

(14)

## 手関節とその周囲筋の運動特性

(富山県高志リハビリテーション病院) 大島 淳一, 山本 敏泰  
(九州工業大学) 松岡 清利

### 1. はじめに

手関節は上肢の遠位関節であり、基本的に2自由度で前腕の回内外とあわせて手に把握しやすい最適な肢位をとらせている。手関節は図1のように8個の手根骨より構成され橈骨と中手骨を連結している。これらの骨は靭帯により複雑に連結されており、これによって相互の運動が制限され、手関節の可動域も決定される。運動学的には手根骨は近位の列と遠位の列に分類される。即ち手関節は橈骨手根関節と手根間関節の複合体と考えられ、これらの関節運動の合成として手関節運動が成立している。しかし、近位列と遠位列に区別された手根骨も互いに強固に連結されているわけではなく、それぞれが靭帯による拘束下で三次元的に動いている。このような複雑かつ柔軟な構造が手関節の特徴といえる。

現在までに、ヒト上肢の筋骨格モデルの構築とそれによる動作時の筋力の数学的推定に関する研究が行われてきた。これらは生体における運動決定の規範から、多関節ロボットの設計、運動制御のルールを得るとともに、リハビリテーションにおける運動評価や訓練指針を見いだす目的でなされている<sup>1)</sup>。

しかしこれまでに医学/工学的な目的でいくつかの上肢筋骨格モデルが作られているが<sup>2)</sup>、その多くは手関節が大幅に簡略化されており、手関節近傍での周囲筋に関する情報も盛り込まれていない。このためにモデルにより手関節や手指の運動時の筋力推定を行うにはいたっていない。

この問題を解決するためには、生体の機能解剖学

的、生理学的情報を考慮した筋骨格モデルを構築する必要がある。

そこで手関節とその周囲筋に注目し、

- ① 手関節運動時の関節軸位置を推定し手関節の運動モデルを作る。
- ② 手関節周囲筋の走行位置を計測し、モーメントアームを推定する。

の2点について検討を加えた。

関節運動計測による回転軸位置推定はこれまでいくつか報告されている。イヌの歩行時の肩甲骨と上腕骨の相対運動の三次元計測をこれらの骨を連結した7つのリンク機構の6つの角度をポテンショメータで計測し、この結果より肩関節軸を推定し関節面の運動解析が行われた<sup>3,4)</sup>。また手関節運動時の回

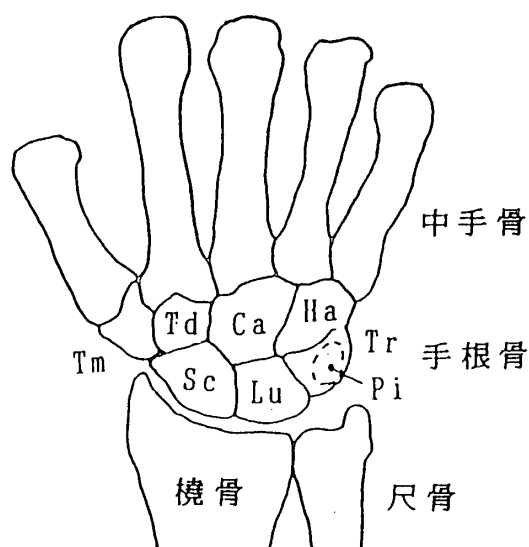


図1 手関節の骨格構造

Tm: 大菱形骨, Td: 小菱形骨, Ca: 有頭骨, Ha: 有鈎骨, Sc: 舟状骨, Lu: 月状骨, Tr: 三角骨, Pi: 豆状骨。

回転軸位置を解析した例として、音波を利用した三次元位置センサーを用いたハンドと前腕の相対運動計測結果より関節軸位置を推定した研究が行われた<sup>5)</sup>。また骨格に金属の標点を配置し、立体X線写真による三次元位置計測手法を用いて手根骨の運動計測<sup>6)</sup>や膝関節の関節軸位置の推定<sup>7)</sup>も行われている。

これらの研究成果により三次元運動時の回転軸位置推定に関する数学的検討はほぼ完成された。しかし回転軸位置を精度よく計算するには、高精度の運動計測が必要であるが、従来の方法ではこれを十分に満足するのは困難である。また骨格にリンクを固定したり、金属の標点を配置する従来の方法は、生体の運動計測には適していないことも問題点の1つである。

近年の計測デバイスの進歩により、生体の運動計測を無侵襲で簡便に行えるようになった。このうち磁界を利用した位置座標計測装置がすでにヒトの肩挙上動作時の肩甲骨と上腕骨の運動計測に利用されている<sup>8)</sup>。これによって生体への適用がかなり容易になり、そして従来の方法に比べ多くの計測データが得られるため、移動平均によるデータの平滑化の試みも行われている<sup>9)</sup>。本研究では磁界を利用した三次元位置角度計測装置を手関節軸位置の推定に利用した。

また関節周囲の筋/腱走行位置は、これまで主に屍体標本の解剖での計測例が報告されている<sup>10)</sup>が、生体での手関節周囲筋/腱の走行位置をMRIにより計測した。

## 2. 回転中心の推定

### 2.1 平面運動の場合

一般の平面運動は図2(A)に示すように平行運動と回転が合成された運動である。剛体上の標点A, Bが運動後にA', B'に移動したとするとAA', BB'の垂直二等分線の交点Cを回転中心と考えることができる(Reuleaux法)。また図2(B)に示すように座標系o-xyと回転角 $\theta$ を定義し、運動前後の原

点o, o'と $\theta, \theta'$ より回転中心位置を推定する方法もある。(Woltringの方法<sup>9)</sup>) どちらの方法も平行運動のみの場合には回転中心は定義できない。運動が十分に小さければ瞬間回転中心に近似することが可能であるがこの様な場合には標点A, Bの位置誤差の影響を大きく受ける。

### 2.2 空間運動の場合

空間における剛体2が位置1から2へ移動した場合、その運動をある軸(ヘリカル軸、または、スクリュー軸)回りの回転とその軸に沿った運動の合成と考えることができ、任意の運動に対して単一の軸が定義できる。ただ純粋な平行運動ではヘリカル軸は定義できない。またヘリカル軸は運動する剛体の座標系の取り方には依存しない。

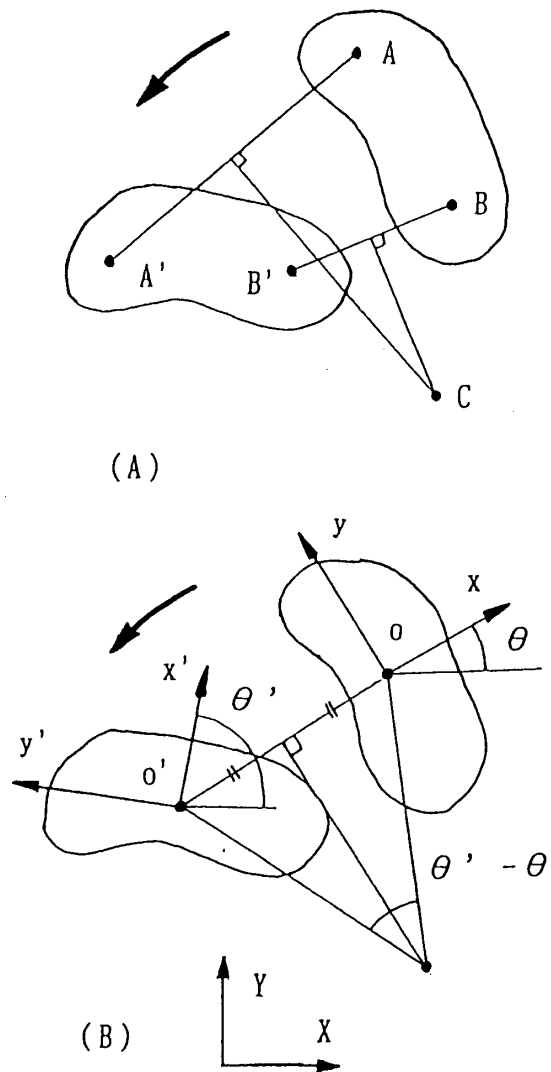


図2 平面における回転中心

ヘリカル軸は、軸の方向(方向余弦)、位置(軸上の点)、軸回りの回転角(軸の方向に対して右手則で定義、常に正の値)、軸に沿った移動量、の6パラメータで定義される。

図3の剛体の位置1から2への運動は並進ベクトル  $\{v\}$  と回転行列  $[R]$  で表記される。ここで  $\{p_1\}\{p_2\}$  は剛体上の任意の点  $p$  の位置1,2における座標値とする。ここでヘリカル軸の方向余弦ベクトルを  $\{n\}$ 、ヘリカル軸回りの回転角度を  $\phi h$ 、( $\pi \geq \phi h \geq 0$ )、ヘリカル軸に沿った移動量を  $t$ 、ヘリカル軸上の任意の点を  $\{s\}$  とする。

剛体の運動を回転運動と平行運動に分離すると平行運動は  $t\{n\}$ 、回転運動は、 $(1 - \cos \phi h)\{n\} \times (\{n\} \times (\{p_1\} - \{s\})) + \sin \phi h\{n\} \times (\{p_1\} - \{s\})$  となる。ここで付録1より、

$$\begin{aligned} \{p_2\} &= [R]\{p_1\} + \{v\} \\ &= \{p_2\} + t\{n\} \\ &\quad + (1 - \cos \phi h)\{n\} \times (\{n\} \\ &\quad \times \{n\} \times (\{p_1\} - \{s\})) \end{aligned} \quad (1)$$

$p$  は剛体上の任意の点であるから、式(1)は平行運動と回転運動の部分に分割できる。

$$\{v\} = t\{n\} + (1 - \cos \phi h)\{s\} - \sin \phi h\{n\} \times \{s\} \quad (2)$$

$$[R]\{p_1\} = \cos \phi h \{p_1\}$$

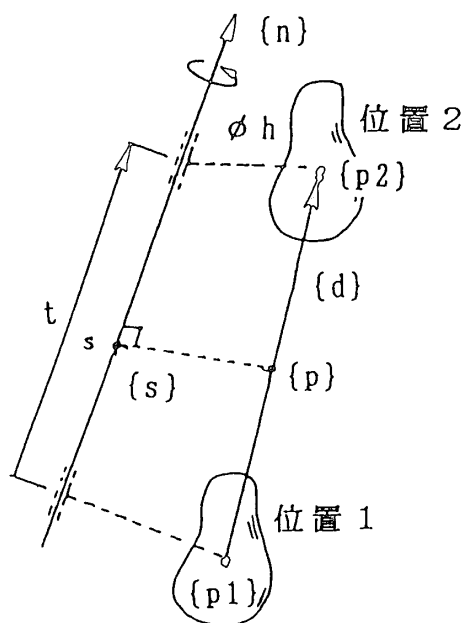


図3 ヘリカル軸パラメータ (Woltring<sup>6)</sup>)

$$+ (1 - \cos \phi h)\{n\}^T \{p_1\} + \sin \phi h\{n\} \times \{p_1\} \quad (3)$$

ここでこの式は次の式と等価である。

$$\frac{1}{2}([R] - [R]^T)\{p_1\} = \sin \phi h\{n\} \times \{p_1\} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \frac{1}{2}([R] + [R]^T)\{p_1\} &= \cos \phi h [E] \\ &\quad + (1 - \cos \phi h)\{n\}\{n\}^T \end{aligned} \quad (5)$$

$([R] - [R]^T)/2$  は交代行列であるから  $R_{ij}$  を  $[R]$  の  $i$  行  $j$  列成分とし、

$$\sin \phi h \{n\} = \frac{1}{2} \begin{Bmatrix} R_{32} - R_{23} \\ R_{13} - R_{31} \\ R_{21} - R_{12} \end{Bmatrix} \quad (6)$$

ここで  $|n|=1$ 、 $\phi h \geq 0$  の条件より、ヘリカル軸回りの回転角  $\phi h$  は、

$$\begin{aligned} \sin \phi h &= \frac{1}{2} \sqrt{(R_{32} - R_{23})^2 + (R_{13} - R_{31})^2 + (R_{21} - R_{12})^2} \end{aligned} \quad (7)$$

ヘリカル軸方向余弦ベクトル  $\{n\}$  は、

$$\{n\} = \frac{1}{2 \sin \phi h} \begin{Bmatrix} R_{32} - R_{23} \\ R_{13} - R_{31} \\ R_{21} - R_{12} \end{Bmatrix} \quad (8)$$

ヘリカル軸上の点  $\{s\}$  は  $\{p_1\}$  と  $\{p_2\}$  の中点  $\{p\}$  をヘリカル軸に投影した点と定義すると、

$$\{p\} = \frac{1}{2}(\{p_1\} + \{p_2\}) \quad (9)$$

$$\{d\} = \{p_2\} - \{p_1\} \quad (10)$$

$$\{s\} = \{p\} + \frac{1}{2 \tan\left(\frac{1}{2} \phi h\right)} \{n\} \times \{d\} \quad (11)$$

ヘリカル軸に沿った並進量  $t$  は、

$$t = \{n\}^T \{d\} \quad (12)$$

で与えられる。

以上のようにヘリカル軸のパラメータを求める問題は、運動する剛体上の任意の点の位置と姿勢行列  $[B]$  を求める問題に帰結される。

### 3. 手関節回転軸の推定

#### 3.1 実験装置

手関節運動は図4のような装置を用い、被験者の前腕を水平、中立位に肘関節を45度屈曲した肢位で固定し、ハンドを1つの剛体とみなすために軽く握った形態で装具で固定した。この装具は運動を安定させるために回転台にとりつけられている。装具の固定は手関節内外転と回内外運動を制限しているほかは手関節の自然な運動を妨げないようにしている。また回転台の軸にとりつけたプーリでハンドにトルク負荷を加えることができる。またこれらの実験装置はあとで説明する磁気式位置計測装置の使用を考慮してすべて木材や樹脂で製作した。この装置で手関節を毎秒約10度で屈曲伸展運動を行った。

手関節運動の計測は、POLHEMUS社(USA)の3SPACE ISOTRAK(以下、ISOTRAK)で行った。この計測システムは3組の直交コイルを持ち時分割で3方向(X, Y, Z方向)に磁界を発生するソースと、同じく3組の直交コイルを持つセンサーで構成

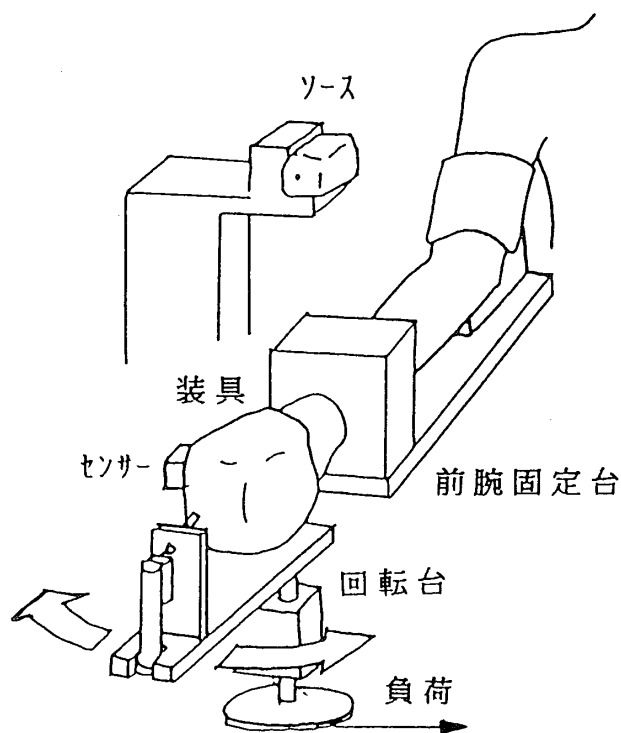


図4 実験装置

される。センサーのコイルにはソースからの距離と姿勢により電流が誘起されこれを計測することで、センサーのソースに対するオイラー角と三次元位置が計算される。この結果はRS-232Cによりパソコンに送られる。

ISOTRAKから得られる、ジャイロスコピックオイラー角(Gyroscopic Euler Angles)(以下、オイラー角)から、姿勢行列[B]は与えられる。(付録2参照)また、センサーの三次元位置データをそのまま{ $h$ }の値として用いることで先のヘリカル軸パラメータを計算した。

#### 3.2 運動計測精度と軸位置推定

ISOTRAKの計測精度を確認するために次の方法で検討した。計測対象から十分に離して配置したサーボモータで回転台を等速回転させ、回転台に固定したセンサーで回転と同期させて10回転計測し、この結果の標準偏差を表1に示す。位置、角度とも誤差はカタログデータよりかなり小さいが、運動が速い場合やソースとセンサー間の距離が大きい場合には誤差はこれよりさらに大きくなることを確認している。

平面における回転中心、空間におけるヘリカル軸のいずれも計測誤差の影響を強く受ける。そこでその影響を表2付図に示す場合について検証した。センサーが位置1からY軸回りに5度回転し位置2に移動したとする。この場合のヘリカル軸はY軸に一致する。位置2での計測値に誤差が加わった場合のヘリカル軸とXY平面との交点を表2に示す。ここでわかるように、ヘリカル軸の位置計算は三角測量に似たところがあり、回転角度 $\phi h$ が小さいときは計測誤差のヘリカル軸位置推定への影響は大きく、逆に $\phi h$ が大きいときは運動計測結果の情報を

表1 ISOTRAKの計測精度(標準偏差)

ソースセンサー距離	位置 [mm]	角度 [DEG.]
155mm	0.15	0.083
222	0.49	0.282
308	0.39	0.154
400	0.37	0.116
496	0.49	0.169

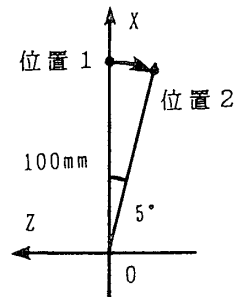


表 2 計測誤差の影響

$\Delta X_2$ [mm]	$\Delta S_x$	$\Delta S_y$	$\Delta S_z$ [mm]
+0.1	0.05	0	-1.15
+1	0.5	0	-11.5
$\Delta \phi_2$ [deg]	$\Delta S_x$	$\Delta S_y$	$\Delta S_z$ [mm]
+0.1	1.96	0	-0.09
+1	16.6	0	-0.73

失うことになる。このようにヘリカル軸パラメータを計算する際に回転角度  $\phi h$  を考慮しないと誤差の影響を一定に保つことはできない。そこでヘリカル軸パラメータの計算に際して、位置とオイラー角の時系列計測データからある値以上の回転角度  $\phi h$  を持つデータの組（位置 1 と 2 に相当）で計算を行った。

また表 1 の ISOTRAK の計測精度を考慮すると、何らかのデータ平滑化が計算結果の精度を向上させる上で必要であることがわかる。

ISOTRAK のように連続運動の計測データが時系列で得られる場合には、平滑化によって計算結果のばらつきを小さくすることができる。その方法は、関数で近似する方法とフィルターを用いて高周波成分を除去する方法に大別できる。膝関節軸位置の推定にスプライン関数近似を利用した例もある<sup>11)</sup>。しかし位置データとオイラー角の全てが等しくヘリカル軸パラメータ計算結果の誤差に関係している訳ではないのでそれぞれが最適な平滑化の基準をもつと考えられる。また計測対象の運動の種類によりこの最適な平滑化基準が変化することも考えられる。ここでは関数近似法ではなく、信号の時系列特性が失われにくい移動平均で平滑化を行い、ヘリカル軸パラメータの計算を行った。この際手関節の運動の速度と軸計算結果のばらつきの大きさを考慮した。この方法でサーボモータによる等速回転運動時のヘリカル軸パラメータを計算した結果、回転軸位置は  $\pm 1\text{mm}$  以下の誤差で計測できた。

### 3.3 手関節軸推定とその模式的モデル

各 20 回の試行における手関節回転軸位置の軌跡を図 5 に示す。図 5 (A) は屈曲位から伸展位へ (B)

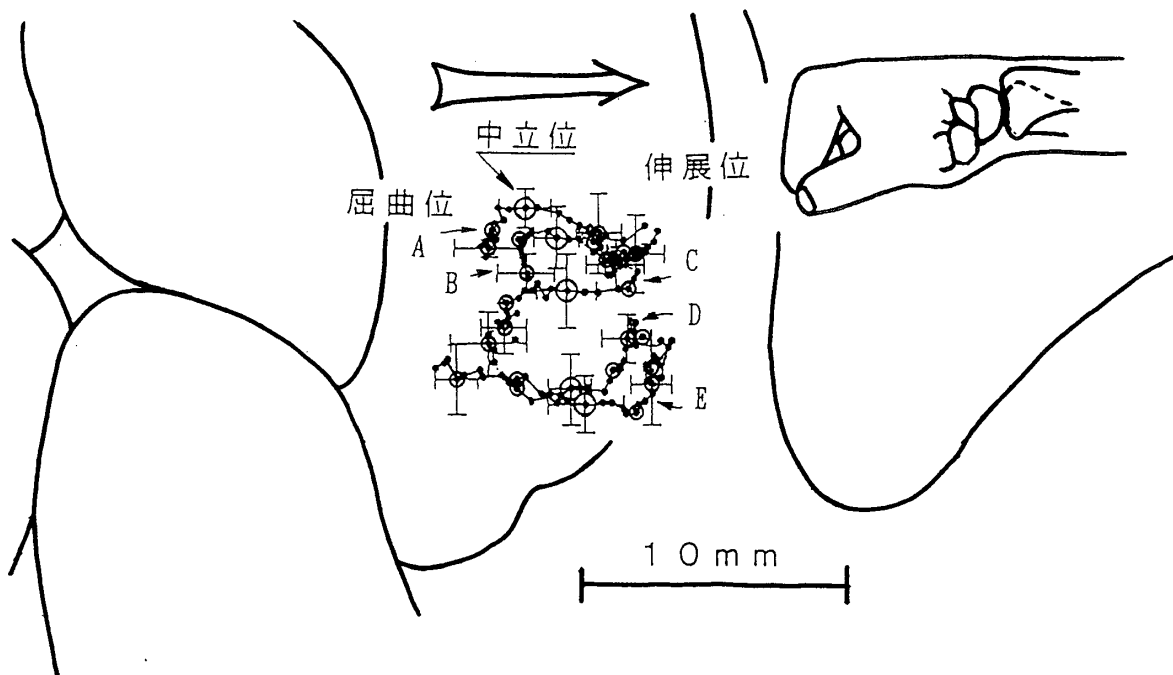
は伸展位から屈曲位への運動である。図中の 5 本のラインは負荷条件を示す。●は中立位を示しており、屈曲側は  $20^\circ$  伸展側は  $25^\circ$  の範囲での結果である。ここで回転軸方向は関節運動平面にほぼ垂直であったので、橈骨と尺骨の茎状突起の位置の中点を含む平面と回転軸との交点で表現している。図中の骨格は手関節中立位での X 線写真をもとにトレースしたものである。

手関節回転軸位置の軌跡は次の傾向がある。

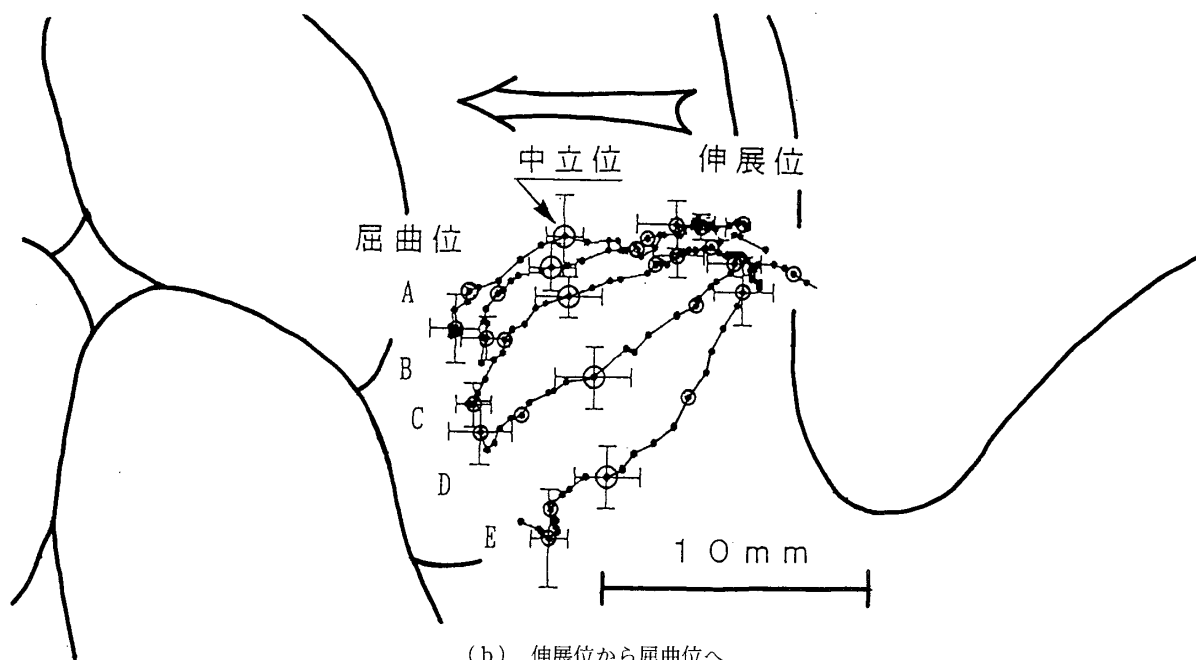
- ① 橈骨手根関節と手根間関節の間の手掌側の範囲内において、屈曲→伸展では遠位から近位へ、伸展→屈曲では近位から遠位へ移動する。
- ② 軌跡の移動量は伸展→屈曲の方が大きい。
- ③ 関節角度が  $10^\circ$  以下の中立位付近で移動量が大きく、それ以外では移動は少ない。
- ④ 負荷のない場合はほぼ同じ位置を通る。
- ⑤ 負荷の方向に軌跡は変化する。この変化量は手掌側負荷の場合で大きく軌跡のパターンが変化する。

関節運動による回転軸位置の変化について考えてみる。関節運動は一般に隣接した骨の関節面の相対運動で関節面の滑りと転がりの両成分が含まれている。例えば膝関節では関節面形状から滑り成分が多い運動をするが X 線写真等によって大腿骨と脛骨の接触点をトレースすると関節角度により滑りと転がり成分の割合が変化していることがわかる。関節軸位置はこの割合を示している<sup>8)</sup>。

Kapandji は手関節運動時の手根骨の動きを解剖学的に説明している<sup>12)</sup>。そこで橈骨関節面の形状と傾きから、手根骨全体が手掌側にシフトしやすいことを指摘している。図 6 (A) これは先に述べた回転軸軌跡の傾向⑤と合っている。また橈骨・手根骨



(A) 屈曲位から伸展位へ



(b) 伸展位から屈曲位へ

図 5 手関節屈曲伸展時の回転軸位置

A : 手背方向に 0.1 kgm, B : 手背方向に 0.05 kgm, C : 負荷なし, D : 手掌方向に 0.05 kgm, E : 手掌方向に 0.1 kgm,

間を連結する靭帯の作用により伸展時に手根骨は近位手背側に引き上げられるとしている。図 6 (B) この傾向は図 5 において手掌側に負荷がある場合に見られる。

さらに手根骨の動きを理解するために X 線ビデオ

で撮影しその結果を図 7 に示す。これより以下の傾向がわかる。

A 橈手根関節, 手根間関節のいずれも滑り成分が主である。

B 伸展位では橈手根関節が, 屈曲位では手根間関

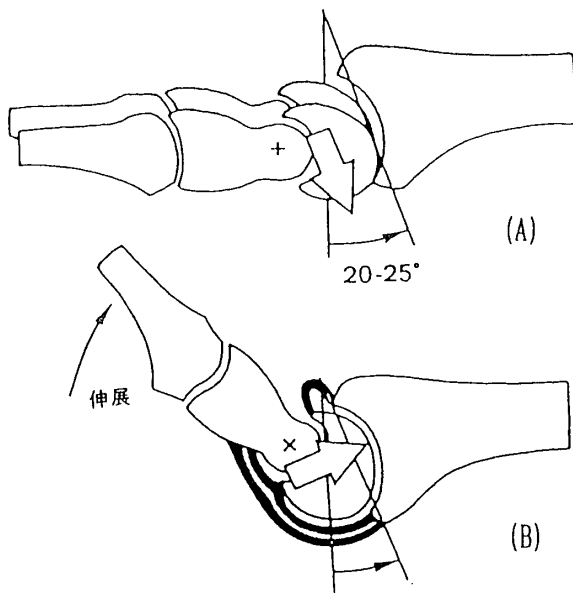


図6 手関節の解剖学的特徴 (Kapandji<sup>12)</sup>)

節が主に動く。

C 中手骨と手根骨の相対運動は小さい。

このうちBは回転軸軌跡の傾向①③の要因と思われる。

以上より手関節において回転軸位置が変化する要因は先に述べた関節面の滑りと転がりの関係に加えて、靭帯も含んだ手関節複合体の合成運動でほぼ説明ができる。

以上の結果より手関節を模式的に表現したのが図8である。ここで、

ア 手関節には構造的に前腕リンクとハンドリンクを連結する中間リンクがある。

イ リンク相互の連結は緩い。

ウ リンク間の角度変化にはパターンがあり、手関節角度、運動方向、負荷条件等に影響される。

エ 中間リンクの長さは8mm程度と考えられるが、ハンドの形態によっては変化が予想できる。

#### 4. 手関節周囲筋のモーメントアーム

手関節周囲筋/腱の走行位置を別途MRIで計測した。計測したのは、長橈側手根伸筋 (ECRL)、短橈側手根伸筋 (ECRB)、尺側手根伸筋 (ECU)、総指伸筋 (ED)、短母指伸筋 (EPB)、橈側手根屈筋 (FCR)、尺側手根屈筋 (FCU)、浅指屈筋 (FDS)、

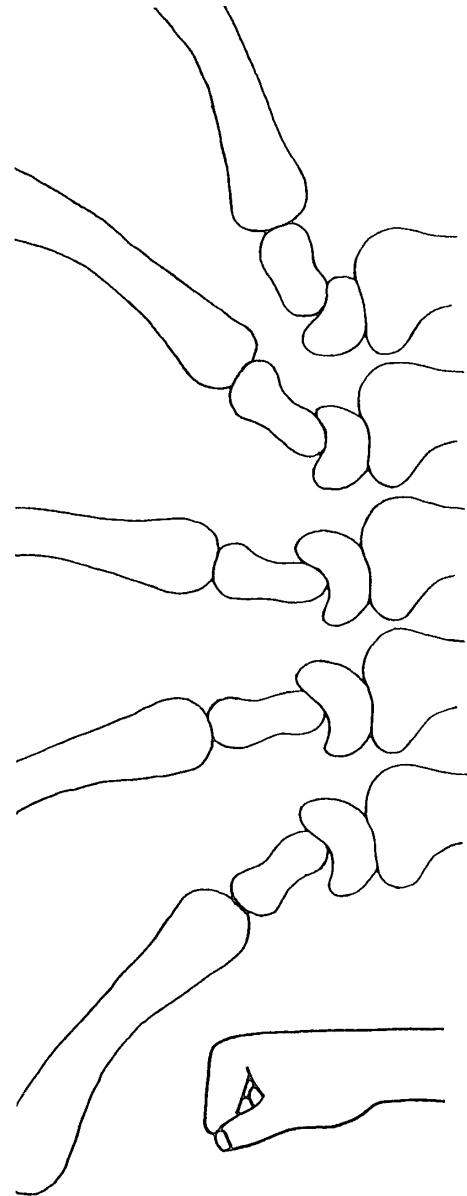


図7 手関節運動時の手根骨の動き

深指屈筋 (FDP)、長母指屈筋 (FPL) の10筋で、計測は手関節角度が、伸展22°、屈曲5°、屈曲34°の3つの場合で行った。そのうち屈曲5°の結果を図9に示す。

この図は運動平面への投影図である。また前章で推定した手関節回転軸(図5)は運動平面にほぼ垂直であるから、両図を重ね合わせることで回転軸と筋走行の位置関係が分かる。ここでモーメントアームを筋走行曲線と軸位置の最短距離と定義し、負荷のない状態で屈曲から伸展へ運動した場合についてまとめた結果を図10に示す。

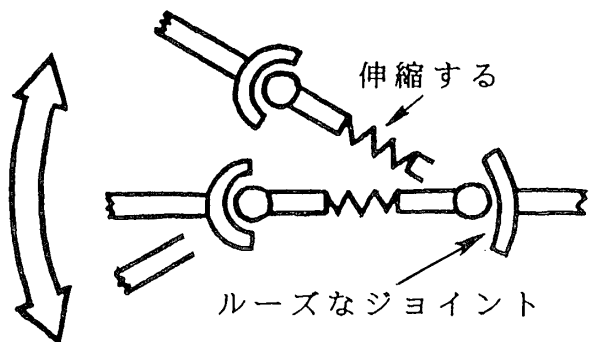


図 8 手関節運動の模式図

Tölbirt らは屍体標本で腱の張力とこれによりハンドに発生する力の関係より手関節中立位でのモーメントアームを推定した<sup>13)</sup>。図 10 の結果はこれに良く合致している。

Nathan は前腕筋の電気刺激によりハンドに発生する力を計測し、筋力の作用方向を手関節角度を変えて推定している<sup>14)</sup>。筋力方向とモーメントアームの比較は実際困難であるが、例えば橈側の筋の筋力方向がより橈側に変化した場合モーメントアームは減少したと考えられるだろう。しかしこの方法では

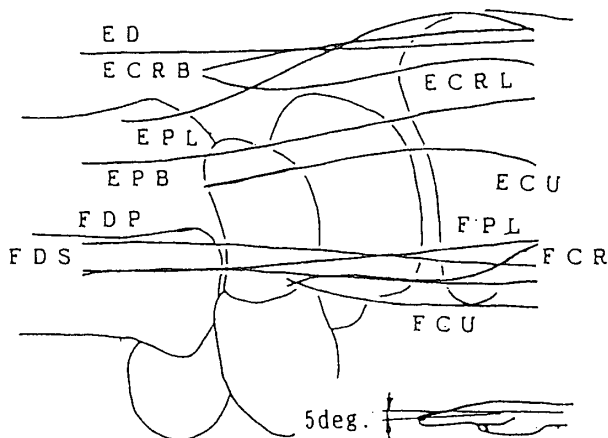


図 9 手関節周囲筋/腱の走行位置

手掌方向にある FDP, FCR や手背方向にある ED については比較できない。その他の筋について比較したところ、伸筋ではおおむね同じ傾向がみられた。

また ECRB の各負荷条件でのモーメントアームを図 11 に示す。ここでも負荷による手関節部支帯の変化などは無いものとして、筋/腱の走行位置データとして無負荷の場合のデータを使用した。これ

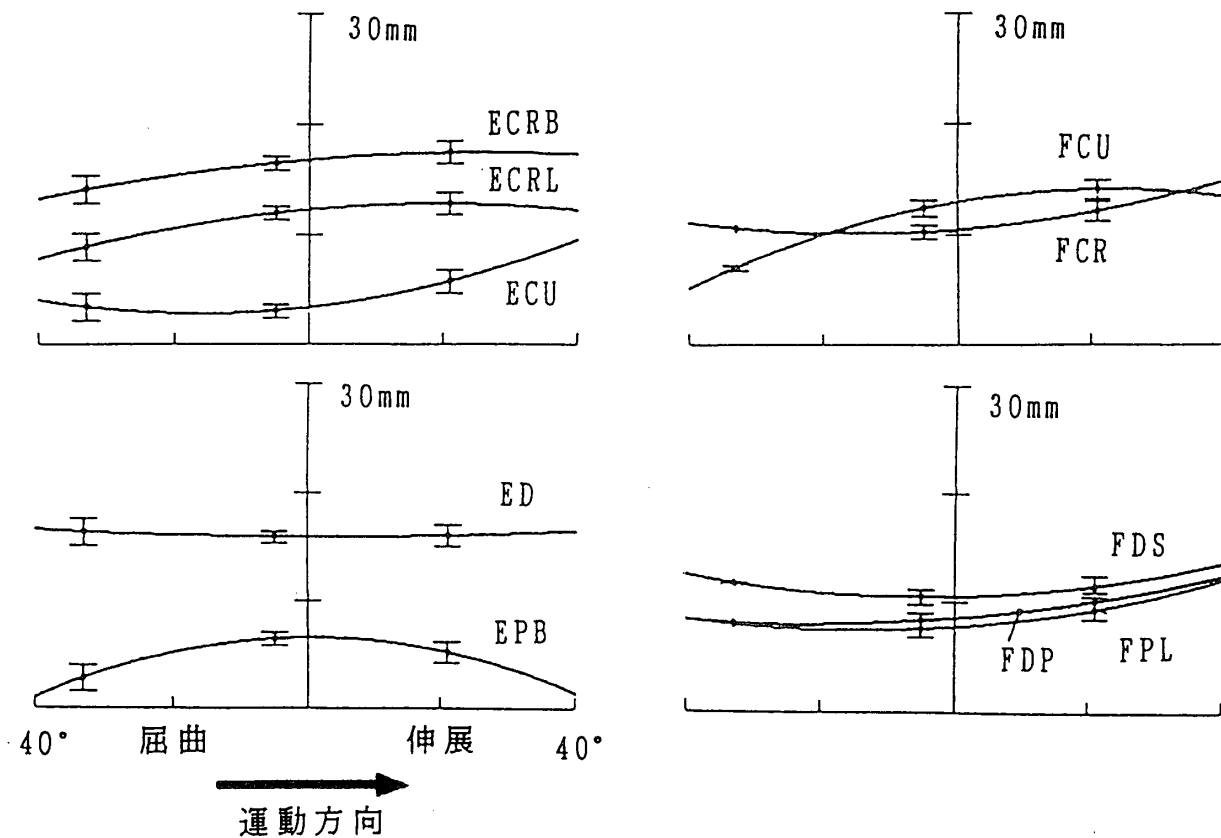


図 10 手関節周囲筋のモーメントアーム



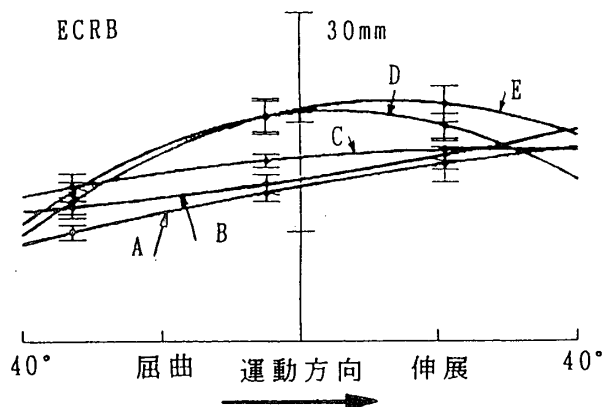


図 11 負荷によるモーメントアームの変化

A: 手背方向に 0.1 kgm, B: 手背方向に 0.05 kgm,  
C: 負荷なし, D: 手掌方向に 0.05 kgm, E: 手掌方向に  
0.1 kgm.

より手掌側に負荷がかかる場合にはモーメントアームが増加していることがわかる。これは手関節軸位置の負荷による変化によるもので、他の筋の場合にも同様に負荷によりモーメントアームが増加する傾向がある。これは手関節の構造に起因する現象であり、生体の持つ合理性の1つであると考えられる。

## 5. おわりに

生体の関節回転軸位置に関して説明し、磁気式計測器により手関節屈曲伸展時の回転軸位置の推定を行った。その結果は解剖学的な特徴のいくつかを示していた。また周囲筋の走行位置をMRIで計測し各筋のモーメントアームを推定した。

これらの結果は、上肢の筋骨格モデルを構築する上で利用していく。このモデルによる筋力推定が可能になることにより、機能的電気刺激 (FES) の刺激パターンの推定に際して多くの手がかりが得られると期待できる。また筋骨格モデル自身は、腱移行術等の整形外科的手術の術後予測等にも応用が予想される。また関節の回転軸位置を運動計測により行う方法はほかの関節への応用が可能である。

## 参考文献

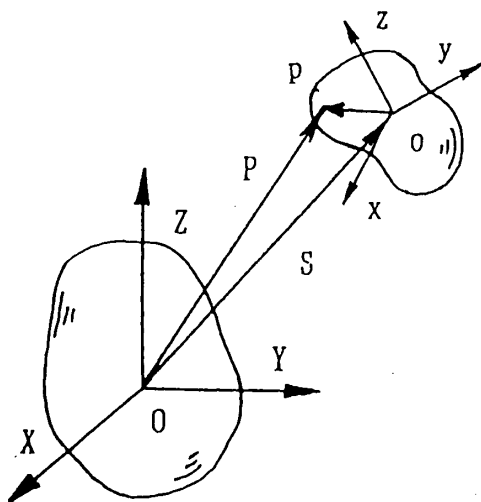
- 1) 山崎信寿, 六馬信之: 上肢運動の決定要素, バイオメカニズム 8, 27-36, (1986).
- 2) Seireg, A. & Arvikar, R.: *Biomechanical Analysis*

*of the Musculoskeletal Structure for Medicine and Sports*, Hemisphere Pub., NY, 207-229, (1989).

- 3) Kinzel, G.L.: Measurement of the total motion between two body segments I, *J. Biomechanics*, Vol. 5, 93-105, (1972).
- 4) Kinzel, G.L.: Measurement of the total motion between two body segments II, *J. Biomechanics*, Vol. 5, 283-293, (1972).
- 5) Andrews, J.G.: A biomechanical investigation of wrist kinematics, *J. Biomechanics*, Vol.12, 83-93, (1979).
- 6) Woltring, H.J.: Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics, *J. Biomechanics*, Vol.18, 379-389, (1985).
- 7) Blankevoort, L.: Helical axis of passive knee joint motion, *J. Biomechanics*, Vol.23, 1219-1229, (1990).
- 8) 前川清之, 森脇正之, 田中誠, 石田明允: 肩複合体の運動解析: 第12回バイオメカニズムシンポジウム前刷り, 251-259, (1991).
- 9) 石田明允, 今井祥二, 野城真理: 関節運動における瞬間中心の計測, バイオメカニズム 10, 63-70, (1990).
- 10) Amis, A.A.: Muscle strengths and musculo-skeletal geometry of the upper limb, *Engineering in Medicine*, Vol.8, 41-48, (1979).
- 11) De Lange, A.: Effects of data smoothing on the reconstruction of helical axis parameters in human joint kinematics, *J. Biomechanical Engineering*, Vol.112, 107-113, (1990).
- 12) Kapandji, I.A.: *The Physiology of the Joints, Vol.1 Upper Limb*, Churchill Livingstone, 148-150 (1970).
- 13) Tölbirt, J.R.: The Kinetics of normal and prosthetic wrists, *J. Biomechanics*, Vol.18, 887-897, (1985).
- 14) Nathan, R.H.: The Isometric action of the forearm muscles, *Transactions of ASME*, Vol.114, 162-169, (1992).

## 付録 1 空間における 2 剛体の関係

空間に 2 つの剛体 1 と 2 を仮定し、それぞれに直交座標系  $O-XYZ$  と  $o-xyz$  を設定する。それぞれの単位ベクトルを  $(I, J, K)$ ,  $(i, j, k)$  とすると次の関係を持つ。



図A 空間における剛体の表現

$$\begin{aligned} \begin{Bmatrix} i \\ j \\ k \end{Bmatrix} &= \begin{bmatrix} iI & iJ & iK \\ jI & jJ & jK \\ kI & kJ & kK \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} I \\ J \\ K \end{Bmatrix} \\ &= [B] = \begin{Bmatrix} I \\ J \\ K \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{A } 1)$$

ここで行列 [B] は座標変換行列であり、交代行列であるので  $[B]^{-1} = [B]^T$  である。剛体 2 上の任意の点  $p$  の  $O$ - $XYZ$  座標値を  $(Px, Py, Pz)$ ,  $o$ - $xyz$  座標値を  $(px, py, pz)$  とすると次の関係が成り立つ。

$$\begin{Bmatrix} Px \\ Py \\ Pz \end{Bmatrix} = [B]^T \begin{Bmatrix} px \\ py \\ pz \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Sx \\ Sy \\ Sz \end{Bmatrix} \quad (\text{A } 2)$$

ここで  $(Sx, Sy, Sz)$  は座標系  $o$ - $xyz$  の原点の  $O$ - $XYZ$  座標値である。

次に剛体 2 が位置 1 から 2 へ移動した場合について考える。このとき剛体 1 は動かないものとする。以下、添字 1, 2 で位置を表示する。式 (A 2) より位置 1 と位置 2 の場合はそれぞれ以下ようになる。

$$\begin{Bmatrix} Px_1 \\ Py_1 \\ Pz_1 \end{Bmatrix} = [B_1]^T \begin{Bmatrix} px \\ py \\ pz \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Sx_1 \\ Sy_1 \\ Sz_1 \end{Bmatrix} \quad (\text{A } 3)$$

$$\begin{Bmatrix} Px_2 \\ Py_2 \\ Pz_2 \end{Bmatrix} = [B_2]^T \begin{Bmatrix} px \\ py \\ pz \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Sx_2 \\ Sy_2 \\ Sz_2 \end{Bmatrix} \quad (\text{A } 4)$$

式 (A 3), (A 4) より,

$$\begin{aligned} \begin{Bmatrix} px \\ py \\ pz \end{Bmatrix} &= [B_1] \begin{Bmatrix} Px_1 \\ Py_1 \\ Pz_1 \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} Sx_1 \\ Sy_1 \\ Sz_1 \end{Bmatrix} \\ &= [B_2] \begin{Bmatrix} Px_2 \\ Py_2 \\ Pz_2 \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} Sx_2 \\ Sy_2 \\ Sz_2 \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{A } 5)$$

$$\begin{aligned} \begin{Bmatrix} Px_2 \\ Py_2 \\ Pz_2 \end{Bmatrix} &= [B_2]^T [B_1] \begin{Bmatrix} Px_1 \\ Py_1 \\ Pz_1 \end{Bmatrix} \\ &+ [B_2]^T \left( \begin{Bmatrix} Sx_2 \\ Sy_2 \\ Sz_2 \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} Sx_1 \\ Sy_1 \\ Sz_1 \end{Bmatrix} \right) \end{aligned} \quad (\text{A } 6)$$

点  $P$  は剛体 2 上の任意の点であるから、式 (A 6) より位置 1 から 2 への剛体 2 の運動が定義された。ここで  $[R] = [B_2]^T [B_1]$ ,  $\{v\} = [B_2]^T (\{S_2\} - \{S_1\})$  として、

$$\{p_2\} = [R]\{p_1\} + \{v\} \quad (\text{A } 7)$$

## 付録 2

オイラー角を、 $Z$  軸回りに  $\phi$ ,  $Y$  軸回りに  $\theta$ ,  $X$  軸回りに  $\psi$  と定義すると姿勢行列 [B] は次式で与えられる。

$$[B] = \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \theta & & & & & & & & \\ -\sin \phi \cos \psi + \cos \phi \sin \theta \sin \psi, & & & & & & & & \\ \sin \phi \sin \psi + \cos \phi \sin \theta \cos \psi, & & & & & & & & \\ \sin \phi \cos \theta & & & & & & & & \\ \cos \phi \cos \psi + \sin \phi \sin \theta \sin \psi, & & & & & & & & \\ -\cos \phi \sin \psi + \sin \phi \sin \theta \cos \psi, & & & & & & & & \\ -\sin \theta & & & & & & & & \\ \cos \theta \sin \psi & & & & & & & & \\ \cos \theta \cos \psi & & & & & & & & \end{bmatrix} \quad (\text{B } 1)$$

## A BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE WRIST JOINT MOVEMENT

Junichi OHSHIMA\*, Toshiyasu YAMAMOTO\* and Kiyotoshi MATSUOKA\*\*

\**Rehab. R & D Department, Toyama Pref. Koshi Rehab. Hospital*

\*\**Div. of Control Engineering, Kyushu Institute of Technology*

In the field of biomechanical modeling, many kinds of studies of the musculoskeletal systems have been made to estimate the muscular force of the extremity in a specific motion. However, the mechanics of a wrist movement have barely been investigated for defining and modeling the muscular dynamics in a clinical use. And the results from the model often conflict with the experimental results *in vivo*. This is because the wrist joint models used in the studies are oversimplified without using kinematic and anatomical information such as the axile position, the muscular moment-arm, etc.

The purpose of this study is 1) to estimate the axile position of the wrist joint and the moment-arm of forearm muscles experimentally and 2) to give the kinematic and graphical data on the wrist joint that is useful for building a musculoskeletal model. In this paper, the method of calculating the 3-dimensional axile position from the measurement of a rigid body motion is applied to estimate the axile position of the wrist joint during flexion/extension. The hand motion relative to the forearm is measured with an electromagnetic tracking system (3SPACE ISOTRAK, Polhemus USA). A specific circular motion is used to confirm the sensitivity of the measuring system to calculate the axile position.

The experiments are performed with 5 kinds of load to the wrist joint (no load, 0.1, 0.05 kgm anterior/posterior load). The moment-arms of ECRL, ECRB, ECU, ED, EPB, FCR, FCU, FDS, FDP and FPL are evaluated with the results of the axile position and the muscular lines are measured with 3 kinds of wrist joint angle with

MRI.

The wrist joint axis during flexion/extension is in the range of about 10mm square, at the proximal and anterior part of the lunate. The axile position changes within the range according to the movement and the direction and the magnitude of the load, but the axis falls at almost right angles to the movement plane.

The movement of the carpal bones during flexion/extension are measured with an X-ray video camera to substantiate the results of the axile position. The results of the measurement—that the mid-carpal joint mainly moves during flexion and the radio-carpal joint mainly moves during extension—make it manifest that the axile position changes distally and proximally. From the experimental results it is found that the moment-arm of the extensor becomes larger with the load in the anterior direction, and the same is true for the flexor with the load in the posterior direction.

The moment-arm of each muscle is a key parameter to relate the joint torque with the muscular force, and also the joint motion with the muscular length. The moment-arm in this study may be used to estimate the forearm muscular length in the modeling analysis of the wrist joint motion. The muscular length is one of the important indices to consider the muscular dynamics investigated physiologically and anatomically. And the musculoskeletal model including this information will be very useful for estimating a practical stimulation pattern of the functional electrical stimulation system.