

顎骨形状および咬合状態を考慮した目的関数に基づく咀嚼筋力の推定手法

Estimation of Masticatory Forces based on an Objective Function Considering Mandibular Shape and Occlusal Condition

正 小関 道彦 (東工大) 正 伊能 教夫 (東工大)
榎 宏太郎 (昭和大)

Michihiko KOSEKI and Norio INOU: Tokyo Institute of Technology, O-okayama, Meguro-ku, Tokyo
Koutarou MAKI: Showa University, Kitasenzoku, Ohta-ku, Tokyo

Keywords : Muscular force, Masticatory system, Estimation method, Finite element analysis, Patient-specific model, Objective function.

1 はじめに

生体内における筋骨格系の力学状態について信頼性の高い解析を行うためには、骨体形状や物性を正確にモデリングし、適切な筋力状態を設定しなければならない。筆者らは主に咬合時における下顎骨の応力状態について研究を進めており、前報では咀嚼筋力の推定手法を提案した [1]。本手法は、顎骨形状および咬合状態を考慮した目的関数を設定し、これを最小化することによって筋力を推定するものである。本稿では、提案手法の初期値依存性について考察する。

2 咀嚼筋の活動状態の推定

前報 [1] で提案した咀嚼筋力の推定手法は 3 つの評価指標を総合的に考慮し、式 (1) に表される目的関数を用いて筋力を推定するものである。

$$I = \sum_{i=1}^m (\alpha f_i^M)^2 + k_1 \left| \sum_{i=1}^b (\mathbf{r}_{yi}^B \times \mathbf{F}_i^B) + \sum_{i=1}^m (\mathbf{r}_{yi}^M \times \alpha f_i^M \mathbf{e}_i^M) \right| + k_2 (|\mathbf{F}_1^R|^2 + |\mathbf{F}_2^R|^2). \quad (1)$$

本目的関数の第 1 項は、筋活動の効率を評価しており、歯牙荷重と筋力によって発生する関節軸廻りのモーメントの釣合いから求まる m 個の筋力 (αf_i^M) の 2 乗和を求めている。

第 2 項は、前後軸 (y 軸) 周りのバランスを考慮しており、 \mathbf{r}_{yi}^B および \mathbf{r}_{yi}^M は歯牙荷重重心を通る前後軸 (y 軸) から歯牙荷重および筋付着部位へのベクトルを示す。 \mathbf{F}_i^B は歯牙荷重ベクトルであり、 \mathbf{e}_i^M は筋肉の走行方向を表す単位ベクトルである。 b 個の歯牙荷重および m 個の筋力を総合したモーメントを算出している。

第 3 項では、関節反力の大きさを考慮している。バランス計算によって算出される左右の関節頭に生じる反力 ($\mathbf{F}_1^R, \mathbf{F}_2^R$) の 2 乗和を用いている。

本目的関数は、各項の線形和とすることにより 3 つの評価指標を総合的に考慮しており、 k_1 および k_2 はそれぞれの重み係数である。前報 [1] において顎変形症患者に本

手法を適用したところ、各項の重み係数は $k_1 = 1000.0$ 、 $k_2 = 10.0$ と設定することにより、筋電位計測結果に基づく医師の推定筋力と近い値が得られることを確認している。

筋力推定を行う咀嚼筋としては、5 種類の筋 (咬筋 (M)、内側翼突筋 (Pm)、外側翼突筋 (Pl)、側頭筋前腹 (Ta) および側頭筋後腹 (Tp)) を設定している。すなわち、本目的関数は左右あわせて 10 種の筋力を変数とする 10 次元関数であり、その最小値を求めることは難しい。そこで現在は簡単のため、咬筋が最大筋力を発揮するという条件下において最急降下法によって目的関数の極小値を求め、各咀嚼筋の筋活動比 (f_i^M) を算出している。最急降下法で得られる解は極小値であるため、提案手法には初期値依存性が存在すると考えられる。

3 推定手法の初期値依存性

推定手法の初期値依存性について考察するため、3 種類の状態を初期値として設定し、筋力推定を行った。

- Case 1. 全ての筋の活動比 (f_i^M) を一定とした場合
- Case 2. 他人の筋電位に基づいて医師が推定した筋活動比を設定した場合
- Case 3. 本人の筋電位に基づいて医師が推定した筋活動比をそれぞれ $\pm 20\%$ 変化させた場合

本稿で解析対象として扱う顎骨モデルは、前報 [1] で作成した顎変形症患者の個別別モデルである。図 1 に咬合面から見たモデル形状および感圧シートによって計測した歯牙荷重の大きさを示す。

3.1 全ての筋の活動比を一定として設定した場合

最急降下法の初期値として全ての筋に対して一定の筋活動比を与えた場合の筋力推定結果を図 2(a) に示す。この図では、白色が初期値として設定した筋力、薄灰色がその初期値を元に提案手法で推定した筋力を示しており、前報で報告した推定結果を濃灰色で表示している。

初期値として一定の筋力を設定した場合、推定結果は初期値とほとんど変化しておらず、披験者の筋電位と高い相関を示していた前回の推定結果と大きく異なっている。このことは、提案する目的関数には初期値依存性が

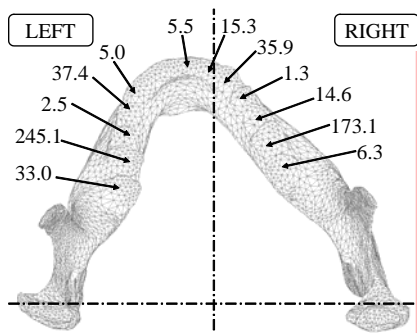


Fig. 1: A patient-specific model and the distribution of biting forces [N].

あり、最急降下法によって筋力推定を行うためには適切な初期値を設定する必要があることを意味している。

3.2 他人の筋電位に基づく筋活動比を設定した場合

次に、今回の被験者とは異なる筋電位情報を初期値を設定した際の推定を試みた。今回の被験者の顎形状は極端な左右非対称性を有するが、ここでは左右対象な顎形状をもつ患者を想定し、筋種別ごとに左右で同一の筋活動比を初期値として入力して推定を行った。筋力推定結果を図 2(b) に示す。

与えた初期値は左右対象であるが、推定結果は左右非対称となっており、今回の解析対象の顎形状および咬合力の非対称性に対してもっともらしい結果が得られている。しかし、前報の推定結果とは有意な差異が観察され、初期値として設定するデータはさらに実際に則したものが求められていることがわかった。

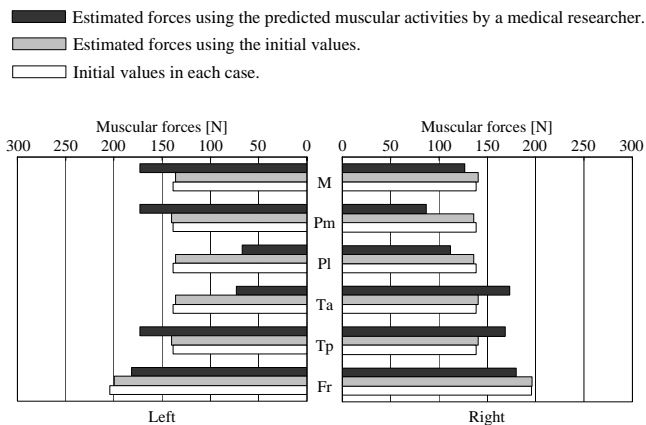
3.3 本人の筋電位に基づく筋活動比を変化させた場合

最後に、本人の筋電位を測定する際にノイズなどの影響で誤差が含まれる場合を想定し、誤差が含まれた筋電位に基づいて医師が推定した筋活動比を初期値として設定した場合について検討した。推定は、1つの筋電位に+20%あるいは-20%の誤差が含まれていた場合を仮定し、その他の筋電位は信頼できるものとして扱った。筋力推定結果を図 2(c) に示す。この図では、白色が初期値として設定した筋力、薄灰色が前報で報告した推定結果を示しており、初期値を変化させた量および推定結果の変動をそれぞれの誤差範囲として示している。

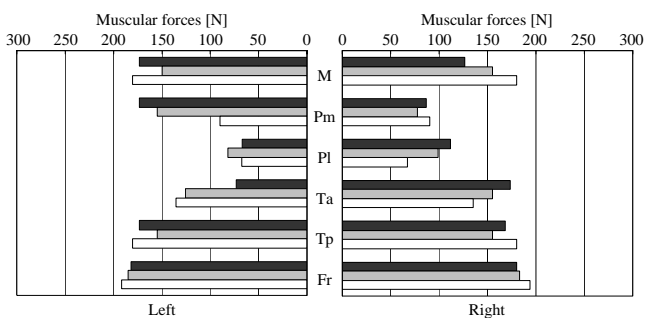
結果を見ると、左側頭筋前腹を除き、初期値の変化量に比べて推定結果の変動幅が小さくなっている。これは、初期値に筋電位に基づいて算出される筋活動比を設定することにより、筋電位に多少の誤差が含まれていても比較的安定した筋力推定が行えることを意味している。

4 まとめ

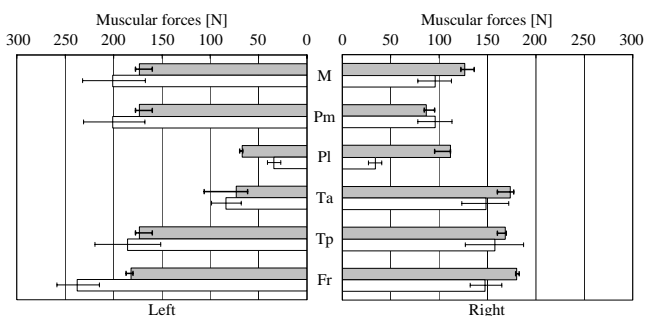
今回のシミュレーションにより、(1)式に示した目的関数には多数の極小値が存在し、最急降下法で推定を行うと初期値の与え方によって得られる結果に大きく差が生



(a) Initial values: uniformed muscular activities.



(b) Initial values: EMG data of another person.



(c) Initial values: EMG data with $\pm 20\%$ error.

Fig. 2: Estimated muscular forces and calculated reaction forces at condyles.

じることが判明した。しかし、表面筋電位を初期値として与えることにより、比較的安定した推定結果を得られる可能性が示唆された。

広域的な最小値を算出可能なアニーリング法などの手法を筋力推定手法に組み入れることも考えられる。しかし、筋電位は比較的容易に採取可能な情報であり、実測値に基づいて簡便に信頼性の高い推定を行うことが個別別モデリング技術には求められていると考えている。今後、多数の個別別モデルについて筋力推定を行い、推定手法の信頼性について検証したい。

参考文献

- [1] 小関道彦・伊能教夫・横宏太郎: ヒト下顎骨の個別別応力解析のための筋力推定手法の検討; 第 17 回計算力学講演会講演論文集, [04-40], (2004), 61-62