

原 著

頬杖が下顎骨および顎関節部に与える生体力学的影響について

高柳 讓司 松井 成幸 西尾 日朗子 細川 尚生 鐘ヶ江 晴秀

明海大学歯学部形態機能成育学講座歯科矯正学分野

TAKAYANAGI Joji, MATSUI Shigeyuki, NISHIO Hiroko, HOSOKAWA Takao, KANEGAE Haruhide

Division of Orthodontics, Department of Human and Development and Fostering, Meikai University School of Dentistry

キーワード：三次元有限要素，応力解析，頬杖

抄録：下顎骨に対するメカニカルストレスは、骨の形態変化を引き起こし、顎関節症の誘因になることが知られている。そこで本研究では、メカニカルストレスの一つと考えられる頬杖が下顎骨および顎関節部に与える生体力学的影響を調べることを目的とした。方法は頬杖を想定した三次元有限要素モデルを用い、下顎骨へ2 kgfの荷重をオトガイ部、右下顎骨体部および右下顎角部の3か所に付与した。また各部位よりFH平面に対して0°、45°および90°の3方向で合計9種類の応力解析を行った。その結果、下顎骨体部と下顎角部に荷重を付与した0°および45°モデルでは、下顎舌側オトガイ部で強い圧縮応力がみられた。顎関節部では、下顎骨体部と下顎角部に荷重を付与した0°と45°モデルの右側関節窩で内側、左側関節窩で外側に強い圧縮応力がみられた。本研究結果から、頬杖の部位や方向によりさまざまなタイプの応力分布が下顎骨や顎関節部にみられることが明らかとなった。このことから頬杖は顎関節症の誘因となりうるとともに応力が不均衡な場合は下顎骨や顎関節部において非対称的な変形を引き起こす可能性が考えられた。

(Orthod Waves-Jpn Ed 2008; 67(1): 35-45)

Biomechanical effect of Resting the Cheek on the Hand to Mandible and Temporomandibular Joint

Abstract: Mechanical stress is known to cause morphological changes in bone and to contribute to temporomandibular disorders. The objective of the present study was to determine the biomechanical effects on the mandible and temporomandibular region while resting one's chin on one's hand, which is thought to be a source of mechanical stress. A load of 2 kgf was applied to the mental region, right body of the mandible and right mandibular angle using a three-dimensional finite element model that simulated the resting of one's chin on one's hand. In addition, stress analysis was conducted at these three sites at angles of 0°, 45° and 90° to the FH plane for a total of nine analyses. The results revealed strong compressive stress at the mandibular lingual area of the mental region in the 0° and 45° models of loading at the body of the mandible and mandibular angle. For the temporomandibular region, strong compressive stress was observed at the medial right glenoid fossa and lateral left glenoid fossa in the 0° and 45° models of loading at the body of the mandible and mandibular angle. These findings indicate that various types of stress distribution are observed in the mandible and temporomandibular region, depending on the location and direction of the force applied to the mandible when resting one's chin on one's hand. Unbalanced mechanical stress may thus lead to asymmetrical deformation of the mandible and temporomandibular region.

(Orthod Waves-Jpn Ed 2008; 67(1): 35-45)

結 言

矯正歯科医療は顎骨および咬合の不調和の予防や治療をするもので、顎骨や顎関節の形態および機能の正常な発育やその維持は非常に重要と考えられている¹⁾。そのため顎骨や顎関節の形態や機能に異常をきたす要因を取り除くことは、より良い矯正治療につながる。これらの形態や機能異常の要因は多岐にわたり、遺伝

的要因、環境的要因などさまざまな要因が重なって発症すると考えられている。その中でメカニカルストレスは環境的要因の一つとしてあげられ、持続的に作用することにより、骨の形態変化や顎機能異常を引き起こすことが知られている²⁻⁴⁾。骨は活発な構造変化を伴う組織であり、一度形成された後でも吸収や形成が繰り返され、機能に応じた構造にリモデリングされる。このリモデリングを調節する因子の一つとしてメカニカルストレスが重要な役割を果たし、骨芽細胞と破骨

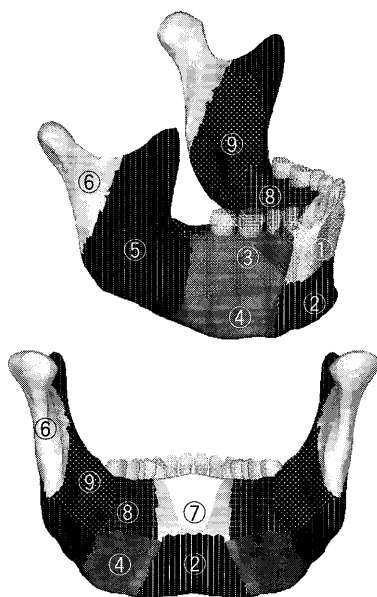


図1 下顎皮質骨の力学的物性値

	ヤング率	ポアソン比
①	14.3 MPa	0.346
②	20.0 MPa	0.387
③	18.5 MPa	0.381
④	20.6 MPa	0.388
⑤	23.2 MPa	0.254
⑥	16.6 MPa	0.395
⑦	18.4 MPa	0.375
⑧	15.5 MPa	0.366
⑨	17.5 MPa	0.360

細胞のバランスによって変化が生じていると原ら⁵⁾は報告している。この中で特に下顎骨や顎関節に影響を与えるメカニカルストレスとしては、クレンチング等の口腔習癖、下顎骨に付着している筋肉の作用、外傷および頬杖などを含む異常な姿勢位などが考えられる。Stallard ら⁶⁾は睡眠時の不良姿勢によるメカニカルストレスが持続的に作用することで、上顎歯列の狭窄などの形態的变化を引き起こしたと述べている。また Raymond⁷⁾は、咬合が不均衡な状態が存在することによって、顎骨および顎関節部を含む顎口腔系の形態と機能、およびその成長発育に悪影響を及ぼすと述べている。

そこで本研究では三次元有限要素モデルを用いて、メカニカルストレスの一つと考えられる頬杖が下顎骨および顎関節部に与える生体力学的影響を調べることが目的とした。

材料および方法

I. 材料

シミュレーションモデルに用いた乾燥頭蓋骨は、正常咬合を有し、正面および側面頭部エックス線規格写真分析で左右差や不正な顎顔面形態がみられない、Hellman の歯齢 VA 期の成人乾燥頭蓋 1 個である。

II. 方法

1. 三次元有限要素モデルの作製

本実験に用いた有限要素モデルは著者⁸⁾によって作製された下顎骨三次元有限要素モデルを用いた。モデ

ルは下顎下縁平面が FH 平面に対して 30° となるよう設定し、乾燥頭蓋の Menton を通り FH 平面と平行な平面を XZ 平面とし、頬舌方向を X 軸、上下方向を Y 軸、さらに矢状方向を Z 軸とした。構成要素は、顎関節部、関節円板、下顎皮質骨、海綿骨、歯および歯根膜の合計 6 で、総節点数 29,407 個、総要素数 136,608 個からなる三次元有限要素モデルであった。またより生体に近づいたモデルを作製するため下顎皮質骨は各部位の弾性係数とポアソン比を入力し⁸⁾、下顎皮質骨以外の部位は計測することが困難なため、過去の報告^{9,10)}を参考に値を入力した (図 1, 2)。

2. 過剰負荷条件の設定

過剰負荷条件のうち荷重量は頬杖を想定し、田中ら¹¹⁾の報告に従って下顎骨へ 2 kgf とした。過剰負荷部位は、オトガイ部、右下顎骨体部および右下顎角部の 3 か所とし、各部位より FH 平面に対して 0°、45° および 90° の 3 方向で合計 9 種類の過剰負荷を付与した。なお 45° および 90° においてオトガイ部では後方 (図 3a)、下顎骨体部、下顎角部では左側方向 (図 3b) に過剰負荷を付与した。

3. 拘束条件の設定

拘束条件として顎関節部を含む側頭骨の外表面を完全拘束し、頭蓋を固定した状態とした。また、歯は咬合接触状態を再現し、側方への偏位が可能となるように FH 平面に対して垂直方向 (Y 方向) のみ拘束した (図 3)。

4. 解析方法

解析は Nastran for Windows 2003 (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA) を用いて合計 9 種

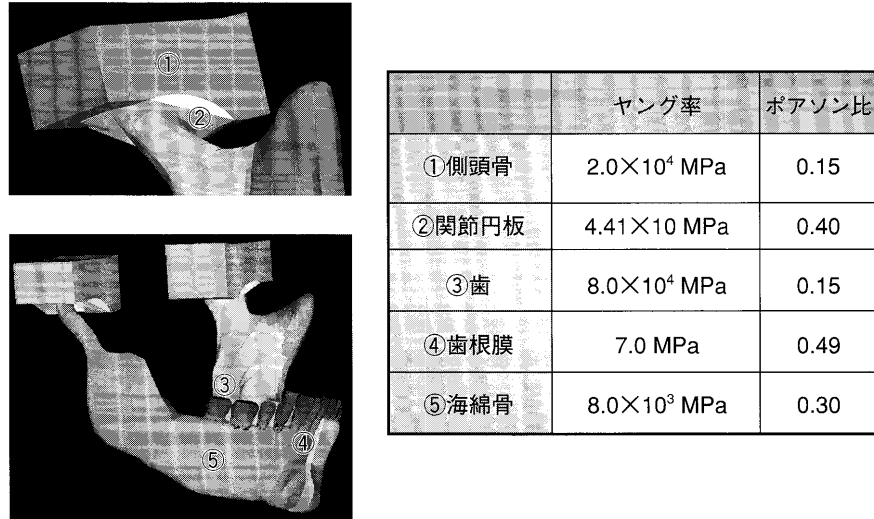


図2 その他の力学的物性値

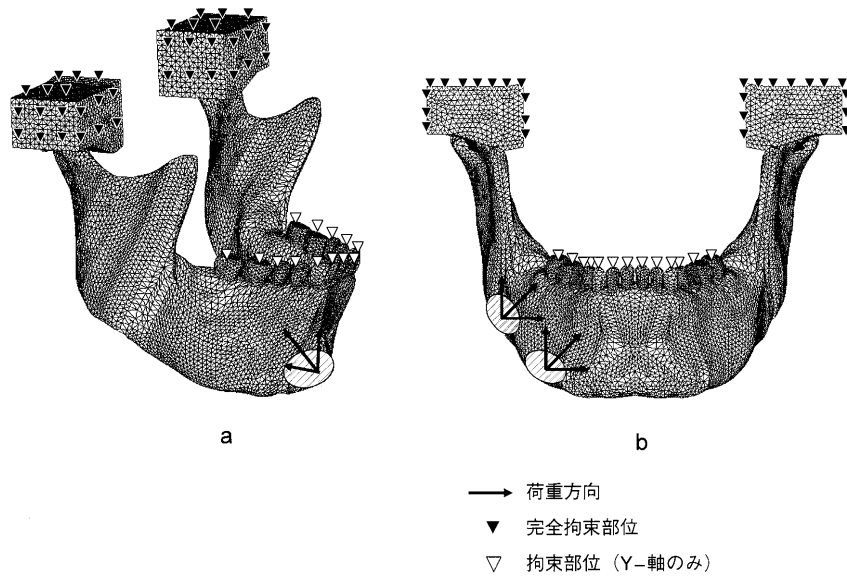


図3 荷重方向および拘束部位

a: オトガイ部に荷重を付与したモデル
 b: 顎骨体部および下顎角部に荷重を付与したモデル

頬杖の過剰負荷条件で行なった。

5. 評価方法

解析結果は、von Mises 応力、最大主応力（引張応力）および最小主応力（圧縮応力）の3種類を用いて行い、各応力で評価を行った^{8, 10-12)}。解析モデルは三次元で求められるが、評価が容易になるように、下顎骨では顎関節部を含む側頭骨と関節円板を除いたモデルを用い、前方面観および後方面観より評価を行った。また顎関節部ではモデルより下顎骨を取り除き、顎関節部と関節円板からなるモデルを作製し、下方面観より評価を行った。

結 果

I. オトガイ部への負荷

1. 下顎骨

1) von Mises 応力

オトガイ部では正中に過剰負荷を付与しているため、左右対称的な応力集中が表れていた。過剰負荷方向がFH平面に対して水平であるほど、すなわち $90^\circ < 45^\circ < 0^\circ$ の順で下顎頭頸部前縁や臼後三角部に応力集中が強くみられた(図4)。

2) 最大主応力 (引張応力)

90°モデルではほとんど応力集中がみられなかったが、0°モデルはオトガイ部の唇側と舌側部および両側の下顎頭頸部後縁に+0.40 MPa以下の応力集中がみられた(図5)。

3) 最小主応力 (圧縮応力)

圧縮応力においても、0°および45°モデルで過剰負荷を付与しているオトガイ部、臼後三角部および下顎頭頸部前縁に-1.00 MPa以上の応力集中がみられ、また後方面観では下顎頭および下顎頭頸部内面に-0.40 MPa以上の応力集中がみられた(図6)。

2. 顎関節部

1) von Mises 応力

下顎骨の解析結果と同じように90°モデルでは、応力集中がほとんどみられなかったが、過剰負荷が0°方向になるに従い応力が強くみられた。また応力集中部位は関節窩後上方および内側方向で0.06 MPa以下の応力集中がみられた(図7)。

2) 最大主応力 (引張応力)

引張応力は過剰負荷方向が0°方向になるにつれ、前内側部のみに強くみられた(図8)。0°モデルの前内側部では+0.10 MPa以下の応力集中がみられた。

3) 最小主応力 (圧縮応力)

圧縮応力は過剰負荷方向が90°モデルではみられなかったが、0°、45°モデルでは、関節窩の中央から後方に-0.10 MPa以上の応力集中がみられた(図9)。

II. 下顎骨体部への負荷

1. 下顎骨

1) von Mises 応力

90°モデルでは過剰負荷を付与した下顎骨体部で垂直方向に0.40 MPa以下の応力集中がみられ、その他の部位には応力の分布がほとんどみられなかった。0°と45°モデルでは過剰負荷部位、両側臼後三角部、下顎頭頸部および舌側オトガイ部に1.00 MPa以下の応力集中がみられ、特に下顎頭頸部前縁に強く現れた。また傾向として0°モデルのほうがより強くみられた(図10)。

2) 最大主応力 (引張応力)

0°と45°モデルの非荷重側である左側の下顎枝部外側、荷重側である右側の下顎枝部内側にかけて+1.00 MPa以下の引張応力がみられ、90°モデルでは著しい応力はみられなかった(図11)。

3) 最小主応力 (圧縮応力)

90°モデルでは過剰負荷を付与した下顎骨体部で垂直方向に-0.50 MPa以上の応力集中がみられた。圧縮応力では引張応力とは逆に、0°と45°モデルで右側下顎骨体の外側、左側下顎頭頸部前縁および左側下顎骨体部の内側からオトガイ部にかけて-1.00 MPa以

上の応力集中がみられ左側下顎頭頸部前縁において強くみられた(図12)。

2. 顎関節部

1) von Mises 応力

0°と45°モデルでは顎関節部の上方、外側と内側部に0.10 MPa以下の応力集中がみられ、大きな左右差はみられなかった(図13)。

2) 最大主応力 (引張応力)

0°と45°モデルで過剰負荷を付与した右側で外側、左側では内側に+0.10 MPa以下の応力集中がみられた。また応力集中部位に左右差が認められ、特に荷重側で強くみられた(図14)。

3) 最小主応力 (圧縮応力)

最大主応力とは逆に0°と45°モデルで過剰負荷を付与した右側で内側、左側では外側に-0.10 MPa以上の応力集中がみられた。また応力は最大主応力と同様に左右差が認められたが、非荷重側に広くみられた(図15)。

III. 下顎角部への負荷

1. 下顎骨

1) von Mises 応力

90°モデルでは右側下顎骨体部と下顎下縁部から下顎頭頸部にかけて1.00 MPa以下の応力集中がみられた。0°と45°モデルでは全体的に応力の分布がみられ、特に下顎舌側オトガイ部と右側の下顎角部から下顎頭頸部にかけて強くみられた(図16)。

2) 最大主応力 (引張応力)

90°モデルでは右側下顎骨体部および下顎下縁部に+0.35 MPa以下の引張応力がみられた。0°と45°モデルでは、下顎骨体部の外側全面に+0.75 MPa以下の引張応力がみられた。下顎骨体部の内側では右側下顎枝部付近に+1.00 MPa以下の引張応力がみられた(図17)。

3) 最小主応力 (圧縮応力)

90°モデルでは右側下顎後縁部より下顎頭頸部にかけて-0.40 MPa以上の圧縮応力がみられた。0°と45°モデルでは右側の下顎枝外側部と下顎骨体内側部全体、特にオトガイ部に-1.00 MPa以上の圧縮応力がみられた(図18)。

2. 顎関節部

1) von Mises 応力

90°モデルでは右側のみに0.04 MPa以下のvon Mises 応力がみられた。0°と45°モデルでは、左右の外側と内側に0.10 MPa以下の応力集中がみられ、右側のほうがより強くみられた(図19)。

2) 最大主応力 (引張応力)

90°モデルではほとんど引張応力がみられなかった。0°と45°モデルの右側では外側、左側では内側に+0.10

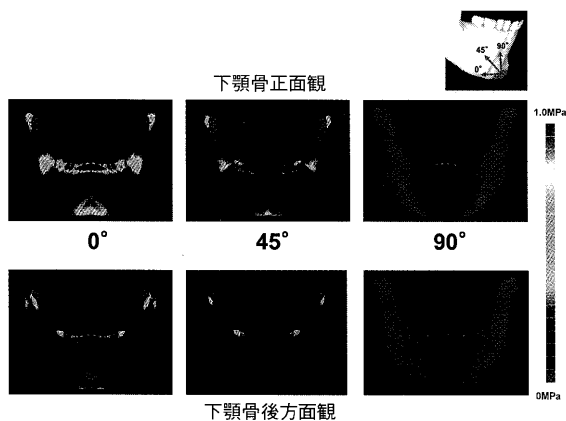


図4 オトガイ部に荷重を付与したモデルの解析結果 (von Mises 応力)

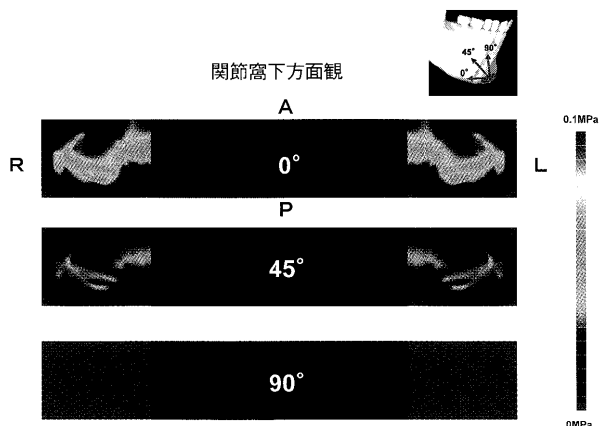


図7 オトガイ部に荷重を付与したモデルの解析結果 (von Mises 応力)

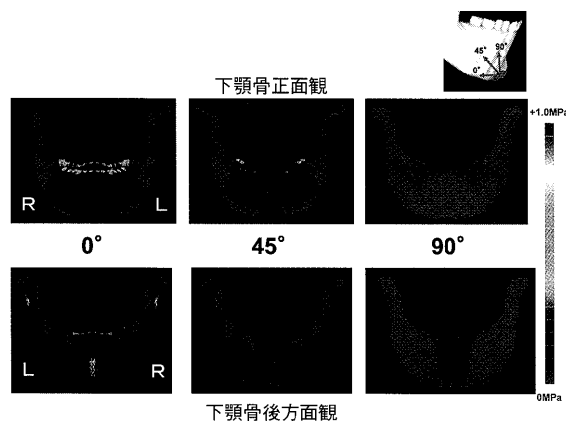


図5 オトガイ部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最大主応力)

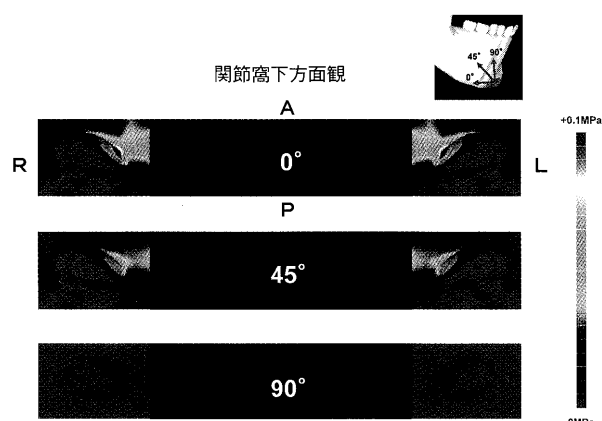


図8 オトガイ部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最大主応力)

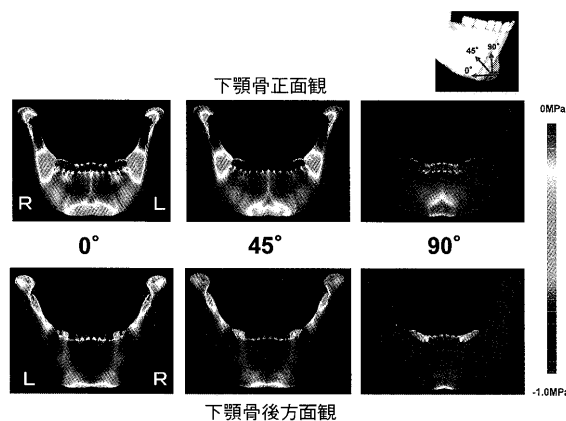


図6 オトガイ部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最小主応力)

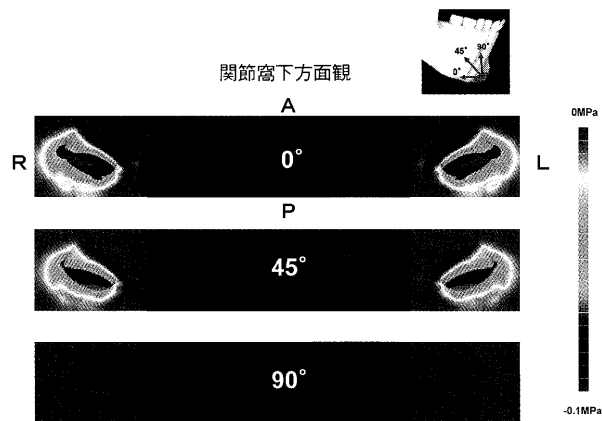


図9 オトガイ部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最小主応力)

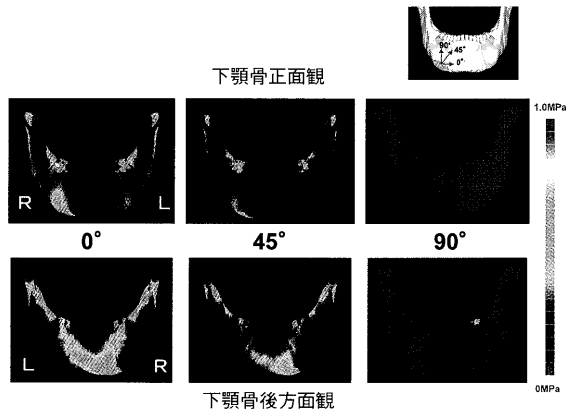


図 10 下顎骨体部に荷重を付与したモデルの解析結果 (von Mises 応力)

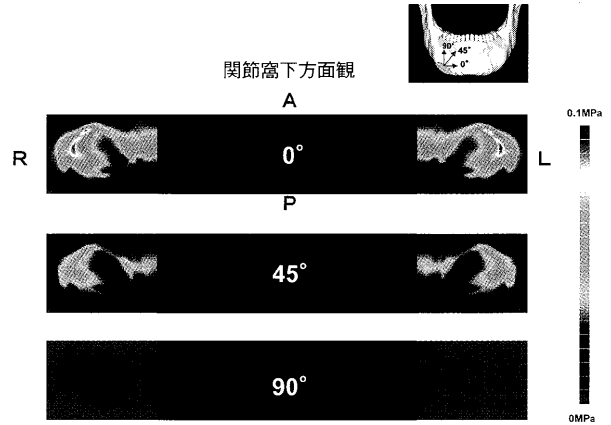


図 13 下顎骨体部に荷重を付与したモデルの解析結果 (von Mises 応力)

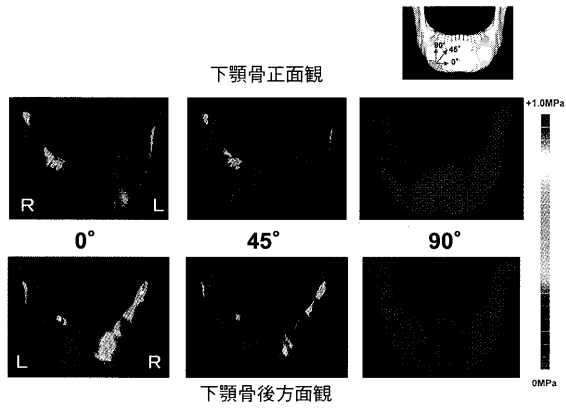


図 11 下顎骨体部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最大主応力)

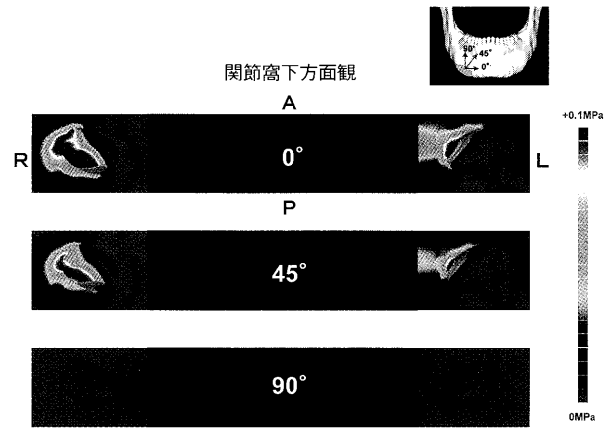


図 14 下顎骨体部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最大主応力)

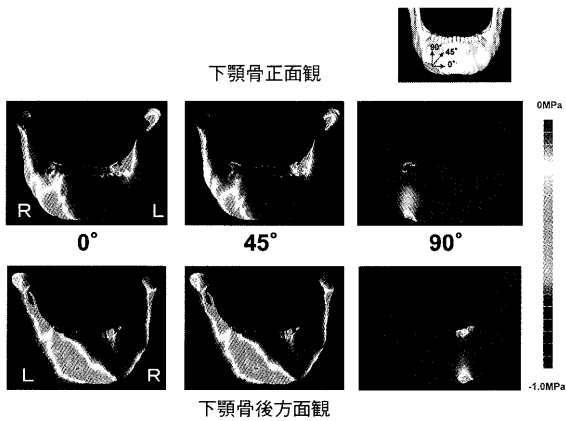


図 12 下顎骨体部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最小主応力)

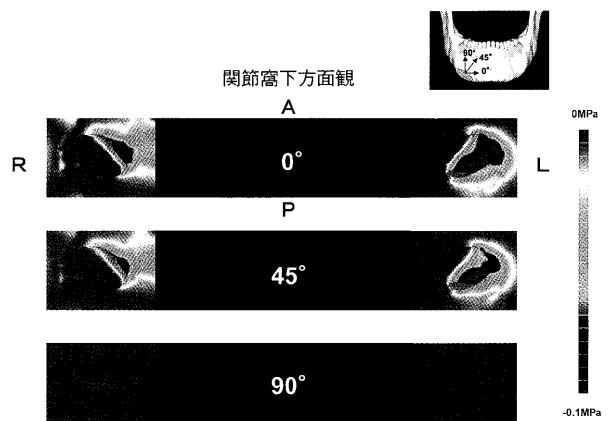


図 15 下顎骨体部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最小主応力)

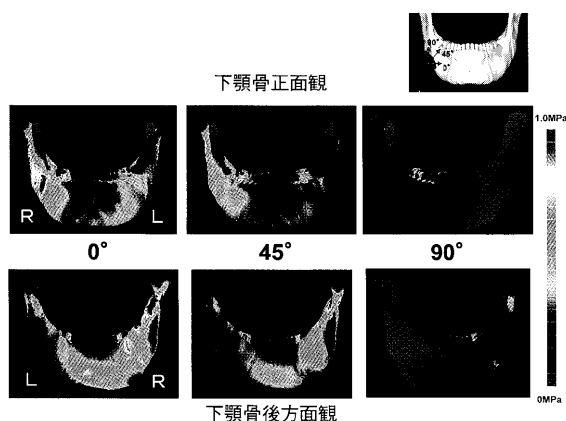


図 16 下顎角部に荷重を付与したモデルの解析結果 (von Mises 応力)

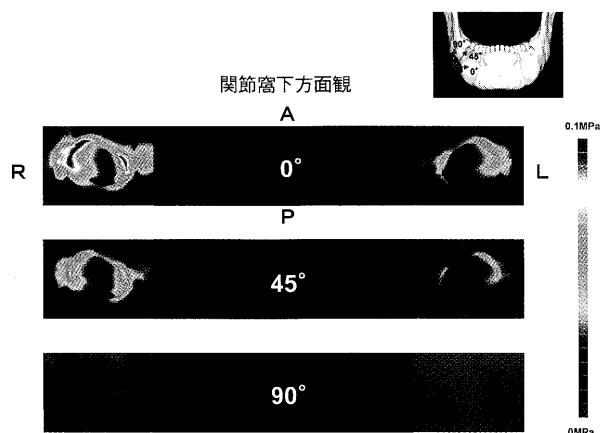


図 19 下顎角部に荷重を付与したモデルの解析結果 (von Mises 応力)

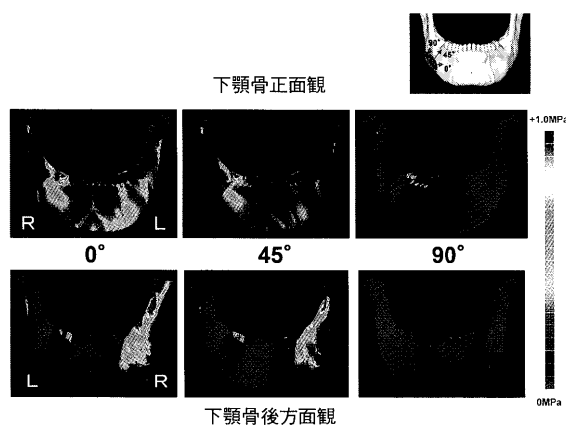


図 17 下顎角部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最大主応力)

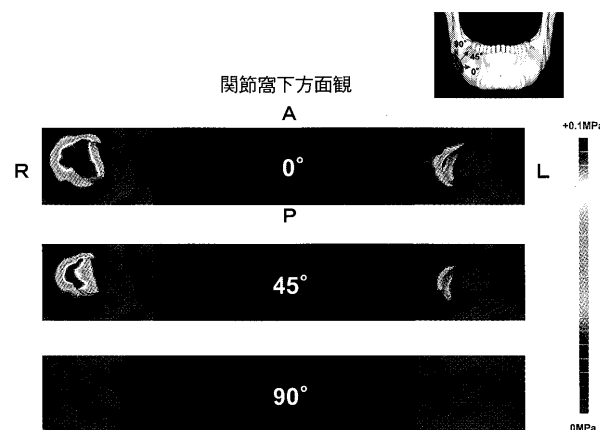


図 20 下顎角部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最大主応力)

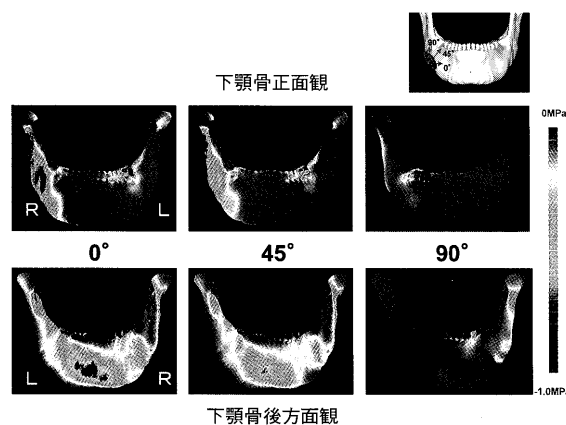


図 18 下顎角部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最小主応力)

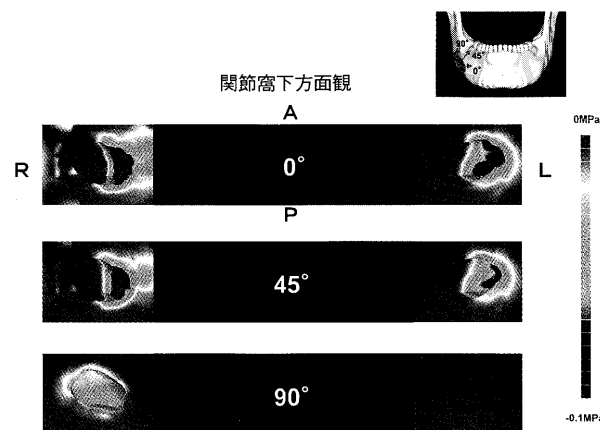


図 21 下顎角部に荷重を付与したモデルの解析結果 (最小主応力)

MPa 以下の応力集中がみられ、右側のほうでより強くみられた (図 20)。

3) 最小主応力 (圧縮応力)

90° モデルでは右側のみに上方への -0.06 MPa 以上の圧縮応力がみられた。0° と 45° モデルの右側では内側、左側では外側に -0.10 MPa 以上の圧縮応力がみられた (図 21)。

考 察

I. 実験方法について

1. 有限要素モデルについて

一般に実験材料として動物などを用いて顎骨および顎関節部の応力・歪解析を行う場合、個体数が限定されること、条件設定の難しさなどから得られた結果にばらつきがみられることが考えられる。そこで近年、設定条件を変更すれば繰り返し解析が可能なシミュレーションモデルを応用した解析法を用いることが多い⁸⁻¹²⁾。この中で数値解析法の一つである有限要素法はコンピュータの進歩とともに発展し、現在作製される有限要素シミュレーションモデルは多くの要素数と設定条件を備え、より実際に近いモデル作製が可能となってきたと考えられる。本研究で用いた三次元有限要素モデル⁸⁾の構成要素は、側頭骨、下顎骨 (皮質骨、海綿骨)、歯、歯根膜および関節円板、総節点数 29,407 個、総要素数 136,608 個と大きく、さらに下顎皮質骨の材料特性に部位ごとのデータを用いることによって、従来と比較して、より細かなシミュレーションモデルとなっている。下顎皮質骨の材料特性は、モデル作製に使用した乾燥頭蓋骨を超音波測定装置¹³⁾を用いて計測し、各部位ごとのデータを有限要素モデルに入力した。しかし骨の力学的特性について乾燥骨と新鮮骨とでは若干異なり、新鮮骨の曲げ強さが 1.3~1.4 倍^{14,15)}大きかったと報告されている。したがって部位ごとの傾向は同様であるものの、生体とは若干の誤差があるものと考えられた。本研究では線形解析を用いており、頬杖を想定した過剰負荷を付与した初期変形時の応力解析を行ったものである。そのため、時間軸を考慮しておらず、今後の課題とされる。

2. 過剰負荷条件について

過剰負荷条件は、頬杖を想定してオトガイ部、下顎骨体部および下顎角部の 3 か所、また各部位で過剰負荷方向は FH 平面に対して 3 種類の合計 9 種類の解析を行った。ここで、過剰負荷方向は下顎骨体部および下顎角部では右側からの頬杖を想定し、XY 平面において FH に対し 0°、45°、90° の角度で過剰負荷を付与した。一方、オトガイ部では頬舌的に頬杖をつくことは考えにくく、後方つまり YZ 平面において FH に対し 0°、45°、90° の角度で過剰負荷を付与した。過剰負

荷量については成瀬ら¹⁶⁾の報告より、うつ伏せ寝や頬杖は下顎骨に 1.6~4.4 kgf の側方圧がかかると報告されている。また田中ら¹¹⁾の研究では頬杖による過剰負荷量を 2 kgf とし、本研究でも同様の値を用いた。生体では睡眠時の姿勢や頬杖を行っている姿勢は状況によってさまざまであり、過剰負荷の大きさ、時間や頻度によってその影響は異なるが、本研究は 9 通りのパターンを想定し、過剰負荷の方向および過剰負荷量のある程度統一することによって応力分布の違いを明らかにした。本研究では過剰負荷条件は頬杖による過剰負荷のみであり、咀嚼筋の作用を入力せずに解析を行った。実際の頬杖では反作用として咀嚼筋が働くことが考えられるが、今回は、頬杖から生じる力が下顎骨に伝播される応力を調べることを目的としているため、咀嚼筋の作用を取り除いて解析を行った。

3. 拘束条件について

有限要素法ではモデルの応力解析を行う場合、必ず固定する部位を設定しなければならない。そのため、過去の報告^{8,10,11)}を参考に関節窩を除く側頭骨の外側面を完全拘束とし、頭蓋を固定した。また、咬合面では対合歯を想定し、垂直方向つまり Y 軸方向のみを固定した^{8,10,11)}。本研究で用いたモデルは、FH 平面を基準としており、咬合平面は必ず Y 軸と垂直とはならないが、90° の過剰負荷と同一方向であるため解析結果に大きな影響はないと考えられる。また、咬合面の Y 軸方向のみを固定することにより、下顎骨に付与される側方過剰負荷で下顎骨は側方へ偏位することが可能となった。しかし実際は、上下顎の歯の咬頭が存在するため、必ずしも垂直方向のみが固定されず下顎は偏位することが考えられ、対合歯や咬頭の作製は今後の課題と思われた。また、上下顎の歯が接触せずに頬杖を行うことも考えられるが、その場合は、さまざまな咀嚼筋のデータを取り入れる必要があり、設定条件が混在するため本研究では除外した。

4. 実験結果について

1) 下顎骨における応力分布について

本研究において過剰負荷部位はオトガイ部、下顎骨体部および下顎角部の 3 か所とした。また過剰負荷をかける角度 0°、45° および 90° の 3 方向を設定した。その結果、すべての過剰負荷部位において 0° の方向へ過剰負荷を与えた時、最も強い応力の分布がみられ、角度が大きくなるに従い応力は減少していった。田中ら¹¹⁾は頬杖などの悪習癖が下顎骨に与える影響を三次元有限要素法で調べており、本研究と同様に下顎骨に対して水平成分が強い過剰負荷のほうが、下顎骨への von Mises 応力が強くみられたと報告している。

一方、オトガイ部および下顎骨体部へ過剰負荷を付与した 90° モデルではほとんど von Mises 応力はみられなかったが、下顎角部へ過剰負荷を付与した 90° モ

デルでは荷重側である右側の下顎枝後縁に圧縮応力が強くみられた。これは、オトガイ部および下顎骨体部では垂直方向への荷重ベクトルの方向が咬合平面に設定した拘束部位と一致するため応力が吸収したと考えられた。それに対し、下顎角部へ垂直方向に過剰負荷を付与した場合、荷重ベクトルの方向に拘束部位が存在しないため、最後方臼歯部と下顎頭を支点とした曲げが起こり下顎骨を時計回りへ変形させる力が働いた。その結果、下顎角部へ垂直方向の過剰負荷を付与したモデル(90°モデル)では下顎枝後縁と臼後三角部に圧縮応力、下顎前方部に引張応力が発生したと考えられる。本研究結果では、過剰負荷を付与した初期変形を表した結果であり、オトガイ部および下顎下縁部での垂直過剰負荷に影響は認められなかったが、生体では長期的に垂直方向への頬杖を継続した場合、歯の圧下による咬合平面の歪み、顎骨および顎関節部に悪影響を及ぼすことが考えられる。

オトガイ部に過剰負荷を付与したモデルにおいて、舌側オトガイ部で引張応力がみられ、両下顎枝部を広げるような力が働いた。それに対して、下顎骨体部および下顎角部に応力を付与したモデルでは、舌側オトガイ部で圧縮応力が認められ、左右の下顎枝を狭めるような力が働いた。また、下顎角部へ過剰負荷を付与したモデルのほうが下顎骨体部へ過剰負荷を付与したモデルと比べ、舌側オトガイ部で圧縮応力が強くみられた。これは舌側オトガイ部と過剰負荷部位との距離が下顎角部のほうが長いから、オトガイ部を中心とした下顎骨にかかるモーメントが大きく発生したためと考えられた。

Stallard⁶⁾はうつ伏せ寝などの悪習癖と咬合の関係について報告しており、その悪習癖の継続が側方歯群の反対咬合に関与していると述べている。しかし、この反対咬合は下顎骨の変化だけによって作用したものではなく、ほとんどが上顎骨の狭窄によって起こったものとされている。これは上顎骨が下顎骨より頬側に位置していることや、上顎骨の皮質骨が下顎骨より薄いことで過剰負荷による骨の変形が起こりやすいためと考えられる。そのため、本実験では下顎骨のみによるものであるが、上顎骨を含めたモデルの作製が今後の課題と考えられた。

2) 顎関節部における応力分布について

顎関節部における応力解析は数多くみられ^{12, 17-20)}、顎関節部への不均衡な過剰負荷が顎関節症の発症要因の一つと考えられている。一般的に正常な咬合圧による顎関節部の緩衝部位は下顎頭の前斜面、この部位は下顎頭の他の部位と比較して骨密度が高いといわれている²¹⁾。また下顎頭の前上方部には関節円板が存在しており、ある程度の過剰負荷に耐えられるような構造となっている。しかし、下顎骨の異常な偏位は顎

関節部に疼痛などを引き起こし、顎運動機能や下顎頭形態を変化させ、顎関節症を引き起こす要因の一つになると考えられている。Curlら²²⁾は、下顎頭の過度な移動により顎関節包炎を引き起こし、顎関節外側部の圧痛に繋がることを確認している。

本研究結果より、顎関節部での応力分布は下顎骨と同様に水平成分の大きい過剰負荷方向で強くみられた。さらに von Mises 応力で比較すると下顎骨体部に過剰負荷を付与したモデルでは左右差はみられなかったが、下顎角に過剰負荷を付与したモデルでは荷重側である右側に von Mises 応力が強くみられ、過剰負荷部位が顎関節部に近づくことによって荷重側の von Mises 応力が強くなる傾向がみられた。下顎骨体部へ過剰負荷を付与した場合、0°では水平方向つまり下顎骨に対して側方への過剰負荷を付与しているが、応力の絶対値を示す von Mises 応力では左右均等にみられる。しかし、引張応力や圧縮応力で比較すると、左右の顎関節部は均等ではなく下顎骨が左側へ変形する力が加わり、荷重側よりも非荷重側である左側に強い圧縮応力がみられた。これは、下顎角部に過剰負荷を付与したモデルに比べ、荷重部位が水平方向も完全拘束させた側頭骨より離れているため下顎骨に左側へのモーメントが発生したと考えられた。したがって、下顎角と下顎骨体部で頬杖を行った場合、生体において顎関節部で異なった応力が発生する可能性が示唆された。さらに、成長期では骨にかかる力によりリモデリングが活発に起きることから⁵⁾、応力の分布が不均衡な場合には下顎骨や顎関節部において非対称的な変形を引き起こす可能性が考えられた。

オトガイ部では、左右顎関節部を結ぶ線に対して垂直になるように過剰負荷方向を設定したため、両側顎関節部で後方へ von Mises 応力が強くみられたと考えられる。解剖学的に顎関節の後方部には神経や血管を含む円板後部結合組織が存在しており、過度の圧迫は顎関節部への疼痛を惹起し^{23, 24)}、オトガイ部に後方への過剰負荷を付与するよううつ伏せ寝や頬杖は顎関節症の危険因子とされている。顎関節症の要因は多因子性であり構造的な違い、外傷の既往、性差など生体の適応性と、習癖や咬合などのメカニカルストレスのバランスが崩れることによって発症するといわれている¹⁶⁾。そのため、頬杖などの悪習癖もその要因の一つであり、生活習慣の改善は顎関節症の防止にも重要と考えられる。

まとめ

本研究では、三次元有限要素モデルを用いて、メカニカルストレスの一つと考えられる頬杖が下顎骨および顎関節部に与える生体力学的影響を調べ、以下の結

果が得られた。

I. 下顎骨

1. すべての過剰負荷部位で0°モデルに強い応力集中がみられ、続いて45°モデル、90°モデルの順で弱くなった。

2. オトガイ部へ過剰負荷を付与した0°および45°モデルでは、オトガイ部、臼後三角部および下顎頭頸部前縁に圧縮応力がみられた。

3. 下顎骨体部と下顎角部に過剰負荷を付与した0°および45°モデルでは、下顎舌側オトガイ部で圧縮応力がみられ、その傾向は下顎角部に過剰負荷を付与したモデルで強くみられた。

II. 顎関節部

1. 下顎骨の解析結果と同じように90°モデルでは、応力集中がほとんどみられなかったが、過剰負荷が0°方向になるに従い応力が強くみられた。

2. オトガイ部に過剰負荷を付与した90°モデルでは、応力集中はみられなかったが、0°、45°モデルでは、関節窩の中央付近に強くみられた。

3. 下顎骨体部と下顎角部に過剰負荷を付与した0°と45°モデルの右側関節窩で内側、左側関節窩で外側に圧縮応力がみられ、その傾向は下顎角部に過剰負荷を付与したモデルで強くみられた。

本研究結果から、頬杖の部位や方向によりさまざまなタイプの応力が下顎骨や顎関節部にみられることが明らかとなった。このことから頬杖は顎関節部にメカニカルストレスを与えると同時に、応力が不均衡な場合は下顎骨や顎関節部において非対称的な変形が起こる可能性が示唆された。

今回の研究で想定した頬杖は顎関節症の発生や、顎骨変形の因子と考えられるメカニカルストレスであることから、頬杖により顎顔面周囲に発生する力の生体力学をさらに理解することは、顎関節症や顎変形の発生を回避する意味でも必要な情報の一つと考えられた。

文 献

- 1) Graber TM, Rakosi T, Petrovic AG. 機能的矯正装置による顎顔面整形治療—機能的矯正装置: その理論的背景と実践. 柴崎好伸監訳. 第1版. 東京: 東京臨床出版, 1999: 3-82.
- 2) Chambers TJ, Evans M, Gardner TN, et al. Induction of bone formation in rat tail vertebrae by mechanical loading. *Bone Miner* 1993; 20: 167-178.
- 3) Mullender MG, Huijkes R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *J Orthop Res* 1995; 13: 503-512.
- 4) Rubin CT, Gross TS, McLeod KJ, Bain SD. Morphologic

stages in lamellar bone formation stimulated by a potent mechanical stimulus. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 488-495.

- 5) 原 俊浩. ヒト成人及び小児下顎枝 T 側緻密骨の力学的性質に関する研究: 縦弾性係数と骨単位の走行及び空孔率との関係. *歯基礎誌* 1997; 39: 269-283.
- 6) Stallard H. Etiology of crossbites and gothic arches, or bucco-maxillary lingual occlusion. *Dental Cosmos* 1923; 65: 1181-1195.
- 7) Raymond CT. *Atlas of Orthodontic Principles*. 2nd ed. St Louis: the CV Mosby, company 1971; chapter 6: 121-144.
- 8) 高柳讓司. 咬合接触部位の違いが下顎骨および顎関節部に与える力学的影響: 三次元有限要素モデルを用いて. *Orthod Waves-Jpn Ed* 2006; 65: 11-23.
- 9) 本吉 満, 中嶋 昭, 上篠幸一郎, 他. 咬合平面傾斜度の違いが下顎頭偏位方向に及ぼす影響について: 有限要素法による検討. *東京矯歯誌* 1996; 6: 19-26.
- 10) 田中栄二. 噛みしめ時における顎関節部の応力に関する生体力学的研究. *阪大歯学誌* 1993; 38: 131-160.
- 11) 田中千元, 荒川知久, 篠原壽和, 他. 下顎側方偏位の三次元有限要素法による解析. *歯科学報* 2003; 103: 169-180.
- 12) 重田浩樹. 咬合支持域や下顎頭長軸の変化が顎関節部負荷に及ぼす影響に関する力学的研究. *小児歯誌* 2001; 39: 1048-1058.
- 13) 高柳讓司, 西尾日朗子, 松井成幸, 他. 超音波透過法を用いた弾性係数の測定に関する研究: アルミニウム片の長さや断面径の影響について. *明海大歯誌* 2005; 33: 226-230.
- 14) 車 龍太郎. 緻密骨質の物理的性質に及ぼす乾燥の影響. *京都府医大誌* 1956; 59: 27-29.
- 15) 車 龍太郎. 緻密骨質の衝撃曲げ試験に関する研究. *京都府医大誌* 1956; 59: 21-26.
- 16) 成瀬魅和子, 土屋喜子, 田中千元, 他. 習慣性姿勢により顎顔面に加わる側方過剰負荷の測定. *東京矯歯会誌* 2000; 10: 10-15.
- 17) 高梨公男. 顎関節の咬合圧に対する機能的特性について. *歯科学報* 1979; 79: 83-113.
- 18) 窪木拓男. 顎関節部負荷ならびに顎関節構造の対負荷特性に関する生物力学的研究 (第1編): 近似的顎関節負荷モデルの構築. *岡山歯誌* 1990; 9: 179-195.
- 19) 窪木拓男. 顎関節部負荷ならびに顎関節構造の対負荷特性に関する生物力学的研究 (第2編): 片側噛みしめ時ならびに片側咀嚼における顎関節部負荷の導出およびその検証. *岡山歯誌* 1990; 9:

-
- 197-217.
- 20) 渡瀬 状子, 高村 浩, 岩田 徹, 他. 顎関節を含む下顎骨における咬合力の力学的影響に関する研究. 補綴誌 1990; 36: 1180-1196.
- 21) Paker MW. A dynamic model of etiology in temporomandibular disorders. J Am Dent Assoc 1990; 120: 283-290.
- 22) Curl DD, Stanwood G. Chiropractic management of capsulitis and synovitis of the temporomandibular joint. J Orofac Pain 1993; 7: 283-293.
- 23) Costen JB. A syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed function of the temporomandibular joint 1934. Ann Otol Rhinol Laryngol 1997; 106: 805-819.
- 24) Craddock FW. A review of Costen's syndrome. Br Dent J 1951; 91: 199-204.
-
- 主任: 鐘ヶ江 晴秀 教授 2007年7月27日受付
2007年12月17日受理
- 連絡先: 高柳 讓 司
明海大学歯学部形態機能成育学講座歯科矯正学
分野
〒350-0283 坂戸市けやき台1-1