前腕回旋運動時に作用する筋力の数値解析*

吉 成 哲^{*1}, 但 野 茂^{*2}, 鵜 飼 隆 好^{*2}Numerical Analysis of Muscl Force during Pronation-Supination
of the Forearm Joint

Satoshi YOSHINARI, Shigeru TADANO and Takayoshi UKAI

Considering the human upper limb from the viewpoint of mechanics, every degree of freedom of motion is actuated and controlled by more than two muscles. In this paper we describe a method of numerical analysis of muscle force in a human upper limb during pronation-supination of the forearm joint. Because no muscle force can be calculated from only the equilibrium equations of force moment, the optimization method using Lagrange multipliers, which was proposed by Raikova, was applied to this analysis. Muscles were modeled by a straight line from the origin to the insertion. The analytical results were mostly affected by musculoskeletal geometry, in particular, the results for the short muscles of the forearm exhibited such an effect. Therefore, the muscle paths were determined by using a plastic three-dimensional human upper limb prototype. Parameters in the object function of the optimization method were selected to express the muscle properties acting only in the direction of the contraction. Therefore, the synergist and the antagonist could be separated analytically. The results obtained from this analysis were confirmed by experiments using electromyography.

Key Words: Biomechanics, Numerical Analysis, Motion Analysis, Muscle Force, Medical Engineering, Rehabilitation Engineering

1. 緒 言

ヒト上肢の運動を力学的に見ると、関節の運動自由度は、それぞれ2本以上の筋が駆動することによって実現している。筋力を推定するモデル解析を行う場合、関節運動に作用する筋の数は、力およびモーメントの釣合い方程式の数より多くなるため、そのみでは筋力を求めることはできない。このことは、静的な不静定問題の解析となる。これを解析するために、最適化探索法を用いた数値解析手法が提唱されている^{(1)~(5)}。

著者らは、上肢運動時に作用する筋力の数値解析を試みている。前報⁽⁶⁾では、上腕を固定した状態で、肘関節屈曲運動中に作用する筋力の数値解析を行った。外力は前腕自重とし、前腕が中間位、回内位、回外位に位置する場合をそれぞれ解析した。その結果、屈曲運動中に作用する支配的な筋は、前腕の位置によって大きく異なることを確認した。また、筋が骨と付着する領域内であっても、筋の起始位置(骨との付着点位

置)が、解析結果に大きな影響を及ぼすことも確かめた。これらの成果に基づいて、本研究では前腕回旋運動時に作用する筋力の数値解析を試みる。回旋運動に作用する筋は、屈曲運動に作用する筋に比べて、筋長が極端に短い。筋ベクトルの方向が運動中常に変化する。また、起始と停止位置座標の読取り精度や筋の走行形態も、精度のよい解析を行うためにはより重要となる。

そこで本研究では、上肢の三次元骨格モデルをできるだけ忠実に作ることで、より解剖学的な筋の三次元走行と付着位置を考慮した筋力の数値解析を行った。数値解析には、前報⁽⁶⁾と同様、Lagrange 未定乗数法による最適化手法を利用した。そのパラメータ探索時に、協力筋と拮抗筋の分離手法や筋起始位置の最適点決定法も検討した。解析は、肘関節を屈曲角45°と90°で保持した場合の前腕回旋運動を対象とし、回旋角と各筋力の関係を求めた。解析結果は筋電位測定結果と比較検討し、本解析手法の妥当性を確認した。

2. 解 析 手 法

2.1 前腕回旋運動時の釣合い方程式 前腕の回旋運動を定式化するため、図1の三次元剛体モデルを考える。図中、 G_1 , G_2 は、前腕(Forearm)、手(Hand)

* 1996年9月22日 日本機械学会第74期全国大会において講演, 原稿受付 1996年7月12日。

^{*1} 正員, 北海道立工業試験場(〒060 札幌市北区北19条西11丁目)。

^{*2} 正員, 北海道大学工学部(〒060 札幌市北区北13条西8丁目)。

Fig. 1 Three-dimensional model of upper limb

の自重を示す。また、 F_{1i} ($i=1, 2, \dots, n_1$) は前腕の筋力、 F_1^* は前腕に作用する外力、 F_{2i} ($i=1, 2, \dots, n_2$) は手の筋力、 F_2^* は手に作用する外力を示す。ここで i は、各部位を構成する主要な筋を表す。 R_1 , R_2 は、肘、手関節の関節反力である。 $M_{O_1}(F)$ を、肘関節座標系の原点 O_1 回りのモーメント、 $M_{O_2}(F)$ を、手関節座標系の原点 O_2 回りのモーメントとする。各関節座標系の原点は、各関節の回転運動中心にとる。解析に際し、各関節角度および自重と外力は既知とする。このときの力とモーメントの釣合い方程式は式(1)～(4)で表される。

$$\sum_{i=1}^{n_1} \vec{F}_{1i} + \vec{F}_1^* + \vec{G}_1 - \vec{R}_2 + \vec{R}_1 = 0 \quad (1)$$

$$\sum_{i=1}^{n_2} \vec{F}_{2i} + \vec{F}_2^* + \vec{G}_2 + \vec{R}_2 = 0 \quad (2)$$

$$\sum_{i=1}^{n_1} \vec{M}_{O_1}(\vec{F}_{1i}) + \vec{M}_{O_1}(\vec{F}_1^*) + \vec{M}_{O_1}(\vec{G}_1) - \vec{M}_{O_1}(\vec{R}_2) = 0 \quad (3)$$

$$\sum_{i=1}^{n_2} \vec{M}_{O_2}(\vec{F}_{2i}) + \vec{M}_{O_2}(\vec{F}_2^*) + \vec{M}_{O_2}(\vec{G}_2) = 0 \quad (4)$$

式(3)中の $\vec{M}_{O_1}(\vec{R}_2)$ は、式(5)で表される。このとき手関節反力 R_2 は手関節座標系から肘関節座標系への座標変換後⁽⁷⁾の値を用いる。

$$\vec{M}_{O_1}(\vec{R}_2) = \vec{O_1O_2} \times \vec{R}_2 \quad (5)$$

上式中、 $\times$ は外積を表す。

筋は両端の2点で骨表面に付着していると考え、図1で示されるように、点 S_{ji} を筋(ji)の停止位置、点 P_{ji} を筋の起始位置とすると、筋力 $\vec{F}_{ji}$ は式(6)で表される⁽²⁾⁽⁸⁾。

$$\vec{F}_{ji} = \frac{\vec{S_{ji}P_{ji}}}{|\vec{S_{ji}P_{ji}}|} \cdot |F_{ji}| = |F_{ji}| \cdot \vec{d}_{ji} \quad (j=1, 2) \quad (6)$$

ここで $\vec{d}_{ji}$ は単位ベクトルである。また、各座標系の原点 O_j 回りのモーメントは式(7)で表される⁽²⁾⁽⁸⁾。

$$\begin{aligned} \vec{M}_{O_j}(\vec{F}_{ji}) &= \vec{O_jS_{ji}} \times \frac{\vec{S_{ji}P_{ji}}}{|\vec{S_{ji}P_{ji}}|} \cdot |F_{ji}| \\ &= |F_{ji}| \cdot \vec{d}_{ji} \quad (j=1, 2) \end{aligned} \quad (7)$$

ここで $\vec{d}_{ji}$ は単位モーメントベクトルを表す。

2.2 最適化手法 前腕回旋運動には多数の筋が複雑に作用しているので、条件式よりも未知数となる筋の本数が多い。そのため、釣合い方程式(1)～(4)だけでは解けない。そこで、Lagrange 未定乗数法による最適化手法を用いる⁽²⁾。この場合、最適化のための目的関数は前報⁽⁶⁾と同様に、式(8)を用いる。

$$f(X) = \sum_{i=1}^N C_i X_i^2 + \sum_{i=1}^6 X_{N+i}^2 \quad (8)$$

上式の X_i が $i=1, 2, \dots, n_1$ のときは前腕に働く筋力、 $i=n_1+1, \dots, n_1+n_2$ のときは手に働く筋力を示す。また X_{N+i} ($i=1, 2, \dots, 6$) はそれぞれの関節の関節反力である。 N は筋の総数を示し、 $N=n_1+n_2$ となる。 C_i は任意の値をとる係数である。式(8)の極値を求めるために、Lagrange 関数を以下のように定義する。

$$L(X, \lambda) = f(X) - \sum_{i=1}^{12} \lambda_i h_i \quad (9)$$

ここで λ_i はLagrange乗数、 h_i は式(1)～(4)の力とモーメントの釣合い方程式による制約条件を示す。式(9)の停留条件は以下の式で表される。

$$\begin{aligned} \frac{\partial L(X, \lambda)}{\partial X_i} &= 0 \\ (i=1, 2, \dots, n_1, n_1+1, \dots, n_1+n_2, \\ N+1, \dots, N+6) \end{aligned} \quad (10)$$

$$\frac{\partial L(X, \lambda)}{\partial \lambda_i} = 0 \quad (i=1, 2, \dots, 12) \quad (11)$$

式(10), (11)の連立方程式を解くことにより、目的関数式(8)を最小とする各筋力が得られる。

2.3 協力筋と拮抗筋の判別と目的関数パラメータ

筋は協力して運動を行う協力筋と、反対の運動を行う拮抗筋に分類できる。また、収縮方向にのみ作用し、引張方向には作用しない。式(8)～(11)による解析には、当然これらの特性が考慮されていない。そこで、目的関数の係数 C_i の決定プロセスに、筋の特性を組み込む。本解析では、この係数決定プロセスを3段階に分けた。

ステップ1は、目的関数式(8)の係数 C_i にすべて同じ値を用いて計算する。これはすべての筋が協力筋であると仮定したことになる。

ステップ2は、筋の協力筋と拮抗筋の判別を行い、解析における拮抗筋の影響を減らすプロセスである。ステップ1で得られた筋力には、負の場合もある。筋の特性を考えると、計算で得られた負の筋力は、実際に存在しない。これが拮抗筋となる。協力筋と拮抗筋判別のため、式(12)の評価関数 H_i を用いる。

$$H_i = \int_{\theta_1}^{\theta_2} X_i d\theta \quad (12)$$

ここで X_i はステップ 1 の計算で得られた筋力, θ_1 は関節運動の開始回旋角度, θ_2 は終了回旋角度, i は解析対象の筋の個数 ($i=1, 2, \dots, m$) を示す. 式 (12) で表される H_i は, θ_1 から θ_2 までの運動における筋力の総和を意味する. 評価関数 H_i が負の場合は前腕回旋運動に対して拮抗筋, 正の場合は協力筋と判別する.

次に, 協力筋だけで回旋運動の数値解析を行うために, 拮抗筋の影響を削除しなければならない. すなわち, 拮抗筋の筋力を零に近づける必要がある. そのためには, この筋の目的関数の係数 C_i に大きな値を代入すればよい. このことは, Lagrange 未定乗数法の意味より明らかである. しかし, モデルから拮抗筋の効果を取り除いたため, ステップ 2 で判別した協力筋が負の筋力になることもある.

そこでステップ 3 として, 協力筋の目的関数の係数 C_i を任意の範囲で変化させ, 協力筋が負となる筋力を減少させるように, 係数を決定する. この場合の決定の基準に, 式 (13) の評価関数 W を利用する.

$$W = \sum_{i=1}^N X_i \quad (X_i < 0) \dots \dots \dots (13)$$

評価関数 W は, それぞれの関節角度で, 任意の係数を組み合わせたときの負の筋力の総和である. ここで, 評価関数 W ができるだけ零に近づくような C_i の組合せを決定する.

以上のプロセスにより, 協力筋と拮抗筋の判別ができる. また同時に目的関数の係数 C_i を決定できる.

3. 前腕関節回旋運動の解析

3.1 前腕関節回旋運動のモデル 数値解析による解の精度は, 解析手法もさることながら, モデルの形状精度に大きく依存する. そこで本解析では, 解剖学上の筋付着部位の位置座標を正確に決定するため, ワークステーション上に上肢の三次元骨格モデルを作成した. その手順を説明する. 測定対象には人体骨格

Fig. 2 Plastic prototype of human upper limb

模型 [SA-160 C 型, 京都科学標本(株), 図 2] の上腕骨, 橈骨, 尺骨を用いた. それぞれについて, 三次元デジタル読取り装置 [LAYMATIC Pro, 東京貿易(株)] によって三次元座標を測定した. すなわち骨の長手方向と直交する断面を 2.5 mm ごとを選び, その外周を 40 点測定した. その座標値を三次元形状モデリングソフト (Pro/Engineer, Parametric Technology Corp.) に入力し, スプライン補間によって, 各断面ごとのスプラインカーブを作った. この曲線は位置ベクトル関数 $Q_j(v)$ で表される. また, 同じ測定点番号を持つ各断面の測定点座標値をスプライン補間することにより, 骨長手方向のスプラインカーブを作ることができる. この曲線は位置ベクトル関数 $P_i(u)$ で表される. 各骨のサーフェスモデルは, これらのベクトルの二重和によるスプライン曲面として, 式 (14) で定義される⁽⁹⁾.

$$R(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n K_{i,j} P_i(u) Q_j(v) \dots \dots \dots (14)$$

ここで u, v は関数 $P_i(u), Q_j(v)$ の度数, m は u の節の数, n は v の節の数, $K_{i,j}$ はスプライン曲面の制御点である. 筋の起始と停止位置の領域は, 図 2 の骨格標本に示されている筋付着領域を測定し, サーフェスモデル上に設定した.

次に, それぞれ作成した上腕骨, 尺骨, 橈骨の形状データを適切に連結させる必要がある. そのため, まず全体座標系で任意の参照点を設定し, その点に対する局部座標系を変換した. そして図 2 の骨格標本と同一な位置関係をとるように配置した. しかし, 上肢の運動状態を知るためには, 肘関節と手関節の連結機構を特定しなければならない. 今回は図 2 の上肢骨格モデルを参考に, 肘関節は上腕骨と尺骨の 1 自由度のまわり対偶, 手関節は尺骨と橈骨の 1 自由度のまわり対偶とした. 次にそれぞれの回転軸を決定する. 回転軸を Z 軸とし, 前述の参照点を回転させたときの, 回転角と座標値を測定した. 局所座標系 (x, y, z) 上の点 $P(P_x, P_y, P_z)$ を Z 軸回りに ω° 回転させ, 全体座標系 (X, Y, Z) の座標値 (P_x, P_y, P_z) に変換するときの座標変換は式 (15) で表される.

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos(\alpha + \omega) & -\sin(\alpha + \omega) & 0 \\ \sin(\alpha + \omega) & \cos(\alpha + \omega) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} \dots \dots \dots (15)$$

ここで, α は Z 軸回りの回転角度, β は X 軸回りの

Fig. 3 Three-dimensional model of pronation-supination

回転角度, γ は Y 軸回りの回転角度, a, b, c は X 軸, Y 軸, Z 軸方向の移動を示す. 式(15)の未知数の数から, 参照点が3点あれば回転軸を決定できる. 肘関節屈曲運動については, 屈曲角 $0^\circ, 90^\circ, 146^\circ$ の参照点座標値より, 手関節回旋運動については, 肘関節屈曲角 0° での回外位, 中間位, 回内位の参照点座標値よそれぞれの回転軸の特定を行った.

本手法によって得られた三次元モデル形状を図3に示す. このモデルは, 前腕の位置が中間位とし, 上腕を固定とした場合のものである. また上肢の主たる11種類の筋ベクトルを表示した. 本解析では, 筋の停止から起始位置に向かう方向を, 単位ベクトルの方向としているため, 便宜上停止位置により筋を分類した. 停止位置が尺骨にある F_{11} : 上腕三頭筋(長頭), F_{12} : 上腕三頭筋(外側頭), F_{13} : 上腕三頭筋(内側頭), F_{14} : 上腕筋, 停止位置が橈骨にある F_{21} : 上腕二頭筋(長頭), F_{22} : 上腕二頭筋(短頭), F_{23} : 腕橈骨筋, F_{24} : 円回内筋(上腕骨頭), F_{25} : 円回内筋(尺骨頭), F_{26} : 方形回内筋, F_{27} : 回外筋である⁽²⁾. 上腕全長が31 cm, 前腕全長が26 cmとした.

3・2 筋起始位置と筋走行形態の決定 筋は, 基本的には起始と停止位置を結んだ直線で表している. 筋の起始位置が広範囲にわたる場合は, 骨表面付着領域内に数個の付着点を設定し, 関節角度によって最適な位置を選択する前報⁽⁶⁾の手法を利用した. すなわち, 目的関数式(8)の値が各関節角度で最小となる点

Fig. 4 Muscle path of pronator teres

Fig. 5 Location of Insertion and Contact point

を起始位置とした.

筋を表す直線要素は骨部を貫いてしまうことがある. この場合は, 筋の起始と停止位置をその骨表面に沿って結んだ線とした. 特徴的なのは, 円回内筋(上腕骨頭) (F_{24})である. その例を図4に示す. 円回内筋の停止 S (Insertion)が付着する橈骨(Radius)は, 回外筋屈折部(supinator bend)と回内筋屈折部(pronator bend)を持つ, クランク形状をしている⁽¹⁰⁾. この様に, 骨の幾何形状が単純ではないため, 筋の走行形態は回旋角に伴って不規則に変化する. そこで上肢の三次元骨格モデルを 10° ごと回旋させ, 筋の起始と停止点を結んだ最短曲線が橈骨から離れる点を決めた. そしてその点に対応する式(14)の制御点 $K_{i,j}$ を選び, 接点 (X_i, Y_i, Z_i) とした. 図5に接点位置と回旋角の関係を示す. 図5は回旋角 0° (完全回外位)のときの接点位置を基準とし, 回旋角による接点の移動量 ($\Delta X_i, \Delta Y_i, \Delta Z_i$)を示している. 図より, 接点は 50° 以降で大きく移動することが分かる. 解析では, 骨に巻き付いた筋は接点と起始点 (X_o, Y_o, Z_o) を結んだ直線とした.

4. 前腕関節回旋運動時の解析結果

本研究では、まず肘を 90° 屈曲にした場合の手関節回旋運動の数値解析を行った。完全回内位の $\theta \approx 180^\circ$ から、完全回外位の $\theta = 0^\circ$ までの回外運動中、橈骨の回旋中心軸まわりに 1 Nm の回内負荷を加えた。この場合における回外筋力推定のステップ1の解析結果を図6に示す。ここで $C_i = 1$ とした。図6より、腕橈骨筋(F_{23})、円回内筋(F_{24} , F_{25})、方形回内筋(F_{26})の評価関数 H_i は負の値をとり、手関節回外運動で拮抗筋として作用している。これらの筋は $C_i = 100$ ($H_i < 0$)、その他の筋は $C_i = 1$ ($H_i > 0$) とし、ステップ2の計算を行った。その結果を図7に示す。次に図8は、ステップ3の計算結果である。このとき、拮抗筋は $C_i = 100$ ($H_i < 0$) とし、協力筋は $C_i = 0.1 \sim 0.9$ ($H_i > 0$) の範囲で最適化した。図8から明らかなように、この運動では上腕二頭筋(F_{21} , F_{22})、回外筋(F_{27})が支配的に代用することが得られた。次に、肘を屈曲角 45° に保持した場合において、同様の解析を行った。

Fig. 6 Muscle forces under supination in Step-1 calculation

Fig. 7 Muscle forces under supination in Step-2 calculation

ステップ3の解析結果を図9に示す。支配的に作用する筋の種類は屈曲角 90° の場合と同じだが、筋力は大々くなっている。

今度は肘を 90° 屈曲に固定した場合において、完全回外位の $\theta = 0^\circ$ から、完全回内位の $\theta \approx 180^\circ$ までの回内運動中、橈骨の回旋中心軸回りに 1 Nm の回外負荷を加えた。このときの回外筋力推定のステップ3の

Fig. 8 Muscl forces under supination in Step-3 calculation

Fig. 9 Muscl forces under supination in Step-3 calculation (elbow angle 45°)

Fig. 10 Muscl forces under pronation in Step-3 calculation

解析結果を図10に示す。最終的にこの運動では、円回内筋(F_{24} , F_{25}), 方形回内筋(F_{26})が支配的に作用することが得られた。

5. 前腕関節回旋運動時の筋電位測定

解析結果を検証するために、ポータブル筋電図・誘発電位測定装置(Sapphire, Medelec Co. Ltd.)を用いて、前腕関節回旋運動に作用する筋の筋電位を測定した。負荷は、図11に示す一定トルク負荷装置を用いて与えた。肘を90°屈曲した状態で、橈骨の回旋中心軸と装置のトルク出力軸が一致するように、状態を保持した。プーリにかかる重りの向きにより、回内負荷と回外負荷を切り替えた。前腕の自重は装置で支持した。測定した筋は、上腕三頭筋($F_{11}+F_{12}+F_{13}$), 上腕二頭筋($F_{21}+F_{22}$), 腕橈骨筋(F_{23}), 円回内筋($F_{24}+F_{25}$), 方形回内筋(F_{26}), 回外筋(F_{27})である。上腕筋(F_{14})は、筋の構造上、測定ができなかった。方形回内筋、回外筋などの深層筋の測定においては、近傍を走行する筋の運動の影響がないかを確認しながら、針電極の位置を調整した。完全回外位を0°とし、完全回内位まで約22°ごとに保持したときの回内負荷に対する筋電位を測定した。一人の被験者に3秒間同じ

測定姿勢をとらせ、積分筋電位の最大値をデータとした。

回内負荷(回外運動)の測定結果を図12に示す。上腕三頭筋、円回内筋、方形回内筋がほとんど作用せず、上腕二頭筋、回外筋が支配的に作用している。回外負荷(回内運動)の測定結果を図13に示す。上腕三頭筋、上腕二頭筋、回外筋がほとんど作用せず、円回内筋、方形回内筋が支配的に作用している。

Fig. 13 Electromyography under pronation

Fig. 14 Muscle forces under supination in Step-3 calculation

Fig. 11 Experiments of electromyography

Fig. 12 Electromyography under supination

Fig. 15 Muscle forces under pronation in Step-3 calculation

また、数値解析結果との比較のため、図8の F_{11} と F_{12} と F_{13} , F_{21} と F_{22} , F_{24} と F_{25} を一つにまとめた結果を図14に、同様に図10をまとめた結果を図15に示す。

6. 考 察

解析結果から、回旋の方向で支配的に作用する筋が異なることがわかる。回外運動では上腕二頭筋、回外筋が支配的に作用したが、上腕三頭筋、円回内筋、方形回内筋はほとんど作用せず、この運動では拮抗筋であることが解析からわかった。また、筋電位の結果を見ると、回旋角に関係なく、上腕二頭筋、回外筋が支配的に作用していて、上腕三頭筋、円回内筋、方形回内筋が作用していない。このことは解析結果とよく一致している。

回内運動では円回内筋、方形回内筋が支配的に作用していて、上腕三頭筋、上腕二頭筋、回外筋はほとんど作用せず、この運動では拮抗筋であることが解析からわかった。筋電位の結果を見ると、円回内筋、方形回内筋が支配的に作用していて、上腕三頭筋と回外筋が作用せず、上腕二頭筋と腕橈骨筋があまり作用していない。このことも解析結果と一致している。

また、肘を45°屈曲した場合において行った回外運動の解析では、支配的に作用する筋の種類は90°屈曲の場合と同じだが、筋力は大きくなっている。これは、肘を90°屈曲した場合に最大効率を発揮する上腕二頭筋⁽¹⁰⁾の効率が低下した結果、同じ負荷と釣合うために必要な筋力が増大したと考えられる。

筋電位測定に、北海道大学医学部付属病院整形外科の御協力を得た。ここに深謝する。

7. 結 論

本報では、前腕回旋運動時に作用する筋力の数値解析手法を示した。その際、解剖学的に忠実な三次元形状モデリング手法と回旋運動時の筋電位測定手法を示した。そして、回外負荷時と回内負荷時の筋力数値解析を行った。その結果、以下の結論を得た。

(1) 本解析では、解剖学的な筋肉の三次元走行と

付着位置を考慮したことにより、筋長の比較的短い筋が作用する回旋運動時においても、筋力の数値解析が可能となった。そのとき、運動に使用する筋を協力筋と拮抗筋に分類でき、前報⁽⁶⁾の手法の汎用性が確かめられた。

(2) 筋は、起始と停止位置を結んだ直線が、骨部を貫いてしまう場合に、その骨面に沿った最短距離を結んだ線で走行するとの仮定に基づいた、解析手法を提案した。それによって、上腕二頭筋のような二関節筋が、骨に巻き付いて作用するといった生体内に近い条件下で、筋の走行を考慮した解析が可能となった。

(3) 本手法により、回外と回内運動に作用する筋が特定でき、その解析結果は、筋電位測定結果と定性的に一致した。

文 献

- (1) Crowninshield, R. D., Use of optimization techniques to predict muscle forces, *Trans. ASME, Biomech. Eng.*, **100**(1978), 88-92.
- (2) Raikova, R., A general approach for modelling and mathematical investigation of the human puer limb, *J. Biomech.*, **25**(1992), 857-867.
- (3) Cnockaert, J. C., Lensel, C. and Pertuzon, E., Relative contribution of individual muscles to the isometric contraction of a muscular group, *J. Biomech.*, **8**(1975), 191-197.
- (4) Hawkins, D. A. and Hull, M. L., An activation-recruitment scheme for use in muscle modeling, *J. Biomech.*, **12**(1992), 1467-1476.
- (5) Zuylen, E. J. V., Velzen, A. V. and Gon, J. J. D. V. D., A Biomechanical model for flexion torques of human arm muscles as a function of elbow angle, *J. Biomech.*, **21**(1988), 183-190.
- (6) 但野茂・吉成哲・木村寛仁・鶴飼隆好, 肘関節屈曲運動時に作用する筋力の数値解析, 機論, **62-604**, A(1996), 2846-2852.
- (7) 日本機械学会編, バイオメカニクス概説, (1992), 125-138, オーム社.
- (8) Toshev, J. and Raikova, R. (Jonsson, B., Ed.), An estimation of the method of modeling the direction of muscle force with straight lines, In *Biomechanics X-B, International Series on Biomechanics*, Vol. 6B (1985), 1089-1093, Human Kinetic Publishers, Champaign.
- (9) Glen, M., *CAD: Computational Concepts and Methods*, (1990), 143-145, 日刊工業新聞社.
- (10) Kapandji, I. A., *Physiologie Articulaire*, (1980), 126, Maloine S. A. Editeur.