

ヒト下顎骨の個体別応力解析を目的とした咀嚼筋力推定*

小関道彦*¹, 伊能教夫*¹, 榎宏太郎*²Estimation of Masticatory Forces
for Patient-Specific Stress Analysis of the Human MandibleMichihiko KOSEKI*³, Norio INOU and Koutaro MAKI^{*3} Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology,
2-12-1 O-okayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8550 Japan

An individual evaluation of mechanical characteristics of a bone provides useful information for diagnoses and treatments of each patient. This paper proposes an estimation method of the masticatory forces using an objective function composed of three criteria: efficiency of muscular activities, moment balance between muscular and biting forces, and reaction forces at condyles. The method is firstly applied to a patient whose jaw has a severe deformity. After examination of effects of the criteria, patient-specific stress analyses are performed using the estimated muscular forces. The analytical result shows no stress concentration and little difference in stress distribution on both left and right sides in spite of the asymmetrical mandibular shape and masticatory condition. Then, the method is applied to another two patients with different mandibular morphologies. The estimated forces of the two patients well agree to the empirical knowledge of the relationship between mandibular shape and muscular forces.

Key Words: Biomechanics, Computer Aided Analysis, Muscle and Skeleton, Masticatory System, Estimation, Finite Element Method, Patient-Specific Model

1. 緒 言

X線CTやMRIなどの医用画像装置から得られるマルチスライス画像をもとに生体組織の個体別有限要素モデルを作成する研究が盛んに行われている^{(1)~(4)}. 個体別モデルを活用して生体内における骨体の力学状態を解析によって求めることができれば, 骨に加わる力学的なストレスと骨代謝の関係について考察することが可能となり, 骨粗鬆症や骨変形症などの筋骨格系疾患の病因の解明や予防医療に貢献することが期待される.

ここで, 生体骨に生じる応力状態を適切に解析するためには, 対象物形状の正確なモデル化・適切な物性値の設定・適切な力学条件の設定が重要なポイントとなる. これまで筆者らは, 骨体の形状モデリング手法および物性値設定手法について検討してきた^{(5)~(7)}. 本稿では, 生体骨の個体別応力解析に必要なもう1

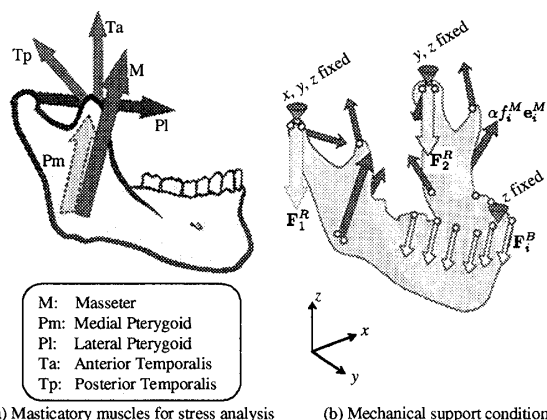


Fig. 1 Mechanical conditions in occlusion.

つのキーポイント, すなわち生体骨における力学条件の設定方法について, ヒト下顎骨の解析を対象として議論したい.

生体骨には通常, 複数の筋が作用している. 咀嚼時における閉口運動の場合, ヒト下顎骨には図1(a)に示す5種類の咀嚼筋, すなわち, 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)が作用している. 下顎骨の応力状態を解

* 原稿受付 2007年12月17日.

*¹ 正員, 東京工業大学大学院理工学研究科(☎152-8550 東京都目黒区大岡山2-12-1).*² 昭和大学歯学部(☎145-0062 東京都大田区北千束2-1-1).

E-mail: koseki@mech.titech.ac.jp

析するためには、これらの筋力に加えて歯牙に加わる荷重を図1(b)に示すように力学条件として解析モデルに設定する必要がある。しかしながら現在の技術では、筋肉が発生する力の大きさを低侵襲かつ正確に測定することは非常に難しい。このため、信頼性の高い個別別応力解析を行うためには何らかの方法で発生筋力を推定する必要がある。

腕や足の筋骨格システムの運動状態を解析する手法として、筋力を推定する方法はいくつか報告がある(8)(9)。しかし、これらは長骨を検討対象としており、本研究が対象とする顎骨とは形態も機能も異なっている。また、これらの研究は運動時の筋力を推定することを目的としており、骨体の準静的な応力状態を解析する際に適用可能かどうかについては議論されていない。そこで本研究では、ヒト下顎骨の個別別応力解析を目的として、咀嚼システムの形態や機能の特徴を考慮した咀嚼筋力推定手法を提案する。

2. 咀嚼筋力の設定手法

生体骨の応力状態を解析するためには、生体内の力学状態をできるだけ忠実に設定する必要がある。筆者らが生体内における下顎骨の応力状態を解析する際の境界条件には、必要最小限の拘束箇所を用いている。そして荷重条件としてこれまで筆者らは、文献(10)(11)に報告された手法や、CT画像から求めた各筋肉の断面積比率や医師の経験的知見に基づき筋の活動状態を設定していた(12)。しかしこれらの方法は、条件設定のために画像処理などの専門的知識を要し、個別別の解析数を増やすことの妨げになっていた。このため、効率的な個別別応力解析のためには定量的で再現性のある筋力の推定手法が必要である。本章では、力学条件の設定手順について述べた上で、個別別の筋力を適切に推定するための目的関数を提案する。

2.1 力学条件の設定 ヒト下顎骨の個別別応力解析における力学条件は以下の6ステップからなる手順で設定する。

- ステップ1. 拘束条件の設定
- ステップ2. 歯牙荷重および筋力の位置、方向の設定
- ステップ3. 下顎骨のバランス計算
- ステップ4. 顎関節に働く反力の計算
- ステップ5. 目的関数に基づく評価と筋活動比の変更
- ステップ6. 収束解となるまでステップ3に戻り実行

以下に各ステップでの処理の詳細を述べる。なお、以下の説明では三次元モデル座標系を次のように定義している。 x 軸:二つの関節を結ぶ関節軸(右→左), y 軸:歯牙荷重の重心を通る前後軸(後→前), z 軸:上

下軸(下→上)。

ステップ1では、解析対象の剛体運動を防止するため、片側の関節の1節点を3方向に変位拘束し、他端の1節点は関節軸(x 軸)方向を変位可能、切歯部の1節点を上下軸(z 軸)方向に拘束している。

ステップ2では、歯牙荷重および咀嚼筋の方向を設定する。咀嚼筋の走行方向は、解剖学的知見とX線CT装置から得られるマルチスライス画像に基づく三次元構築画像により判断することが可能である。設定には筆者らが開発した力学条件設定支援ツール(13)を用いている。

ステップ3では、式(1)を用いて関節軸(x 軸)周りに働くモーメントのバランスを計算する。

$$\sum_{i=1}^b (\mathbf{r}_{xi}^B \times \mathbf{F}_i^B) + \alpha \sum_{i=1}^m (\mathbf{r}_{xi}^M \times f_i^M \mathbf{e}_i^M) = 0. \quad (1)$$

ここで \mathbf{r}_{xi}^B および \mathbf{r}_{xi}^M は、関節軸(x 軸)からそれぞれ*i*番目の歯牙荷重部位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、荷重の大きさは感圧シートを被験者に噛んでもらうことにより求めている。 α は、筋力によるモーメントと歯牙荷重によるモーメントが釣り合うように選ばれる定数である。筋力については、筋肉の活動の度合いを表すスカラー量 f_i^M に筋肉の走行方向を表す単位ベクトル \mathbf{e}_i^M をかけて筋肉の活動性を表現する。すなわち、実際に作用する筋力ベクトルは $\alpha f_i^M \mathbf{e}_i^M$ と表される。

ステップ4では、式(2)を用いて左右の関節頭に生じる反力($\mathbf{F}_1^R, \mathbf{F}_2^R$)を計算する。これにより算出される関節反力を左右の下顎頭に設けた拘束点の周囲に分散して荷重することにより、拘束点に応力集中が発生することを回避している。

$$\mathbf{F}_1^R + \mathbf{F}_2^R + \sum_{i=1}^b \mathbf{F}_i^B + \sum_{i=1}^m \alpha f_i^M \mathbf{e}_i^M = 0. \quad (2)$$

ステップ5では、目的関数を用いて各咀嚼筋の活動状態を評価する。そして、その評価量が収束解となるまでステップ3以降の繰返し計算を行う(ステップ6)。次節にて、ステップ5で筋活動状態の評価に用いる目的関数の詳細について述べる。

2.2 咀嚼筋の活動状態の評価 生体システムは、力学的に無理のない状態を維持するように生体内の力学環境が適切に制御されていると考えられ、ヒトの咀嚼システムについても数理モデルを用いた検討が行われている(14)(15)。本研究では、顎骨の形態的・機能的な特徴に基づき以下の3つの指標を用いて咬合時の咀嚼システムの状態を評価することによって、咀嚼筋の活動状態を推定する手法を提案する。

- (a) 筋力の2乗和
 (b) 前後軸 (y 軸) 周りのモーメント
 (c) 関節反力の2乗和

これらの状態を総合的に考慮する方法として、それぞれの評価指標の線形和として表現される目的関数を式(3)に示す。提案する咀嚼筋力推定手法は、上記3つの状態で無理が生じていない状態を目標として、この目的関数 I の最小値から咀嚼筋力を求めるものである。

$$I = \sum_{i=1}^m (\alpha f_i^M)^2 + k_1 \left| \sum_{i=1}^b (\mathbf{r}_{yi}^B \times \mathbf{F}_i^B) + \sum_{i=1}^m (\mathbf{r}_{yi}^M \times \alpha f_i^M \mathbf{e}_i^M) \right| + k_2 (|\mathbf{F}_1^R|^2 + |\mathbf{F}_2^R|^2). \quad (3)$$

ここで第1項は、筋活動の効率を考慮したものであり、一部の筋だけが極端に活動している状態には無理があることを考慮している。この項では、歯牙荷重と筋力のモーメントバランスの計算によって算出される m 個の筋力 (αf_i^M) の2乗和を求めている。この評価量は、長骨の筋力推定でしばしば使用されている関数である。

第2項は、顎骨特有の形を考慮した評価量であり、モーメントが釣り合わずに姿勢を維持している状態には無理があることを考慮している。前後軸 (y 軸) 周りのモーメントが釣合うことを評価しており、 \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 個の歯牙および m 個の筋肉について足し合わせてモーメントを算出している。 k_1 は第2項に対する重み係数である。

第3項では、関節に極端な荷重が発生している状態には無理があるため、咬合時に関節反力が左右ともに大きくなることを考慮して入れている。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。 k_2 は第3項に対する重み係数である。

本目的関数は左右あわせた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。そこで提案手法では、比較的容易に採取可能な情報である咬合時の筋電位を初期値とする最急降下法によって目的関数の極小値を求め、そこから咀嚼筋の筋活動比 (f_i^M) を算出している。

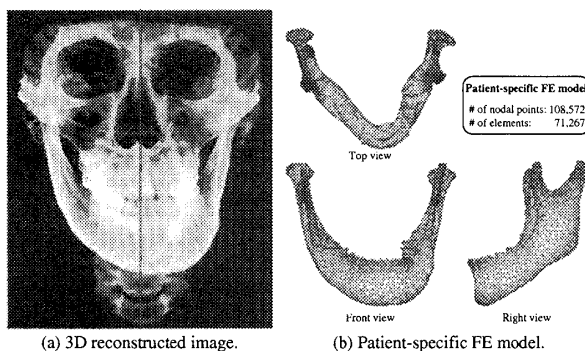


Fig. 2 3D reconstructed image of a subject and a patient-specific model.

3. 目的関数に基づく筋力推定

提案する目的関数で推定される咀嚼筋力は、重み係数 (k_1, k_2) の設定に大きく左右される。本章では、重み係数が筋力推定に与える影響について考察し、推定された咀嚼筋力を設定して個別応力解析を行う。解析対象とする被験者は顎変形症患者 (18才男性) であり、X線CT画像を三次元再構成した画像および筆者らが提案するモデリング手法⁽⁵⁾で構築した個別モデルを図2に示す。この被験者の顎形状は左右に大きく偏っており、個別モデルはその様子を忠実に反映していることがわかる。

この被験者に対し、感圧シートを用いて噛み締め時の歯牙荷重を計測した。各歯における歯牙荷重を図3に示す。この被験者の場合、顎骨形状と同様に歯牙荷重にも明らかな偏りが見られ、左側の歯に強い咬合力が観察された。また、歯牙荷重の測定と同時に、咬筋 (M)、側頭筋前腹 (Ta) および側頭筋後腹 (Tp) の表面筋電位を測定し、その積分値を筋活動比 f_i^M とした。内側翼突筋 (Pm) および外側翼突筋 (Pl) は筋電位の測定が困難であるため、内側翼突筋の活動比は Weijs らの筋断面積の調査報告⁽¹⁶⁾に従い咬筋の70%とし、外側翼突筋については噛み締め時にそれほど大きく働かないという医師の経験的知見に基づき咬筋の10%とした。咬筋 (M) および側頭筋 (Ta, Tp) で測定した表面筋電位の積分値および上記に基づき算出した内外側翼突筋 (Pm, Pl) の筋活動比を表1に示す。表1の各数値は、最大の活動を示した筋電位の積分値 (この被験者の場合は左側咬筋) を1.0として正規化した値として示している。なおこの被験者については、提案手法の妥当性を評価するため歯牙荷重および表面筋電位の測定は非常に慎重に行っている。

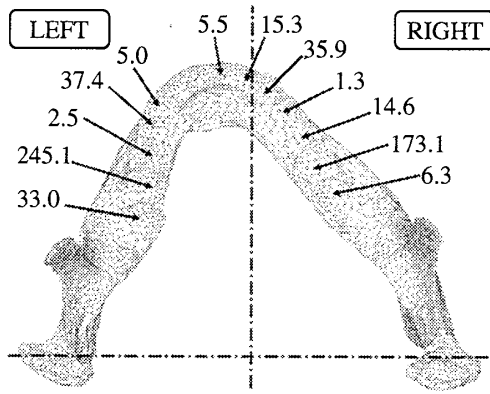


Fig. 3 Distribution of biting forces [N].

Table 1 Muscular Activities based on EMG (f_i^M).

left		right
1.0	M (masseter)	0.48
0.70	Pm (med.pterygoid)	0.33
0.10	Pl (lat.pterygoid)	0.048
0.42	Ta (ant.temporalis)	0.74
0.92	Tp (post.temporalis)	0.78

3.1 重み係数の設定 図4~6に筋力推定結果を示す。図中、最上段のバーは筋電位を筋活動比 f_i^M として式(1)で計算した筋力を示しており、すなわちその比率は表1の通りとなっている。そして凡例の通りに重み係数を変更して推定した結果を並べて示している。各グラフは上から順に咬筋(M)、内側翼突筋(Pm)、外側翼突筋(Pl)、側頭筋前腹(Ta)、側頭筋後腹(Tp)および下顎頭反力(Fr)となっている。

図4は、 $k_1 = 0.0$, $k_2 = 0.0$ を設定し、長骨を対象とする筋力推定手法⁽⁹⁾と同様に咀嚼筋力の2乗だけを考慮して推定したものである。形状・歯牙荷重ともに左右差が大きいにも関わらず、筋力にはあまり左右差が見られない。また、咬合力の小さい右側の関節頭に大きい反力が生じている。

図5は、筋力の2乗に加えて前後軸のモーメントバランスを考慮したものである。1番目の評価指標(筋力の2乗和)や3番目の評価指標(関節反力の2乗和)に比べてモーメントは小さいため、その重み係数である k_1 には比較的大きな数値を設定する必要があると考えられる。そこで $k_2 = 0.0$ とし、 $k_1 = 0.0 \sim 1.0 \times 10^5$ を設定した時の筋力を推定して前後軸モーメントの重み付けの効果を評価した。

k_1 に大きい値を設定して左右バランスの考慮を強くするに従い、各筋力や下顎頭反力の左右差が明確になっており、この評価指標の効果が伺える。特に、 k_1 に 1.0×10^4 以上の数値を設定して推定される筋力は、

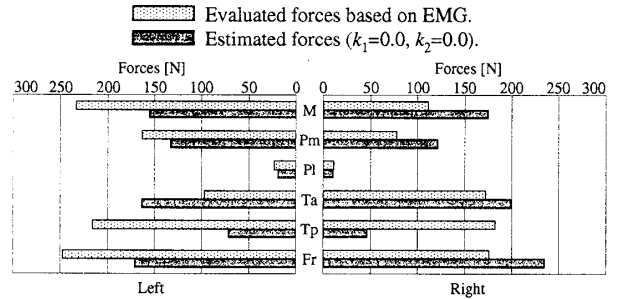


Fig. 4 Estimated forces only considering the efficiency of muscular activities.

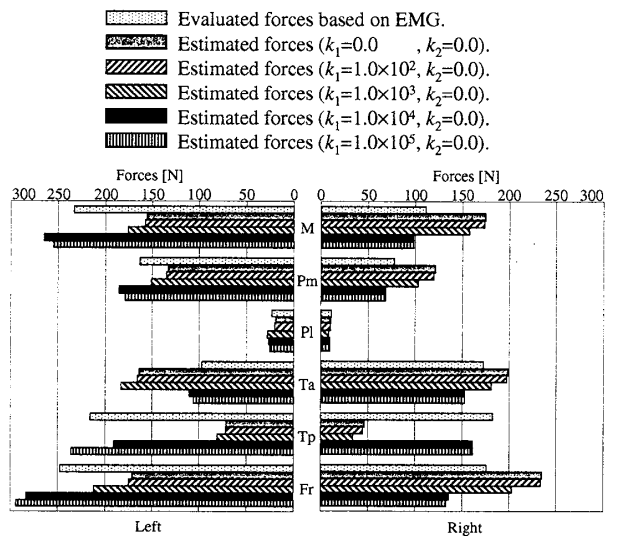


Fig. 5 Estimated forces focusing on the weighting coefficient k_1 .

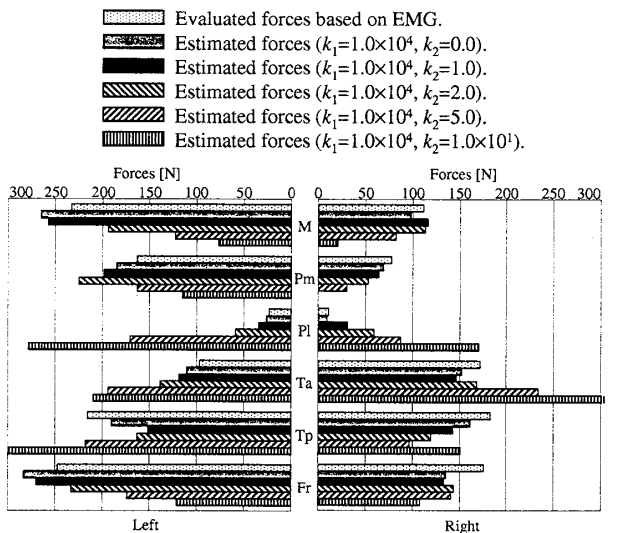


Fig. 6 Estimated forces focusing on the weighting coefficient k_2 .

筋電位に基づく筋力に非常に似ている。 $k_1 = 1.0 \times 10^4$ を設定した場合と $k_1 = 1.0 \times 10^5$ の場合では、推定される筋力はほぼ等しくなっている。ただし、一つの評価指標の重みに大きすぎる値を設定すると、他の評価指標の効果が小さくなってしまいう可能性がある。このため、前後軸のモーメントバランスに対する重み係数 k_1 には 1.0×10^4 程度の値を設定することが妥当であると考えられる。

図6は、 k_1 に 1.0×10^4 を設定し、 k_2 に様々な値を設定することによって関節反力を考慮することの影響を評価したものである。関節反力は筋力と同じオーダの値となることが予想されるため、ここでは $k_2 = 0.0 \sim 1.0 \times 10^1$ を設定した時の筋力を推定した。

当然ながら、関節反力に対する考慮を強くすると反力は小さくなっている。しかし、例えば k_2 に5.0や 1.0×10^1 を設定すると咬筋や内側翼突筋の活動が弱まり、外側翼突筋や側頭筋の活動が目立つようになっており、咬合時の咀嚼筋力の活動状態としては不自然である。このため、 k_2 には大きくても2.0程度の値を設定するのが妥当であると考えられる。

以上により、本研究で提案する目的関数では評価指標の重み係数として設定する値には $k_1 = 1.0 \times 10^4$ 、 $k_2 \leq 2.0$ が適していると判断し、以降に述べる解析ではこの条件を満たす値として k_2 には1.0を採用した。

3.2 個別応力解析 推定した咀嚼筋力を力学条件として応力解析を行った。解析対象は図2に示した顎変形症患者の顎骨モデルである。解析ソルバには、汎用有限要素解析プログラムCAEFEM (Concurrent Analysis Corp.)を用い、線形静解析として扱った。ポスト処理にはプリポストプロセッサFEMAP (Structural Dynamics Research Corp.)を用いている。

解析に用いた有限要素モデルの諸元は次の通り。節点数:108,572, 要素数:71,267, 要素タイプ:10節点四面体要素(二次要素)。各要素のヤング率 E は、Carterらによる報告⁽¹⁷⁾およびCT値 V は骨密度に比例するという知見に基づき次式で算出している。

$$E = E_{\min} + (E_{\max} - E_{\min}) \left(\frac{V - V_{\min}}{V_{\max} - V_{\min}} \right)^3. \quad (4)$$

ここで、 E_{\max} と E_{\min} はそれぞれ V_{\max} と V_{\min} に対応するヤング率である。 V_{\max} は緻密骨領域で得られると考え、 E_{\max} には緻密骨の一般的な値である16GPaを設定している。また、 V_{\min} は海綿骨内の空洞で得られると考えられるため、 E_{\min} には応力解析に影響を与えない程度の小さい値を設定している。各要素のポワソン比は0.4とした。

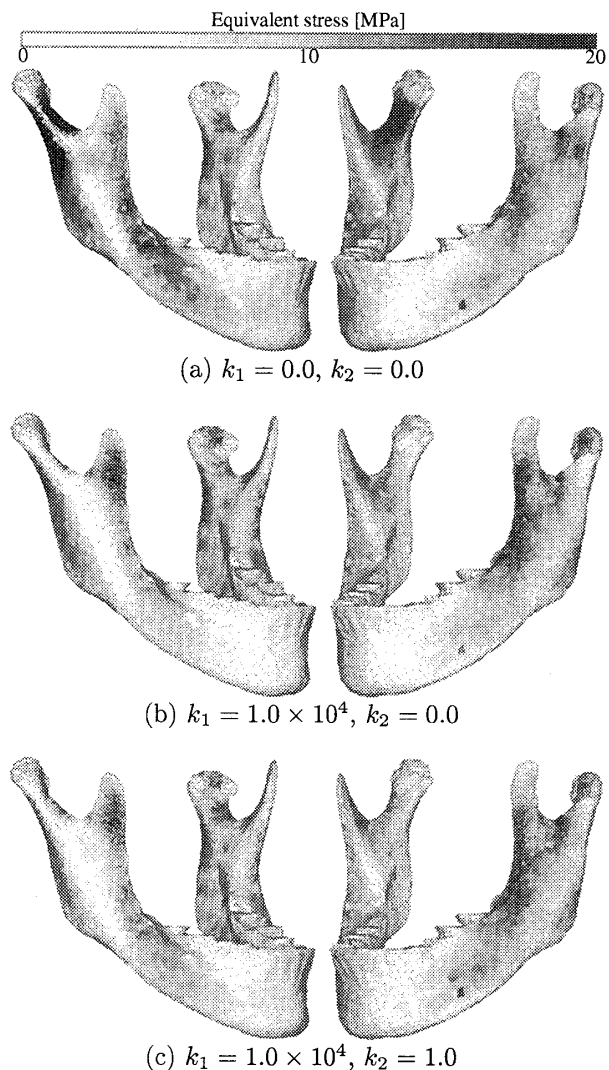


Fig. 7 Stress distributions under the estimated mechanical conditions.

力学条件として以下の3種類の条件で推定した咀嚼筋力を設定した。

- (a) $k_1 = 0.0$, $k_2 = 0.0$ を設定し、咀嚼筋力の2乗和だけを考慮した場合(図4)
- (b) $k_1 = 1.0 \times 10^4$, $k_2 = 0.0$ を設定し、咀嚼筋力の2乗和および前後軸廻りのモーメントバランスを考慮した場合(図5)
- (c) $k_1 = 1.0 \times 10^4$, $k_2 = 1.0$ を設定し、3つの評価指標すべてを考慮した場合(図6)

各条件で得られた相当応力分布を図7に示す。

図7(a)は、 $k_1 = 0.0$, $k_2 = 0.0$ を設定し、咀嚼筋力の2乗和だけを考慮した場合の応力分布である。解析結果では右下顎頭の頸部に強い応力集中が発生しており、咬合時の顎骨がこのように力学的に無理な状態となっていることは、本研究で提案する筋力推定手法の

考え方と整合しない。

図 7(b) は, $k_1 = 1.0 \times 10^4$, $k_2 = 0.0$ を設定し, 咀嚼筋力の 2 乗和および前後軸廻りのモーメントバランスを考慮した場合である. モーメントの釣合いを考慮することにより, 右下顎頭頸部の応力集中が大幅に低減している。

図 7(c) は, $k_1 = 1.0 \times 10^4$, $k_2 = 1.0$ を設定し, 3 つの評価指標すべてを考慮した場合である. 図 7(b) と比べると, 応力の高い部位が全体に広がっており, おとがい部にもある程度の応力が観察される. 咀嚼筋力の推定とそこから解析される下顎骨の応力分布について考察すると, 図 6 に示したグラフでは, $k_2 = 0.0$ の場合と $k_2 = 1.0$ の場合に推定される筋力にはそれほど大きな違いが現われておらず, 関節反力を考慮することの効果を確認することはできない. しかし, 下顎骨に生じる応力状態の解析結果には関節反力を考慮することの影響が明らかに現れており, 応力解析の際には関節反力の考慮が重要であることが伺える。

この被験者のように顎形状および咬合力に極端な左右差があっても応力分布に対称性が見られることは, この被験者の顎骨が咬合時の力学状態に機能的に適応していることを示唆している。

4. 考 察

提案する手法が特定の顎骨形状だけでなく, 一般に有効であることを確認するため, 異なる被験者に対し本手法の適用を試みた. 顔面高の特徴による分類⁽¹⁸⁾に従い, 後顔面高と前顔面高が同程度の Brachyfacial を有する被験者 A と, 後顔面高より前顔面高の方が長い Dolichofacial を有する被験者 B の 2 名を選出した. 各被験者について, 三次元構築画像を図 8 に示す. 両者について感圧シートで測定した咬合力を図 9 に, 筋電位に基づき算出した筋活動比を表 2 に示す. この 2 名の被験者については一般的な歯科治療の一環として咬合力および筋電位を採取しているため, 前章で述べた被験者に比べてデータの信頼性は低くなっている。

表 2 に示した筋活動比を初期値として提案する手法により咀嚼筋力の推定を行った結果を図 10 に示す. この図において, 薄灰色は筋電位から見積もられる筋力(筋力推定の初期値)であり, 濃灰色は $k_1 = 1.0 \times 10^4$, $k_2 = 1.0$ として推定した場合である。

4.1 筋電位に基づく筋力に関する考察 積分筋電図から見積もられる筋力(薄灰色)では, 両被験者ともに左右差が現れている. すなわち被験者 A については, 左側の側頭筋(Ta および Tp)による筋力が右側の 2 倍近い値を示している. また, 被験者 B につい

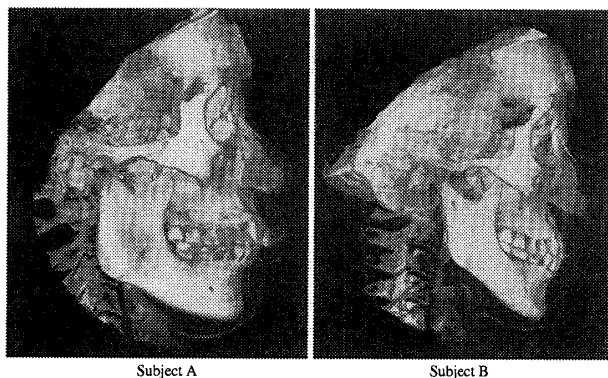


Fig. 8 3D reconstructed images of two subjects.

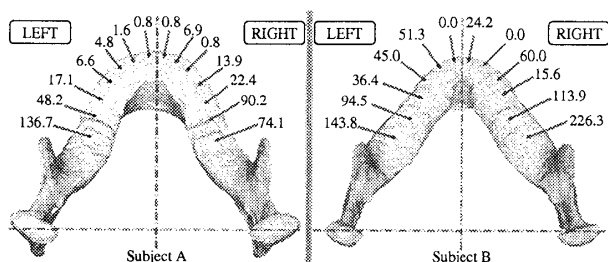


Fig. 9 Patient-specific models and the distributions of biting forces [N].

Table 2 Muscular Activities of the two subjects based on EMG (f_i^M).

left	Subject A	right
0.74	M (masseter)	0.65
0.52	Pm (med.pterygoid)	0.45
0.074	Pl (lat.pterygoid)	0.065
1.0	Ta (ant.temporalis)	0.51
0.72	Tp (post.temporalis)	0.38

left	Subject B	right
0.55	M (masseter)	0.97
0.38	Pm (med.pterygoid)	0.68
0.055	Pl (lat.pterygoid)	0.097
0.96	Ta (ant.temporalis)	1.0
0.40	Tp (post.temporalis)	0.48

ては右側の咬筋(M)による筋力が左側の 2 倍程度となっており, それに伴い今回の条件設定では内側翼突筋(Pm)も同じ状態となっている. このため, バランス計算によって求められる関節反力(Fr)もまた両者ともに左右非対称となっている。

今回の 2 名の被験者の場合, 感圧シートによって測定した咬合力は図 9 に示したようにやや左右非対称となっているが, 顎骨形状はほぼ左右対象であるため, ここまで非対称な筋活動は不自然であると判断される。

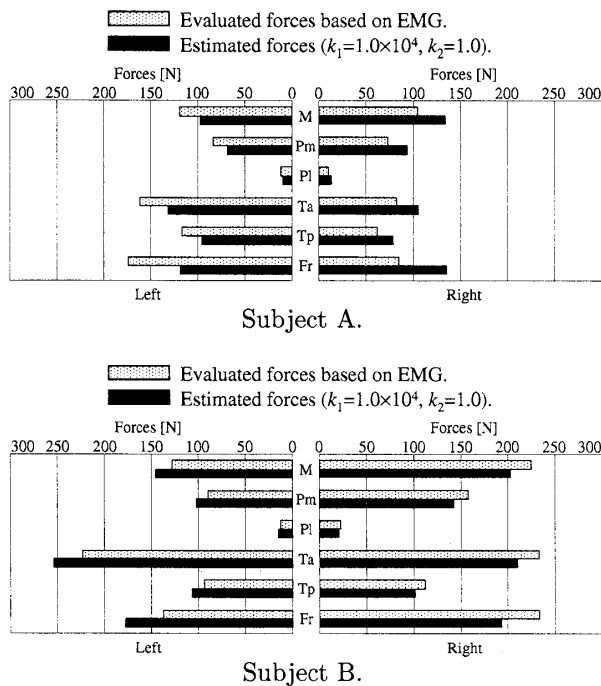


Fig. 10 Estimated forces only considering the efficiency of muscular activities.

このような結果となった理由としてまず、咬合力測定に感圧シートを用いていることの影響が考えられる。これは、感圧シートは咬合によって圧力が加わった全ての履歴を記録しているのに対し、積分筋電図はある微小な時間の筋電位から求めるため、正確に対応していない可能性がある。このため、咬合力と筋電位を関連付けるためには、正確な咬合力をリアルタイムに測定できる手法が求められる。また、表面電極の貼付に左右差があったことも十分に予想され、厳密に測定するためには慎重な作業が必要であることを示唆している。

4.2 推定筋力に関する考察 提案する手法で推定した筋力(濃灰色)では、初期値の非対称性を緩和している。すなわち、被験者 A については右側の側頭筋の活動が強まり、さらに咬筋や内側翼突筋も左側よりも右側に強い活動が見られるようになり、左右の関節反力がほぼ等しい値となっている。また被験者 B についても、左側の咬筋および内側翼突筋が強い活動を示し、被験者 A と同様に関節反力が左右でほぼ等しくなった。これらの結果は、今回設定した目的関数を用いて推定した筋活動として妥当である。このことから提案する咀嚼筋力の推定手法は、ヒトの咬合状態における適切な筋力を推定することが可能であり、さらに、筋電位計測に多少の不具合があってもそれを緩和する働きがあることが示唆される。

4.3 個体差に関する考察 いずれの結果でも、被験者 B の筋力は被験者 A に比べて全体が大きくなっている。これは、測定により得られた被験者 B の咬合力が被験者 A に比べて大きかったためであり、咬合力とバランスする筋力を算出する上で妥当である。

各筋の活動状態に焦点を当てると、被験者 B は被験者 A に比べて側頭筋が咬筋に比べて活発に活動している。また、被験者 B では側頭筋前腹が後腹の 2 倍ほど活動しているのに対し、被験者 A ではそれほど差が大きい。この筋活動分布は各被験者の筋突起(側頭筋が付着する骨体部分)の形状と関連していると考えられる。すなわち、被験者 B のように筋突起の幅が狭い顎態に対して側頭筋後腹の牽引が強くなると、筋突起に応力集中が発生することが容易に予想される。これは力学的に無理な状態であり、被験者 B に対し側頭筋前腹(上方成分)が強く牽引する状態を推定した提案手法は、顎態に応じた無理の少ない筋力の推定を実現していると言える。

5. 結 言

本稿では、咀嚼システムにおける力学条件である咀嚼筋力を、その形態や運動の特徴に基づき推定する手法を提案し、生体内における下顎骨の応力解析を行った。骨体に生じる応力状態を患者毎に解析するためには、数値解析の手法で筋力推定を行った後に推定された筋力を医師がチェックし修正するのが効率的と考えられる。

本稿で解析を行った 3 名の被験者では、 $k_1 = 1.0 \times 10^4$ 、 $k_2 = 1.0$ が咀嚼筋力を推定する際の評価指標の重み係数として適当であることが示されたが、さらに適した重み係数が存在する可能性がある。今後、多数の個別別モデルについて筋力推定を行い、最適な重み係数を調査することが必要である。そして、顎態と咀嚼筋の活動状態や顎骨の応力状態との関係について検討したい。

謝 辞

本稿をまとめるにあたり、実験計測に関して昭和大学歯学部矯正学教室の高橋満理子医師に多大なご協力をいただいた。感謝の意を表したい。

文 献

- (1) Keyak, J. H. et al., Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method, *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.12, (1990), pp.389-397
- (2) Inou, N. et al., Biomechanical Study of the Human Mandible on Mechanical Response of Its Shape and Structure, *Clinical Biomechanics*, (1994), pp.44-55.

- (3) Sullivan, Jr. J. M. et al., 3D Volume Mesh Generation of Human Organs Using Surface Geometries Created from the Visible Human Data Set, *The Third Visible Human Project Conference Proceedings*, (2000), CD-ROM.
- (4) Pistoia, W. et al., Estimation of Distal Radius Failure Load With Micro-Finite Element Analysis Models Based on Three-dimensional Peripheral Quantitative Computed Tomography Images, *Bone*, Vol.30, No.6, (2002), pp.842-848.
- (5) Koseki, M., et al., Patient-Specific Modeling Based on the X-ray CT Images (New meshing algorithm considering bony shape and density) *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.72, No.717, (2006), pp.1470-1477.
- (6) Inou, N. et al., Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (Influence of Partial Volume Effect on the Modeling), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.69, No.677, (2003), pp.109-114.
- (7) Koseki, M. et al., Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (The Correction Method of CT Values Influenced by Partial Volume Effect), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.70, No.697, (2004), pp.1170-1177.
- (8) Crowninshield, R. D., Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Forces, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.100, (1978), pp.88-92.
- (9) Yoshinari, S. et al., Numerical Analysis of Muscle Force during Pronation-Supination of the Forearm Joint, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.63, No.607, (1997), pp.700-706.
- (10) Hatcher, D. C. et al., Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol.55, No.3, (1986), pp.377-384.
- (11) Faulkner, M. G. et al., A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading, *Journal of Biomechanics*, Vol.20, No.10, (1987), pp.997-1002.
- (12) Inou, N. et al., Functional Adaptation of Mandibular Bone, *Computational Biomechanics*, (1996), pp.23-42, Springer-Verlag.
- (13) Inou, N. et al., Development of the Support System for Individual Stress Analyses of a Bone; *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, (2005), 109A(CD-ROM).
- (14) Baragar, F. A. and Osborn, J. W., Efficiency as a Predictor of Human Jaw Design in the Sagittal Plane, *Journal of Biomechanics*, Vol.20, No.5, (1987), pp.447-457.
- (15) Koolstra, J. H. et al., A Three-Dimensional Mathematical Model of the Human Masticatory System Predicting Maximum Possible Bite Forces, *Journal of Biomechanics*, Vol.21, No.7, (1988), pp.563-576.
- (16) Weijs, W. A. and van Spronsen, P., Variation in Adult Human Jaw Muscle Size: Computer Models Predicting the Biomechanical Consequences of This Variation, *The Biological Mechanisms of Tooth Movement and Craniofacial Adaptation*, (1992), pp.549-557.
- (17) Carter, D. R. and Hayes, W. C., The Compressive behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure, *Journal of Bone Joint Surgery*, **59**, (1977), pp.954-962.
- (18) Sassouni, V., A classification of skeletal facial types. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.55, (1969), pp.109-123.