感度解析を用いたヒト骨格筋力学特性のパラメトリック推定法

朴 炯俊*
 楠本 秀忠**
 赤澤 堅造***

Parametric estimation of mechanochemical constants of
 human skeletal muscle by using sensitivity analysis

Hyung Jun PARK *, Hidetada KUSUMOTO** and Kenzo AKAZAWA ***

*Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Osaka University

**Department of Liberal Arts, Osaka Keizai University

***Department of Computer and Systems Engineering, Faculty of Engineering, Kobe University

Abstract

A method for estimating mechanochemical constants of the human skeletal muscle, such as elastic coefficient of the series elastic component, E_s , elastic coefficient of the parallel elastic component, E_p , heat constant, a and rate constant of energy liberation, b was proposed; force responses to ramp length perturbation of the muscle at the resting and contracting states were compared with those of the model during the short period (50ms) after the onset of the perturbation. Time course of the length perturbation which could lead to the accurate estimation was determined by model analysis, in this paper. And, availability of this method was showed by applying it to the human pollicis longus flexor muscle.

1. まえがき

実験動物から摘出した筋を用いた広範な研究により, 筋の微細構造や収縮の分子機構およびマクロなレベルにおける収縮特性と分子レベルにおける収縮機序との関連などが明らかにされてきた¹⁻⁴⁾. また, 筋の力学特性が収縮要素と直列弾性要素からなる2要素モデルで表現されることがA. V. Hill¹⁾によって提唱され, その後の研究によりこのモデルが種々の動物の骨格筋に適用できることは現在一般に認められている⁵⁻⁸⁾. ここで, 収縮要素はその振舞いから, 力-負荷-速度関係に従う要素と並列弾性要素からなるモデルで表現さ

平成4年4月1日受付

*大阪大学工学部電気工学科

〒565 吹田市山田丘2-1

**大阪経済大学教養部

***神戸大学工学部情報知能工学科

キーワード: ヒト骨格筋 (human skeletal muscle),

力学定数 (mechanochemical constants),

筋の力学モデル (mechanical model of muscle),

感度解析 (sensitivity analysis),

推定 (estimation)

れるものである。そして、力-負荷-速度関係で用いられる動的定数 a , b は、それぞれ収縮反応における熱生産に関する定数と ATP 分解のエネルギー遊離速度に関する定数であることが、Hill¹¹⁾ によって明らかにされている。つまり、収縮筋の力学的な特性は、直列弾性係数、並列弾性係数および動的定数というパラメータで表現されるわけである。以下、これらのパラメータをまとめて筋の力学定数と呼ぶ。

収縮において個々の筋が示す力学的な特性はその筋自体の収縮反応機構の特性をそのまま反映しているので、ヒト骨格筋（人体筋）の力学特性を計測することは筋生理学、臨床医学、体育科学だけでなく生体工学の分野においても重要な意味を持つものである。このような背景から、人体筋の力学特性を推定する手法が Wilkie⁹⁾ の研究以来いくつか提案され、手や脚の筋の特性が動物のそれとほぼ同様であることが報告されている¹⁰⁻¹²⁾。しかし、筋の力学特性が筋の活動度（収縮力）に依存するという非線形性に十分な注意を払って計測した例は少なく、正確に力学特性が推定されるには至っていない。人体筋における力学定数を高い精度で推定できる手法の確立が強く望まれている。

筆者らは、すでにモデルを用いて人体筋の力学定数を推定する手法を提案し、ヒト母指筋に適用した¹³⁾。直列弾性係数は高い精度で推定できたが、並列弾性係数と動的定数を正確に推定することはできなかった。それは、(1) 筋の力学特性が活動レベル（収縮力）に依存するという非線形性があること、(2) 神経系の支配がある人体筋では、測定される筋の過渡的応答において推定に用いることのできる区間（収縮力が一定と考えられる区間）が非常に短い、という2つの理由による。

本研究は既に提案した手法を改善し、各々のパラメータを高い精度で推定できる手法を提案し、その有用性を明らかにすることを目的としている。すなわちランプ状の変位入力を加え、そのときの張力応答を用いてパラメトリックに力学定数を推定するという推定法の基本は変わらないが、高精

度推定を可能とするような最適な変位入力（ランプ状変位の時間経過の最適なもの）を明らかにすることを目的としている。本研究では、まず計算機シミュレーションを用いた感度解析により最適な変位入力を求め、次にその変位入力を用いてヒトの長母指屈筋の力学定数を推定し、本推定法の有用性を示すと共に限界を明らかにする。

2. 力学定数の推定と感度解析の原理

ヒト骨格筋の力学定数を推定する時、皮膚、血管の粘弾性、四肢の質量および関節回りの回転に関する粘性などの受動的な要素を考慮する必要がある。弛緩している筋に変位を与え、そのときの張力応答から受動的要素のパラメータを高い精度で推定できることは既に報告している¹³⁾。ここでは収縮時に始めて現れる筋の力学特性（直列弾性要素、収縮要素）のみを対象とする。

2.1 筋の力学モデル

筋は図1に示すように直列弾性要素（弾性係数 E_s ）と収縮要素（CC）からなる力学モデル^{13), 19)}で表現できる。収縮要素は力-負荷-速度関係に従う力発生要素（収縮力 $A(t)$ ）と粘性

図1 筋の力学モデル

Fig.1 Mechanical model of muscle

要素（粘性係数 D ）、および活性化機構を表す並列弾性要素（弾性係数 E_p ）で表現されている。

筋を $\Delta L(t)$ だけ伸張した時に発生する筋の張力 $f(t)$ は、収縮要素の伸張量を $x(t)$ とすると、

$$f(t) = E_s (\Delta L(t) - x(t)) \quad (1)$$

$$f(t) = E_p x(t) + D(t)x(t) + A(t) \quad (2)$$

が成り立つ。

粘性係数 $D(t)$ は、力-負荷-速度関係から求められる¹⁴⁾ もので、CCの短縮時 ($x(t) < 0$) では、

$$D(t) = \frac{(a + A_m) A(t)}{(b + x(t)) A_m} \quad (3)$$

伸張時 ($x(t) \geq 0$) では、

$$D(t) = \frac{(a' + A_m) A(t)}{(b' - x(t)) A_m} \quad (4)$$

となる。ここで、 a , a' は熱定数、 b , b' はエネルギー遊離速度に関する定数で、これらはまとめて動的定数と呼ばれる。 A_m は最大随意収縮力である。なお E_s , E_p も収縮力 $A(t)$ に依存して変化するので、厳密には $E_s(t)$, $E_p(t)$ と記述すべきであるが、本研究では収縮力が一定に維持されている期間での応答のみを対象とするので、 E_s , E_p を時不変の定数として取り扱う。

2.2 推定法

力学定数 ($E_s, E_p, a, b, a', b', D$) の推定の基本的な考えは次の通りである。一定の収縮力を発生している筋に対して、ランプ状の変位入力を与え、そのときの筋張力の時間経過 $f_n(t)$ を計測する(実験方法の詳細は文献¹³⁾ に述べた)。次に、力学定数の値を種々変化させ、モデル応答 $f(t)$ が実際の筋の張力応答 $f_n(t)$ に最も良く一致しているときの値をもって、その筋の力学定数とする。最良一致の評価基準は(5)式で表現される正規化誤差2乗積分値 ER であり、非線形計画法で用いられているシンプレックス法¹⁵⁾ を用いて極値探索を行う。

$$ER = \frac{\int_{t_0}^{t_1} \Gamma(t) (f_n(t) - f(t))^2 dt}{\int_{t_0}^{t_1} f_n(t)^2 dt} \quad (5)$$

式(5)で、 $\Gamma(t)$ は重み係数、 t_0 は変位入力の印加開始時刻、 t_1 は長い潜時の反射の発現時刻である。 t_0 から t_1 までは 50 ms ¹³⁾ を用いた。

神経支配の存在するヒトの骨格筋に変位入力を加えると、ある時間遅れの後に伸張反射により収縮力が変化する。そこで、被験者に一定の等尺性張力を発生させるよう指示した場合、伸張開始から伸張反射による収縮力変化が起こるまでの期間(収縮力は一定)の応答を力学定数の推定に用いればよい。しかしながら厳密には $t_0 \sim t_1$ の区間で収縮力は一定ではなく、短い潜時の伸張反射が伸張開始後約 35 ms に発現する。その収縮力変化は極めて小さいことがヒト長母指屈筋で確かめられている¹³⁾。 (5) 式の評価関数では、収縮力変化による影響を考慮して重み係数 $\Gamma(t)$ を導入している。ヒトの長母指屈筋に適用するときの $\Gamma(t)$ の値については4.1で詳しく述べる。ただし、3章の模擬応答を用いる計算機シミュレーションでは、 $\Gamma(t) = 1$ としている。

2.3 感度解析の方法

推定される力学定数が信頼できる値であるかどうかを検討する必要がある。つまり、モデル応答が実測の張力応答に一致するというだけでは、推定されたパラメータが正しいかどうかは分からない。例えば、あるパラメータの値を上記の推定法により得られる値から大きく変えた場合、他のパラメータを調整することにより最良一致を得ることができる場合もある。この場合、その推定値は信頼できない訳である。そこで、推定値の信頼性を検討するため、次の感度解析の方法を提案する。詳細はすでに報告¹³⁾ したので、ここでは簡単に述べる。パラメータ E_s を例として感度解析の手順を説明する。推定された E_s の値を E_{smin} とする。

1) E_s の値を E_{smin} 近傍のある値に固定する。他の力学定数 (E_p, a, b) を調節して、(5)式の ER の最小値をシンプレックス法を用いて探索する。

2) E_s の固定点を他の値に変える。1) の計算を行う。これを繰り返す。

3) 横軸を E_s , 縦軸を E_R とし, 各 E_s の値に対して E_R の値をプロットして $E_s - E_R$ 曲線を求める.

4) $E_s - E_R$ 曲線において E_R の最小値が E_{smin} にあり, そして曲線がその近傍で急峻であれば, E_{smin} は信頼性が高い値 (精度が高い値) といえることができる (例えば, 図 3 A). 逆に, E_{smin} 近傍での曲線の変化が平坦であれば, 推定値の信頼性は低い (例えば, 図 3 B).

5) $E_s - E_R$ 曲線が全く平坦となる場合を考える. つまり E_R の最小値が E_s を変化させても一定値をとる場合である. このとき, 例えば横軸に E_s , 縦軸に E_p をプロットすると, E_p と E_s の間にある一定の関係が見られる場合がある. 例えば $E_s / E_p = d$ (一定) である. この場合, E_s と E_p の個々の値は一意的に決定されないが, E_s と E_p の比 (d の値) が感度解析の結果求められる訳である. パラメータ a と b の間にこのような関係が見いだされた. 詳細は 3. 3 で述べる.

3. 推定値精度の変位入力依存性に関するモデル解析

本章では, モデルを用いた計算機シミュレーションにより, 各力学定数が正確に推定されるような最適なランプ状変位入力が存在するかどうか, そしてあるとすればそれはどのような範囲にあるかを調べる. まず既知の力学定数 (真値) を与えて, ランプ状変位に対する張力応答を計算機により算出する. 次にこの張力応答に対して提案した推定法を適用して力学定数を推定し, 真値との比較を行うと共に感度解析を行う. 種々のランプ状変位について, これらの計算を行い, 力学定数を高い精度で推定することのできるランプ状変位を求める.

3.1 模擬応答の作成

実際の実験において測定される張力には機械的および電氣的な雑音が含まれる. また受動的要素のパラメータを推定するときにも誤差が生じる. この誤差は筋の力学定数を推定するときには雑音に相当するものである. そこで, これらの誤差を考慮した張力応答を模擬的な実測張力応答とする.

つまり, 力学定数を与えてランプ状変位に対する張力応答をモデルを用いて算出し, この張力に雑音 $N(t)$ を重畳したものを模擬的な実測張力応答 $f_n(t)$ (以下, 模擬張力応答と呼ぶ) として取り扱う. つまり式 (1) ~ (4) から得られる張力応答 $f(t)$ に $N(t)$ を加えた応答を模擬応答 $f_n(t)$ とする. ここでは, 雑音として式 (6) で示す複合正弦波を用いた.

$$N(t) = \alpha \sum_{i=1}^7 \beta_i \sin(\omega_i t) \quad (6)$$

ここで, β_i と ω_i の値として, $(i, \beta_i, \omega_i) = (1, 0.3, 0.25), (2, 0.8, 0.3), (3, 0.6, 0.42), (4, 0.4, 0.63), (5, 0.2, 6.28), (6, 0.6, 200), (7, 1, 500)$ を用いた. また α の値を変えることによって雑音の大きさを調節した. 信号対雑音比の指標として次の式を用いた.

$$SNR = \frac{\int_{t_0}^{t_1} f(t)^2 dt}{\int_{t_0}^{t_1} N(t)^2 dt} \quad (7)$$

ヒトの骨格筋についての力学定数の真値は未だ求められていないので, どのような値を力学定数の値とするかが問題となる. そこで, まず実験動物の筋について報告されている値 (カエル半腱様筋⁶⁾, ネコのヒラメ筋^{16), 17)} と, 長母指屈筋について筆者らが推定した力学定数の値を参考にして概略の力学定数を設定した. ただし 1 つの例だけでなく, 力学定数の値を種々に変えて計算機シミュレーションと解析を行った. ここでは, 変位入力に対して推定値の感度が大きく変化し, その特性が顕著に現れるような次の 2 例についての結果を述べる. 力学定数は例 1 では, $E_s = 33 A_m / L_0$, $E_p = 4.5 A_m / L_0$, $a = 0.25 A_m$, $b = 0.9 L_0 / s$ である. 例 2 では, $b = 0.4 L_0 / s$ で, 他のパラメータは例 1 と同じである. ただし, これらの値は収縮力 $A = 0.32 A_m$ のときの値に換算

したものである。 A_m は最大随意収縮力、 L_0 は筋の自然長である。

図2に一例として、ランプ状変位（筋を短縮させた場合）に対する模擬張力応答 $f_n(t)$ を示す。小さな雑音が重畳された応答である（ $SNR = 434.783$ ）。上段は変位入力 $\Delta L(t)$ （短縮量は L_0 の5%，持続時間は10ms）である。

図2 模擬応答 f_n とモデル応答 f

Fig.2 Model response, f is compared with the imitated response, f_n which is simulated with the values of parameters, $E_s = 33 (A_m/L_0)$, $E_p = 4.5 (A_m/L_0)$, $a = 0.25 A_m$ and $b = 0.9 L_0/s$, and with noise.

$\Delta L_d = 0.005 L_0$, $T_d = 10ms$

$t_0 - t_1$: period of estimation

3.2 種々の変位入力に対する推定値の精度

模擬張力応答に対して提案した手法を用いて力学定数を推定した。図2にその結果の一例を示す。モデル応答 f が模擬張力応答 f_n によく一致していることが示されている。この例では、推定された力学定数は真値によく一致し、また推定値の精度は高かった。さて、変位入力を種々変えて、つ

まりランプ状変位の量 ΔL_d と持続時間 T_d を種々変えて模擬張力応答を作成し、その応答から力学定数の推定と感度解析の計算を行った。なおランプ状変位入力の持続時間は $T_d = 5 \sim 30ms$ とした。

計算機シミュレーションにより得られた種々の変位入力に対する推定値の精度の関係を表1にまとめた（筋を短縮させた場合の結果）。○印は推定値の精度が高い場合である。また、大きい○印は推定値の精度がより高い場合である。×印は精度が低い場合である。以上は例1の場合であるが、例2についても同様の結果が得られた。また筋を短縮した場合だけでなく、伸張の場合も同様の結果を得ている。以上の結果をまとめると、以下の通りである。

- ①直列弾性係数 E_s の推定のためには、ある値（この場合 $0.005 L_0$ ）より小さい変位量 ΔL_d が必要であった。
- ②並列弾性係数 E_p は設定した条件ではすべて推定が可能であった。
- ③動的定数（ a , b ）は変位速度が十分速い場合に限り推定が可能であった。

以下では、個々の力学定数についての結果をさらに詳しく述べる。

直列弾性係数については、表1に示すように

表1 種々の変位入力（ ΔL_d , T_d ）における感度解析の結果

Table 1 Result of sensitivity analysis at various ΔL_d and T_d of shortening

$\Delta L_d/L_0$ $T_d(ms)$	0.002			0.005			0.008			0.01		
	E_s	E_p	a, b	E_s	E_p	a, b	E_s	E_p	a, b	E_s	E_p	a, b
5	○	○	×	○	○	×	○	○	×	○	○	×
10	○	○	×	○	○	×	○	○	×	○	○	×
15	○	○	×	○	○	×	○	○	×	○	○	×
20	○	○	×	○	○	×	○	○	×	○	○	×
30	○	○	×	○	○	×	○	○	×	○	○	×

○ : high accuracy

○ : higher accuracy

× : low accuracy

$T_d = 5 \sim 15 \text{ ms}$, $\Delta L_d = 0.005 L_0$ のとき推定値の精度が一番高い。つまり、変位量および速度にはある最適な値が存在することが示された。 E_s に関する感度解析の結果の一例を図3に示す。図3 (A)は $\Delta L_d = 0.005 L_0$, (B)は $\Delta L_d = 0.01 L_0$ で、両者ともに $T_d = 15 \text{ ms}$ である。(A)は精度が高く、(B)は低い。

並列弾性係数については、表1に示すように T_d が大きく、 ΔL_d が小さいときに、 E_p の推定値の精度は高くなっている。つまり、低い速度

でのランプ状変位が望ましい。図4に解析結果の一例を示す。(A)は $T_d = 15 \text{ ms}$, (B)は $T_d = 30 \text{ ms}$ で、両者ともに $\Delta L_d = 0.005 L_0$ である。速度が遅い(B)の場合、僅かであるが推定値の精度がより高いことが示されている。この理由は、遅い速度の場合、張力 $f(t)$ の中の粘性要素による張力成分に比べて並列弾性要素による張力成分が増大するためである(式(2)参照)。

動的定数 a , b に関しては表1に示すように、 T_d が小さく、 ΔL_d が大きいとき、つまり短縮

図3 直列弾性係数 E_s の感度解析の例

Fig.3 An example of sensitivity analysis on series elastic coefficient, E_s

(A) $\Delta L_d = 0.005 L_0$, $T_d = 15 \text{ ms}$

(B) $\Delta L_d = 0.01 L_0$, $T_d = 15 \text{ ms}$

図4 並列弾性係数 E_p の感度解析の例

Fig.4 An example of sensitivity analysis on parallel elastic coefficient, E_p

(A) $\Delta L_d = 0.005 L_0$, $T_d = 15 \text{ ms}$

(B) $\Delta L_d = 0.005 L_0$, $T_d = 30 \text{ ms}$

速度が速いときに推定値の精度が高い。しかし T_d が 15 ms 以上になると推定が不可能となっている。動的定数を推定するには、短い持続時間の間に、十分速い速度で筋を短縮（あるいは伸張）することが必要であると結論できる。これは、負荷-速度関係が双曲線の形状を示し、 a 、 b はその漸近線を与えるものであるので、十分広範囲な速度変化が応答の中に含まれている必要があることを示している。図 5 に一例として、熱定数 a についての感度解析の結果を示す。 $T_d = 5$ ms, $\Delta L_d = 0.008 L_0$ の場合である。ER の形状変化は急峻で高い精度で推定されていることがわかる。 b についても同様の結果であった。

図 5 熱定数 a の感度解析の例

Fig. 5 An example of sensitivity analysis on heat constant, a

3.3 低速度領域での粘性係数の推定

ランプ状変位の速度が遅い場合、表 1 に示すように動的定数 a 、 b の個々の値は推定できない。しかし、感度解析によって得られる a と b の間の関係を検討した結果、低速度のランプ状変位の場合には、粘性係数に相当する係数が推定できることが明かになった。例をもってそれを説明する。

図 6 は $T_d = 20$ ms, $\Delta L_d = 0.005 L_0$ のランプ状変位の場合の感度解析の結果である。横軸は b 、上段の縦軸は a/A_m 、下段は評価関数 ER で

図 6 エネルギー遊離速度に関する定数 b の感度解析結果

Fig. 6. An example of sensitivity analysis on the rate constant of energy liberation, b , upper is the relation between the rate constant of energy liberation, b and heat constant, a , down is the error, ER in sensitivity analysis.

$$E_s = 33(A_m/L_0), E_p = 4.5(A_m/L_0)$$

$$b = 0.4 L_0/s, a = 0.25 A_m$$

$$\Delta L_d = 0.005 L_0, T_d = 20 \text{ ms}$$

ある。 b の値が一意的に決定されないことが分かる。さて、評価関数 ER が最小値を示している区間（図の A-B の区間）では a と b の間に線形関係が見られる。つまり a と b がこの関係を満足しているとき、モデル応答は模擬張力応答に最も良く一致しているわけである。さてこの a と b の関係は、

$$\frac{(a + c)}{b} = k \quad (8)$$

の直線関係で表現できる。ここで c 、 k は定数であり、 c は近似的に A_m に等しい。 k は最大収縮

力における速度ゼロ近傍での粘性係数に相当するものである。つまり式(3)において速度 $dx/dt = 0$, $A(t) = A_m$ とおくと, $D = (a + A_m)/b$ となり, $c = A_m$ が成り立てば $k = D$ となり, k は速度がゼロ近傍での D の近似値を示している。

ランプ状変位の速度が遅い場合, 以上のような直線関係が常に見られる。すなわち, ランプ状変位の速度が遅い場合, 図6のような動的定数 a , b について感度解析を行うことにより, 最大収縮力における速度ゼロ近傍での粘性係数 k の値を算出することができる。しかし, 短縮速度が遅すぎると測定張力の中での粘性要素による張力成分が少なくなり, そして実際の実験では雑音を含むので精度高く k を推定することは困難となる。ある適切な速度でのランプ状変位が必要である。

3.4 高精度推定のための変位入力

以上の結果から, 筋の力学定数を精度高く推定するためには次のようなランプ状変位を筋に印加することが必要であること, また感度解析により粘性係数の推定が可能であること, が結論できる。すなわち,

- 1) 直列弾性係数 E_s を高い精度で推定するためには, ランプ状変位にある適切な速度と変位量があることを認識して, ランプ状変位を印加する必要がある。
- 2) 並列弾性係数 E_p の推定には, 遅い速度でのランプ状変位を印加する。しかし計測雑音を考慮して, 推定区間 (50 ms) のうちに十分な張力を発生させる程度の変位と速度が必要である。
- 3) 動的定数 a , b を推定するには, 短時間のうちに十分速い速度でのランプ状変位を印加する必要がある。
- 4) 実験装置の性能上, ランプ状変位の速度が十分速く設定できない場合, 感度解析で得られる a と b の関係から速度ゼロ近傍での粘性係数 k を推定する。

4. ヒト長母指屈筋への適用例

4.1 実験方法と推定法

ヒト長母指屈筋の力学定数を計測するための実

験装置, 実験方法, 筋・骨格系力学モデル (受動的要素の粘弾性モデル) および推定法は報告しているので詳細は文献¹³⁾ を参考されたい。ここでは簡単に述べる。健康男子の左手の長母指屈筋を対象とし, 左手を水平の台の上に置き, 前腕, 手などを固定して, 母指指節間関節のみが自由に屈伸できるようにした。母指先端にアルミ板を取り付け, アルミ板先端は糸を介して直線型DCモータに接続した。張力および変位はアルミ板先端の値として計測した (母指指節間関節の回転中心からアルミ板先端までの距離は60 mm)。DCモータのサーボ系により母指先端の位置を制御し, ランプ状の変位入力を与えた。力学定数の推定のためのランプ状伸展の量および速度の最適な値が前もって分からないので, 3章の結果を参考にして伸展量 (ΔL_d) および伸展の持続時間 (T_d) を次のような種々の値に設定して実験と推定を行った。つまり, $\Delta L_d = 2, 3, 5, 6, 7$ mm, $T_d = 25, 40, 60$ msである。なお ΔL_d はアルミ板先端の変位で, 5 mmは関節角度で約4.8度の角度変化である。

収縮中の筋に変位を与えたとき, 実測張力には受動的要素 (皮膚, 筋細胞膜, 結合組織, 靱帯などの粘弾性, 関節回転軸まわりの粘性および母指の質量など) による張力成分と筋による張力成分が含まれている。筋の力学定数を推定するには, 前もってこの受動的要素による張力成分を求めておく必要がある。そこで弛緩時と収縮時の2種類の実験を行った。実験 (ランプ状の伸展のみ行った) と推定の手順は次の通りである。

- 1) 被験者に母指を弛緩するように指示した。この時, 母指にランプ状の変位を与え, 母指の張力と変位を計測した。
- 2) この実験から受動的要素の各パラメータを推定した。実測張力とモデル応答との2乗誤差積分値を評価基準として, 最良一致によりパラメータを求めた。
- 3) 被験者に一定の収縮力 (等尺性張力) を発生するように指示した。一定張力が維持されている時, 母指にランプ状の変位 (伸展) を与え, 母指の張力と変位を計測した。

4) この実験から筋の力学定数を推定した。

推定法の基本は2章で述べた通りである。ただし実測張力を $f_n(t)$ 、モデル応答を $f(t)$ とし、モデル応答は(1)～(4)式から得られる筋張力 $f(t)$ と受動的要素による張力 $f_r(t)$ の和、 $f(t) + f_r(t)$ を改めて $f(t)$ とした。評価基準は(5)式である。ここでは、2)で推定した受動的要素のパラメータを用いて $f_r(t)$ を算出した。

$\Gamma(t)$ については次のように設定した。 $t = 0 \sim 35\text{ms}$ の区間は $\Gamma(t) = 1$ である。筋の伸張であるので、短い潜時の伸張反射の発現後の $t = 35 \sim 50\text{ms}$ の区間は $f(t) > f_n(t)$ ならば $\Gamma(t) = 5$ 、 $f(t) < f_n(t)$ ならば $\Gamma(t) = 0.5$ としている。つまり短い潜時の伸張反射により収縮力がわずかに増加するので、収縮力を一定と仮定して算出されるモデルの張力応答 $f(t)$ が実測張力より大きいときは $\Gamma(t) = 5$ として、その誤差を大きく評価している。後者の場合はその逆で誤差を少な目に評価し、 0.5 とした。

5) 推定値について感度解析を行った。

4.2 推定結果

力学定数のすべてが1つの実験からは推定できないので、どのようなランプ状変位入力を選ぶかを3章の結果を参考にし、試行錯誤のすえ決定した。最終的には直列弾性係数と粘性係数の推定のためには $\Delta L_d = 5\text{mm}$ 、 $T_d = 25\text{ms}$ とし、並列弾性係数の推定には $\Delta L_d = 5\text{mm}$ 、 $T_d = 40\text{ms}$ とした場合、各力学定数が精度高く推定できた。

図7は母指の伸展実験により得られた実測の張力応答と推定値を用いて得られるモデル応答を示す。上段は変位入力、下段は張力である。伸展前の等尺性張力(収縮力)は約7～8Nで最大収縮力 A_m (25N) の約30%である。図7(A)は速い速度、(B)は遅い速度の場合であり、両者とも推定期間(0～50ms)で張力応答とモデル応答はよく一致している。実測張力に見られるように50ms以後に伸張反射による顕著な張力増大が現れている。

図7(A)の応答を用いて直列弾性係数 E_s の感度計算を行った結果を図8(A)に示す。 E_s

図7 母指伸展時の実測張力とモデル応答

Fig.7 Comparison of model responses with time courses of observed force at two type of stretch velocity

(A) $T_d \approx 25\text{ms}$

(B) $T_d \approx 40\text{ms}$

の推定精度は高く、推定値は 786 (N/m) であった。図8(B)は図7(B)の応答を用いて推定された並列弾性係数 E_p の感度計算の結果である。 E_s の場合と同様に推定の精度は高く、 E_p は 367 (N/m) であった。また、動的係数 a 、 b の推定を行ったが、本実験装置では十分速い伸展速度を得ることが困難で、 a 、 b の個々の値は精度が低く推定できなかった。図7(A)の実測張力応答から、動的定数 b の感度解析を行った結果を図8(C)に示す。定数 a と b の間には線形関係が見られ、粘性係数として $k = 132\text{ (N} \cdot \text{s/m)}$ が得られた。また定数 c は概略最大随意収縮力 A_m に等しかった($c = 21\text{N}$, $A_m = 25\text{N}$)。

なお、粘性係数 k の推定の時には、既に推定した E_p の値を用いて(固定して)推定を行った。その理由は、図7の(A)の実測張力応答では E_p の精度が非常に低く、またその E_p によって k と c が変化する¹⁸⁾ためである。

(A)

(B)

(C)

図8 各パラメータの感度解析結果

Fig.8 An example of sensitivity analysis on each parameter

(A) Series elastic coefficient, E_s .

(B) Parallel elastic coefficient, E_p .

(C) The rate constant of energy liberation, b

5. 検 討

ゴムなどの受動的な材質の粘弾性係数を推定する場合と同様に、筋の力学定数を推定するには変位入力的时间経過と測定張力応答の動的な関係から各パラメータを推定することが基本である。しかし筋では、力学定数が収縮力に依存するという非線形の性質があるため、実験と推定において工夫が必要である。動物から摘出した筋では、電気刺激により収縮力を一定に制御して実験することが可能であり、力学定数の推定は比較的容易である。神経支配の存在するヒトの骨格筋を対象とするとき、変位入力によってある時間遅れの後に伸張反射による収縮力変化が起こる。このため反射が起こるまでの非常に短時間の応答が使用できるに過ぎない。非線形特性と短時間の応答の利用、という2点がヒト骨格筋の力学定数の推定を困難にしてきたと言える。筆者らはここ数年にわたり実験装置の改良と推定法を検討してきたが、明確な解決策が見いだせなかった。本研究は、改めて原点に戻り、信頼性高く力学定数を推定するにはどのような実験が適しているかをシミュレーションとモデル解析により明確にしたことに意義があると思う。

本研究では準備的ではあるが、本手法を長母指屈筋に適用して、その有用性を明らかにした。より多くの被験者について推定した結果は次の報告で述べる。ここではモデル解析の結果と推定結果をまとめ、簡単な考察を行う。

1) 直列弾性係数 E_s に関しては、モデル解析より短縮量 ΔL_d と短縮の持続時間 T_d に最適な範囲があることが示された。母指筋を用い、伸展の量と速度を種々に変えて推定を行った結果、 $\Delta L_d = \text{約 } 5 \text{ mm}$, $T_d = \text{約 } 25 \text{ ms}$ の場合で E_s を高い精度で推定できた。

2) 並列弾性係数 E_p は、モデル解析では検討した ΔL_d , T_d の範囲ではすべて推定することが可能で、そして遅い速度ほど推定値の精度が高いことが示された。しかし全体として、長母指屈筋では推定値の精度は低く、高い精度での推定には ΔL_d , T_d にある範囲が存在した。つまり ΔL_d は約 $4 \text{ mm} \sim 6 \text{ mm}$, T_d は約 40 ms のときに

図9 負荷-速度関係

Fig.9 Force-Velocity Relation Curves of A, B and C are drawn by using the values on the line A, B and C of Fig.6, respectively. The line D is maximum velocity of contractile component used in estimation.

は推定が可能であったが、それ以外は推定値の精度が非常に低いことを確認した。

3) 動的定数 a , b に関しては、モデル解析では、速い速度が必要であることが示された。一方、本実験で用いた装置では十分速い速度を得ることが困難であり、 a , b の個々のパラメータを推定することが不可能であった。 a , b の推定のためには、高速、高出力の直線型 DC モータを用いた駆動装置が必要であり、今後の課題である。

さて短縮速度が遅い場合に動的定数 a , b が高い精度で推定できない理由を図6の結果を例にして説明する。最大収縮力 ($A = A_m$) のときの収縮要素の負荷 (P) - 速度 (v) 関係は、(3) 式より $(P + a)(v + b) = b(A_m + a)$ で表現される。定数 a , b を与えると、 $P-v$ 曲線が描かれる。図6の直線 A, B, C に対応する a , b の値を代入して得られる $P-v$ 曲線を図9にそれぞれ A, B, C で示す。図6は変位入力 $\Delta L_d = 0.005 L_0$, $T_d = 20 \text{ ms}$ の場合で、このとき

の速度 v の範囲は $0 \sim \text{約 } 0.3 L_0 / s$ の範囲 (直線 D まで) である。注意すべき点は、この範囲では図9の曲線 A, B, C がほぼ同じ曲線上にあるので、 a , b の値は A, B, C の場合のいずれでもよいことになる (図6の縦線 A, B, C での評価関数 ER がほぼ最小値になっている)。つまり、筋を短縮する速度が遅い場合には、 $P-v$ 関係の非線形性が十分現れない範囲で動的定数 a , b を推定しようとすることになり、 a , b の個々の値を決定できないわけである。

なお、Mashima¹⁴⁾ らはカエルの筋を用いて、種々の短縮速度における収縮力と粘性による張力 (the viscous-like force) の関係を計測し、粘性による張力に関する方程式を誘導した。つまり、図9のゼロから線 D までの速度における $P-V$ 関係を直線近似したものの勾配の逆数が粘性係数であるという意味である。本研究では k がその粘性係数に相当している。

6. 結 論

計算機シミュレーションを行い、筋の力学定数を高い精度で推定するためのランプ状変位入力を求め、ヒトの長母指屈筋に適用して力学定数を推定し、さらに感度解析を行い提案した推定法の有用性を確かめた。以下に結果を要約する。

- 1) 直列弾性係数 E_s を高い精度で推定するためには、変位および速度に適切な範囲がある。
- 2) 並列弾性係数 E_p を高い精度で推定するためには、遅い速度が必要である。
- 3) 熱定数 a とエネルギー遊離速度に関する定数 b を高い精度で推定するためには、速い速度が必要である。
- 4) ランプ状変位の速度が遅い場合、 a , b の個々の値は推定できないが、最大収縮力におけるゼロ速度近傍での粘性係数 k を導くことができる。
- 5) 本手法をヒト長母指屈筋に適用して、 E_s , E_p , k が高い精度で推定できることを確かめた。

参 考 文 献

- 1) A.V. Hill: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, Pro.

- Roy. Soc. B126, 136-195(1938)
- 2) 杉 晴夫: 筋収縮の分子機構研究と問題点, 生物物理, 27, 37-43(1987)
 - 3) H. Sugi & G.H. Pollack: Cross-bridge Mechanism in Muscle Contraction, 85-102, 297-310, 347-363, University of Tokyo Press (1979)
 - 4) A. F. Huxley: Muscular contraction, J. Physiol., 234, 1-43(1974)
 - 5) K. Akazawa, H. Yamamoto, K. Fujii & H. mashima: A machanochemical model for the steady an transient contraction of the skeletal muscle, Jpn. J. Physiol., 26, 9-28 (1976)
 - 6) A. E. Chapman & P. T. Harrower: Linear Approximations of Muscle Mechanics in Isometric contraction, Biol. Cybernetics, 27, 1-7(1977)
 - 7) R. W. A. Baidon & A. E. Chapman: A New Approach to the Human Muscle Model, J. Biomechanics, 16(10), 803-809(1983)
 - 8) Yuan-Fang Zheng, Hooahang Hemami & Bradford T. Stokes: Muscle Dynamics, Size Principle, and Stability, IEEE, BME-31(7), 489-497(1984)
 - 9) D. R. Wilkie: The relation between force and velocity in human muscle, J. Physiol., 110, 249-280(1950)
 - 10) J. C. Houk: The strech reflex in human muscle systems, In the Application of Control Theory to Physiological Systems, ed. by H. T. Milhorn, 283-316, W. B. Saunder Philadelphia (1966)
 - 11) 石田明允、梅谷陽二、石田成興: 骨格筋運動制御のモデルの実験的検証、計測自動制御学会論文集、10、174-179(1974)
 - 12) M. Kaneko: The effect of previous states of shortening the load-velocity relation ship in human muscle, J. Physiol., Soc. Jpn., 40, 12-14(1978)
 - 13) 赤澤堅造、楠本秀忠、藤井克彦: ヒト骨格筋の収縮力学定数の推定法、医用電子と生体工学、26、4、196-204(1988)
 - 14) H. Mashima, K. Akazawa, H. kushima & K. Fujii: The force-load-velocity relation and the viscouslike force in the frog skeletal muscle, Jpn. J. Phisiol., 22, 103-120(1972)
 - 15) J. A. Nelder & R. Mead: A simplex method for function minimization, Computer J., 7, 308-313(1965)
 - 16) Rack, P. M. H. & Westbury, D. R.: The effect of length and stimulus rate on tention in the isometric cat soleus muscle, J. Physiol., 204, 443-460(1969)
 - 17) J. A. Hoffer & S. Andreassen: Limitation in the servo-regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats, Muscle Resceptors and Moverment, ed. by A. Taylot & A. Prochazka, 311-324, Great Britain (1981)
 - 18) 朴炯俊, 楠本秀忠, 赤沢堅造: 随意収縮における筋の活動度と力学特性の関係, 信学技報, MBE90-43, 23-29(1990)
 - 19) M. N. Oguztoreli & R. B. Stein: A model for the spinal contral of antagonistic muscles, J. Theoret. Neurobiol., 2, 81-100 (1983)

朴 炯俊 (ばく ひょんじゅん)

1984年大韓民国漢陽大学工学部卒業, 1989年大阪大学工学研究科修士課程修了, 現在, 大阪大学工学研究科博士課程在学中。主として, 筋の運動制御に関する研究に従事。計測自動制御学会, 日本ME学会, 韓国電気学会の会員。

楠本秀忠 (くすもと ひでただ)

昭和54年奈良教育大学教育学部保健体育学科卒業, 昭和56年大阪教育大学大学院教育学研究科修士課程修了, 昭和57~60年大阪大学工学部電気工学科研究生, 昭和60年大阪経済大学教養部, 講師, 平成2年同助教授, 現在に至る. 現在, 運動制御に関する研究に従事. 日本体育学会, 日本体力医学会, 日本ME学会各会員.

赤澤堅造 (あかざわ けんぞう)

昭和40年大阪大学工学部電気工学科卒業, 昭和46年同大学院博士課程単位習得退学, 同年大阪大学工学部助手, 講師, 助教授を経て, 平成2年神戸大学工学部計測工学科教授, 現在に至る. 55~56年アルバータ大学医学部生理学教室研究員. 筋と運動制御系の解析と応用, および筋電図, 心電図などの信号処理に関する研究に従事. 工学博士. 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本ME学会会員.