

顎関節の接触圧解析システムの開発

竹内 則雄
法政大学工学部土木工学科

顎関節の接触圧分布を評価する解析システムを提案する。本システムでは、剛体ばねモデルを適用するため、画像入力装置から得られた接触部の位置データを基にして、下顎骨と頭蓋骨を2次元剛体要素に置換する。このとき、接触部においては、法線方向に抵抗する垂直ばねを設け、また、歯牙部においては、法線方向のばねに加え、接線方向に抵抗するせん断ばねを設ける。一方、外力は、咀嚼筋の上下運動を仮定して作用させるものとする。解析法として応力遷移法を適用するため、はじめにこれらのばねに抵抗する反力を一旦計算する。このとき、接触部に生じた負の反力や歯牙部のせん断力は、実際には働かないため、これらの力がほぼ0になるまで収束計算を行い、最終的な筋力や接触圧分布を求める。

1. はじめに

顎変形症の患者に対して外科的に下顎骨の骨切り術を行い、適切な位置に移動する手術が行われている。この場合、骨を再固定する適切な下顎頭の位置を求めなければならない。著者は人体の関節として股関節をとりあげ、接触問題としての解析法を提案した[1]。この方法は体重を外力として、単純に関節部の接触圧を求める手法であり、筋力の影響は含まれていなかった。

一方、顎関節の場合は咀嚼筋の作用によって頭蓋骨および下顎骨が相対的に動くため、外力として筋力を扱わなければならない。咀嚼筋の働きに関する研究[2]-[4]は進められているものの、下顎頭における接触問題を含め、系全体の力の釣り合いから筋力を検討している研究は少ない。下顎頭の位置を決定する際、筋力の働きは極めて重要な要因であると考えられる。

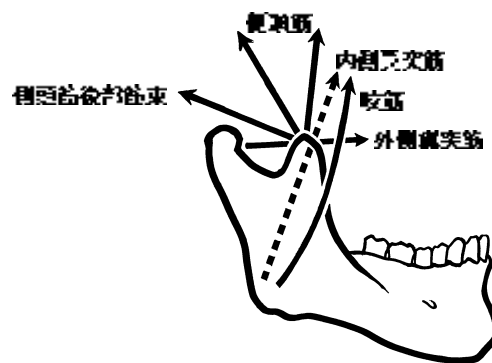
そこで、著者らは咀嚼運動時における筋力の働きを明らかにすることを目的として、下顎頭における負の接触圧、歯牙部における不正な摩擦力、筋に生ずることのない不正なモーメントを基準とする応力遷移法を応用したRBSMによる接触問題の解析手法を開発した[5][6]。

本論文では顎関節部のモデル化と解析アルゴリズムについて述べるとともに、開発したPCベースの対話型解析システムの概要を示す。

2. 咀嚼筋の種類と働き

下顎骨の挙動に影響を与える咀嚼筋には、咬筋、側頭筋、内側翼突筋、外側翼突筋の4種類がある。咬筋、側頭筋、内側翼突筋は頭蓋骨からほぼ垂直に下方に向かい、下顎枝に付着している。これらの筋肉群が収縮すると下顎骨は頭蓋骨に向かい挙上する。一方、外側翼突筋は横方向に排列し、その収縮により下顎骨は前方に移動する。また、側頭筋後部筋束も横向きに排列しているが、その収縮によって下顎骨を後方に移動させる。図1はこれらの筋の働きを示した図である。

それぞれの筋の働きを下顎骨の挙動により分類すると図2のようになる。これらの筋がバランス良く働いて咀嚼運動が行われるが、顎関節に負荷が加わるの



は強く歯を噛みしめた状態と思われる。この場合、下顎骨の挙動は挙上が支配的になるものと考え、本研究では特に挙上に関する筋力を外力として捉えることにした。

図1 咀嚼筋の種類と作用

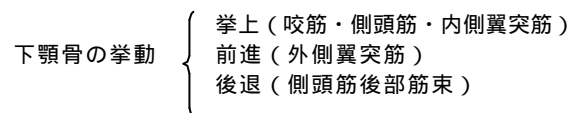
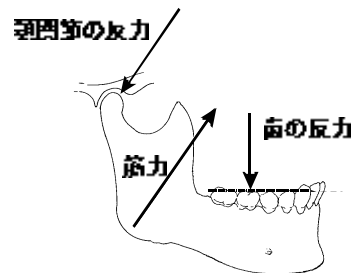


図2 咀嚼筋の働き

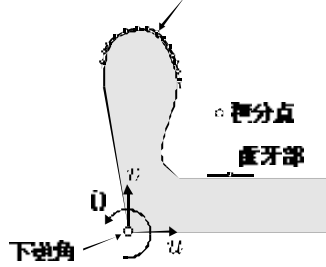
3. RBSMによるモデル化

図3は下顎骨における力の釣り合い状況を示した図



である。前節で述べたように、筋力については挙上を

図5部分ばねばねのみ考慮



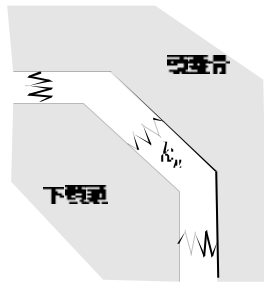
支配する筋肉に作用する力を合ベクトルで表している。また、挙上に関与する咬筋は臼歯部で強く働くことが知られており、図のように歯の反力を考えた。

図3 下顎骨における力の釣り合い系

図4 下顎骨のモデル化

このような関係を RBSM の1要素モデルを用いて図4のようにモデル化した。このモデルでは下顎骨全体を1要素と考えており、平行変位 (u, v) と回転 (θ) の3自由度を咬筋および内側翼突筋の停止位置である下顎角に設けた。筋力による外力はこの自由度設定位置に作用するものとし、側頭筋や他の筋力はすべてこの点の外力に換算する。

頭蓋骨と下顎頭ではさまれた顎関節部には、下顎頭の輪郭線に沿って接触圧を計算するための積分点を設ける。ただし、積分点を設ける範囲は頭蓋骨との接

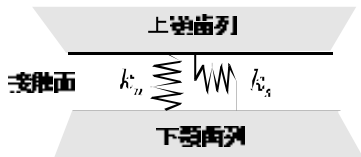


(垂直ばねのみ考慮)

触面のみとする。また、この部分は比較的滑らかであり、垂直方向の表面力、すなわち接触圧のみ伝達するものとし、せん断方向に対しては抵抗しないものと仮

(垂直、せん断ばね考慮)

定し、せん断力はばね力で打ち消す



定して図5に示すように積分点毎に垂直ばねのみを設けた。

図5 顎関節部における RBSM のばね設定

図6 歯牙部における RBSM のばね設定

歯牙部の反力は臼歯部付近に図4のような境界条件を設定して計算する。RBSM では、モーメント反力も計算されるため、積分点が1点でも歯牙部の分布反力を表現することができる。この部分のばねとしては、図6に示すように垂直ばねの他、せん断ばねも設けた。

顎関節部

仮定：垂直ばねのみ考慮

$$\bar{\delta} = \bar{B} \cdot u \quad u = (u, v, \theta)$$

$$\bar{B} = \begin{bmatrix} l_1 & m_1 & -l_1(y - y_c) + m_1(x - x_c) \end{bmatrix}$$

$$(\bar{\delta} = \delta_n) \quad \bar{D} = [k_n]$$

$$V = \frac{1}{2} \int (\bar{\delta}^t \cdot \bar{D} \cdot \bar{\delta}) ds = \frac{1}{2} u^t \int (\bar{B}^t \cdot \bar{D} \cdot \bar{B}) ds \cdot u$$

歯牙部

仮定：垂直・せん断ばね考慮

$$\delta = B \cdot u \quad u = (u, v, \theta)$$

$$B = \begin{bmatrix} l_1 & m_1 & -l_1(y - y_c) + m_1(x - x_c) \\ l_2 & m_2 & -l_2(y - y_c) + m_2(x - x_c) \end{bmatrix}$$

$$\delta = (\delta_n, \delta_s) \quad D = \begin{bmatrix} k_n & 0 \\ 0 & k_s \end{bmatrix}$$

$$V = \frac{1}{2} \int (\delta^t \cdot D \cdot \delta) ds = \frac{1}{2} u^t \int (B^t \cdot D \cdot B) ds \cdot u$$

剛性行列の誘導 $\frac{\partial V}{\partial u} = K \cdot u$

この理由は次節で説明するように、矛盾するせん断力を一旦計算した後、それを筋力で打ち消すためである。

以上の仮定のもと、顎関節部および歯牙部の積分点における剛性行列を誘導すると以下ようになる。ただし、□は接触面あるいは反力部における相対的な変位を表している。

4. 筋力を求める解析アルゴリズム

本解析で採用した RBSM の1要素モデルでは、各積分点毎に(3 × 3)の剛性行列を作成し重ね合わせる。この結果得られた全体剛性行列も自由度が3であるため(3 × 3)となる。本アルゴリズムでは、基本的に応力遷移法を応用し、矛盾する力を再配分したり打ち消す力を作用させるため、剛性行列は弾性の状態を一度作成するだけでよい[7]。

図7は解析の流れを示した図である。最も内側のループは下顎頭に生じた負の接触圧を再配分するループで、接触問題として取り扱っており、計算は次の手順で行う。

(第1段階)

所定の筋力に対する積分点の接触圧を求める。

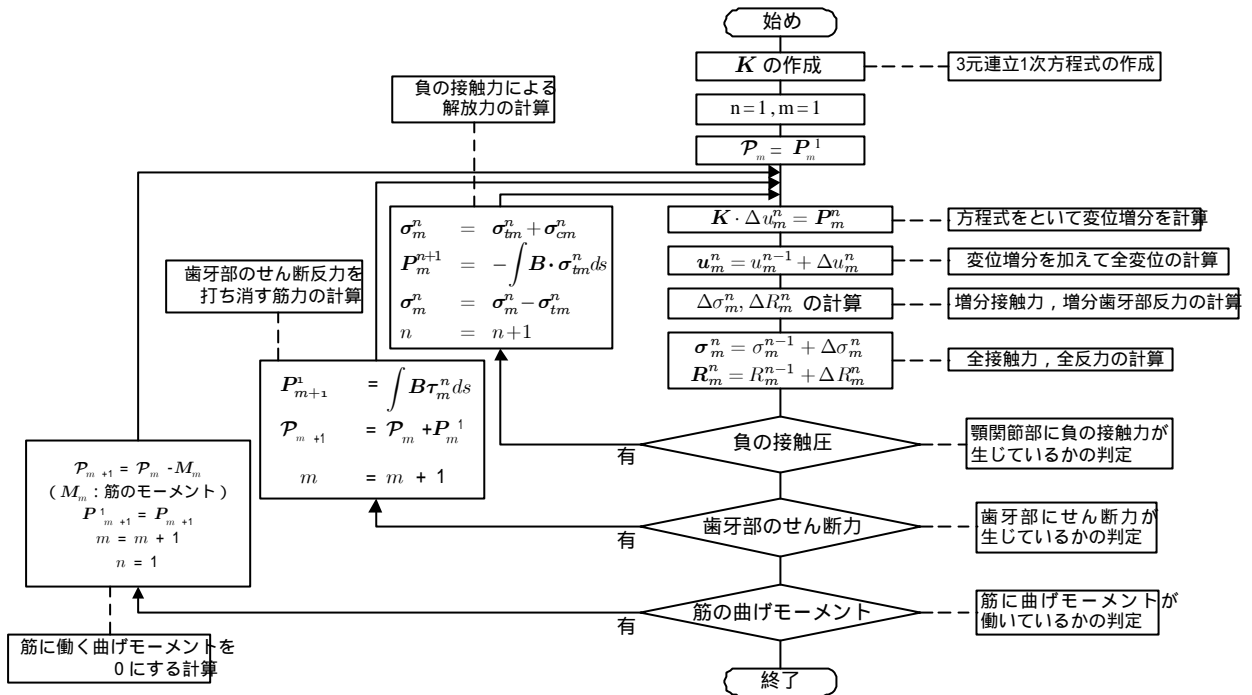


図7 筋力を求める解析の流れ図

(第2段階)

前回の接触圧の中で負の接触圧があれば、一旦、負の接触圧を取り除き、釣り合いを保つための拘束を加える。

(第3段階)

このような拘束力は実際には存在しないので大異符号の力を加える。

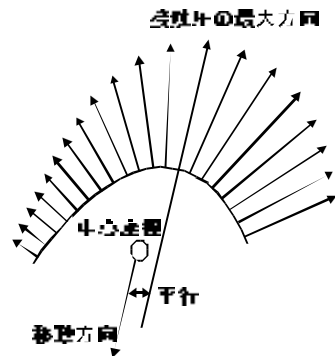
第2段階と第3段階を負の接触圧が許容誤差以内に収まるまで繰り返す。

中のループは歯牙部のせん断反力をチェックするループである。はじめに述べたように、下顎骨は咬筋、側頭筋、内側翼突筋、外側翼突筋の4種類の筋によって頭蓋骨と結合されており、これらの筋力のバランスによって咀嚼運動が行われる。このとき、歯牙部では摩擦力が発生していないか、極めて小さいものと思われる。そこで、歯牙部で摩擦力が生ずるような釣り合い系の場合、筋力が働いてそれを打ち消すものと考えた。解析モデルでは、歯牙部にせん断ばねを設け、一旦歯牙部に生ずる摩擦力を計算し、それを打ち消すための筋力を外力として初めに作用させた筋力に加え、再度顎関節部における接触に関する繰り返し計算を行う。この計算を歯牙部の摩擦力が無視できるまで繰り返すことによって、矛盾する摩擦力が生じない筋力状態を求める。

最も外側のループは、上記2つのループで求められた筋の曲げモーメントを消去するループである。筋のような柔らかい繊維状の材料は曲げモーメントに抵抗しない。しかし、上記の2つのループによる収束計算によって解析上は矛盾する曲げモーメントが生ずることもある。このループは、この矛盾する曲げモーメントを消去するためのもので、この値が無視できるま

で繰り返し計算を行う。

以上のように、本解析アルゴリズムは、負の接触圧、歯牙部の摩擦力、筋における曲げモーメントの3つの矛盾する力が無くなるまで繰り返し、下顎頭の接触圧と筋力を同時に計算する、系全体の力の釣り合いを考えた解析方法である。

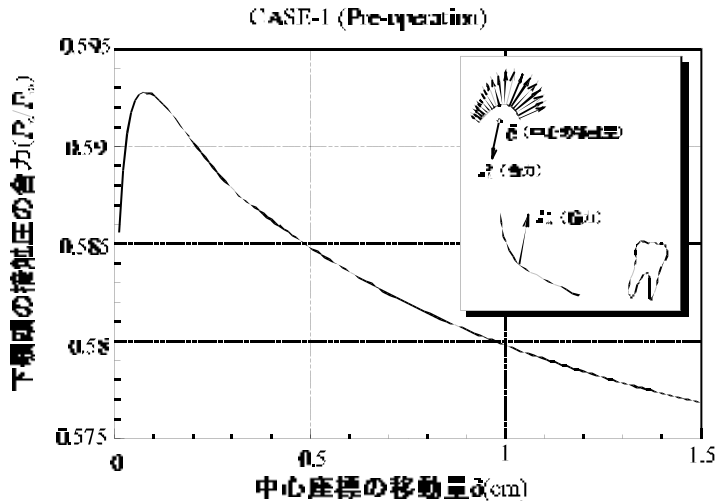


5. 下顎頭の形状

解析にあたり、レントゲン写真を基にして、下顎骨の形状を入力する必要がある。しかし、レントゲン写真をデジタイザなどでトレースしながら入力するには下顎頭は小さすぎ、誤差が入りやすい。そこで、下顎頭の任意の3点の座標を入力して一旦下顎頭の形状を円によって近似し、4章で述べたアルゴリズムにより接触圧を計算する。

図8 中心座標の移動方向

次に、上記で求めた下顎頭部の接触圧の最も大きな



方向に対して、図8のように反対方向に円の中心を移動し、最初に入力した3点の座標と新しい中心座標により下顎頭の形状を楕円で近似する。この状態で再度、4章のアルゴリズムに基づき計算を行い、接触圧の最大方向を求め、中心座標を移動する過程を繰り返す。このときの中心座標の移動量と下顎頭部の接触圧の合力との関係を図9に示す。図より、合力に最大値が存在することが理解できる。本研究では、接触圧の合力が最大となる移動量を求め、その点を修正後の中心座標として楕円により下顎骨の形状を近似した。

図9 中心の移動量と接触圧の合力との関係

6. 解析例

図10は、PC上で作成した解析システムである。本システムではレントゲン写真をスキャナから読みとり、画面上に表示するようにした。また、解析に必要な位置データは、すべてこの画面上でマウスにより入力する。入力方法は下記の手順で行う。

- (1) レントゲン写真上端に表示されたスケールをマウスで2点クリックし、基準長さをを入力する。
- (2) 下顎頭の3点をマウスでクリックし、形状を入力する。(解析初期値として円で近似するため)
- (3) 第2臼歯の2点をマウスでクリックし、反力部の形状を入力する。
- (4) 下顎角の位置をマウスでクリックし、荷重作用位置を指定する。

上記、4つのステップで入力されたデータは、入力される毎に画面に表示し、入力ミスを防ぐように配慮した。解析に必要なその他のデータは、プログラムに組み込まれているため、これらのデータ以外に入力は必要ない。したがって、ユーザーは、マウスのクリックだけですべてのデータを指定することができる。

また、解析結果についても、リアルタイムに数値データと図形データが画面に表示される。ユーザーは、これらの結果を見て、位置データを再入力することが可能であり、対話性を重視したシステムとなっている。

図11、図12は本システムによって解析した結果の画

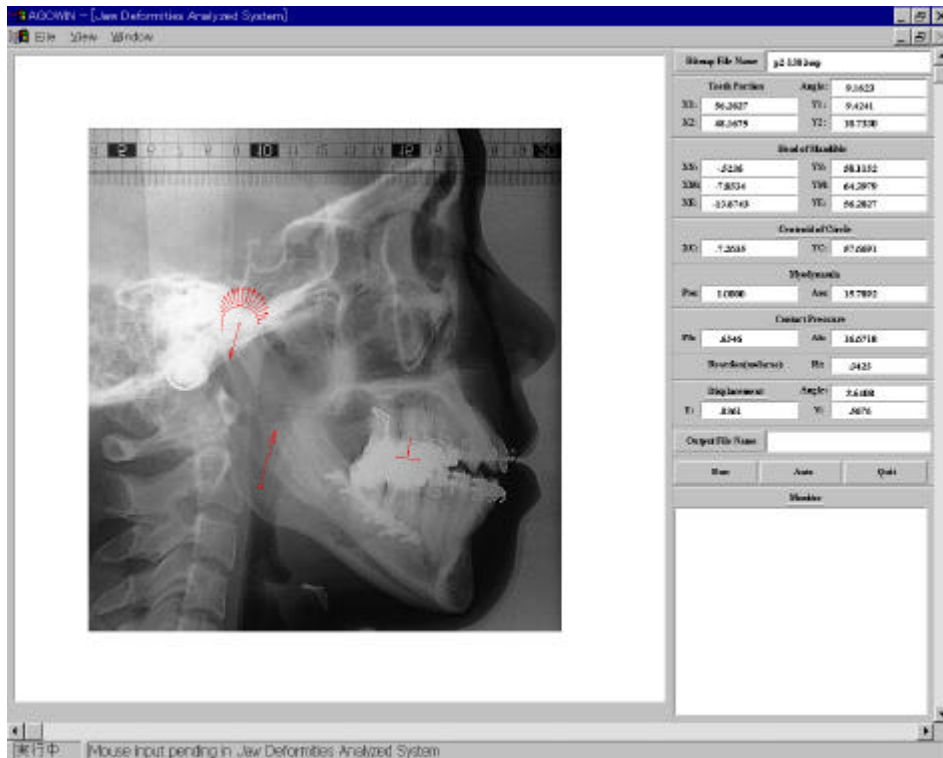


図10 解析システムの画面

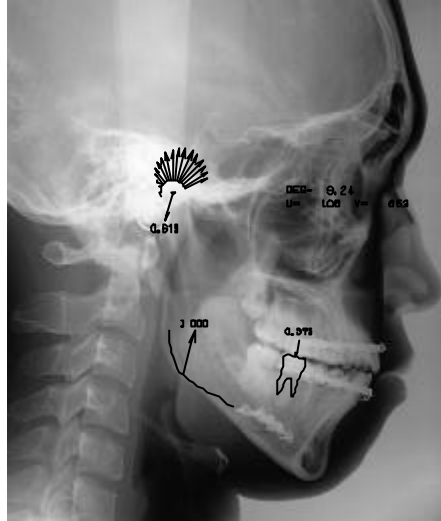


図11 解析結果（円で近似）

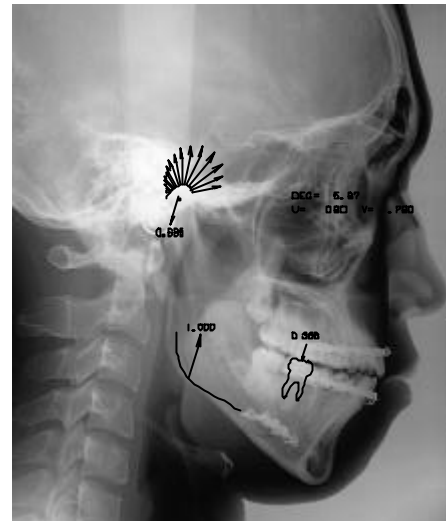


図12 解析結果（楕円で近似）

像部分を示した図である。図11は下顎頭を円で近似した結果であり、図12は楕円で近似した場合の結果である。図では、分かりにくいだが、中心を移動させた楕円近似の場合の方が下顎頭の形状を比較的良く近似している。

7. まとめ

本論文では、咀嚼筋の影響を考慮した顎関節の接触圧を解析する手法を展開し、PCベースの対話型解析システムを提案した。本アルゴリズムは応力遷移法を応用したアルゴリズムであり、プログラムも簡潔で、収束性もよい。また、RBSMの1要素モデルを採用しているため、自由度は3となり、3元連立1次方程式を解くだけでよく、解析にあたってはパソコン程度のコンピュータであっても、対話性が損なわれるようなことはない。

また、本手法で用いる形状データは下顎部の輪郭線データと臼歯部の位置、下顎枝の位置だけでよい。本システムでは画面上でマウスによる入力を行うようにした。しかし、レントゲン写真を一旦スキャナ等で取り込むという作業を省くため、直接デジタイザ等を利用してこれらのデータを容易に取り込むことも可能である。

本手法によれば、筋力の方向が若干あいまいであったとしても、歯牙部の生じるせん断反力を筋力によ

て打ち消す収束計算により、比較的容易に下顎骨が安定となる筋力を推定することができるものと考えられる。

今後、本システムの信頼性の向上をはかるため、臨床データとの検証を行う必要がある。

参考文献

- 1) 姫野信吉他：ペルテス病およびペルテス様変化における股関節の求心性について、臨床整形外科、医学書院、Vol.16.No.8,pp746-753,1981.
- 2) G.S.Throckmorton et al. : Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces -I-, J.Biomechanics, Vol.18, No.6, pp445-452.1985.
- 3) J.W.Osborn et al. : Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model, J.Biomechanics, Vol.18, No.8, pp599-612.1985.
- 4) J.H.Koolstra et al. : A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces, J.Biomechanics, Vol.21, No.7, pp563-576.1988.
- 5) N.Takeuchi et al. : Development of discrete limit analysis and its application to the solid mechanics, Proc. of ICADD-2, pp383-390, 1997
- 6) 竹内則雄他：咀嚼運動に対する筋力の推定法，日本計算工学会計算工学講演会論文集，Vol.3, No.1,

pp267-270, 1998

7)竹内則雄：地盤力学における離散化極限解析,培風

館,1991.

キーワード.

RBSM、顎関節、筋力、咀嚼運動、接触圧分布

Summary.

**Development of the Analyzing System for the Contact Pressure Distribution
in a Temporomandibular Joint**

Norio Takeuchi

Department of Civil Engineering, Faculty of Engineering, Hosei University

This paper develops the analyzing system for evaluating the contact pressure distribution in a temporomandibular joint. Specifically, the mandible and cranium are converted to two-dimensional rigid body element models by use of positional data of their contact line acquired from an image input device to compose the Rigid Bodies-Spring Model, where only vertical springs resisting in vertical direction to the contact line are assumed in temporomandibular joint portion and vertical springs resisting in vertical directions as well as shear spring resisting in the direction parallel to the contact line are assumed in the teeth portion. An external force converted from an assumed elevation myodynamia is exerted on this model, and based on the theory of the Rigid Bodies-Spring Model, stress at each of the spring are calculated to present contact pressures due to reaction forces against the external force mentioned above. At the time when these contradictory stress of the negative stress at the vertical springs of temporomandibular joint portion and the stress at the shear spring of teeth portion are both decreased to approximately 0 during repetition of the calculation steps the stress at each vertical spring of the tempolomadibular joint portion is calculated and displayed of its distribution.

Keywords.

Rigid Bodies-Spring Model, Temporomandibular joint, Myodynamia, Clench motion, Contact pressure distribution