

筋電データを考慮した下肢筋張力推定法

Muscle tension estimation of the lower extremities using EMG data

○塙 秀祐*, 山藤和也*, 平元和彦**, 巖見武裕**, 島田洋一†

○Syusuke Hanawa*, Kazuya Santo*, Kazuhiko Hiramoto**,
Takehiro Iwami**, Yoichi Shimada†

*秋田大学大学院工学資源学研究科, **秋田大学工学資源学部, †秋田大学医学部

* Graduate School of Engineering and Resource Science, Akita University,

** Faculty of Engineering and Resource Science, Akita University,

† Faculty of Medicine, Akita University

キーワード : 筋張力推定 (Muscle tension estimation), 筋電データ (EMG data), 線形行列不等式 (LMIs: Linear matrix inequalities), リハビリテーション (Rehabilitation), ローイング運動 (Rowing)

連絡先 : 〒010-8502 秋田市手形学園町1-1 秋田大学工学資源学部機械工学科

平元和彦, Tel.: (018)889-2348, Fax.: (018)837-0405, E-mail: hira@ipc.akita-u.ac.jp

1. はじめに

医療における効果的かつ安全なリハビリテーション計画や、スポーツにおける効率的なトレーニング計画の策定のため、運動時の身体各部にかかる負担を解析することは非常に重要である。

身体各部への負担を解析するためのバイオメカニクスからのアプローチとして、身体筋骨格モデルに基づく関節モーメントの導出や、筋張力の推定を挙げることができる。特に、筋張力は、関節への負担の定量的指標である関節間力を求めたり、運動時に筋の消費するエネルギーを計算したりするために必要な量であり、その正確な推定が求められている。

筋張力を推定するための身体筋骨格モデルとして、運動に関連する身体各部を剛体リンクと仮定

し、それらのリンクを回転関節で接続したモデルが多く用いられている。この剛体リンクモデルを用いて、筋張力は以下の手順で推定されてきた。

Step 1: 身体各部の運動や力を計測し、解剖学的なデータから得られる身体部位パラメータ値を用いて各関節の関節モーメントを求める。

Step 2: 張力を推定する筋を、剛体リンクモデルの関節やリンクに付着させ、step 1で求めた関節モーメントを発生するような筋張力を推定する。

Step 2において、関節まわりのモーメントの釣合式の数に比べて、推定する筋張力の数は一般に多くなるため、推定のために（効率的な筋活動を表現する何らかの）評価関数を設け、それを最適化することによって筋張力を推定してきた¹⁾。評

価関数としては、筋活性度や筋応力の二乗和または三乗和が一般的で、従来主に傾斜法^{たとえ2)}を用いて張力推定が行われていたが、得られる結果には、以下のような問題点があった。

- 1) 前述の最適化手法では、筋張力は正の値をとるという制約しか考えられていなかった。その結果、考慮している運動において、筋電データから拮抗筋作用が認められたとしても、その結果を最適化の際考慮できなかった。
- 2) 発生可能な筋張力は、筋の長さや伸縮速度に依存していることが知られていたが、これらを最適化計算の際考慮した例は少なかった。

本報告では、上記の問題点を解決する新しい筋張力推定法を提案する。はじめに、筋張力を推定するための最適化問題が、筋張力に関するLMI (Linear Matrix Inequality: 線形行列不等式) 問題に帰着され、大域的な最適解を効率的に求めることが可能であることを示す。この結果を用いることによって、筋張力を求める際、計測された筋電データから従来の推定手法では張力の発生しない筋に（筋電データを反映した）張力を発生させながら筋張力推定を行うことができる。さらに、筋の長さの変化やその伸縮速度を考慮した張力推定も可能である。本報告では、安全かつ負担の小さいリハビリテーションメニューとして最近注目されているローイング運動³⁾を取り上げ、提案する手法によって筋張力推定を行い、結果を考察する。

本報告の構成を以下に示す。2節では、本報告で取り扱うローイング運動によるリハビリテーション機器の実験環境を紹介し、解析に用いる剛体リンクモデルを示す。3節で、本報告で扱う筋張力推定のための筋骨格モデルを示し、問題設定と推定手法を述べる。4節で、実験データに基づく筋張力推定の結果を示し、5節でまとめを行う。

本報告で用いる記号は、以下の通りである。 g : 重力加速度。 A^T : 行列 A の転置。 I_n : n 次元単位行列。

$$A = \text{diag}(a_1, \dots, a_n): \text{対角行列 } A = \begin{bmatrix} a_1 & & \\ & \ddots & \\ & & a_n \end{bmatrix}.$$

2. ローイング運動のモデル化

2.1 実験環境

本報告で取り扱うローイング運動によるリハビリテーション機器の構成を図1に示す。装置の全長、全幅はそれぞれ2.492[m]および0.600[m]であり、トレーニング時の座面の高さは0.303[m]である。

マシン本体に、被験者の手と足の力を測定する為に6軸力覚センサを取り付ける。6軸力覚センサは、互いに直交する3つの軸方向の力と各軸回りのトルクを計測することができる。データはセンサ部から直接DSPボードへ送られ、データ処理用PCによって記録される。

3次元運動解析システムによって、被験者の運動を記録する。被験者の身体表面には標点として反射マーカを取り付け、6台のカメラで運動を記録し、そのデータから各標点の3次元座標データを計算できる。

一部の筋に関しては、無線式生体計測装置を使用して筋電位を計測し、そのデータを記録する。

2.2 剛体リンクモデル

運動の解析に用いる剛体リンクモデルを図2に示す。足関節、膝関節および股関節モーメントを

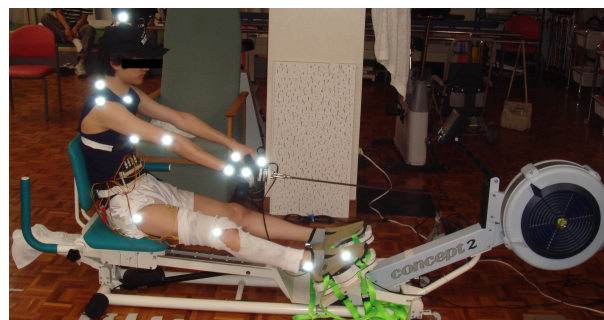


Fig. 1 ローイングマシン

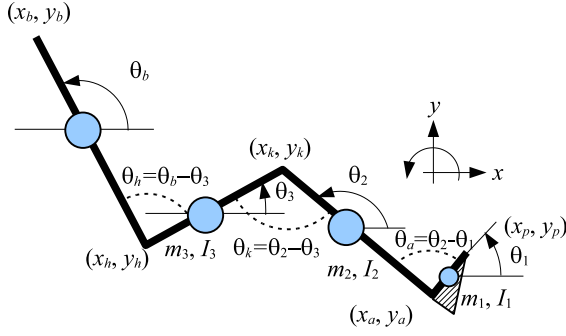


Fig. 2 剛体リンクモデル

それぞれ M^a, M^k, M^h とすると、各関節モーメントは次式で求められる。

$$M^a = I_1 \ddot{\theta}_1 + f_p(y_p - y_1) + f_a(y_1 - y_a) - n_p(x_p - x_1) - n_a(x_1 - x_a) \quad (1)$$

$$M^k = I_2 \ddot{\theta}_2 - f_a(y_2 - y_a) - f_k(y_k - y_2) - n_a(x_a - x_2) - n_k(x_2 - x_k) + M_a \quad (2)$$

$$M^h = I_3 \ddot{\theta}_3 + f_k(y_k - y_3) + f_h(y_3 - y_h) - n_k(x_k - x_3) - n_h(y_3 - y_h) + M_k \quad (3)$$

$$f_a = f_p - m_1 \ddot{x}_1, \quad n_a = n_p - m_1(\ddot{y}_1 + g),$$

$$f_k = f_a - m_2 \ddot{x}_2, \quad n_k = n_a - m_2(\ddot{y}_2 + g),$$

$$f_h = f_k - m_3 \ddot{x}_3, \quad n_h = n_k - m_3(\ddot{y}_3 + g),$$

ここで、 m_j, I_j, x_j, y_j ($j = 1, 2, 3$) は、それぞれ足部、下腿部、大腿部の質量、慣性モーメント、重心位置の x および y 座標であり、文献⁴) のデータを用いて体重から推定されたものを用いている。 x_i, y_i, f_i, n_i ($i = p, a, k, h$) は、それぞれ計測された COP (圧力中心)、足関節、膝関節および股関節の x, y 座標および各部に作用する並進力の x, y 方向成分である。

3. 筋張力推定法

3.1 筋張力推定問題

前節で求められる関節モーメントを用いて、本報告では、図3の筋骨格モデルに示されるような

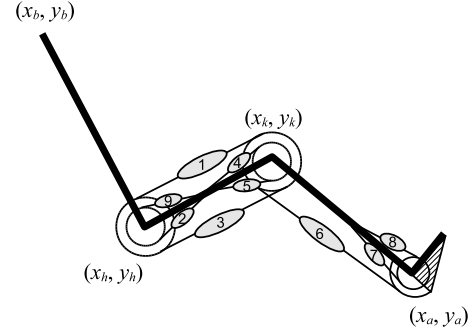


Fig. 3 筋骨格モデル

9個の筋群 (1. 大腿直筋, 2. 大殿筋, 3. ハムストリングス, 4. 広筋, 5. 大腿二頭筋長頭, 6. 腓腹筋, 7. ヒラメ筋, 8. 前脛骨筋, 9. 腸腰筋) を考慮する。それぞれの筋に発生する筋張力、その最大および最小値をそれぞれ F_i, F_i^{\max} および F_i^{\min} ($i = 1, \dots, 9$) とおく。各々の筋が付着する関節のレバーアーム長を L_i^j ($i = 1, \dots, 9, j = a, k, h$) とする。なお、筋が付着していない関節に関するレバーアーム長は0である。このとき、筋張力と関節モーメントの釣り合い関係式は、次式で与えられる。

$$M^j = \sum_{i=1}^9 F_i s_i^j L_i^j, \quad j = a, k, h \quad (4)$$

ここで、 s_i^j ($i = 1, \dots, 9, j = a, k, h$) は、関節に作用するモーメントの符号によって1または-1の値を取る定数である。本報告で筋張力を推定する筋の数は9個であるが、利用可能な条件式は式(4)で表される3つしかない。このため、このままでは、筋張力推定問題は数学的に不定問題となり、式(4)を満足する筋張力 F_i ($i = 1, \dots, 9$) の組み合わせを唯一に求めることは不可能である。従来研究では、唯一の筋張力の組み合わせを求めるために、運動に対する効率的な筋活動を表すなんらの評価関数を設定し、その評価関数を最適化して唯一の筋張力の組み合わせを求めたものが多く、本報告でもそのアプローチを採用する。本報告では、評価関数を次式のようなある時刻における筋活性度の二

乗和 J と定義する.

$$J := \sum_{i=1}^9 \left(\frac{F_i}{F_i^{\max}} \right)^2 \quad (5)$$

以上の準備の下で, 本報告では, 下肢筋張力推定問題を以下のように定式化する.

下肢筋張力推定問題

ローイング運動開始時刻から終了時刻までの区間でサンプルされた時刻それぞれに対して, 式(4)で与えられるモーメントのつりあいに関する等式拘束条件および筋張力に関する不等式拘束条件 $F_i^{\min} \leq F_i \leq F_i^{\max}$ ($i = 1, \dots, 9$)の下で, 式(5) J を最小化する筋張力 F_i ($i = 1, \dots, 9$)を求めよ.

3.2 筋張力推定法

3.2.1 LMI問題への帰着

式(5)は, 以下のように書き換えることができる.

$$J = G^T G \quad (6)$$

ここで, G は, 次式で定義される9次元の列ベクトルである.

$$G := \left[\frac{F_1}{F_1^{\max}} \quad \frac{F_2}{F_2^{\max}} \quad \dots \quad \frac{F_8}{F_8^{\max}} \quad \frac{F_9}{F_9^{\max}} \right]^T$$

ベクトル G は, 筋張力 F_i ($i = 1, \dots, 9$)の線形関数であることに注意する. 式(6)およびSchur complementの補題⁵⁾より, J がある正数 $\mu > 0$ よりも小さくなる条件 $\mu - G^T G > 0$ は, 以下のような G (F_i , $i = 1, \dots, 9$) および $\mu > 0$ に関するLMI (線形行列不等式) に帰着される.

$$\begin{bmatrix} \mu & G^T \\ G & I_9 \end{bmatrix} > 0 \quad (7)$$

さらに, F_i に関する不等式拘束条件は, G に関する以下の線形不等式拘束条件に書き換えられる.

$$G^{\min} \leq G \leq G^{\max}, \quad (8)$$

$$G^{\min} := \left[\frac{F_1^{\min}}{F_1^{\max}} \quad \dots \quad \frac{F_9^{\min}}{F_9^{\max}} \right]^T,$$

$$G^{\max} := \left[1 \quad \dots \quad 1 \right]^T$$

さらに, 等式拘束条件である関節モーメントに関する釣合い条件 (式(4)) は, 微小正数 $0 < \epsilon \ll 1$ を用いて, G に関する以下の線形不等式拘束条件に近似できる.

$$-\epsilon \leq M^j - G^T H N^j \leq \epsilon, \quad j = a, k, h \quad (9)$$

ここで, $H := \text{diag}(F_1^{\max}, \dots, F_9^{\max})$ であり, $N_j := \left[s_1^j L_1^j \quad \dots \quad s_9^j L_9^j \right]^T$ ($j = a, k, h$)である. 式(7), (8), (9)は, 未知筋張力 F_i ($i = 1, \dots, 9$)を含む未知変数ベクトル G に関する連立LMIである. よって, 拘束条件式(8)および(9)を満たしながら, 式(7) μ を大域的に最適化するような G を, 効率的解法の実装されたソフトウェアパッケージ⁶⁾を用いて求めることが可能である. 言い換えると, 前節で設定された下肢筋張力推定問題に対して, 式(5)を大域的に最適化する筋張力 F_i ($i = 1, \dots, 9$)の唯一の組み合わせを, 必ず求めることが可能である.

3.2.2 筋電データの考慮

従来の筋張力推定は, 式(5)のような評価指標を, 傾斜法などによって最適化する際, 筋 i に発生する筋張力の最小値 F_i^{\min} を0としていた. 本報告では, 筋電データが取得されている筋 i に対して, 以下が成立していると仮定する⁷⁾.

$$q_i = \frac{F_i}{F_i^{\max}} = \frac{\text{EMG}_i}{\text{EMG}_i^{\max}} \quad (10)$$

ここで, q_i , EMG_i および EMG_i^{\max} は, それぞれ筋 i の活性度 ($0 \leq q_i \leq 1$), 筋電データおよび最大筋電を表す. 式(10)は, 筋活性度を筋張力と筋電で評価した場合, 両者が等しくなっているという意味がある. 式(10)を変形すると次式となる.

$$F_i = \left(\frac{\text{EMG}_i}{\text{EMG}_i^{\max}} \right) F_i^{\max} \quad (11)$$

本報告では, 筋電データ及び最大筋張力から得られる式(11)の F_i を, 最適化時に筋 i の最小筋張力 F_i^{\min} とおく. これにより, 筋 i の推定される筋張力は, 少なくとも $\left(\frac{\text{EMG}_i}{\text{EMG}_i^{\max}} \right) F_i^{\max}$ 以上となり, (式(10)の

意味で) 筋電データを考慮した筋張力推定が可能となる。

3.2.3 筋長・筋伸縮速度の考慮

筋張力は、その自然長からの変動や、伸縮速度によって変化することが知られている。長谷⁸⁾およびその引用文献⁹⁾では、筋 i の筋張力 F_i は、以下のように与えられている。

$$F_i = k(\xi_i)h(\eta_i, \xi_i)\overline{F_i^{\max}}q_i \quad (12)$$

ここで、 $\overline{F_i^{\max}}$ は、解剖学的見地から決定される筋 i の長さや速度に依存しない定数の最大筋張力である。 ξ_i および η_i は、それぞれ次式で定義される筋 i の正規化された筋長および筋伸縮速度である。

$$\xi_i = \frac{l_i}{l_i^n}, \quad \eta_i = \frac{\dot{\xi}_i}{v_i^{\max}}, \quad v_i^{\max} = 3.0 \quad (13)$$

式(13)において、 l_i および l_i^n は、それぞれ筋 i の長さおよび自然長であり、 v_i^{\max} は最大筋伸縮速度である。関数 $k(\xi_i)$ および $h(\eta_i, \xi_i)$ は、次式で定義されている⁹⁾ (図4, 5)。

$$k(\xi_i) = 0.32 + 0.71e^{\{-1.112(\xi_i-1)\}} \times \sin\{3.722(\xi_i - 0.656)\} \quad (14)$$

$$h(\eta_i, \xi_i) = \frac{1 + \tanh(a_1\eta_i)}{a_2} - a_3e^{\{-2.6(\xi_i-1)\}} \quad (15)$$

a_1, a_2, a_3 : 筋繊維の種類によって定まる定数

各筋の ξ_i は、直立状態で筋は自然長になり、筋は図3のように滑車に巻きついて自由に伸縮可能であると仮定することにより、運動データより得られる各関節角度から求めることができる。さらに、 η_i は ξ_i を差分近似して求めることができる。本報告では、式(12)を考慮して、ある姿勢および運動速度 (ξ_i, η_i) での最大筋張力 $F_i^{\max}(\xi_i, \eta_i)$ を次式とする。

$$F_i^{\max}(\xi_i, \eta_i) := k(\xi_i)h(\eta_i, \xi_i)\overline{F_i^{\max}} \quad (16)$$

最大筋張力を式(16)のようにおくことで、筋長や筋伸縮速度を考慮した筋張力推定が可能になる。

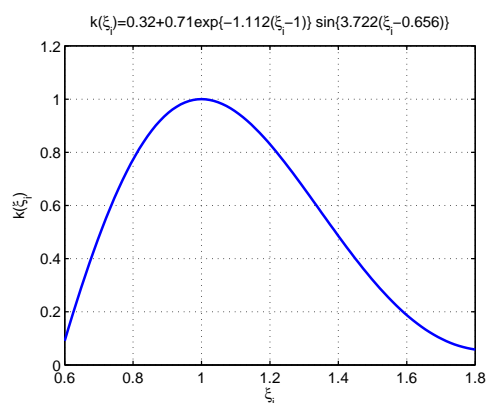


Fig. 4 正規化筋長 ξ_i と筋力の関係 $k(\xi_i)$

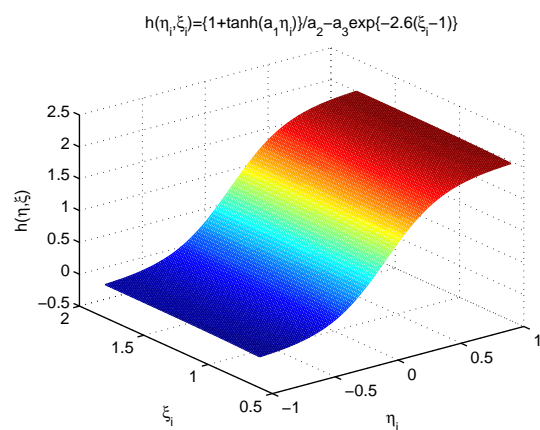


Fig. 5 正規化筋長 ξ_i , 正規化筋伸縮速度 η_i と筋力の関係 $h(\eta_i, \xi_i)$

4. 結果

4.1 運動データと関節モーメント

被験者は健常男性1名であり、3秒間でローイングの1ストロークを完了するように指示されている。

運動を計測するための標点となる反射マーカは、頭頂点、第7頸椎棘突起 (C7)、胸骨剣状突起と右半身の鎖骨近位端、肩峰点、上腕骨外側上顆、橈骨茎状突起、尺骨茎状突起、第5中手骨頭、大転子点、膝外側点、足外踝点、第5中足骨頭点の計13箇所に貼付した。

計測データより、足関節、膝関節および股関節角度 ($\theta_a, \theta_k, \theta_h$) を計算したものを図6に示す。2.2節の剛体リンクモデルから、各関節モーメントを式(1)-(3)から計算したものを図7に示す。

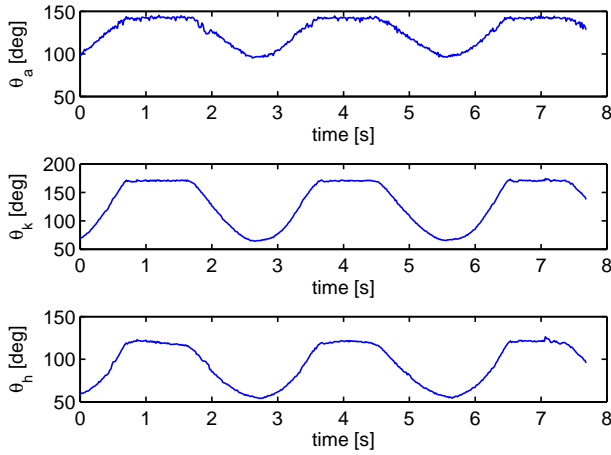


Fig. 6 関節角度 θ_i ($i = a, h, k$)

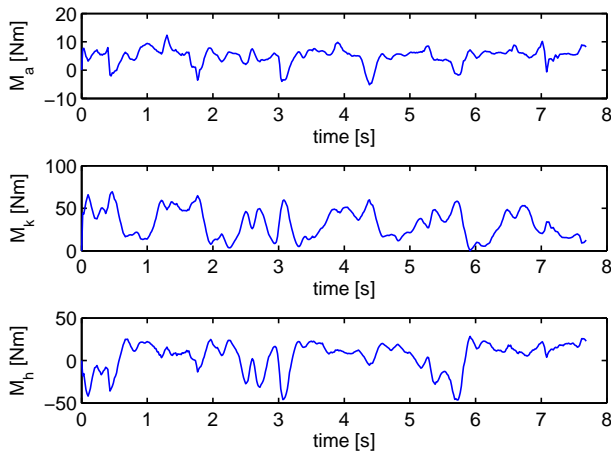


Fig. 7 関節モーメント M^i ($i = a, h, k$)

4.2 筋電データと最小筋張力

ローイング運動時の1. 大腿直筋, 5. 大腿二頭筋長頭, 6. 腓腹筋および8. 前脛骨筋で取得された表面筋電データと, 別途行われた最大力試験で得られたそれらの筋の最大筋電の値を用い, 式(10)を用いて求めた筋活性度 q_i , $i = 1, 5, 6, 8$ を図8に示す. この場合の筋活性度は, 概ね10%未満であり, 比較的低い. この値を用いて, 最適化の際に用いられる最小筋張力 F_i^{\min} , $i = 1, 5, 6, 8$ が式(11)から計算される.

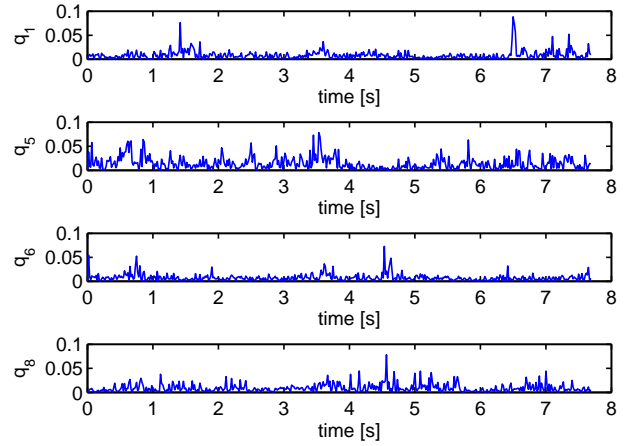


Fig. 8 筋電データから計算された筋活性度 $q_i = \text{EMG}_i / \text{EMG}_i^{\max}$ ($i = 1, 5, 6, 8$)

4.3 筋長, 筋伸縮速度と最大筋張力

図3の筋骨格モデルを仮定し, ローイングを行なった場合の各筋の筋長変化の様子を図9に示す. 3.2.3節でも述べたように, 各筋の自然長は直立状態における筋長とし, 三次元画像解析ソフトMimics®を用いて, MRIによって断層撮影された画像から, 下肢の筋の領域を抽出・積層して作成した筋モデルのデータを参考にして決定された. 筋長は, 図3のように各筋は滑車に巻きついて自由に伸縮可能であると仮定することにより求めた. 筋伸縮速度は, 得られる筋長をデータ取得サンプル周期 $T = 1/60[\text{s}]$ で差分を取って求めた. 式(16)で計算される最大筋張力 $F_i^{\max}(\xi_i, \eta_i)$, $i = 1, \dots, 9$ を図10に示す. 解剖学的見地から決定される一定の最大筋張力値 \overline{F}_i^{\max} , $i = 1, \dots, 9$ も図10に合わせて示す. それらの値は, それぞれ以下のものである.

$$\overline{F}_1^{\max} = 975, \overline{F}_2^{\max} = 4500, \overline{F}_3^{\max} = 3000,$$

$$\overline{F}_4^{\max} = 2250, \overline{F}_5^{\max} = 750, \overline{F}_6^{\max} = 1875,$$

$$\overline{F}_7^{\max} = 2100, \overline{F}_8^{\max} = 1125, \overline{F}_9^{\max} = 2025 [\text{N}]$$

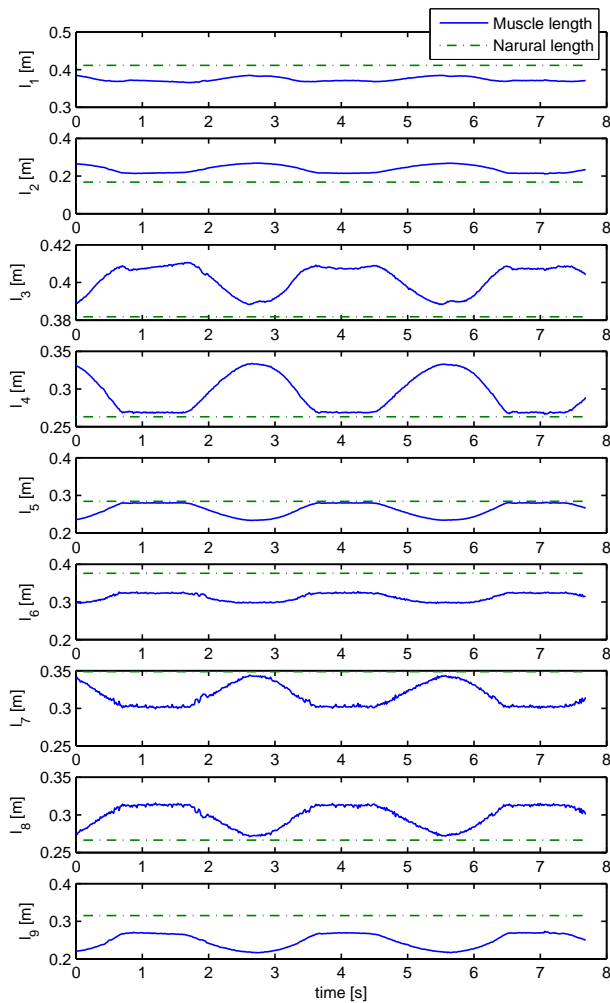


Fig. 9 筋長 $l_i, i = 1, \dots, 9$

4.4 筋張力推定

前節までの結果を用いて、筋張力を推定した。結果を図11に示す。比較のために、従来手法と同様の設定である、 $F_i^{\min} = 0, \forall i = 1, \dots, 9$ (筋電データを考慮しない) かつ $F_i^{\max} = \overline{F_i^{\max}}$ (筋長や筋伸縮速度によって最大筋張力を変化させない) の下で式(5)を最適化して推定された筋張力を図12に示す。

4.5 考察

図11および12より、筋電データを考慮する事によって、従来の方法では張力の発生していない5. 大腿二頭筋筋長頭および6. 腓腹筋に張力が発生し

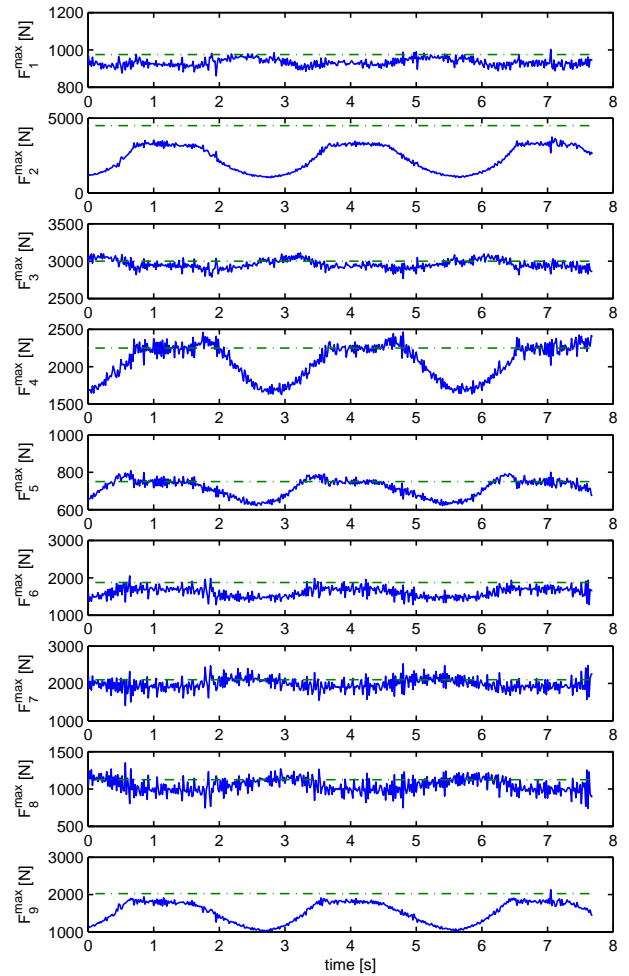


Fig. 10 筋長, 筋伸縮速度を考慮した最大筋張力 $F_i^{\max}, i = 1, \dots, 9$ (式(16))

ていることが読み取れる。この結果は、筋電計測の結果を筋張力推定に取り込むことが可能となっていることを示しており、提案する手法による筋張力推定が、従来推定法より実験で得られる筋電データを反映しながら張力推定を可能にしていることを示している。なお、他に表面筋電を計測した筋 (1. 大腿直筋および8. 前脛骨筋) でも、筋電データに基づく不等式拘束が満足された筋張力計算が行われている。

さらに、最大筋張力を筋長や筋伸縮速度を考慮して変化させた提案手法は、1. 大腿直筋で発生する筋張力がやや減少する傾向が見られ、とくに、ストロークとストロークの間の股関節と膝関節が屈曲から伸展に切り替わる区間 (2.5-3.0, 5.5-6.0[s])

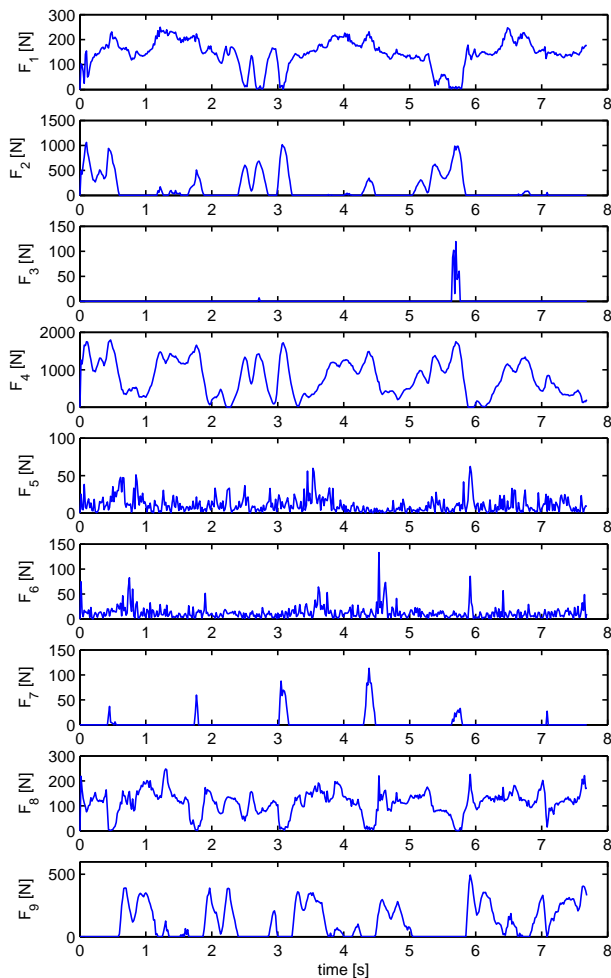


Fig. 11 筋電データ, 筋長・筋伸縮速度を考慮した筋張力推定値

付近)で, その減少の度合が顕著であることが分かる. 他の筋に関しては提案手法と従来法には大きな相違は見られなかった.

5. おわりに

ローイング運動を例として, 実験で得られた筋電データを反映可能な筋張力推定法を提案した. 筋長と筋伸縮速度も同時に考慮することが可能であり, 従来法と比べてより妥当な推定ができると期待できる.

今後の課題として, 以下を挙げる.

- 被験者数を増やして, 提案手法の妥当性を確認すること

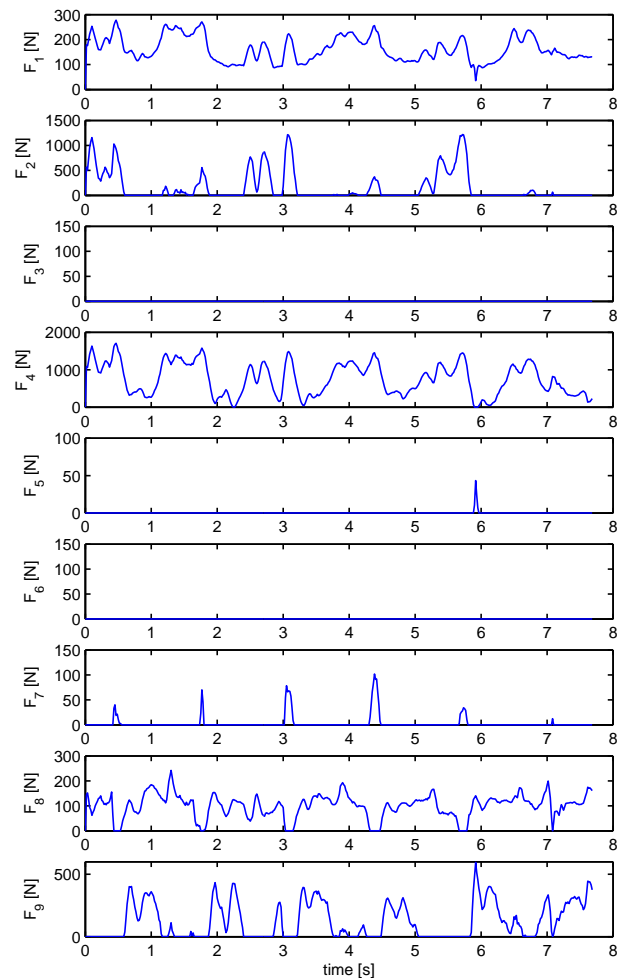


Fig. 12 従来の条件での筋張力推定値 (筋電データ, 筋長・筋伸縮速度を考慮せず)

- 関節間力や筋消費エネルギーの評価
- ローイング運動以外での筋張力推定
- より正確な筋のモデルの導入

参考文献

- 1) Pedotti, A., Krishnan, V. V. and Stark, L.: Optimization of Muscle Force Sequencing in Human Locomotion, *Mathematical Biomechanics*, **38**, 57/76 (1978).
- 2) 宮脇和人, 巖見武裕, 大日方五郎, 近藤康夫, 沓澤圭一, 小笠原雄二, 西村信三: 電動歩行機を用いた高齢者歩行の評価 (第1報, 平地

- 歩行), 日本機械学会論文集 (C編), **65-640**, 4759/4766 (1999).
- 3) 山藤和也, 巖見武裕, 宮脇和人, 平元和彦, 島田洋一, 大日方五郎: FES ローイング・マシンの開発と身体負荷の検討, 福祉工学シンポジウム2007予稿集 (2007).
 - 4) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, **11**, 23/33 (1992).
 - 5) Skelton, R.E., Iwasaki, T. and Grigoriadis, K.M.: A Unified Algebraic Approach to Linear Control Design, 255, Taylor & Francis, London (1998).
 - 6) Gahinet, P., Nemirovski, A., Laub, A.J. and Chilali, M.: LMI Control Toolbox for Use with MATLAB[®], The Mathworks, Inc., Natick, MA (1995).
 - 7) 山本澄子, 赤沢堅三, 六馬信之, 江原義弘, Pandy, M.G.: 合同セミナー 第四回 筋の力学モデルと筋張力推定テキスト, 日本バイオメカニクス学会, 日本臨床バイオメカニクス学会, バイオメカニズム学会臨床歩行分析懇談会, 33/57 (1994).
 - 8) 長谷和徳: 身体運動モデル解析システム仕様書Ver. 2.0, 41/42 (1995).
 - 9) Hatze, H.: A myocybernetic control model of skeletal muscle, Biological Cybernetics, **25**, 103/119 (1977).