

# 人間の肩関節の運動とモデリング

平井慎一 (立命館大学理工学部)

土江崇史 (立命館大学理工学部)

## 1. はじめに

人間の四肢モデルを構築することは、人間の運動を解析する上で基礎となる作業である。特に、個人に特化したモデルを、素早く構築する技術は、作業解析やスポーツトレーニングにおいて有用である。著者らは、事前運動を通して四肢モデルパラメータを推定し、個人の四肢モデルを構築する技術を開発してきた。しかしながら、従来の四肢モデルでは、事前運動を通して推定した肩関節の中心位置と、実際の位置との間に 10cm 程度のずれがある。これは、肩関節の中心が動かないと仮定し、上腕を一つのリンクでモデル化した点に原因がある。本報告では、肩関節の中心位置の移動を考慮し、上腕を二つのリンクでモデル化する手法を提案する。さらに、上腕二リンクモデルのパラメータを、事前運動から推定する手法を提案する。

## 2. 上腕運動の計測

本研究では 3 次元磁気センサシステムを用いて、肩、上腕、前腕の動作を計測する。計測装置の構成を Fig.1 に示す。

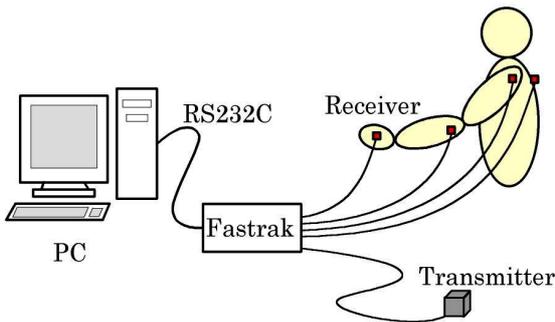


Fig.1: Overview of motion measuring system

上肢の位置と姿勢は、Polhemus 社製の 3 次元磁気センサシステム FASTRAK により計測される。FASTRAK のトランスミッタを作業空間に固定し、Fig.2 に示すように、FASTRAK のレシーバを首下部、上腕、肘下部、手の甲に装着する。トランスミッタに対する各レシーバの空間位置と姿勢を、リアルタイムで計測することができる。計測データは RS232C を通してパーソナルコンピュータに

送られる。

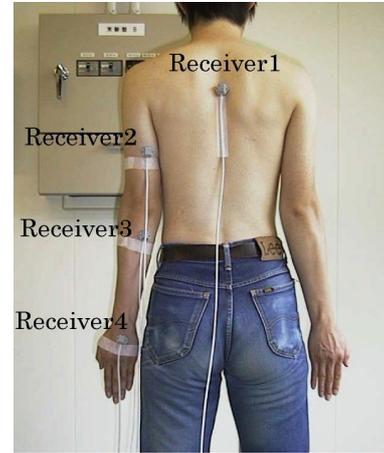


Fig.2: Receivers attached on human body

上肢の運動計測では、首下部、上腕、肘下部、手の甲にレシーバを装着する。レシーバは皮膚上に装着されるため、関節の位置からのずれがある。また、計測の度に、レシーバを固定する位置は異なる。したがって、計測データからモデルを導くためには、レシーバの位置と関節の位置とのずれを補正しなければならない。そこで、上肢の運動を計測する準備として事前運動を行い、事前運動の計測データから被験者の関節の中心位置を推定する。事前運動として行うのは、上肢の外転運動、上肢の屈曲運動、前腕の屈曲運動の 3 種類である。上肢の外転運動と屈曲運動により肩関節の位置を推定し、その位置と前腕の屈曲運動より肘の関節位置を推定する。

## 3. 上肢 1 リンクモデルの問題点

従来の上肢リンクモデルを Fig.3 に示す。このモデルは、体幹リンク、上腕リンク、下腕リンク、手リンクの 4 個のリンクから構成されている。

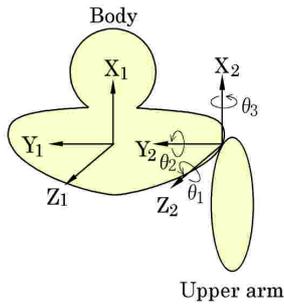


Fig. 3: Old linkage model of shoulder

体幹リンクと上腕リンクとの間には回転 3 自由度，上腕リンクと下腕リンクとの間には回転 1 自由度，下腕リンクと手リンクとの間には回転 3 自由度がある。

事前運動による計測値から，上腕モデルのパラメータを推定する．肩の位置，すなわち体幹リンクと上腕リンクとの結合点は，事前の上腕外転運動から推定する．その結果，肩の位置の推定場所が実際の肩の位置よりも 10cm 程度体幹側にずれてしまうことが確認された．Fig. 3 に示すモデルでは，肩の位置は動かないとしている．しかしながら，上肢の外転運動のときには，上肢が挙上するにつれて肩甲骨の運動が加わることが知られている<sup>(1)(2)</sup>．肩の位置の推定場所と実際の肩の位置とのずれは，このような肩甲骨の運動を考慮していない点に起因すると考えられる．

肩甲骨の動きも考慮して肩関節の動きを解析した研究は，すでいくつか成されている<sup>(3)(4)</sup>．これらの研究では，個人差は考慮されていない．また，研究によって解析結果が大きく異なっており，一般的な結果は得られていない．以上を考慮すると，一般的な肩関節のモデルを構築することは困難であり，個人に適合したモデルを構築することが望ましい．そこで本研究では，被験者各個人に適した肩関節モデルを構築する．

#### 4. 上腕 2 リンクモデルの提案

前節の問題点を解決するために，本報告では Fig. 4 に示すモデルを提案する．

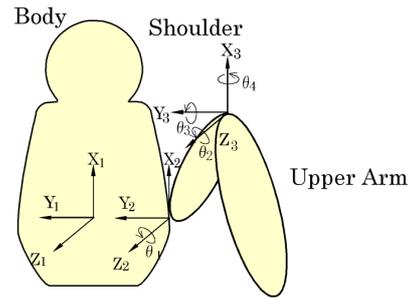


Fig. 4: New linkage model of shoulder

このモデルでは以前のモデルに肩甲骨に相当する部分のリンクを加える．このリンクは  $z$  軸回りに回転する．これにより，上肢が外転運動するときの肩甲骨も含めた運動を表現することができる．Fig. 5 に，従来の上腕 1 リンクモデルと，提案する上腕 2 リンクモデルの違いを示す．図に示すように，手先の軌跡は一致する．しかしながら，手先の方向ベクトル

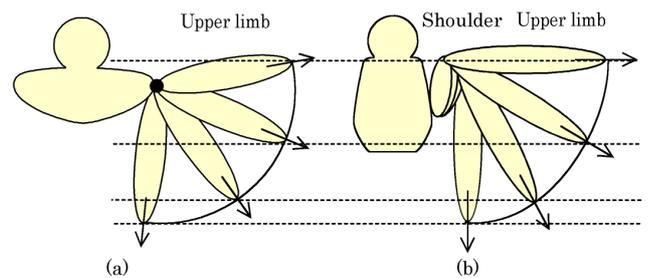


Fig. 5: Comparison between old model and new model

トルは，モデルによって異なる．そこで，手先の軌跡のみならず手先の方向ベクトルを考慮することにより，2 つのモデルのどちらが妥当かを検証することができる．

手先の軌跡と方向ベクトルを計測した結果を Fig. 6 に示す．

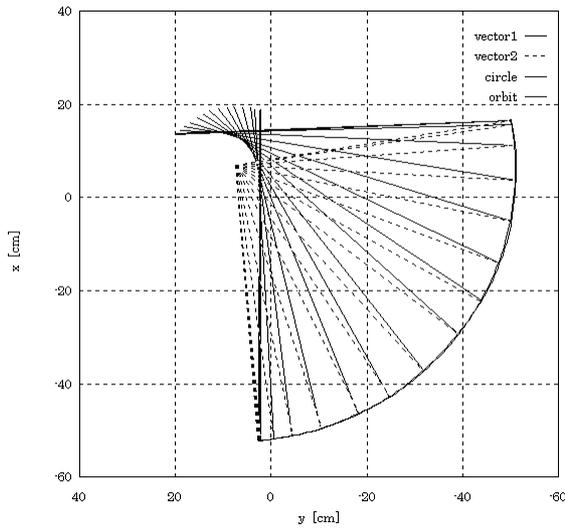


Fig.6: Estimated motion of upper limb

実線は手の甲につけたレシーバの鉛直方向ベクトルの向きを表している．点線は従来のモデルを用いて解析した手先の鉛直方向ベクトルの向きを表している．図が示すように実際の運動では肩の回転位置が体幹側に移動しながら鉛直方向にも移動している．しかし古いモデルでは固定点を回転中心としているため，新しいリンクモデルの方が計測結果により適合していることが分かる．次に，上腕 2 リンクモデルのモデルパラメータの同定について考察する．Fig.7 に示すように，第 1 リンクの長さを  $l_1$ ，第 2 リンクの長さを  $l_2$  とする．第 1 リンクの始点の座標を  $x_0, y_0$  とする．上腕 2 リンクモデルのパラメータは， $x_0, y_0, l_1, l_2$  である．第 1 リンクが鉛直軸と成す角を  $\theta_1$ ，第 2 リンクが鉛直軸と成す角を  $\theta_2$  とする．第 1 リンクの終点を  $P_1$ ，第 2 リンクの終点を  $P_2$  で表す．手先の軌跡と方向ベクトルを  $n$  個計測したとし，第  $k$  回目の計測値を  $x^k, y^k$ ， $k$  で表す．計測点  $x^k, y^k$  を  $P_2^k$  と表す．モデルパラメータ  $x_0, y_0, l_1, l_2$  は，以下の手順により求めることができる．

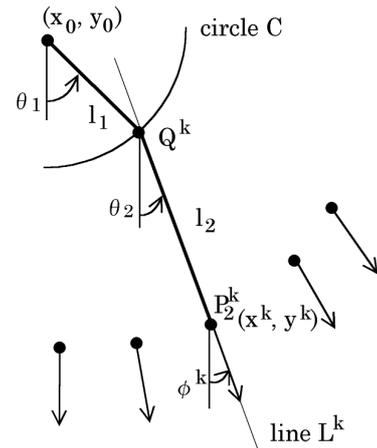


Fig.7: Identification of model parameters

[Step 1] 点  $P_2^k$  を通り，鉛直軸と角度  $\phi^k$  を成す直線を， $L^k$  とする．

[Step 2] 直線  $L^k$  と，中心  $(x_0, y_0)$ ，半径  $l_1$  の円  $C$  との交点で，点  $P_2^k$  に近い点を  $Q^k$  とする．

[Step 3] 線分  $P_2^k Q^k$  の長さを求める．この長さは， $x_0, y_0, l_1$  に依存する．

[Step 4] 誤差

$$E(x_0, y_0, l_1, l_2) = \sum_{k=1}^n \{P_2^k Q^k - l_2\}$$

が最小になるような  $x_0, y_0, l_1, l_2$  を求める．

## 5. おわりに

従来のモデルは，上腕の外転運動の計測結果に対応できないことを確認した．そこで，肩甲骨リンクを含む新しいリンクモデルを提案した．

### 【参考文献】

- 1) Kaphandji, I.A., カパンディ関節の生理学 (上肢), 萩島秀男 監訳, 鳩田智明 訳, 医歯薬出版株式会社, pp.18 - 72, 1986
- 2) 永田 晟, バイオキネティクス - 運動力学からリハビリテーション工学 -, pp.75 - 76, 1991
- 3) バイオメカニズム学会編, ヒトの形態と運動機能, pp.133 - 141, 1992
- 4) バイオメカニズム学会編, ヒトの形態と運動機能, pp.143 - 151, 1992