションを紹介したが、変形を伴う物体の挙動は隣り合う要素同士との相互作用によるものであるとの考え方から、物体を小さな、小さな有限個の要素にわけ、隣り合う要素同士の接触状態を力学モデルで記述する、有限要素法 (Finite Element Method) という手法が近年盛んに行われてきている。ボールがバットに当たった場合にどの程度ボール、バットが変形するのか？といったことを解析するにも用いられている。またサッカーボールを蹴った足がどの程度変形しているのか？といったことも解析対象となる。

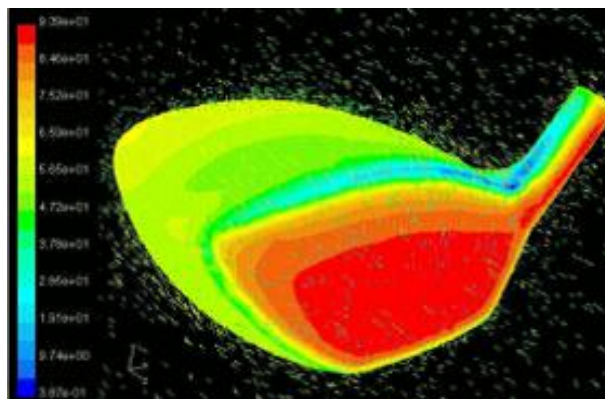


図 7.11: ゴルフクラブ周りの流れ (筑波大学浅井による)

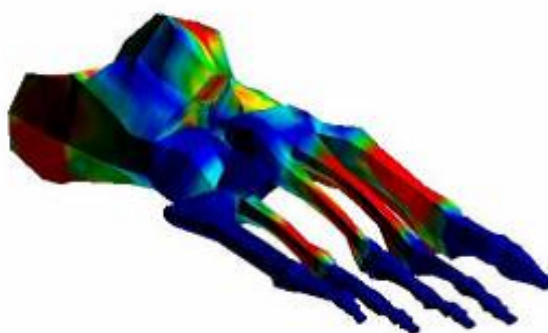


図 7.12: サッカーキックにおける足部応力 (筑波大学浅井による)

重い	5 4 3 2 1	軽い
硬い	5 4 3 2 1	柔らかい
安定	5 4 3 2 1	不安定
滑りやすい	5 4 3 2 1	滑りにくい
君の判断基準を書いてみよ		
	5 4 3 2 1	
	5 4 3 2 1	
	5 4 3 2 1	

7.6 官能検査法

開発された用具や施設 (サーフェスなど) は最終的には人間の感性による判断によってその性能が評価されることが多い。その際、やみくもにどちらが「よい」という判断を個人個人が下すことは、性能判断を誤らせる結果をもたらす。したがって計画的な主観の評価方法が必要である。人間の感性にもとづくこうした検査法を官能検査法と呼ぶ。官能評価法のなかにもいくつかのバリエーションがあるが、なかでも一対比較法はシューズの判定や、用具の判定ではよく用いられている。

参考文献

- [1] Y.I. Abdel-Aziz and H.M. Karara. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. In *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry*, pp. 1–18. American Society of Photogrammetry, Falls Church, 1971.
- [2] Kingston Bernard, 足立和隆訳. よくわかる筋の機能解剖. メディカルサイエンス・インターナショナル, 2000.
- [3] Robertson D., Gordon E., Caldwell Graham, E., Hamill Joseph, Kamen Gary, and Whittlesey Saunders, N. *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics, 2004.
- [4] Thompson Floyd, 中村千秋, 竹内真希. 身体運動の機能解剖 (Manual of Structural Kinesiology). 医道の日本社, 1997.
- [5] F. Gazzani. A new algorithm for calibrating stereophotogrammetric systems devoted to motion analysis. *Human Movement Science*, Vol. 12, pp. 403–425, 1993.
- [6] H.M. Karara G.T. Marzan. A computer program for direct linear transformation solution of the colinearity, and some application of it. *Proceedings of the Symposium in Close-Range Photogrammetric Systems*, pp. 420–476, 1975.
- [7] H. Hatze. High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified dlt-approach. *J. Biomechanics*, Vol. 21, No. 7, pp. 533–538, 1988.
- [8] 金谷健一. 画像理解 - 3次元認識の数理 -. 森北出版, 1990.
- [9] 金子公宥, 福永哲夫 (編). バイオメカニクス, 身体運動の科学的基礎. 杏林書院, 2004.
- [10] 佐伯由香, 黒澤美枝子, 細谷安彦, 高橋研一編訳 (編). トートラ 人体解剖生理学 原書6版. 丸善, 2004.