



Title	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
Author(s)	田中, 栄二
Citation	大阪大学, 1993, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3065874
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

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

田中 栄二

緒 言

全身における多くの関節部は、種々の運動機能を司るとともに、運動時に生じる負荷を緩衝する機能を有する^{1・2)}。また、関節部に生じる負荷は、その形態ならびに機能の維持に重要な役割を果たしていること^{3・4)}が明らかにされている。このことより、顎関節についても、機能時の負荷が顎関節の構造および機能の保持にきわめて重要であると考えられる。

顎関節部における負荷に関しては、古くより生体力学的⁵⁻⁷⁾ならびに組織学的⁷⁻⁹⁾な検討が行われてきた。その結果、咀嚼筋によつて発揮される筋力は主として歯によって負担されていることが数学的解析により明らかとなり⁵⁻⁷⁾、さらに組織学的検討により成長軟骨は骨表面直下に存在し、これを保護する層が見られないことが明らかにされたこと⁷⁻⁹⁾より顎関節は本質的には負荷のかからない器官であることが示唆された。しかし、1969年

に Barbenel¹⁰⁾ がコンピュータを応用した顎口腔系の生体力学的シミュレーションモデルを構築し、噛みしめ時の顎関節部には負荷が生じていることをはじめて明らかにした。さらに、Hylanderら¹¹⁾、Hylander¹²⁾、Brehnanら¹³⁾は、サルを用いて機能時の顎関節部の負荷を直接測定することにより、これをより具体的に実証するとともに、噛みしめ時にその負荷の大きさが最大となることを示した。その後、咬合力、下顎頭の微小変位量、筋放電量などに基づいて顎関節部に生じる負荷を算出する理論解析法¹⁴⁻¹⁶⁾、顎関節部の二次元有限要素モデルを用いた解析¹⁷⁻²⁰⁾により、噛みしめ時に顎関節部に生じる負荷は下顎窩に対して前上方に作用することが明らかにされた。しかし、顎関節部に生じる負荷が顎関節部を構成する下顎頭、顎関節円板および下顎窩においてどのような分布を呈しているかについてはわずかに二次元的な検討¹⁹⁻²⁰⁾は見られるものの、三次元的、かつ定量的に検討

した研究は未だまったく見られない。

一方、顎顔面形態や咬合状態は顎口腔機能との間に密接な関連性を有していること^{21, 22}より、顎顔面形態や咬合の異常が顎関節部の負荷に影響を及ぼすことが考えられる。さらに、顎関節部に生じる過剰な負荷が同部の硬軟両組織の器質的变化を惹起しうることより、不正咬合に関連した顎顔面形態や咬合の因子が顎関節症の原因のひとつとして指摘されている²³⁻²⁶。したがって、不正咬合に見られる顎顔面形態および咬合状態が顎関節部の負荷に及ぼす影響を明らかにすることは、顎顔面形態ならびに咬合異常の改善を目的とする歯科矯正治療においてきわめて意義のあることと考えられる。

本研究は、成人女子の標準的な顎顔面形態と正常な咬合状態を想定した顎関節部を含む下顎骨の三次元有限要素モデルを作製し、これを用いて顎関節部に最も大きな負荷が生じる噛みしめ時における顎関節部の応力を三次

元的、かつ定量的に明らかにしようとしたものである。さらに、不正咬合、とりわけ顎関節症の発現が比較的高いと言われている²⁷⁻²⁹開咬および過蓋咬合に特徴的な顎顔面形態および咬合の異常が顎関節部の応力に及ぼす影響を明らかにすることを目的として行った。

方法

1. 顎関節部を含む下顎骨の三次元有限要素モデルの作製

1) 下顎骨および側頭骨の三次元有限要素モデルの作製

ほぼ標準的な顎顔面形態を有するヒト乾燥頭蓋骨をもとに、図1に示す手順にしたがって下顎骨および側頭骨の三次元有限要素モデルの作製を行った。

まず、ヒト乾燥頭蓋骨をフランクフルト平面と平行に1cmの等間隔で分割し(図2)、側頭骨から下顎骨へかけての各水平分割片の等倍大写真を撮影した(図3)。なお、写真の歪

みについては、写真上の方眼紙の1cm格子の歪みを検討した結果、 $1.00 \pm 0.01\text{cm}$ であり、ほとんど認められなかった。

次に、この写真を用いて、各分割片の透写図を作製した（図4-a）。透写図の作製に際しては、骨の外形を正確に描写するとともに海綿骨と皮質骨とを明瞭に区別した。なお、頸関節部における応力の解析結果をより簡明に評価することが可能となるように、本モデルは正中矢状面に対して面对称とし、右側のみの透写図の作製を行った。

三次元モデルの作製にあたっては、各水平面をフランクフルト平面に直交する方向に構築することとし、まず各平面の二次元的要素分割を行った（図4-b）。分割が完了した後、各平面上の節点座標値を求めた。各節点の座標値の入力に際しては、前後方向をX軸、内外側方向をY軸、頭頂-オトガイ方向をZ軸とする三次元直交座標系を設定した。各節点のX-Y座標値はタブレットディジタイザ（Gradimate A4-

10、オスコン電子、大阪)を用いて、PC-9801 UXシステム(NEC、東京)に入力された。Z座標値については、各分割片の厚さに応じた値をキーボードより入力した。

本解析モデルで用いる三次元固体要素の形態は捻れのない六面体とし、これを用いることにより実物との幾何学的等価性が低下する場合にはくさび形五面体要素を選択的に用いた。すなわち、要素形態が立方体に近似するほど解析精度が高くなることより、各要素形態が立方体に可及的に近似するようにした。なお、解析精度に影響を及ぼす要素形態の均一性については、本研究で用いた解析プログラムANSYS(Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, USA)の前処理チェックプログラム³⁰⁾により確認した。すなわち、本モデルを構成するすべての要素の内角が図5に示すごとく 45° 以上 135° 以下であることを満足するまで要素分割の修正を繰り返し行った。

このようにして、下顎骨および側頭骨の三

次元有限要素モデルがそれぞれ作製された。

2) 頸関節部の三次元有限要素モデルの作製

本研究において最も重要な部位である頸関節部についてはさらに詳細な分割を行うために、シリコン系印象材（Exaflex、而至歯科工業株式会社、東京）を用いてヒト乾燥頭蓋骨の下顎頭を含む分割片の石膏模型を作製し、これをフランクフルト平面と平行に2mmの等間隔に分割した後、その透写図を作製し、前述の方法により三次元的に構築した。

このように構築された下顎骨モデルと側頭骨モデルの結合は、解剖学的所見³¹⁾をもとに以下のごとく行った（図6-b）。下顎頭と下顎窩の間にある頸関節円板のモデル化に際しては、解剖学的所見^{31・32)}に基づいて肥厚部、狭窄部などを再現するとともに、平均約2.0mmの厚さ³¹⁾を付与した。頸関節円板の前後方向および内外側方向の境界は、関節包の付着部とした。また、下顎頭表面には高橋³³⁾の解剖学的研究に基づき平均約0.2mmの厚さの軟骨

層を設定した。このようにして完成したモデルは、2088個の節点と1105個の固体要素より構成された（図7）。

さらに、完成されたモデルを日本人の顎顔面形態により適合した標準的なモデルとするために本モデルの顎顔面形態の細部の修正を次のように行った。本モデルの顎顔面形態の標準化に際しては、成人女子の顎顔面形態と一致させることとし、大阪大学歯学部歯科矯正学講座所蔵の発育研究資料に基づく日本人成人女子の平均値³⁴⁾を用いた。なお、本モデルを成人女子の標準値に一致させたのは、疫学調査³⁵⁾により成人女子における顎関節症の発現率が最も高いことが知られていることによるものである。側面位頭部X線規格写真分析所見のうち、下顎骨の形態を決定する線的計測項目としてAr-Go、Go-Me、L1-Mand. pl.、L6-Mand. pl.を、角度的計測項目として∠Mand. pl. to SN、Gonial angle、∠Ramus pl. to SNを用いることにより、本モデルにおける

下顎骨の大きさと形状を日本人成人女子の平均に一致させた。また、正常な咬合状態については、咬頭嵌合位において上下の歯が接触する部位である下顎の前歯部の唇側切端ならばに臼歯部頬側咬頭に相当する節点において均一に点接触しているものとした。

2. 解析のための各種条件の設定

1) 構成要素の物理的性状

本研究においては有限要素法を用いて噛みしめ時における顎関節部の応力の即時的変化を検討することとし、すべての解析を弾性解析により行った。

本モデルは異なる物理的性状を有する皮質骨、海綿骨、顎関節円板、下顎頭軟骨および歯根膜より構成されているため、これらの物性値を従来の研究結果³⁶⁻³⁹⁾を基に表1のごとく設定した。なお、顎関節円板のヤング率については、著者ら³⁹⁾が成犬の顎関節円板の引張り試験における縦歪み量と応力を基に算出した結果、小荷重域(0-1.5 MPa)では44.1 MPa、

大荷重域 (1.5 MPa 以上) では 92.4 MPa であったため、これらの値を用いた。

2) 荷重条件および拘束条件

モデルに加わる荷重としては、噛みしめ時に活動を示す咀嚼筋である両側咬筋浅層および深層、内側翼突筋、側頭筋前部および後部、外側翼突筋上頭の計 12 筋により発揮される筋力を用いた。それぞれの筋力の大きさは各断面積に比例するものとし、Schumacher⁴⁰⁾、Carlsöö⁴¹⁾、Grant⁴²⁾により明らかにされた以下の比率を用いて、その合力が 500 N となるように設定した（図 8）。

咬筋浅層 : 咬筋深層 : 内側翼突筋 : 側頭筋前部 :
側頭筋後部 : 外側翼突筋上頭
 $= 7.5 : 10.1 : 8.8 : 14.2 : 8.3 : 1.1$

筋力の作用方向は、以下に示す解剖学的所見^{31, 43)}を基に決定した各咀嚼筋の起始と停止とを結ぶ方向とした。

咬筋浅層 - 頰骨弓下縁を起始として後下方に向い、下顎角外面の下半部全部に付着する。

矢状面において、下顎下縁と約 100° の角度をなす。

咬筋深層 - 腮骨弓下縁の後半部を起始としてまっすぐ下行し、下顎枝のほぼ中央に付着する。矢状面において、咬筋浅層外側部後縁と約 40° の角度をなす。

内側翼突筋 - 蝶形骨翼状突起後面の翼突窩を起始として下方に向い、下顎角内面の翼突筋粗面に付着する。

側頭筋前部 - 側頭骨側頭窩を起始として垂直に下方へ向い、下顎枝筋突起に付着する。

側頭筋後部 - 側頭骨側頭窩鱗部を起始として前方へ向い、下顎枝筋突起に付着する。

外側翼突筋上頭 - 翼状突起根部の側頭下面を起始として後下方に向い、下顎頸の翼突筋窩に付着する。水平面においては、両側外耳道を結ぶ外耳道線に対して、約 56° の角度をなす。

このように各筋力の大きさならびに作用方向を設定した結果、筋力の合成ベクトルは咬

合平面にはほぼ直交する方向に作用していることが認められた。

拘束条件としては、顎関節部の応力に大きな影響を及ぼさないと考えられる側頭骨上部にすべての方向の変位と回転を生じさせないための完全拘束を設定した。また、下顎の歯と歯槽骨との間には0.25mmの厚さ⁴⁴⁾を有する歯根膜様の固体要素を設定することにより、咬合力が歯根膜を介して歯槽骨に伝達されるようにした。さらに、下顎の歯の上端においては咬合平面に垂直な方向の変位のみの拘束を設定した。

3. 上下顎骨の垂直的不調和に関連する顎顔面形態および咬合状態の入力

上下顎骨の垂直的不調和に起因した不正咬合における顎顔面形態ならびに咬合状態が顎関節部の応力に及ぼす影響を検討するために、以下に示す手順で顎顔面形態および咬合の因子を本モデルに入力した。まず、顎顔面形態に関する因子について、ついで咬合に関する

因子について別々に、噛みしめ時における顎関節部の応力に対する影響を検討し、さらに、これらの因子が同時に存在する開咬および過蓋咬合モデルを再現し、同部の応力を検討した。

1) 顎顔面形態および咬合の因子

顎顔面形態の因子としては、下顎角および下顎下縁平面角（以下、FMAと略記する）の違いを入力した。これらの角度の範囲については、当講座所蔵の発育研究資料^{3,4)}による日本人成人女子の標準値を中間値とし、山内ら^{4,5)}による最大値および最小値を参考に以下のように設定した。下顎角は、日本人成人女子の標準値 122.1° を中間値として 110.1° から 134.1° まで 6° ごとの等間隔で変化させ、これに対応した顎関節部の応力の変化を検討した（図9）。FMAについても同様に、日本人成人女子の標準値 30.5° を中間値として、 6° 間隔に 18.5° から 42.5° の範囲で変化させた（図10）。なお、これらの下顎骨形態の修正に際しては、節点

数、要素数を変えないとともに、要素形態に関する解析プログラムのチェック機能を用いて要素形態の妥当性の確認を行った。

咬合の因子としては、咬合部位の違いを入力した。開咬および過蓋咬合を想定して、大臼歯部にのみ咬合接触を有する場合と、上下顎すべての歯の接触に加えて前歯部に下顎の前方変位成分の拘束を行った場合を設定した。

2) 開咬および過蓋咬合モデルの作製

前述の顎顔面形態ならびに咬合の異常を表す因子が同時に存在する開咬および過蓋咬合を、以下の手順にしたがってモデル上に再現した。

開咬の顎顔面形態の特徴は、武内^{4,6)}による日本人成人女子開咬患者群の平均値を基にモデル上に再現した(表2)。また、咬合部位に関しては大臼歯部のみの咬合接触を設定した。

過蓋咬合の顎顔面形態の特徴についても、武内^{4,6)}による日本人成人女子過蓋咬合患者群の平均値を用いて、表2のごとく設定した。過

蓋咬合の咬合状態については、上下顎すべての歯の均一な接触に加えて、前歯部に下顎の前方変位成分の抑制を再現するために、モデル上の下顎切歯に相当する節点において、咬合平面に垂直な方向ならびに咬合平面に平行な方向の変位の拘束を設定した。なお、武内⁴⁶⁾の報告において、開咬および過蓋咬合患者の上顎部の形態は正常咬合者と比較してほとんど差異が認められなかったことより、本モデルの上顎部は下顎骨の形態ならびに咬合の変化とは無関係に一定とした。

4. 応力解析

解析は、有限要素解析プログラム ANSYS³⁰⁾ (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, USA) を用いて、ハーナンダルコンピュータ TITAN (クボタ、東京) により実行した。

成人女子の標準的な顎顔面形態と正常な咬合状態を想定した顎関節部を含む下顎骨の三次元有限要素モデル（以下、標準モデルと略記する）を用いた噛みしめ時の顎関節部の応

力については、下顎頭の表層に存在する下顎頭軟骨層、下顎頭軟骨下に存在する下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面および顎関節円板における解析を行った。下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面については、これらを構成する各節点における三主応力の評価を行った。顎関節円板および下顎頭軟骨層については、要素の内部に生じる応力として八面体面法線応力（以下、法線応力と略記する）と八面体面せん断応力（以下、せん断応力と略記する）の評価⁴⁷⁾を行った。

また、噛みしめ時における顎関節部の応力を三次元的かつ定量的に評価する目的で、顎関節を前方部、後方部、中央部、内側部および外側部の5つの領域に分割し、各領域ごとに応力の評価を行った。顎関節の前後方向の分割は、Rees⁴⁸⁾、Griffinら³²⁾の顎関節円板の解剖学的部位の定義を参考に行った。すなわち、顎関節円板を前方肥厚部、中央狭窄部、後方肥厚部および円板後部結合組織に分割し、

前方肥厚部および中央狭窄部に相当する部分を前方部、後方肥厚部に相当する部分を中間部、円板後部結合組織に相当する部分を後方部とした。さらに、中間部については内外側的に3等分し、それぞれ内側部、中央部および外側部とした。下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面、ならびに下顎頭軟骨層についても、顎関節円板の各領域に対応する部位ごとに応力の評価を行った。

次に、顎顔面形態ならびに咬合の因子が顎関節部の応力に及ぼす影響を以下のごとく検討した。下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面については、これらを構成する各節点における三主応力のうち絶対値が最も大きい主応力について、各領域ごとの平均を算出しこれを平均応力とした。顎関節円板については法線応力とせん断応力の各領域ごとの平均を算出し、これを平均応力とした。このような応力評価法を用いて、噛みしめ時における顎関節部の応力に対する顎顔面形態ならびに咬合に

関する個々の因子の影響を明らかにするため、標準モデルの顎関節部における応力との比較を行った。

さらに、上下顎骨の垂直的不調和に関連した顎顔面形態および咬合の因子が同時に存在する不正咬合である開咬および過蓋咬合モデルにおける噛みしめ時の顎関節部の応力分布について、前述の応力評価法を用いて標準モデルとの比較を行った。

結果

1. 標準モデルの噛みしめ時における顎関節部の応力

下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面、顎関節円板および下顎骨軟骨層における主応力分布をそれぞれ図11～16に示した。

下顎頭緻密骨表面における主応力分布を見ると、前後的には前方部から中央部にかけて主として圧縮応力が生じており、後方部へ移行するにしたがって引張り応力が認められた。また、内外側方向の変化については外側部か

ら中央部にかけて主として圧縮応力が見られ、内側へ移行するにしたがって引張り応力が認められた（図11）。各領域の応力値を比較すると、前方部における平均応力は-1.642 MPaと絶対値が最も大きく、中央部の平均応力(-0.543 MPa)の約3倍の値を示した（表3）。外側部における平均応力は-1.017 MPaであり、中央部における平均応力の約2倍の大きな圧縮応力を示した。内側部における平均応力は0.521 MPaであり、後方部における平均応力(0.664 MPa)と近似した値を示した。

下顎窩表面における主応力分布は、下顎頭緻密骨表面における主応力分布とほぼ同様の変化を呈した。すなわち、前後的には前方部から中央部にかけての部位、とりわけその移行部において大きな圧縮応力が生じており、後方部へ移行するにしたがって引張り応力が認められた。また、内外側方向においては外側部から中央部にかけての部位、とりわけその移行部において大きな圧縮応力が見られ、

内側へ移行するにしたがって小さな引張り応力が認められた(図12)。各領域の平均応力値は前方部、中央部、外側部、内側部、後方部でそれぞれ-0.440 MPa、-0.410 MPa、-0.351 MPa、0.103 MPa、0.445 MPaで、下顎頭緻密骨表面での応力値の約0.2~0.8倍の小さな値を示した(表3)。

顎関節円板内部においては、法線応力は前後的には前方部から中央部にかけて圧縮応力を、後方部へ移行するにしたがって引張り応力を示した。内外側方向においては、外側部から中央部にかけて圧縮応力が、内側部へ移行するにしたがって引張り応力が見られた(図13)。各領域の平均応力の大きさを比較すると、前方部における平均応力は-0.403 MPaであり、中央部の平均応力(-0.200 MPa)の約2倍の大きな圧縮応力を示した(表4)。外側部の平均応力は-0.342 MPaであり、前方部の平均応力に次いで大きな圧縮応力を呈した(表4)。内側部と後方部においてはそれぞれ0.041 MPa、

0.258 MPa の引張り応力が見られた。せん断応力については、前後的には前方部で最も大きく、中央部で最も小さい値を示した（図 14）。内外側方向においては、せん断応力の変動はほとんど見られなかった。各領域の応力値を比較すると、前方部の平均応力は 0.204 MPa であり、残る 4 部位における平均応力の約 2 倍の大きなせん断応力を示した（表 4）。

下顎頭軟骨層においては、法線応力およびせん断応力の大きさ、性状とともに顎関節円板内部における結果とほぼ一致した（図 15, 16）。このことより、以下の検討においては顎関節円板内部における解析結果のみを評価することとした。

2. 上下顎骨の垂直的不調和に関連する顎顔面形態および咬合の異常による噛みしめ時の顎関節部の応力の変化

1) 顎顔面形態の変化に伴う噛みしめ時の顎関節部の応力変化

下顎角の大きさを 122.1° を中間値として 1

10.1°まで6度ずつ減少させた場合、下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面および顎関節円板内部における平均応力はいずれも著しい変化を示さなかった（図17,18）。一方、下顎角の大きさが中間値122.1°を超えて大きくなるにしたがって、下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面および顎関節円板内部のいずれにおいても平均応力の絶対値が漸次増加することが認められた（図17,18）。下顎頭緻密骨表面においては後方部での引張り応力が、下顎角の増大に伴って増加した。とりわけ、下顎角が134.1°の場合、標準モデルと比較して平均応力の絶対値の有意の増加が認められた($p<0.05$)（図17）。また、下顎窩表面においても、後方部において下顎角の増大に伴う平均応力の絶対値の増加が見られ、とりわけ、下顎角が134.1°の場合に標準モデルと比較して有意の増加を示した($p<0.01$)（図17）。顎関節円板内部においては、骨表面における応力変化と比較するとわずかであるものの、法線応力について、下

顎角の大きさの増大に伴って後方部での引張り応力の増大を呈した(図18)。せん断応力については、下顎角が 122.1° を超えて増大するにしたがって、外側部を除く4領域において平均応力の増大が見られた(図18)。しかし、t-検定により標準モデルとの応力値の比較を行った結果、すべての領域において標準モデルにおける応力との間に有意差は認められなかった(図17, 18)。

次に、FMAを 30.5° を中間値として6度間隔に 18.5° から 42.5° まで変化させた場合、下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面の平均応力は、FMAの増大に伴って前方部における圧縮応力と後方部における引張り応力の増大が認められた(図19)。これらの平均応力は、FMAの変化に対して非線形の変化を呈し、とりわけFMAが 36.5° を超えた場合に著しい増大を示した。さらに、FMAが 42.5° の場合、t-検定により下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面の前方部ならびに後方部において標準モデルでの平

均応力との間に有意差が見られた($p < 0.01$) (図19)。

顎関節円板内部の法線応力についてもFMAの増大に伴う前方部および後方部の平均応力の絶対値の増加が認められた(図20)。また、顎関節円板内部のせん断応力については、すべての領域においてFMAの増大に伴う平均応力の増加が認められた(図20)。なお、顎関節円板内部の後方部におけるせん断応力の平均応力は、標準モデルでの平均応力と比較して有意に大きかった($p < 0.05$) (図20)。

このようにFMAの変化に対応した応力の変化は下顎角の変化に伴う応力変化と類似していたものの、その変化の程度は下顎角の場合と比較してより著明であった。

2) 咬合接触部位の変化に伴う噛みしめ時の顎関節部の応力変化

咬合の因子として大臼歯部のみの咬合接触を設定した場合、下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面および顎関節円板内部のほとんどの領域

において、標準モデルでの解析結果と比較して平均応力の絶対値の増大が認められた。下顎頭緻密骨表面における平均応力の絶対値は、標準モデルでの値と比較して約1.2～1.5倍の増加を示した（図21）。下顎窩表面では、その平均応力の絶対値が約1.2～1.3倍のわずかな増大を示したことより、下顎頭緻密骨表面の変化よりもさらに小さな変化が認められた（図21）。また、下顎頭緻密骨表面ならびに下顎窩表面のすべての領域における平均応力は標準モデルと比較して有意の差を示さなかった。

顎関節円板内部において、法線応力は標準モデルと比較して約1.0～1.3倍の増加を示し、せん断応力については、法線応力の変化に比べてやや大きく、標準モデルでの値の約1.2～1.4倍の増大を示した（図22）。また、t-検定により、顎関節円板内部の前方部におけるせん断応力は標準モデルと比較して有意に大きな値を示した（ $p < 0.05$ ）（図22）。

下顎切歯部に前方変位成分の拘束を行った場合、下顎頭緻密骨表面の平均応力は、標準モデルと比較して内側部において引張り応力の有意の減少($p<0.01$)が認められ、後方部においては標準モデルにおける引張り応力から圧縮応力への変化を呈した(図21)。下顎窩表面については、その応力の性状は変化しなかったものの、後方部における引張り応力が標準モデルでの結果と比較して有意の減少を示した($p<0.01$)(図21)。顎関節円板内部においては、法線応力は後方部で引張り応力の有意の減少を示した($p<0.01$)(図22)。また、顎関節円板内部のせん断応力については、標準モデルでの結果と比較して、いずれの領域においても平均応力の減少が認められ、とりわけ内側部および後方部では平均応力の有意の減少が見られた($p<0.01$)(図22)。

3. 開咬および過蓋咬合モデルにおける噛みしめ時の顎関節部の応力

開咬モデルにおいては、標準モデルにおけ

る平均応力と比較して、下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面ならびに顎関節円板内部のほぼすべての領域において平均応力の絶対値の著しい増大が認められた（図23,24）。下顎頭緻密骨表面における平均応力の大きさは、前方部で-4.352MPa、中央部で-1.474MPa、後方部で4.011MPaであり、標準モデルにおける平均応力と比較して、それぞれ約2.7倍、約2.7倍、約6.0倍の著しい増加が明らかとなつた（図23）。内外側的には、外側部で-1.921MPa、内側部で1.848MPaであり、標準モデルでの結果と比較して、それぞれ約1.9倍、約3.6倍の増大を示した（図23）。また、標準モデルにおける平均応力と開咬モデルにおける解析結果についてt-検定を行ったところ、前方部、中央部、後方部($p<0.01$)および内側部($p<0.05$)において応力値の有意の増加が認められた（図23）。

下顎窩表面においては、下顎頭緻密骨表面における応力変化と同様に、すべての領域に

おいて平均応力の絶対値の増加が見られた。各領域における平均応力は、標準モデルと比較すると、前方部、中央部および外側部ではそれぞれ2.0倍、2.1倍、2.0倍の圧縮応力が生じ、後方部および内側部ではそれぞれ約2.9倍、約3.1倍の大きな引張り応力が認められた（図23）。また、t-検定により、前方部、中央部、後方部 ($p < 0.01$) および外側部 ($p < 0.05$) において、標準モデルにおける応力値との間に有意差が認められた（図23）。

頸関節円板内部における法線応力は、前方部、中央部および外側部ではそれぞれ-0.590 MPa、-0.103 MPa、-0.612 MPaの圧縮応力、後方部および内側部ではそれぞれ0.560 MPa、0.171 MPaの引張り応力を示した（図24）。標準モデルでの応力値と比較すると、中央部においては圧縮応力のわずかな減少が認められたが、残る4領域においては、前方部で1.5倍、後方部で2.2倍、外側部で1.8倍、内側部で4.2倍の圧縮応力あるいは引張り応力の増加を示した

(図24)。しかし、t-検定の結果、すべての領域において両者の間に有意差は認められなかつた。せん断応力については、各領域ごとのせん断応力の増加率は、2.5～4.3倍であり、とりわけ中央部(約4.1倍)と後方部(約4.3倍)において著明であった(図24)。また、t-検定により標準モデルでの解析結果と比較して、すべての領域において1%の危険率で有意の増大を示した(図24)。

過蓋咬合モデルにおける噛みしめ時の頸関節部の応力変化について、下顎頭緻密骨表面における平均応力は、前方部、中央部および外側部でそれぞれ-1.304 MPa、-0.606 MPa、-1.037 MPaであり、標準モデルでの値と比較してほとんど変化を示さなかつた(図23)。しかし、後方部における平均応力は-0.812 MPaであり、標準モデルあるいは開咬モデルの場合に認められた引張り応力から圧縮応力への転換が明らかとなつた。また、内側部の平均応力は0.074 MPaであり、標準モデルと比較して有

意に小さな値を示した ($p < 0.01$) (図 23)。

下顎窩表面においては、標準モデルにおける平均応力と比較してすべての領域における平均応力の性状は変化を示さなかったものの、後方部 ($p < 0.01$) における引張り応力の有意の減少が認められた (図 23)。各領域の平均応力は、前方部において -0.415 MPa 、中央部において -0.460 MPa 、後方部において 0.242 MPa 、外側部において -0.382 MPa 、内側部において 0.0326 MPa であり、下顎頭緻密骨表面と比較すると小さい値を示した (図 23)。

顎関節円板内部について、法線応力は前方部、中央部および外側部でそれぞれ -0.413 MPa 、 -0.325 MPa 、 -0.405 MPa であり、標準モデルと比較して約 $0.4 \sim 1.6$ 倍のわずかな変化しか見られなかった (図 24)。内側部における平均応力は -0.004 MPa であり、応力の性状が標準モデルにおける引張り応力からわずかな圧縮応力へと変化した (図 24)。後方部における平均応力は 0.200 MPa であり、標準モデルと比

較して有意に小さな引張り応力値を示した ($p < 0.05$)。せん断応力については、標準モデルと比較して約 0.6-1.1 倍であり、外側部を除く 4 領域において平均応力の減少が認められた。また、t-検定により、前方部および後方部におけるせん断応力の平均応力は標準モデルと比較して有意の減少を示した ($p < 0.05$) (図 24)。

。

考 察

1. 研究方法について

下顎骨を含む顎関節部に生じる負荷に関する研究は古くは 1920 年より始められ、現在まで種々の研究が行われてきた。これらの研究に用いられた手法としては、歪みゲージ法¹¹⁻¹³⁾、光弾性法^{49, 50)}、理論解析法^{14-16, 51-53)}が挙げられる。

歪みゲージ法¹¹⁻¹⁹⁾は、in vivo、in vitro のいずれの状態でも用いられ、in vivoにおいては顎関節部の負荷を直接測定できるという利点を有する。しかし、ゲージの接着に際

して生体組織に対する外科的侵襲を避けられないこと、ゲージを湿润状態の下顎頭表面に接着することがきわめて困難であること、ゲージの接着により下顎頭形態の変化ならびに咬合関係の変化が生じること、などの多くの欠点を有する。一方、*in vitro*においては、ゲージの接着は比較的容易であり、特定の点における圧縮方向の表面歪み、表面応力の測定は可能であるものの、詳細な内部の応力分布の解明はまったく不可能である。

光弾性法^{49, 50)}においては、レジンなどの材質からなるモデルを用いることが多く、生体との幾何学的、物理的な等価性を高めることがきわめて困難である。さらに、三次元光弾性法においては、内部応力の測定はあるが、応力凍結時に生体との物理的等価性が失われるなどの欠点を有する。

理論解析法^{14-16, 51-53)}においては、生体に加わる種々の外力のうち、咬合力、下顎頭の微小変位量、筋放電量などの既知の力と回

転モーメントに関する平衡式を設定し、その方程式の解を求ることによって解析対象部位における力あるいは応力が算出される。しかし、このような解析においては下顎骨内部に生じる微小な内部歪みや内部応力が無視されることから、生体との等価性を追究することは不可能である。

このように、顎関節部のような生体の内部組織における負荷を測定するに際して、従来の方法では生体との十分な等価性を得ること、ならびに顎関節内部の詳細な応力分布を明らかにすることはきわめて困難であった。

これに対し、本研究で用いた有限要素法は、従来の方法と比較して種々の優れた点を有している。有限要素法は、1956年Turnerら⁵⁴⁾が航空機の構造解析に応用したのがその始まりで、以後、コンピュータの技術革新とともに種々の力学的解析に用いられるようになってきた。現在では、生体を対象とした医学^{55・56)}、歯学^{57・58)}の分野においても多用されて

いる。有限要素法では、解析対象となる構造物を有限個の要素に分割することによって、実物との幾何学的等価性を究極まで高めることが可能である^{47, 59, 60})。また、個々の要素に応じた生体力学的性状を入力することによって、生体の動態と可及的に近似した状態を再現できる^{47, 59, 60})。さらに、生体の表面のみならず、生体内部の任意の部位における応力や歪みを明らかにすることが可能である^{47, 59, 60})。一方、本手法においては構築されたモデルを用いた解析により応力や歪みを明らかにするため、実物との幾何学的等価性や要素の物理的等価性を十分に再現したモデルであることがきわめて重要であり、モデル構築における十分な検討が不可欠である^{47, 59, 60})。

このような種々の利点を応用して、有限要素法による解析が生体力学の分野に多用されるようになるとともに、近年歯科領域の重要な疾患となってきた顎関節症に関する研究に

も応用されてきた¹⁷⁻²⁰⁾。

顎関節部を含む下顎骨の有限要素モデルの作製ならびにこれを用いた解析は渡瀬ら¹⁸⁾、木村¹⁹⁾、前田ら²⁰⁾によって報告されているが、いずれも二次元モデルを用いた検討であるため、その解析結果からは矢状面方向の検討のみが可能であり、顎関節部の真の生体力学的反応を明らかにするには至っていない。これに対し、本研究において生体と可及的に等価な三次元モデルを構築したことより、顎関節部の生体力学的反応を生体により近似した状態で明らかにすることが可能となったと考えられた。

2. 本研究における有限要素モデルの妥当性について

1) モデルと生体との幾何学的等価性

モデルと生体との幾何学的等価性は、生体との形態的な等価性と要素分割の妥当性により決定される。本解析モデルと生体との形態的等価性については、すでに述べたごとく解

析における前処理段階で十分に検討された。すなわち、タブレットディジタイザにより入力された節点を C R T 上に表示し、モデルの形状が生体と近似するように修正を繰り返した。また、ヒト乾燥頭蓋骨を基にモデルの作製を行った後、大阪大学歯学部歯科矯正学講座所蔵の発育研究資料³⁴⁾に基づく日本人成人女子の平均的な顎顔面形態に一致するようさらにモデルの形状の修正を加えた。このことより、本解析モデルは、生体との形態的等価性が十分であるとともに、開咬および過蓋咬合における顎顔面形態および咬合の違いが噛みしめ時の顎関節部の負荷に及ぼす影響を検討するための標準モデルとすることが可能と考えられた。

要素分割の妥当性については、本解析プログラムの要素形状に関するチェック機能を用いて検討した。有限要素法において、要素分割は解析精度に大きな影響を与えることが知られている^{47, 59, 60)}。一般に、8 節点から構

成される六面体要素の形状が立方体に近似するほど、その解析精度は高まると言われている³⁰⁾。すなわち、要素を構成する面がすべて正方形に近似するような要素形態が最も望ましいことになる。しかし、下顎骨のような複雑な構造物のモデル化に際して、すべての要素を立方体とすることは不可能であることは明らかである。そこで、本解析においては、要素を構成する面のすべての内角が 45° ～ 135° の範囲に含まれることを必要不可欠な条件とし、すべての要素がこれを満たすまで要素分割の修正を繰り返した。このように、要素の不自然なゆがみを惹起させないように要素の形状についての検証が完全になされたことより、生体と本解析モデルとの十分な幾何学的等価性が獲得されたものと考えられた。

2) モデルの物理的性状

本研究において作製した三次元有限要素モデルは、皮質骨、海綿骨、歯根膜、下顎頭軟骨、顎関節円板の5構成要素からなる。これ

らの要素は、それぞれ固有の物性値を有することが知られている。前4要素の物性値は従来の研究³⁶⁻³⁸⁾において明らかにされているものの、頸関節円板の値についてはほとんど明らかにされていないため、椎間板の値が代用されてきた^{18, 19)}。しかし、頸関節円板は頸関節部における主要な負荷緩衝機能を有すること^{2, 32)}から、その物理的性状を明らかにすることは本モデルをより物理的等価性の高いものとする上で必要不可欠である。そこで、著者らは本研究に先立ち、引張り試験による頸関節円板のヤング率の検討を行った³⁹⁾。頸関節円板は腱や韌帯と類似した線維性組織であり⁶¹⁾、一般軟組織と同じ非線形の変形を呈することから、縦歪みと応力との関係を单一の一次関数で表わすことは不可能と考えられた。そのため、負荷する応力の大きさに応じて応力-歪み曲線を二つの領域に分け、それぞれの領域において応力と歪みについて回帰分析を行った。その結果、両領域において相

関係数が0.95以上の高い値を有する一次関数として表わすことが可能となつた³⁹⁾。本モデルにおいては、このようにして求められた頸関節円板のヤング率を用いたことより、従来の解析モデルと比較してより生体に近似した生体力学的反応を再現することが可能となり、生体との十分な物理的等価性を有するものと考えられた。

3) 荷重条件について

本研究においては、噛みしめ時に筋活動を示す両側の咬筋浅層および深層、側頭筋前部および後部、内側翼突筋および外側翼突筋上頭の計12筋を用いて荷重条件を設定した。各筋力の大きさに關係する指標としては、筋放電積分量⁶²⁻⁶⁴⁾と筋断面積^{65, 66)}の2つが挙げられている。

筋放電積分量と筋力については、等尺性収縮時に限って田部⁶²⁾が両者の関連性を認めた。また、筋放電積分量と咬合力についても、古屋⁶³⁾、羽田ら⁶⁴⁾が両者の間に有意の関連性

を認めた。一方、筋放電積分量は個体間変動が大きく、筋の種類によっては咬合力あるいは筋力との間に比例関係が認められなかつたとする報告^{67, 68)}も見られる。したがつて、本研究のように標準的なモデルによる応力解析に際しては、これを用いた筋力の決定は不適当と考えられた。

一方、筋断面積と筋力については、Maughanら⁶⁵⁾が両者の間の有意の関連性を認め、筋断面積と咬合力についても、MRIを用いたSasakiら⁶⁶⁾の報告によつて有意の関連性が示された。さらに、筋断面積の大きさは個体間で大きな変動を示すものの^{68, 69)}、これを各筋の比率として表示することによりきわめて近似した値を呈することが示された⁶⁸⁾。

以上の所見より、本研究においては、より平均的な筋力の設定をめざして、各筋肉の平均的な断面積の比率を用いて筋力の大きさを決定した。

各咀嚼筋の走行について、Koolstraら⁷⁰⁾は

MRIを用いて筋の各横断面の中心を求め、その中心を結ぶことにより筋の作用方向を決定した場合と、平均的な筋の起始と停止を結ぶ線分として筋の作用方向を決定した場合における筋の作用方向の角度を比較した。その結果、きわめて短く厚い筋肉を除くと、両方法により決定された筋の作用方向の角度の差異は約2度以下であることを示した。本研究においては、各筋の作用方向をその平均的な起始および停止部位をもとに決定した。さらに、特定の平面上での筋力の作用方向しか再現しえなかつた従来の二次元モデル¹⁷⁻²⁰⁾とはまったく異なり、筋の作用方向が三次元空間において決定されたことより、本研究においては従来の研究と比較してより生体に近似した状態の解析がなされたものと考えられた。

このように筋力ならびに筋の走行を設定したことにより、本解析モデルにおいては最も一般的な咬頭嵌合位の噛みしめ状態を十分に再現できたものと考えられた。

4) 拘束条件について

有限要素モデルにおける拘束条件は、解析を実行する上で必要不可欠であり、その設定が解析結果に大きな影響を及ぼす^{47, 59, 60)}ことが知られている。従来の顎関節部を含まない下顎骨のみのモデルでは、下顎頭部に拘束が設定されていた¹⁷⁾。このような拘束条件下では、下顎骨が下顎頭を固定端とした片持ち梁として機能するため、顎関節部の応力を正しく評価できないとともに、下顎窩や顎関節円板に伝達される応力を明らかにすることが不可能であった。これに対し、本モデルでは下顎運動時に下顎骨に対して安定した位置にある上顎複合体を拘束部位として用いた。すなわち、本解析では下顎骨だけでなく、顎関節部を構成する側頭骨まで含んだ三次元有限要素モデルを作製し、側頭骨の上端において完全拘束を設定した。

また、モデルにおける歯の接触状態を生体と可及的に等価な状態に再現するために、咬

合面においても何らかの拘束条件を設定する必要がある。咬合面に対する力は歯から歯根膜を介して歯槽骨に伝達される。この過程において咬合面に作用する力が歯根膜によって緩衝されることは歯根膜の生体力学的性状からも明らかである³⁷⁾。そこで本モデルにおいては、下顎歯において咬合平面に垂直な方向の変位のみの拘束を設定した。さらに、下顎歯と歯槽骨との間には、厚さ0.25mmで歯根膜と同じ物性を有する固体要素を設定し、これを介して咬合力が歯槽骨に伝達されるようにした。したがって、本解析モデルにおいては下顎骨に加わる荷重が顎関節部に伝達する過程が生体に近似した条件下で再現されたものと考えられた。

3. 噙みしめ時における顎関節部の応力について

噙みしめ時における顎関節部の負荷は種々の下顎運動により惹起される負荷の中で最も大きいこと¹¹⁾より、これを明らかにすること

は生体力学的にも重要な意義を有するものと考えられる。噛みしめ時における顎関節部の応力については、より詳細な三次元的解析の必要性が示唆されてきたにもかかわらず、未だ二次元モデルでの検討¹⁷⁻²⁰⁾しか行われていない。そこで、本研究においては噛みしめ時の顎関節部における応力について三次元有限要素モデルを用いた詳細な検討を行った。

噛みしめ時の顎関節部における矢状面方向の応力分布について、渡瀬ら¹⁸⁾、前田ら²⁰⁾は顎関節部を含む下顎骨の二次元有限要素モデルを用いた検討を行い、顎関節の前方部から中央部にかけて最も大きな圧縮応力が見られ、その応力は下顎窩に対して前上方へ作用していることを報告した。また、Itoら¹⁶⁾は噛みしめ時に生じる下顎頭の微小変位量を基に顎関節部の応力を算出し、Smithら¹⁴⁾は数式モデルに咬合力および筋力を入力し、その反力である顎関節部の応力を算出した。その結果、顎関節部の応力は下顎窩に対して前上

方へ作用していること^{14,16)}が明らかとなつた。

正常な顎関節においては下顎頭の前方部に約0.5mmの最も厚い軟骨層が存在すること^{31,71)}から、顎関節の前方部における主たる応力緩衝機能の存在が示唆される。さらに、下顎頭の最上方部に対応する皮質骨層の最も薄い下顎窩底部には軟骨層が見られないこと⁷¹⁾より、同部には負荷が生じにくいことが推測される。本研究において最も大きな圧縮応力が認められた顎関節円板の前方部と中央部の移行部に相当する部位は、関節結節後方斜面と下顎頭前面とに囲まれた顎関節円板の中央狭窄部と後方肥厚部の移行部に相当していることより、本解析により明らかとなつた応力分布が従来の顎関節の組織学的所見^{31,71)}ときわめて一致していることが明らかとなつた。

また、本研究において大きな引張り応力が見られた顎関節円板の後方部は、円板後部結合組織に相当する。円板後部結合組織は膠原

線維や弾性線維から構成されるとともに、浅側頭静脈、頸静脈および翼突筋静脈叢などの多くの脈管と、耳介側頭神経の分枝である前耳介神経や浅側頭神経などの多くの神経に富んでいる組織であるため⁷²⁾、下顎頭が前方へ移動した時、血管の拡張が生じ円板の後方部において生じた空間を充満させることが可能と考えられる⁴⁸⁾。さらに、本解析結果において頸関節円板の後方部に大きな引張り応力が見られたことは、円板後部結合組織が噛みしめ時に生ずる頸関節円板の前方転位を防ぐとともに下顎頭を下顎窩に対して安定した位置へと誘導する⁴⁸⁾という点において合目的な応力分布状態となっていることを示唆するものであった。

前頭面方向における応力分布については、外側部において大きな圧縮応力が認められ、内側部においては比較的小さな応力しか生じなかつた。このような前頭面方向の応力分布は、従来の二次元有限要素モデルによる研究

ではまったく検討されていないことから、本研究結果は顎関節部におけるより詳細な応力分布を明らかにする上で重要な知見となった。そこで、本研究において明らかとなつた顎関節の前頭面方向の応力分布を顎関節の解剖学的あるいは組織学的な所見⁷¹⁻⁷³⁾と比較検討することとする。

正常咬合者の顎関節腔は平均約2.0mm^{74, 75}であることが報告されているが、内外側方向では外側部で最も狭く、これに伴つて顎関節円板も外側部で最も薄いことが解剖学的に明らかにされている⁷¹⁾。また、高村ら⁷³⁾、Öbergら⁷⁶⁾はヒト顎関節の剖検例を基に下顎頭や顎関節円板の退行性変化ならびに穿孔が内側部と比較して、中央部から外側部にかけて多く見られたことを報告した。さらに、Kopp^{77, 78)}は顎関節に異常のないヒト顎関節円板、下顎頭ならびに下顎窩表面の外側部に硫酸化ケリコサミノケリカン(GAGs)が多く分布していたより、顎関節の外側部における圧縮応力の存在を示

唆した。以上の所見を総合すると、顎関節円板の外側部において穿孔や断裂などの退行性病変が生じやすいのは、顎関節円板の厚さが外側部で最も薄く、かつ同部に大きな圧縮応力が生じやすいことによるものと考えられる。したがって、本解析結果において顎関節の外側部における圧縮応力が前方部について大きかったことは、従来の組織学的ならびに解剖学的所見をより具体的に明らかにすることとなつた。

次に、噛みしめ時に生じる顎関節部の応力を顎関節を構成する下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面、顎関節円板および下顎頭軟骨層ごとに検討を行った。本解析においては、500Nの筋合力を負荷した結果、表3に示すように下顎頭緻密骨表面の前方部で-1.642MPa、中央部で-0.543MPa、外側部で-1.017MPaの圧縮応力が見られた。また、下顎窩表面における応力については下顎頭緻密骨部とほぼ近似しているものの、その平均応力の大きさは下顎頭緻密

骨表面と比較して前方部で約1/4倍、中央部で約3/4倍、後方部で約2/3倍、外側部で約1/3倍、内側部で約1/5倍の小さな値を示した。従来、下顎窩表面にはほとんど負荷が生じないと考えられてきたが、二次元有限要素モデルを用いた解析により下顎頭における応力と比較して小さいものの、下顎窩においても応力が存在すること¹⁸⁻²⁰⁾が報告された。木村¹⁹⁾は咬筋と側頭筋にそれぞれ0.5kg(4.9N)の荷重をえた場合の下顎頭および下顎窩における相当応力を測定した結果、下顎頭中央部には0.112kg/mm²(1.1MPa)、下顎窩中央部には0.054kg/mm²(0.53MPa)の相当応力が生じていたことを報告した。渡瀬ら¹⁹⁾は咬筋力として10kg(98N)の荷重を負荷した場合、下顎頭には1.0~2.0kg/mm²(9.8~19.6MPa)、下顎窩には0.1~0.5kg/mm²(1.0~4.9MPa)の相当応力が生じていることを報告し、下顎窩における相当応力の大きさは下顎頭における応力と比較して約1/10~1/2倍であったことを示した。したがって、

本研究において下顎頭緻密骨表面と比較して小さな値であるものの、下顎窩表面においても応力が生じていたことは、従来の二次元有限要素モデルによる解析結果と一致した所見であり、下顎窩表層のリモテ・リンクと応力との関連性^{7,9)}を示唆するものと考えられた。

顎関節円板内部における応力分布は下顎窩表面とほぼ同じであり、その性状ならびに大きさについても近似していた。顎関節円板内部に生じる要素応力である法線応力ならびにせん断応力を平均応力で評価すると、表4に示すように、それぞれ-0.403～0.258 MPa、0.076～0.204 MPaであった。著者らは成犬の顎関節円板を用いた引張り試験により、顎関節円板の弾性係数は負荷した応力の大きさによって異なること、応力値が1.5 MPaを境界として弾性係数が大きく変化したことを明らかにした^{3,9)}。さらに、関節包内の下顎頸部骨折により顎関節円板摘出術の適応症と診断された成人女性の顎関節円板2例を用いて同様の引張り

試験を行った結果、ヒト顎関節円板の弾性係数は応力値が1.5 MPa以下の小荷重域においては37.8 MPa、応力値が1.5 MPa以上の大荷重域においては80.3 MPaと成犬での値とはほぼ近似した値を有することを確認した。負荷される応力値が1.5 MPaを越えた場合、顎関節円板の弾性係数は1.5 MPa以下の場合と比較して約2倍に増大した³⁹⁾。弾性係数が小さくなれば、同じ応力に対する歪み量は大きくなり、応力に対する緩衝能力は増加する。したがって、本標準モデルにおける顎関節円板の要素応力がすべての領域において1.5 MPaを超えるなかったことは、顎関節部に最も大きな応力を惹起する噛みしめ時においても顎関節円板にはその弾性限界を超える過度の応力は生じることがなく、負荷に対する十分な緩衝機能を含む正常な機能を営むことが可能な状態にあるものと考えられた。

下顎頭軟骨層に生じた要素応力は、顎関節円板における応力とほぼ同じ大きさおよび性

状を呈した。これは、下顎頭軟骨層が顎関節円板と同様に、顎関節部に生じる負荷を緩衝する機能を有するとした解剖学的所見³¹⁾と一致していた。本解析結果においては下顎頭軟骨層に生じる応力の大きさは、法線応力の平均応力にして $0.041\sim 0.403\text{ MPa}$ 、相当応力に換算して $0.001\sim 0.061\text{ MPa}$ 程度であった。従来、下顎頭軟骨層に生じる負荷の定量的な測定は未だまったく行われていない。しかし、下顎頭軟骨の増殖と圧力との関連性が *in vitro* の実験系において明らかにされてきた。相馬³⁰⁾は $5\sim 200\text{ g/cm}^2$ ($4.9\times 10^{-3}\sim 2.0\times 10^{-2}\text{ MPa}$) の大きさの静水圧によって下顎頭由来の軟骨培養細胞におけるDNAの合成ならびに分化機能の指標であるGAG合成能の促進が見られたことを報告した。Copray³¹⁾も下顎頭由来の軟骨培養細胞に $0\sim 14\text{ g}$ の力を加えた結果、同細胞の増殖および分化機能の促進が見られたことを報告した。さらに、Copray³¹⁾は、下顎頭由来の軟骨培養細胞の増殖を最も促進しうる圧力は

2.6 g/mm^2 ($2.5 \times 10^{-2} \text{ MPa}$) 程度の小さな値であることを明らかにした。この値は本研究において明らかとなつた下顎頭軟骨層における相当応力値とよく近似した値であった。一方、外側翼突筋の活動の変化が下顎頭軟骨の成長、分化に関与していること、すなわち、外側翼突筋を両側で切断すると下顎頭軟骨への機能的負荷の減少が生じることより、下顎頭軟骨層における未分化細胞の減少、核の分裂能の減少、下顎頭の変形が惹起されることが明らかにされた³²⁾。したがって、下顎頭軟骨の成長、分化にどの程度の負荷が必要であるのかについて、in vivoにおいてはまだ明らかではないものの、下顎頭軟骨ならびに下顎頭の成長にはある程度の負荷が必要であり、その大きさは下顎頭、下顎窩における負荷と比較してきわめて小さいことが明らかとなつた。

4. 顎関節部の応力分布に影響を及ぼす因子について

顎関節部の負荷に影響を及ぼす因子として

は、咀嚼筋の走行ならびに筋力の大きさの違い^{10, 19, 20, 53)}や不正咬合に見られる顎顔面形態および咬合接触部位の異常¹⁷⁾などが挙げられる。

咀嚼筋の走行ならびに筋力の大きさの相違が顎関節部の負荷に及ぼす影響について、前田ら²⁰⁾は二次元有限要素モデルを用いた研究により、側頭筋および外側翼突筋の筋力の比率を変化させた場合に顎関節部の応力に差異が生じることを明らかにした。また、Barbenel¹⁸⁾も外側翼突筋の筋力の違いが顎関節部の応力の作用方向に影響を及ぼすことを明らかにした。このように咀嚼筋の走行ならびに筋力の差異が顎関節部の応力に及ぼす影響については種々の検討がなされてきた。

一方、不正咬合に見られる顎顔面形態および咬合接触部位の異常と顎関節部の負荷との関連性については、未だほとんど明らかにされていない。本研究においては、著者らが先に行った調査²⁹⁾で不正咬合の中でも顎関節症

の発現頻度が比較的高い開咬および過蓋咬合に特徴的な顎顔面形態ならびに咬合接触部位について、それぞれの因子が噛みしめ時の顎関節部の応力に及ぼす影響を検討した。

顎顔面形態の因子としては、下顎角と下顎下縁平面角(FMA)の大きさの違いについて検討を行った。下顎角およびFMAは開咬や過蓋咬合における下顎骨の位置決定に強く関係し、さらに歯科矯正臨床における診断、治療方針の決定にきわめて重要な項目である。

従来の報告^{6,2,8,3-9,5)}により、下顎角は咬合力や筋断面積との関連性を有することが示唆されてきた。Proffitら^{8,3)}は下顎角が有意に異なる個体間で咬合力の比較を行った結果、下顎角の大きな個体における咬合力は有意に小さいことを明らかにした。田部^{6,2)}は側面位頭部X線規格写真分析と咬合力の測定を行い、下顎角と最大閉顎力との間に有意の負の相関を認めた。Weijsら^{8,4)}、van Spronsenら^{8,5)}はMRIを用いて咀嚼筋の断面積と下顎骨形態との

関連性について検討し、下顎角と咬筋の筋断面積との間に有意の負の相関を認めた。また、Gysi⁵¹⁾は閉口運動において下顎骨は顎関節部を支点としたとして機能し、筋力は咬合力と顎関節部の負荷に分配されると述べた。したがって、筋力を一定とすると、最大咬合力の大きい個体では顎関節部に生じる負荷は小さくなり、最大咬合力の小さな個体では顎関節部に生じる負荷は大きくなると考えられる。このことより、筋力を一定とした場合、下顎角が大きい個体ほど咬合力は小さく、もう一方の応力負担部位である顎関節部の負荷は大きくなることが推測される。本研究においては、筋力を下顎角の大きさに関係なく一定として解析した結果、図17、18に示すように、下顎角の大きさの増大に伴って、顎関節の前方部では圧縮応力が、後方部では引張り応力がそれぞれわずかに増大した。本モデルにおいては下顎角の変化に伴って咬筋の走行がわずかに変化しているものの、筋活動量を

一定としたことより、咬合平面角の変化による咬合力の減少が解析結果に表れたものと考えられる。すなわち、下顎角の増大に伴って咬合平面が右側からの側面観で時計方向へ回転するにしたがって、下顎頭から咬合部位までの距離が増加し、次いで咬合部位までの距離の増加に反比例して咬合力が減少する。これに Gysi⁵¹⁾ の考え方を適用すると、咬合力の減少が顎関節部における応力の増大を引き起こしたものと考えられた。

FMAの変動は不正咬合患者群において明らかに認められるとともに、歯科矯正臨床においても同一患者の治療中にしばしば変化しうる項目である。とりわけ、下顎骨の形態の変化を伴わない下顎骨の回転によるFMAの増大は、不正咬合患者の治療において臼歯部咬合高径の変化によって容易に生じる変化である。

臼歯部咬合高径の増大に伴う顎関節部への影響について、山崎⁵⁶⁾はカニクイザルを用いた実験により咬合拳上5日後で顎関節円板の

中央狭窄部から後方肥厚部にかけて線維束の走行の変化が生じ、下顎頭においても顎関節円板の中央狭窄部から後方肥厚部に相当する部位において硝子軟骨細胞の膨化が観察されたことを報告した。また、吳²⁴⁾も同様にカニクイザルを用いた組織学的研究により、臼歯部咬合高径の増大に伴って下顎頭前方部の平坦化および下顎頭軟骨層の消失、顎関節円板の穿孔などを明らかにした。

本研究においては、下顎頭を中心として下顎骨を回転させることによってFMAの異なる三次元有限要素モデルを作製し、噛みしめ時の顎関節部における応力分布を検討した。その結果、図19、20に示すように、FMAの増大に伴い、顎関節の前方部における圧縮応力と、後方部における引張り応力の著明な増大が認められた。とりわけFMAが36.5°を超えた場合に顎関節部の応力の有意の増大が明らかとなつた。このように臼歯部咬合高径の増加に伴つて顎関節の前方部における圧縮応力が増大し

たことは、従来の組織学的所見^{24, 36)}を生体力学的に実証しうるとともに、顎顔面形態の変化が顎関節部の負荷に影響を及ぼし、ひいては顎関節の硬軟両組織の形態変化を惹起しうる可能性を強く示唆した。したがって、本研究において顎顔面形態の変化、とりわけ FMA の増大が噛みしめ時の顎関節部の応力に対して大きな影響を及ぼすことが明らかとなったことより、FMAあるいは下顎角の大きさは不正咬合患者の診断および治療方針の決定に重要なのみならず、顎関節部における応力を評価するための重要な指標のひとつとなりうる可能性が示唆された。

咬合部位の変化と顎関節部の応力の関連性について、渡瀬ら¹⁸⁾は顎関節部の二次元有限要素モデルを用いて大臼歯部のみの咬合における噛みしめ時の顎関節部の応力を全歯接触状態における場合と比較した結果、大臼歯部のみの咬合においては顎関節部の応力の大きさがすべての領域で増大を示し、下顎頭はよ

り大きく前方へ変位したことを示した。本研究においても大臼歯部のみの咬合を設定した場合の噛みしめ時の顎関節部の応力について標準モデルとの比較を行った結果、図21、22に示すように、顎関節部のすべての領域において平均応力の絶対値が約1.2～1.5倍の増大を示し、とりわけ前方部における圧縮応力ならびに後方部における引張り応力の増大が著明であった。従来の研究において臼歯部の欠損が下顎頭の上方あるいは後方への変位と顎関節部の過剰な負荷を引き起こすこと^{97, 98)}が明らかとされているが、本研究においては前歯部の接触がなく大臼歯部のみの咬合状態を呈する場合にも噛みしめ時の顎関節部の応力が増大することが明らかとなった。

次に、過蓋咬合に特徴的な上顎切歯舌側面による下顎切歯の前方変位成分の拘束を設定した場合、標準モデルにおける結果と比較して下顎頭緻密骨表面の後方部の応力の性状が引張り応力から圧縮応力へと変化した。また、

下顎窩表面および顎関節円板においては応力の性状は変化しなかったものの、後方部における引張り応力の有意の減少が明らかとなつた。上下顎歯の咬合状態の違いとして、矢状切歯路角の変化を検討した Katona¹⁵⁾ は、矢状切歯路角が大きくなり下顎骨の前方変位が強く抑制されることにより、噛みしめ時の顎関節部における応力の作用方向が下顎窩に対して後上方へ変化することを明らかにした。噛みしめ時の顎関節部の応力が下顎窩に対して後上方へ作用することは、顎関節部の後方部における圧縮応力の増大を示唆するものであり、本解析結果は Katona¹⁵⁾ の研究結果を支持するものであった。

以上のことより、開咬および過蓋咬合に特徴的な顎顔面形態ならびに咬合接触部位の違いは、噛みしめ時の顎関節部の応力の性状ならびに大きさに大きな影響を及ぼすことが明らかとなつた。

5. 顎関節症の発現と顎関節部の応力との関連

性について

不島ら²⁷⁾、宮崎ら²⁸⁾、田中ら²⁹⁾は歯科矯正治療開始前の不正咬合患者を対象として頸関節症の発現頻度を調査した結果、開咬、過蓋咬合および頸偏位を呈する患者において頸関節症状の発現率が高いことを示した。一方、茂木ら⁸⁹⁾は一般学童集団を対象とした頸関節症の疫学調査を行った結果、頸関節症の発現率は正常咬合者において最も高く、開咬や過蓋咬合においては比較的その発現率が低かったことを報告した。しかし、茂木ら⁸⁹⁾はその調査結果について、開咬や過蓋咬合を有する被験者の絶対数が少ないと伴って頸関節症の発現率も低くなつたと推察しており、これらの不正咬合を有する被験者の絶対数が多くなれば頸関節症の発現率も高くなることが示唆される。また、Brandt⁹⁰⁾は各頸関節症状と不正咬合との関連性について検討し、不正咬合の種類によって頸関節症状が異なることを明らかにした。これらの報告により、不正

咬合が顎関節症の発現に関与していることが示唆されてきた。

顎関節症の発症機序については、未だ詳細には明らかにされていないものの、変形性の顎関節症については、顎関節部に生じる過剰あるいは異常な負荷がその原因のひとつとして挙げられている^{23・26)}。変形性の関節症については、膝関節について詳細な研究がなされてきた。その発症因子として岩田ら⁹¹⁾は関節表面における荷重に対する関節軟骨や軟骨下骨組織の不均衡な反応を挙げた。また、Salter⁹²⁾は家兎の下肢の関節に持続的な負荷を与えた研究により、関節軟骨の圧迫壊死が生じることを報告しており、関節の運動による適度な負荷は関節の正常な構造と機能を維持するうえで重要であるが、それが過大となると関節部硬組織の形態異常を引き起こすことを明らかにした。

このような一般関節部における変形性関節症と同様の変化が顎関節においても生じてい

ることが考えられる。小林^{9,3)}は、臼歯部欠損に起因した下顎頭の上方偏位が顎関節円板の圧迫ならびに偏位、下顎頭の下顎窩への圧迫、顎関節部の形態変化などを惹起することを示すとともに、これを顎関節症発症の機械的因素のひとつとして挙げた。また、窪木^{5,2)}は3次元的な数式モデルを用いた顎関節部の負荷に関する解析を行い、両側顎関節部における応力の不均衡が顎関節症状との関連性を有することを示した。

本研究において、筋力を一定として開咬および過蓋咬合状態をモデル上に再現し、各不正咬合における顎関節部の応力を検討した結果、標準的な顎顔面形態および咬合を有する場合と比較して、両不正咬合における顎関節部の応力の性状あるいは大きさが異なることが明らかとなつた。

開咬モデルにおいては、図23、24に示すように、顎関節部を構成するすべての領域においてその応力の性状に変化は認められなかっ

たものの、その大きさの増大が明らかとなつた。とりわけ、前方部、中央部および後方部においては、圧縮応力あるいは引張り応力の有意の増大が見られた。その応力の増加率は1.5~6.0倍であり、顎顔面形態の因子としてFMAおよび下顎角の増大や咬合の因子として臼歯部のみの咬合が単独に存在する場合と比較して有意の増加を示した。すなわち、開咬モデルにおいては顎関節部の応力に影響を及ぼす因子が同時に存在することによって同部の応力に相乗的な影響を及ぼしうることが示唆された。

開咬モデルにおける顎関節の前方部において圧縮応力が、後方部において引張り応力がそれぞれ有意に増大した理由としては、顎顔面形態の違いに伴う咀嚼筋の走行の変化が考えられる。開咬における顎顔面形態の特徴としては、下顎角の開大、後下顎面高の過小および前顎面高の过大が挙げられる⁴⁶⁾。これらの形態的特徴が生じる要因として、武内⁴⁶⁾は

下顎骨の後方への回転を伴う成長によって引き起こされる咬筋付着部位ならびにその走行の変化による咬筋活動量の低下を挙げた。また、Sassouni⁹⁴⁾は咬筋の走行が骨格性過蓋咬合患者においては前後的に見ると大臼歯部の頬側を通り、咬合平面に垂直方向であるのに対し、骨格性開咬患者においては大臼歯部の後方を通って走行することを示した。下顎骨は噛みしめ時に顎関節部を支点とした3級のこととして機能することが知られている^{10, 51, 53, 63)}が、咬筋が大臼歯部の後方を通過する場合、顎関節部と咬合部との間で筋力が作用することとなり、2級のこととして機能することとなる。したがって、本研究における開咬モデルにおいても顎顔面形態の変化に伴い、咬筋が大臼歯部の後方を走行したことによって下顎骨は2級のこととして機能し、顎関節部における前上方への圧縮応力が増大したことが考えられた。Salter⁹²⁾の家兔の下肢の関節に持続的な負荷を加えた研究において、その

部の軟骨に圧迫壊死が生じた報告と同様に、本研究における開咬モデルの顎関節の前方部に大きな圧縮応力が生じていたことは同部の硬組織の器質的变化との関連性を強く示唆するものである。

さらに、Farrarら⁹⁵⁾は顎関節円板の前方転位の発生機序について、外傷、臼歯部欠損あるいは早期接触などにより長期間にわたって顎関節部に過剰あるいは異常な応力が生じることより下顎頭と顎関節円板との正常な位置関係が障害され、顎関節円板の前方転位が生じやすくなることを示した。すなわち、開咬モデルにおける顎関節部の後方部に引張り応力の増大が見られたことは、円板後部結合組織の弛緩、下顎頭と下顎窩との位置関係の変化、ならびに顎関節円板の前方転位を引き起こす可能性を示唆するものである。

過蓋咬合モデルについては、下顎頭緻密骨表面の後方部においてその応力の性状が引張り応力から圧縮応力へと変化した。また、下

頸窩表面および頸関節円板の後方部においては応力の性状に変化は見られないものの、引張り応力の有意の減少が認められた。すなわち、頸関節の後方部における圧縮傾向が認められたことより、過蓋咬合モデルにおいては標準モデルと比較すると噛みしめ時の頸関節部の応力の作用方向は下顎窩に対してわずかに後方へと変化した。これらの応力分布の変化は下顎切歯部に前方変位成分の拘束を行った場合の解析結果とほぼ一致していたことより、過蓋咬合においては顎顔面形態よりも咬合の因子が頸関節部の応力に大きな影響を及ぼしていることが示唆された。

過蓋咬合を呈する頸関節症患者について、井上ら⁹⁶⁾は下顎窩に対する下顎頭の後上方偏位を認めた。丸山⁹⁷⁾、Brandt⁹⁸⁾は頸関節症と下顎のアンテリアガイダンスとの関連性を認めたことより、過蓋咬合患者における異常な下顎のアンテリアガイダンスが下顎頭の後上方への偏位を引き起こしうることが示唆さ

れる。また、Costen⁸⁷⁾は円板後部結合組織に対する圧迫が同部の疼痛を惹起しうることを、Craddock²⁶⁾は顎関節の後方部に対する過剰な負荷が顎関節疼痛に関連することをそれぞれ示唆した。顎関節の後方部には多くの知覚神経や血管の分布する円板後部結合組織が存在するため、円板後部結合組織の過度の圧迫と顎関節疼痛との関連性が示唆されている⁹⁸⁾。したがって、顎関節の後方部に対して圧縮応力の生じやすい状態を長期にわたり放置することは、過蓋咬合における顎関節症状の発現率が高くなることにつながるものと考えられる。

Seitlin⁹⁹⁾は下顎運動、とりわけ閉口運動についてさらに詳細な理論解析を行った。すなわち、下顎安静位から中心咬合位への閉口路においては下顎頭は下顎窩に接することなく、歯が一時的な支点となるため顎関節部に負荷が生じる。さらに閉口運動が進み下顎頭が下顎窩に対して安定した位置を呈した時点

で顎関節部は支点、歯は作用点となり3級のてこを生じると説明した。本解析のように、下顎切歯部における前方変位成分の拘束により矢状切歯路角を大きくした状態を設定した場合、歯が一時的な支点となり、下顎頭が下顎窩内における安定した位置に移動していく過程で下顎の前方運動抑制の影響が顎関節部に生じたものと考えられる。さらに、下顎切歯の前方変位成分の拘束をはじめとして正常な下顎前方運動を妨げるような機能的要因が顎関節部の応力分布に影響を及ぼすことが示されたことより、適切な下顎のアンテリアガイダンスが正常な顎口腔機能の保持にきわめて重要であることが示された。

以上のことより、開咬および過蓋咬合に特徴的な不正咬合状態が顎関節部の応力分布に影響を及ぼすことが明らかとなつた。このことより、本解析結果は、顎関節症状を有する不正咬合患者、とりわけ開咬や過蓋咬合を呈する患者における病態を解釈する上で意義深

い所見であると考えられた。

結論

ヒト乾燥頭蓋骨を基に成人女子の標準的な顎顔面形態ならびに正常な咬合状態を想定した顎関節部を含む下顎骨の三次元有限要素モデル（標準モデル）を作製し、これを用いて噛みしめ時ににおける顎関節部の応力を明らかにしようとした。さらに、上下顎骨の垂直的不調和を呈する開咬および過蓋咬合における顎顔面形態ならびに咬合の異常が顎関節部の応力に及ぼす影響について検討した結果、以下のことことが明らかとなった。

1. 標準モデルにおいて、噛みしめ時に生じる顎関節部の応力分布は、下顎頭緻密骨表面、下顎窩表面、顎関節円板および下顎頭軟骨層のいずれの部位においてもほぼ同じ傾向を示した。すなわち、前後的には中央部から前方部にかけて圧縮応力が、後方部においては引張り応力が生じていた。また、内外側的には外側部から中央部にかけては圧縮応力、内側

部においては引張り応力が生じていた。

2. 噙みしめ時に下顎頭緻密骨表面に加わる平均応力は、500Nの筋力を負荷した場合、前方部で-1.642MPa、中央部で-0.543MPa、後方部で0.664MPa、外側部で-1.017MPa、内側部で0.521MPaであった。下顎窩表面、顎関節円板および下顎頭軟骨層における平均応力は下顎頭緻密骨表面と比較して、その性状に変化は見られないものの、応力の大きさは小さく約1/5~4/5倍程度の値を示した。

3. 顎顔面形態の因子である下顎角およびFMAの大きさの増大に伴い、噛みしめ時の顎関節の前方部では圧縮応力、後方部では引張り応力が増大することが明らかとなつた。FMAの増大に伴う顎関節部の応力変化は下顎角の増大に伴う変化と比較して著しく、とりわけFMAが36.5°を超えて大きくなるにしたがって有意の増大を示した。

4. 咬合部位を大臼歯部のみに設定した場合、噛みしめ時の顎関節部の応力はすべての領域

において約1.2~1.5倍の増加を示した。また、前歯部に下顎骨の前方変位成分の拘束を行った場合、下顎頭緻密骨表面の後方部で応力の性状が引張り応力から圧縮応力へと変化した。

5. 開咬モデルにおける顎関節部の応力は、標準モデルにおける応力と比較して、顎関節の前方部、中央部および後方部において有意の増大を示した。これに対し、過蓋咬合モデルにおいては顎関節の後方部における引張り応力が有意の減少を示した。とりわけ下顎頭緻密骨表面の後方部においては応力の性状が標準モデルにおける引張り応力から圧縮応力へと変化した。

以上のことより、上下顎骨の垂直的不調和に起因した不正咬合である開咬および過蓋咬合における顎顔面形態ならびに咬合の異常が顎関節部の応力に大きな影響を及ぼしうることが明らかとなった。このことより、顎関節部の応力の不均衡状態を惹起しうる顎顔面形態や咬合の異常を歯科矯正治療により改善す

ることの重要性が示唆された。

稿を終えるにあたり、本研究を行う機会を与えて頂き、終始ご懇篤な御指導と御校閲を賜りました大阪大学歯学部歯科矯正学講座作田守教授に謹んで感謝の意を表します。

また、研究計画の立案と実験の実施にあたり御懇切なる御指導ならびに御教示を賜りました大阪大学歯学部附属病院矯正科丹根一夫講師に衷心より謝意を表わすとともに、本解析の遂行にあたり種々の御協力ならびに適切な御助言を頂きました大阪大学基礎工学部機械工学科機械力学講座田中正夫助教授に心から謝意を表します。

最後に、研究に対し種々の御援助、御配慮を頂きました大阪大学歯学部歯科矯正学講座の教室員、ならびに大阪大学基礎工学部機械工学科機械力学講座の教室員の皆様に厚くお礼申し上げます。

Stress Distributions in the TMJ during Clenching

Eiji Tanaka

**Department of Orthodontics
Osaka University Faculty of Dentistry
1-8 Yamadaoka, Suita, Osaka 565, Japan**

Excessive stress in the temporomandibular joint (TMJ) associated with various malocclusions was speculated as a cause of temporomandibular disorders (TMDs), although TMDs are multifactorial in nature. The purpose of this study was to investigate the stress distributions in the TMJ during clenching associated with such malocclusions as open bite and deep bite manifesting skeletal discrepancies in the vertical direction.

In order to analyze stress distributions in the TMJ during clenching, a three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ was developed from a young human dry skull. The model consisted of 2088 nodes and 1105 solid elements. Further, skeletal and occlusal characteristics of open bite and deep bite were included in the model by varying the mandibular plane angle (FMA) from 18.5° to 42.5° at intervals of 6 degrees, gonial angle from 110.1° to 134.1° at intervals of 6 degrees and occlusal position. For loading conditions, resultant force of the masticatory muscles was established as 500 N. Three principal stresses were evaluated for the surfaces of the

glenoid fossa. For the articular disk and condylar cartilage layer, octahedral normal and shear stresses were evaluated. These analyses were executed by use of an analyzing program ANSYS (Swanson Analysis Systems Corp., Houston).

The following results were obtained.

1. Stress distributions in the TMJ during clenching associated with normal skeletal and occlusal characteristics
 - 1) Compressive stresses were induced in the anterior, lateral and middle areas of the TMJ, whereas tensile stresses were observed in the posterior and medial areas. The mean stress values on the surface of the condyle were -1.642, -0.543, 0.664, -1.017, 0.521MPa in the anterior, middle, posterior, lateral and medial areas, respectively.
 - 2) The mean stress values on the surface of glenoid fossa were 1/5 to 4/5 those on the surface of condyle, although the patterns of stress distributions were almost similar.
 - 3) Stress distributions in the articular disk were almost similar to those in the articular cartilage layer, however, the stress values were smaller than those on the surfaces of condyle and glenoid fossa.
2. Compressive and tensile stresses in the anterior and posterior areas of the TMJ were substantially increased by larger gonial angles. Similar changes were observed for the normal stress in the articular disk, whereas the shear stresses exhibited increases in all areas of the TMJ.

3. Compressive and tensile stresses in the anterior and posterior areas of the TMJ increased associated with more diverse mandibular plane as was observed for gonial angle, however, the changes were more significant.
4. Molar occlusion produced substantial increases in the mean stress in all regions of the TMJ, whereas restriction of anterior guidance changed the stress from tensile to compressive in the posterior area of the condyle.
5. In open bite, stresses in all areas of the TMJ became significantly greater than those with normal occlusion, although the patterns of stress distributions were not varied substantially. In deep bite, tensile stresses in the posterior area of the condyle were varied to compressive, although the magnitude of stresses was slightly affected in the remaining areas of the TMJ.

It was concluded that 1) stress distributions during clenching varied in different areas of the TMJ, and 2) the nature of stress distributions was changed substantially in both qualitative and quantitative aspects by different skeletal and occlusal conditions resulted from malocclusions such as open bite and deep bite.

文 献

- 1) 立石哲也、宮永 豊(1990):関節の生体力学;図説整形外科診断治療講座 第15巻人工関節・ハイドロマテリアル(室田景久,白井康正,桜井 実編),初版,メシカルヒュ-社,東京,12-29,平成2.
- 2) Williams, P. L., Warwick, R., Dyson, M. and Bannister, L. H. (1989):Gray's anatomy, 37th ed., Churchill Livingstone, Edinburgh London, 459-544.
- 3) Linn, F. C. (1967):Lubrication of animal joints. J. Bone Joint Surg., 49-A, 1079-1098.
- 4) Mow, V. C. and Mak, A. F. (1988):Lubrication of diarthrodial joints ; in Handbook of Bioengineering (Skalak, R., Chien, S. eds.), McGraw-Hill Book Co., New York, Chapter 5, 1-34.
- 5) Wilson, G. H. (1920):The anatomy and physics of the temporomandibular joint. J. Nat. Dent. Assoc., 7, 414-420.

- 6) Wilson, G. H. (1921): The anatomy and physi-
ics of the temporomandibular joint. J. Na-
t. Dent. Assoc., 8, 236-241.
- 7) Robinson, M. (1946): The temporomandibula-
r joint: Theory of reflex controlled nonl-
ever action of the mandible. J. Am. Dent. A-
ssoc., 33, 1260-1271.
- 8) Scott, J. H. (1955): A contribution to the
study of mandibular joint function. Bri-
t. Dent. J., 17, 345-348.
- 9) Steinhardt, G. (1958): Anatomy and physiolo-
gy of the temporomandibular joint: effe-
ct of function. Int. Dent. J., 8, 155-156.
- 10) Barbenel, J. C. (1969): Analysis of force-
s at the temporomandibular joint during
function. Dent. Practit., 19, 305-310.
- 11) Hylander, W. L. and Bays, R. (1978): Bone
strain in the subcondylar region of the
mandible in *macaca fascicularis* and *maca-
ca mulatta*. Am. J. Phys. Anthropol., 48, 408.

12) Hylander, W. L. (1979): An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques. Am. J. Phys. Anthropol., 51, 433-456.

13) Brechner, K., Boyd, R. L., Laskin, J., Gibbs, C. H. and Mahan, P. (1981): Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in *macaca arctoides*. J. Dent. Res., 60, 1820-1824.

14) Smith, D. M., McLachlan, K. R. and McCall, W. D. Jr. (1986): A numerical model of temporomandibular joint loading. J. Dent. Res., 65, 1046-1052.

15) Katona, T. R. (1989): The effects of cusp and jaw morphology on the forces on teeth and the temporomandibular joint. J. Oral Rehabab., 16, 211-219.

16) Ito, T., Gibbs, C. H., Marganelles-Bonnet, R., Lupkiewicz, S. M., Young, H. M., Lundeen, H. C. and Mahan, P. E. (1986): Loading on the

temporomandibular joints with five occlusal conditions. J. Prosthet. Dent., 56, 478-484.

17) Haskell, B., Day, M. and Tetz, J. (1986): Computer-aided modeling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. Am. J. Orthod., 89, 363-382.

18) 渡瀬 状子、高村 浩、岩田 徹、岡本 隆士、堤 定美、黒田 拓治、丸山 剛郎 (1981): 顎関節を含む下顎骨における咬合力の力学的影响に関する研究。補綴誌 25, 569-575, 昭和 56.

19) 木村 明祐 (1990): 有限要素法による顎関節の応力解析。日口外誌, 36, 1180-1198, 平成 2.

20) 前田 芳信、森 孝雄、前田 憲昭、堤 定美、野首 孝祠、奥野 善彦 (1991): 顎関節の形態的変化に関する生体力学的シミュレーション 第一報: 顎関節部の応力変化に影響を与える因子について。日顎誌 3, 1-9, 平成 3.

21) Takada, K., Lowe, A. A. and Freund, V. K. (

1984) : Canonical correlations between masticatory muscle orientation and dentoskeletal morphology in children. Am. J. Orthod., 86, 331-341.

22) Ahlgren, G. A., Ingervall, B. F. and Thilander, B. L. (1973) : Muscle activity in normal and postnormal occlusion. Am. J. Orthod., 64, 445-456.

23) Furstman, L. (1965) : The effect of loss of occlusion upon the mandibular joint. Am. J. Orthod., 51, 245-261.

24) 呉俊寛 (1985) : 咬合変化に関する実験的研究 特に顎関節におよぼす影響について。補綴誌, 29, 536-553, 昭和60。

25) Hekneby, M. (1974) : The load of the temporomandibular joint: physical calculations and analyses. J. Prosthet. Dent., 31, 303-312.

26) Craddock, F. W. (1951) : A review of Costen's syndrome. Brit. Dent. J., 16, 199-204.

- 27) 不島健持、秋本進、高本建雄、亀井照明、
佐藤貞雄、鈴木祥井(1989):不正咬合者における
顎関節症状の発現-顎関節症の成立機転に関する
一考察-. 日顎誌, 1, 40-50, 平成元.
- 28) 宮崎晴代、茂木悦子、久保木裕子、朴仁
灌、小西晴美、瀬端正之(1988):顎機能異常に
ついての矯正学的研究-第1報 矯正治療患者
における臨床調査-. 日矯歯誌, 47, 590-600,
昭和63.
- 29) 田中栄二、丹根一夫、作田守(1992):不
正咬合患者の矯正科初診時における顎関節症
の統計学的研究. 日顎誌, 4, 239-251, 平成4.
- 30) Swanson Analysis Systems, Inc. (1989):
PC/Linear 4.3 リファレンス・マニュアル. サイバネットシステム
社, 初版, 東京.
- 31) 上條雍彦(1966):口腔解剖学 2. 筋学. 了
トム社, 東京, 昭和41.
- 32) Griffin, C. J. and Sharpe, C. J. (1960): The
structure of the adult human temporomandibular
meniscus. Aus. Dent. J., 5, 190-195

- 33) 高橋和人(1982): 頸関節の解剖学的形態;
Dental Diamond 増刊号 頸関節症のすべて(小林俊三、高橋庄二郎、藍 稔、福原達郎編). 初版, テンタルタ・イヤモント社, 東京, 275-285, 昭和57.
- 34) 和田清聰、大谷杉生、作田 守(1976): 上顎前突の形態分析; 上顎前突(山内和夫、作田守編). 初版, 医歯薬出版, 東京, 95-130, 昭和51.
- 35) 高田和彰、福田道男、田村浩一、吉村安郎、延藤直弥、広瀬伊佐夫、林 毅、岡本次郎(1968): 頸関節症の臨床的研究(第1報) 頸関節症患者の統計的観察. 阪大歯学誌, 19, 291-795, 昭和43.
- 36) Carter, D. R. and Hayes, W. C. (1977): The behavior of bone as a two-phase porous structure. J. Bone Joint Surg., 59-A, 954-962.
- 37) Huiskes, R. (1976): A 3-dimensional mech

anical analysis of the tooth-jaw system.

29th ACEMB, Suppl. 31.

38) Woo, S. L-Y., Mow, V. C. and Lai, W. M. (1988) Biomechanical properties of articular cartilage : in Handbook of Bioengineering (Skalak, R., Chien, S. eds.), McGraw-Hill Book Co., New York, chapter 4, 1-44.

39) 田中栄二、丹根一夫、柴口竜也、作田守、浜口裕弘、古郷幹彦、松矢篤三、和田成生、田中正夫(1991)：引張り試験による顎関節円板の生体力学的性状の検討。阪大歯学誌. 36, 53-62. 平成3.

40) Schumacher, G. H. (1961) : Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. VEP Gustav Fisher, Jena, 1-262.

41) Carlsson, S. (1952) : Nervous coordination and mechanical function of the mandibular elevators : an EMG study of the activity and anatomic analysis of the mechanics of the muscles. Acta Odontol. Scand.,

10, Suppl. 11.

42) Grant, P. G. (1973): Lateral pterygoid: two muscles?. Am. J. Anat., 138, 1-10.

43) 高野直久 (1986): 外側翼突筋に関する臨床解剖学的ならびに生理学的研究. 歯科学報 86, 933-969, 昭和 61.

44) 岡本 浩 (1986): Lindhe 臨床歯周病学. 医歯薬出版, 初版, 東京, 1-44, 昭和 61.

45) 山内和夫、秋山敬子、松井泰生、伊藤敬一、末松 尚 (1964): 頭部X線規格側貌写真計測による成年男女の標準値について. 日矯歯誌 23, 32-37, 昭和 39.

46) 武内健二郎 (1978): 開咬者ならびに過蓋咬合者における顎・顔面頭蓋の vertical growth -側貌頭部X線規格写真による研究-. 阪大歯学誌 23, 17-41, 昭和 53.

47) 瀬川富士 (1974): スミス有限要素法による応力解析入門. 初版, ブレイン図書出版, 東京, 昭和 49年.

48) Rees, L. A. (1954): The structure and fun

- ction of the mandibular joint. Brit. Dent J., 96, 125-133.
- 49) Ralph, J. P. and Caputo, A. A. (1975) : Analysis of stress patterns in the human mandible. J. Dent. Res., 54, 814-821.
- 50) Standlee, J. P., Caputo, A. A. and Ralph, J. P. (1981) : The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint. J. Oral Rehab., 8, 391-400.
- 51) Gysi, A. (1921) : Studies on the leverage problem of the mandible. Dent. Dig., 27, 74-84, 144-150, 203-208.
- 52) 増木拓男 (1990) : 頸関節部負荷ならびに頸関節構造の耐負荷特性に関する生物力学的研究 第1編 近似的頸関節負荷モデルの構築. 岡山歯誌 9, 179-195, 平成2.
- 53) 羽田 勝、松本直之、山口和憲、山内和夫 (1980) : 咬合力発現機構に関する研究 第1報 力学的解析およびヒト乾燥頭蓋による実験. 横綴誌, 24, 329-336, 昭和55.

- 54) Turner, M. J., Clough, R. W., Martin, H. C. and Topp, L. J. (1956): Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J. Aero. Sci.*, 23, 805-823.
- 55) Orr, T. E., Beaupre, G. S., Carter, D. R. and Schurman, D. J. (1990): Computer predictions of bone remodeling around porous-coated implants. *J. Arthrop.*, 5, 191-200.
- 56) Carter, D. R., Orr, T. E. and Fyhrie, D. P. (1989): Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J. Biomech.*, 22, 231-244.
- 57) 丹根一夫 (1983): 歯に種々な矯正力を加えた初期に誘発される歯周組織の応力に関する研究 -有限要素法による三次元解析-. *阪大歯学誌*, 28, 209-261, 昭和 58.
- 58) Tanne, K., Miyasaka, J., Yamagata, Y., Sachdeva, R., Tsutsumi, S. and Sakuda, M. (1988): Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results. *Journal of Biomechanics*, 21, 101-108.

minary results using finite element anal
ysis. J. Biomed. Eng., 10, 246-252.

59) 吉 識 雅 夫 (1970) : マトリックス有限要素法 . 培 風
館 , 東京 , 昭和 45.

60) 山 本 善 之 (1974) : マトリックス有限要素法 - 基 礎 理
論 と そ の 応 用 - . 第 二 版 , 科 学 技 術 出 版 社 , 東
京 , 昭 和 57.

61) 小 林 淳 二 、 木 野 孔 司 、 鹿 島 健 司 、 天 笠 光 雄 、
高 木 享 、 佐 々 木 哲 (1992) : 頸 関 節 の 関 節 円 板
お よ び 関 節 液 の 多 糖 成 分 . 日 頸 誌 抄 錄 集 , 101
, 平 成 4.

62) 田 部 孝 治 (1976) : 咀 嚼 筋 活 動 と 頸 ・ 顔 面 形
態 に 関 す る 研 究 I. 咬 筋 活 動 の 筋 電 図 学 的 特 性
と 閉 頸 力 に つ い て . 日 矯 歯 誌 35, 239-254, 昭
和 51.

63) 古 屋 元 之 (1984) : 咬 合 力 と 咀 嚼 筋 の 筋 放 電
と の 関 係 に つ い て の 実 験 的 研 究 第 2 報 左 右 側
的 条 件 に つ い て . 歯 科 学 報 84, 1367-1410, 昭
和 59.

64) 羽 田 勝 、 松 本 直 之 、 山 口 和 憲 、 山 内 和 夫

- (1980) : 咬合力発現機構に関する研究 第2報
生体における筋電図学的研究. 補綴誌, 24, 4
32-441, 昭和55.
- 65) Maughan, R. J., Waston, J. S. and Weir, J.
(1983) : Strength and cross-sectional area
of human skeletal muscle. J. Physiol., 33
8, 37-49.
- 66) Sasaki, K., Hannam, A. G. and Wood, W. W. (1989) : Relationships between the size, position, and angulation of human jaw muscles and unilateral first molar bite force. J. Dent. Res., 68, 499-503.
- 67) Pruijm, G. J., Ten Bosch, J. J. and De Jongh, H. J. (1978) : Jaw muscle EMG-activity and static loading of the mandible. J. Biomed. Eng., 11, 389-395.
- 68) Pruijm, G. J., De Jongh, H. J. and Ten Bosch, J. J. (1980) : Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. J. Biomech., 13,

755-763.

69) Weijs, W. A. and Hillen, B. (1986): Correlations between the cross-sectional area of the jaw muscles and craniofacial size and shape. Am. J. Phys. Anthropol., 70, 423-431.

70) Koolstra, J. H., van Eijden, T. M. G. J. and Weijs, W. A. (1989): An iterative procedure to estimate muscle lines of action in vivo. J. Biomech., 22, 911-920.

71) 飯田 昭 (1972): ヒト顎関節の解剖学的研究 -特に有歯顎と無歯顎の差異について-. 歯科学報 72, 1319-1367, 昭和47.

72) 石橋利文 (1972): 顎関節の構造に関する顯微解剖学的研究. 歯基礎誌, 14, 201-222, 昭和47.

73) 高村 浩、丸山剛郎 (1984): 顎関節の構造変化に関する研究 -肉眼的観察-. 補綴誌, 28, 49-58, 昭和59.

74) 山内哲義、中村公雄、下総高次、西原平八、

渕端 孟 (1976) : 頸関節側方 X 線規格写真による
顆頭位の分析方法について. 補綴誌, 20, 1
93-206, 昭和 51.

75) Williams, B. H. (1983) : Oriented lateral
temporomandibular joint laminagraphs. An
gle Orthod., 53, 228-233.

76) Öberg, T., Carlsson, G. E. and Fajers, C.
(1971) : The temporomandibular joint. A mo
rphologic study on human autopsy materia
l. Acta Odontol. Scand., 29, 349-384.

77) Kopp, S. (1976) : Topographical distribut
ion of sulphated glycosaminoglycans in h
uman temporomandibular joint disks. A hi
stochemical study of an autopsy material
. J. Oral Pathol., 5, 265-276.

78) Kopp, S. (1978) : Topographical distribut
ion of sulphated glycosaminoglycans in t
he surface layers of the human temporoma
ndibular joint. A histochemical study of
an autopsy material. J. Oral Pathol., 7, 2

83-294.

79) Moffett, B. (1966) : The morphogenesis of the temporomandibular joint. Am. J. Orthod., 52, 401-415.

80) 相馬俊一 (1989) : 成長期のウサギ鼻中隔、蝶後頭軟骨結合、下顎頭より分離した軟骨培養細胞の増殖、分化機能に対する静水圧の影響。阪大歯誌, 34, 8-25, 平成元。

81) Copray, J. C. V. M., Jansen, H. W. B. and Duterloo, H. S. (1986) : Growth and growth pressure of mandibular condylar and some primary cartilages of the rat in vitro. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 90, 12-28.

82) Hinton, R. J. (1990) : Myotomy of the lateral pterygoid muscle and condylar cartilage growth. Euro. J. Orthod., 12, 370-379.

83) Proffit, W. R., Fields, H. W. and Nixon, W. L. (1983) : Occlusal forces in normal- and long-face adults. J. Dent. Res., 62, 566-574.

84) Weijs, W. A. and Hillen, B. (1984): Relationships between masticatory muscle cross-section and skull shape. *J. Dent. Res.*, 63, 1154-1157.

85) van Spronsen, P. H., Weijs, W. A., Prahl-Andersen, B. and van Ginkel, F. C. (1992): A comparison of jaw muscle cross-sections of long-face and normal adults. *J. Dent. Res.*, 71, 1269-1285.

86) 山崎 博 (1979): 片側咬合挙上による両側顎関節の変化に関する実験的研究. *九州歯会誌*, 33, 257-280, 1979.

87) Costen, J. B. (1934): A syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed function of the temporomandibular joint. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 43, 1-15.

88) Weinberg, L. A. (1975): Superior condylar displacement: Its diagnosis and treatment. *J. Prothet. Dent.*, 34, 59-76.

89) 茂木悦子、宮崎晴代、小倉公、小西晴美、

瀬端正之(1988)：顎機能異常についての矯正学的研究 - 第1報 小学、中学、高校生の疫学調査 - . 日矯歯誌, 47, 579-589, 昭和63.

90) Brandt, D. (1988) : Temporomandibular disorders and their association with morphologic malocclusion in children ; in Developmental aspects of temporomandibular joint disorders (Carlson, D. S., McNamara, J. A. Jr. and Ribbens, K. A. eds.), Center for Human Growth and Development, The University of Michigan, Ann Arbor, 279-298.

91) 岩田 久、山本純巳、石川 斎、立石博臣(1983)：関節炎と関節症：図説臨床整形外科講座 - 第7巻 膝（池田亀夫、西尾篤人、津山直一編），初版，メシカルビズ社，東京，138-173，昭和59.

92) Salter, R. B. and Field, P. (1960) : The effects of continuous compression on living articular cartilage. J. Bone Joint Surg ., 42-A, 31-49.

- 93) 小林義典(1985): 頸関節症の病因における咬合の役割; 補綴臨床別冊 頸関節症の診断と治療 咬合からのアプローチ(藍 稔、小林義典編), 医歯薬出版, 東京, 7-32, 昭和61.
- 94) Sassouni, V. (1971): Orthodontics in Dental Practice. The C. V. Mosby Comp., St. Louis, 124-128.
- 95) Farrar, W. B. and McCarty, W. L. (1982): A clinical outline of temporomandibular joint diagnosis and treatment. Normandie Publications, Birmingham, 1-182.
- 96) 井上 宏、西浦 恵(1984): Deep overbite に起因する頸関節症の病態. 歯界展望, 63, 113-122, 昭和59.
- 97) 丸山剛郎(1988): 臨床生理咬合 頸口腔機能の診断と治療. 初版, 医歯薬出版, 東京, 26-31, 昭和63.
- 98) 石橋克禮(1966): ヒト頸関節の支配神経に関する研究, 第1報・肉眼解剖学的研究, 第2報・神経組織学的研究, 歯基礎誌, 8, 46-70,

昭和 41.

99) Seitlin, D. J. (1968) : The mandibular lever.
J. Prosthet. Dent., 19, 342-349.

表題脚注

大阪大学歯学部歯科矯正学講座

(主任：作田 守教授)

本論文の要旨の一部は、第50回日本矯正歯科学会記念大会（平成3年9月、大阪）、第51回日本矯正歯科学会学術大会（平成4年10月、大宮）、第40回JADR総会（平成4年12月、東京）において発表した。

図表の説明

- 図 1 下顎骨を含む顎関節部の三次元有限要素モデルの作製および解析の手順
- 図 2 本解析モデル作製に用いたヒト乾燥頭蓋骨の分割
分割はフランクフルト平面に平行に厚さ1cmの等間隔で行った
- 図 3 下顎骨の一水平分割片の等倍大写真
- 図 4 下顎骨の横断面のトレース(a)および二
次元的要素分割(b)
- 図 5 三次元的な要素分割における要素形態の
必要条件
 α_n は各要素の内角を示す
- 図 6 顎関節部のモデル化
顎関節部の解剖学的所見(a)³¹⁾をもとに
顎関節部の要素分割およびモデル作製を行った
- 図 7 本解析において用いた下顎骨を含む顎関
節部の三次元有限要素モデル
- 図 8 各咀嚼筋の断面積に基づいた筋力の比率

図 9 下顎角の変化

黒点は下顎頭の上端を示す

図 10 下顎骨の回転を伴う下顎下縁平面角の変化

黒点は下顎頭の上端を示す

図 11 噙みしめ時の下顎頭緻密骨表面における主応力分布

— 最大主応力

- - - 中間主応力

- - - - 最小主応力

図 12 噙みしめ時の下顎窩表面における主応力分布

— 最大主応力

- - - 中間主応力

- - - - 最小主応力

図 13 噙みしめ時の顎関節円板内部における法線応力の分布

図 14 噙みしめ時の顎関節円板内部におけるせん断応力の分布

図 15 噙みしめ時の下顎頭軟骨層における法

線応力の分布

図 16 噙みしめ時の下顎頭軟骨層におけるせん断応力の分布

図 17 下顎角の大きさの変化に伴う噛みしめ時の下顎頭緻密骨表面ならびに下顎窩表面における平均応力の変化

..... 前方部 -·- 中央部
—●— 後方部 外側部
-·--- 内側部

*、**は同じ部位における標準モデルの値（下顎角が 122.1° の場合）との間の有意差を示す

* : 5%水準で有意差あり

** : 1%水準で有意差あり

図 18 下顎角の大きさの変化に伴う噛みしめ時の頸関節円板内部における法線応力およびせん断応力の平均応力の変化

..... 前方部 -·- 中央部
—●— 後方部 外側部
-·--- 内側部

図 19 下顎下縁平面角の変化に伴う噛みしめ時の下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面における平均応力の変化

..... 前方部 - - - 中央部
—●— 後方部 外側部
---●--- 内側部

**は同じ部位における標準モデルの値（下顎下縁平面角が 30.5° の場合）との間の有意差を示す

** : 1%水準で有意差あり

図 20 下顎下縁平面角の変化に伴う噛みしめ時の頸関節円板内部における法線応力およびせん断応力の平均応力の変化

..... 前方部 - - - 中央部
—●— 後方部 外側部
---●--- 内側部

*は同じ部位における標準モデルの値（下顎下縁平面角が 30.5° の場合）との間の有意差を示す

* : 5%水準で有意差あり

図 21 咬合接触部位の差異による噛みしめ時の下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面における平均応力の変化

-  大臼歯部にのみ咬合を有する場合
-  前歯部に前方変位成分の拘束を行った場合
-  標準モデル

** : 1%水準で有意差あり

図 22 咬合接触部位の差異による噛みしめ時の頸関節円板内部における法線応力およびせん断応力の変化

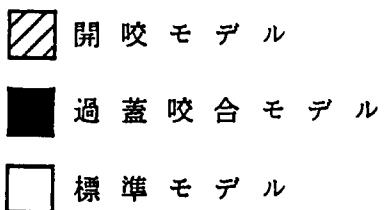
-  大臼歯部にのみ咬合を有する場合
-  前歯部に前方変位成分の拘束を行った場合
-  標準モデル

* : 5%水準で有意差あり

** : 1%水準で有意差あり

図 23 開咬および過蓋咬合を再現したモデルを用いた噛みしめ時の下顎頭緻密骨表面および下顎窩表面の各領域における平均応

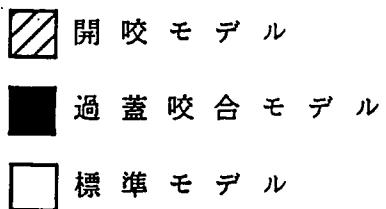
力



* : 5% 水準で有意差あり

** : 1% 水準で有意差あり

図 24 開咬および過蓋咬合を再現したモデルを用いた噛みしめ時の顎関節円板内部の各領域における法線応力とせん断応力の平均応力



* : 5% 水準で有意差あり

** : 1% 水準で有意差あり

表 1 本解析モデルの構成要素の物性定数

表 2 開咬、過蓋咬合および標準モデルの顎顔面形態に関する角度的および線的計測値

表 3 標準モデルの噛みしめ時における下顎頭

緻密骨表面および下顎窩表面の各領域の
平均応力

表4 標準モデルの噛みしめ時における顎関節
円板内部の各領域の法線応力およびせん
断応力の平均応力

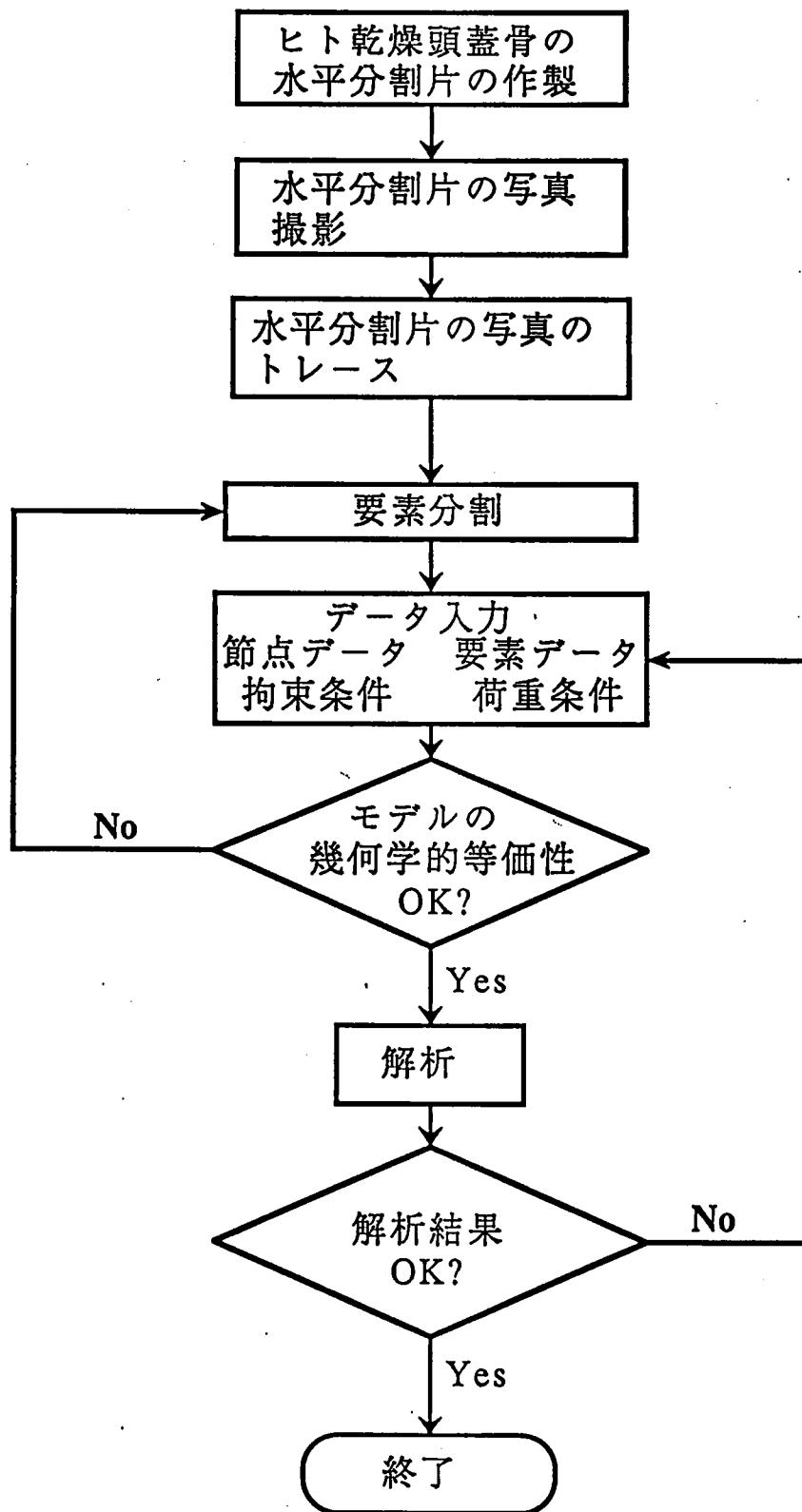


図 1

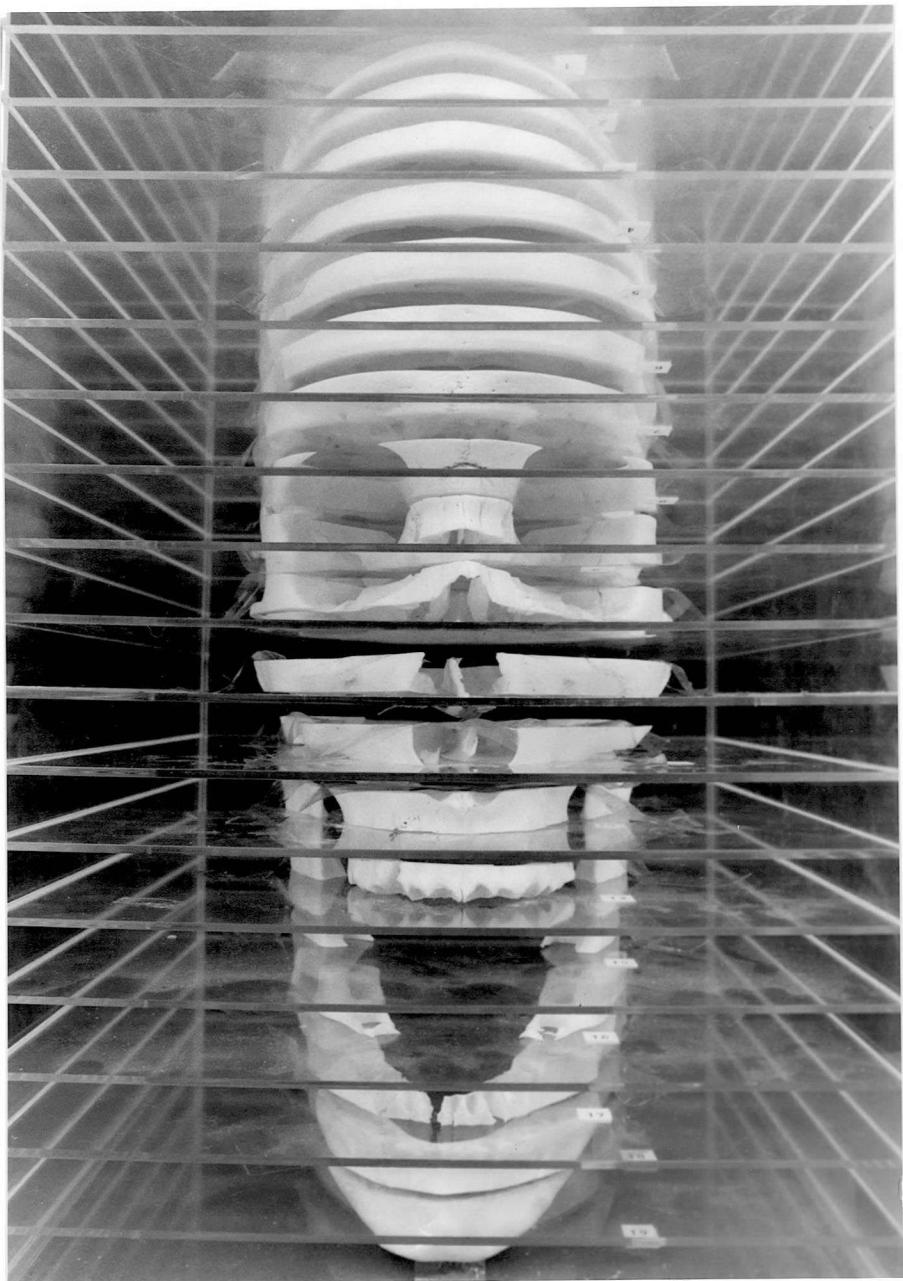


図2

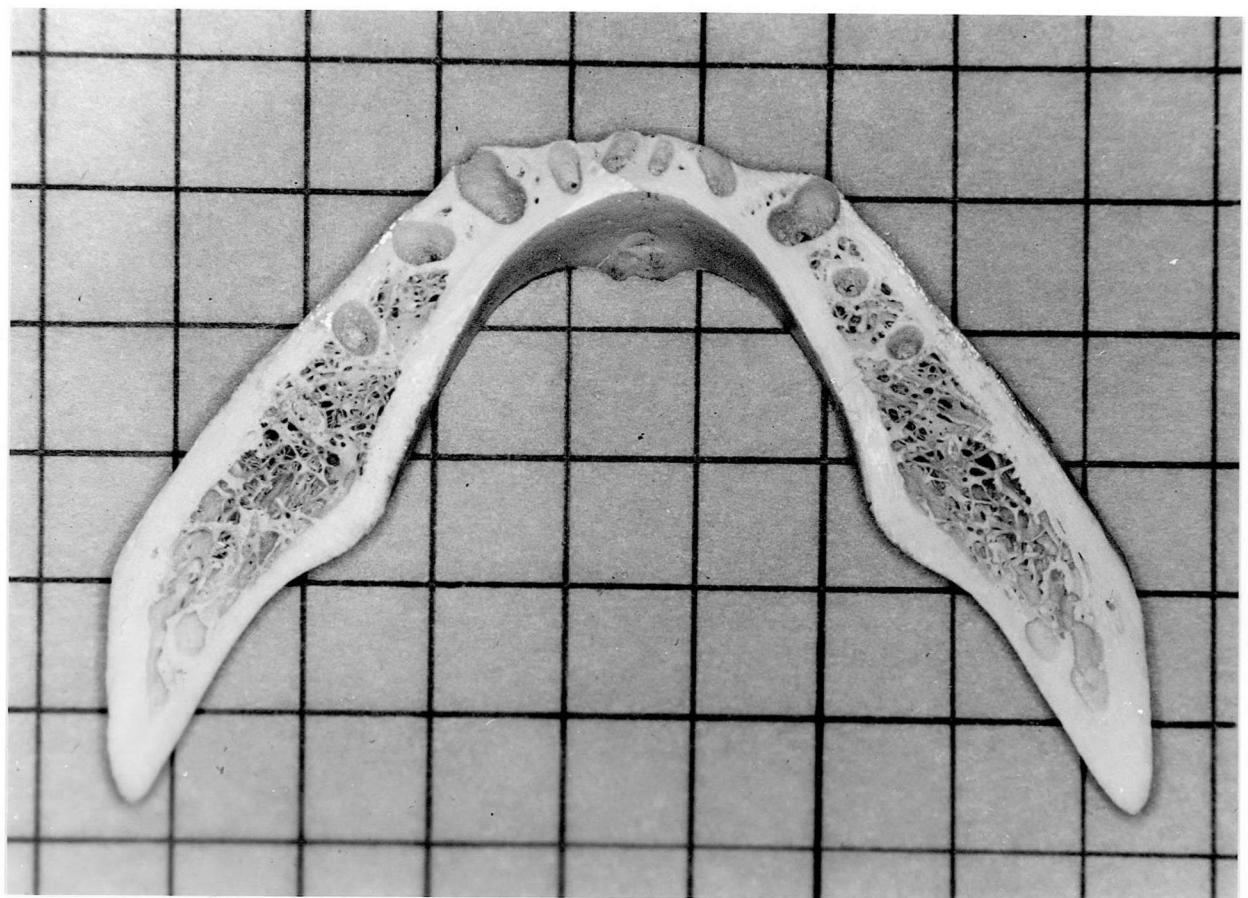
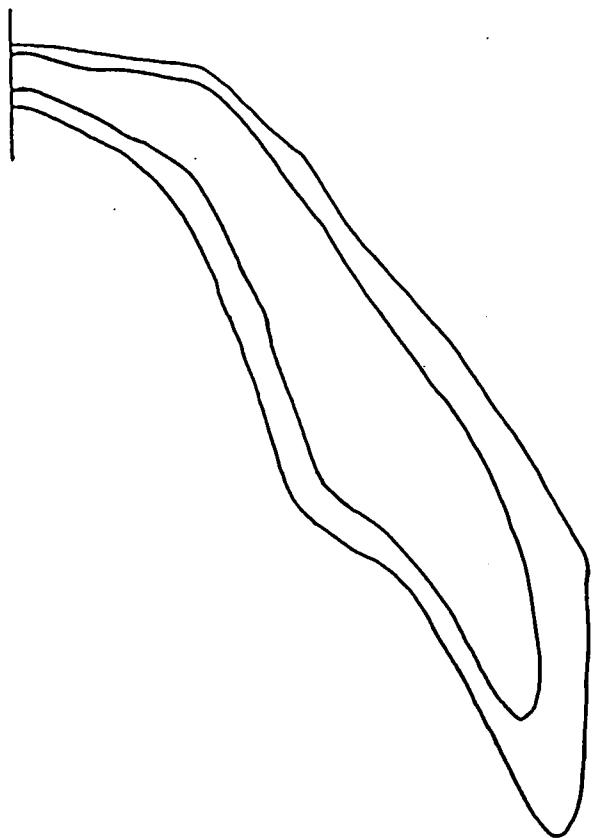
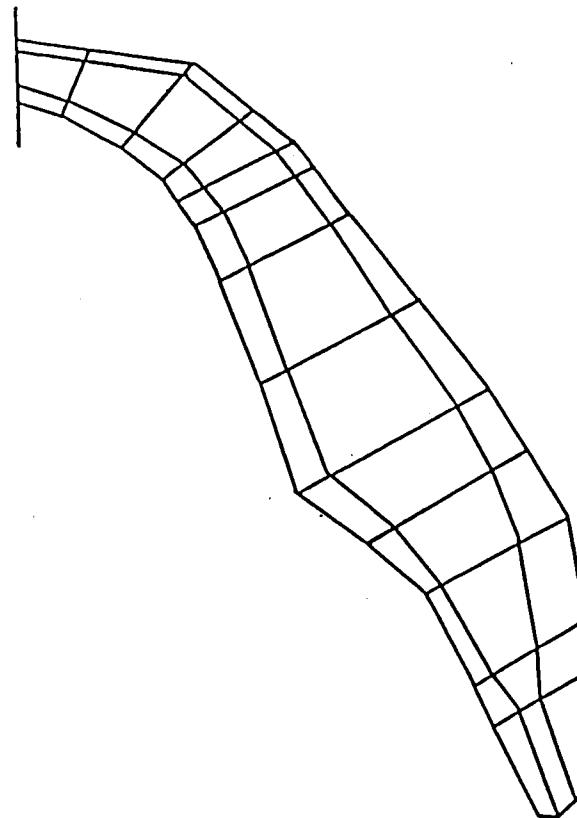


図3



(a)



(b)

図 4

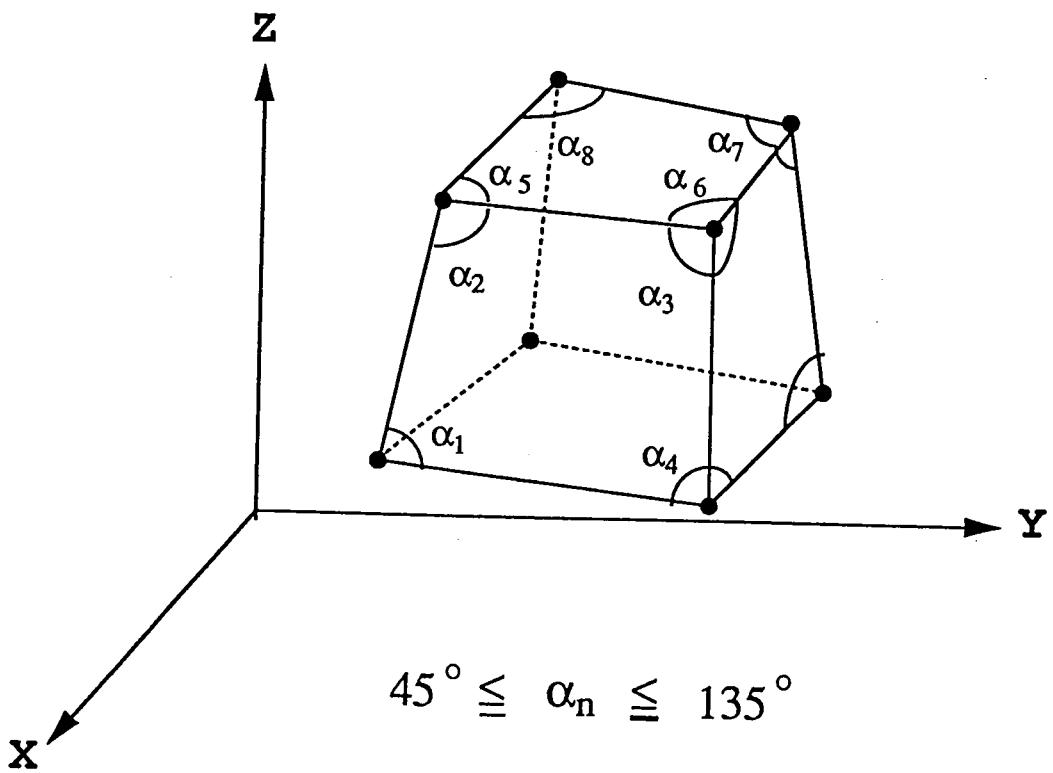
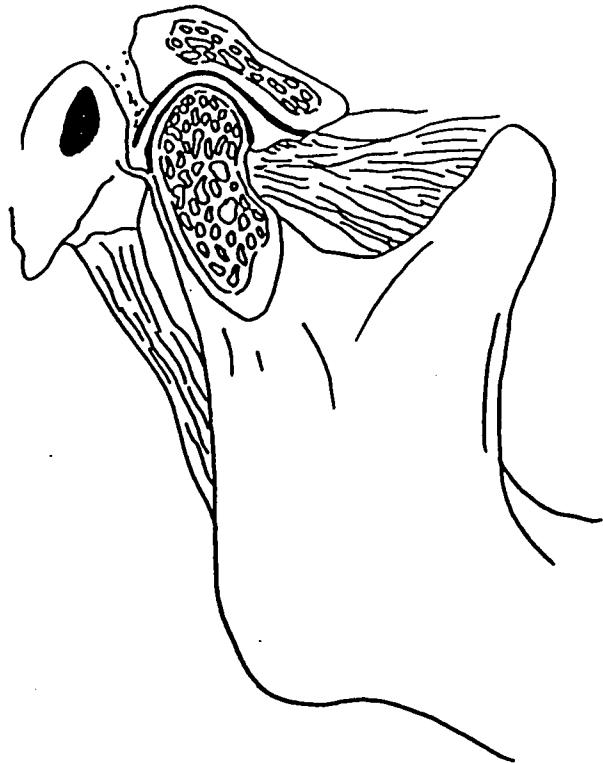
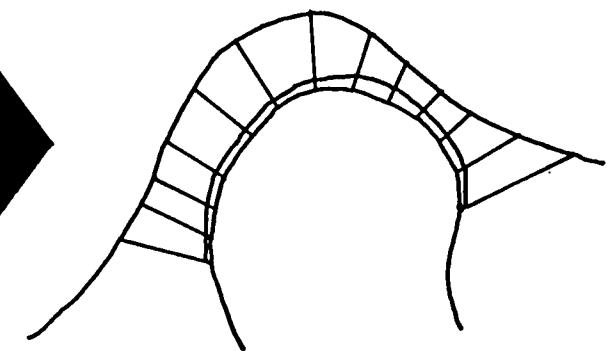
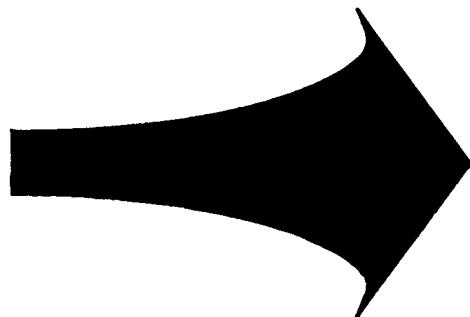


図 5



(a)



(b)

図 6

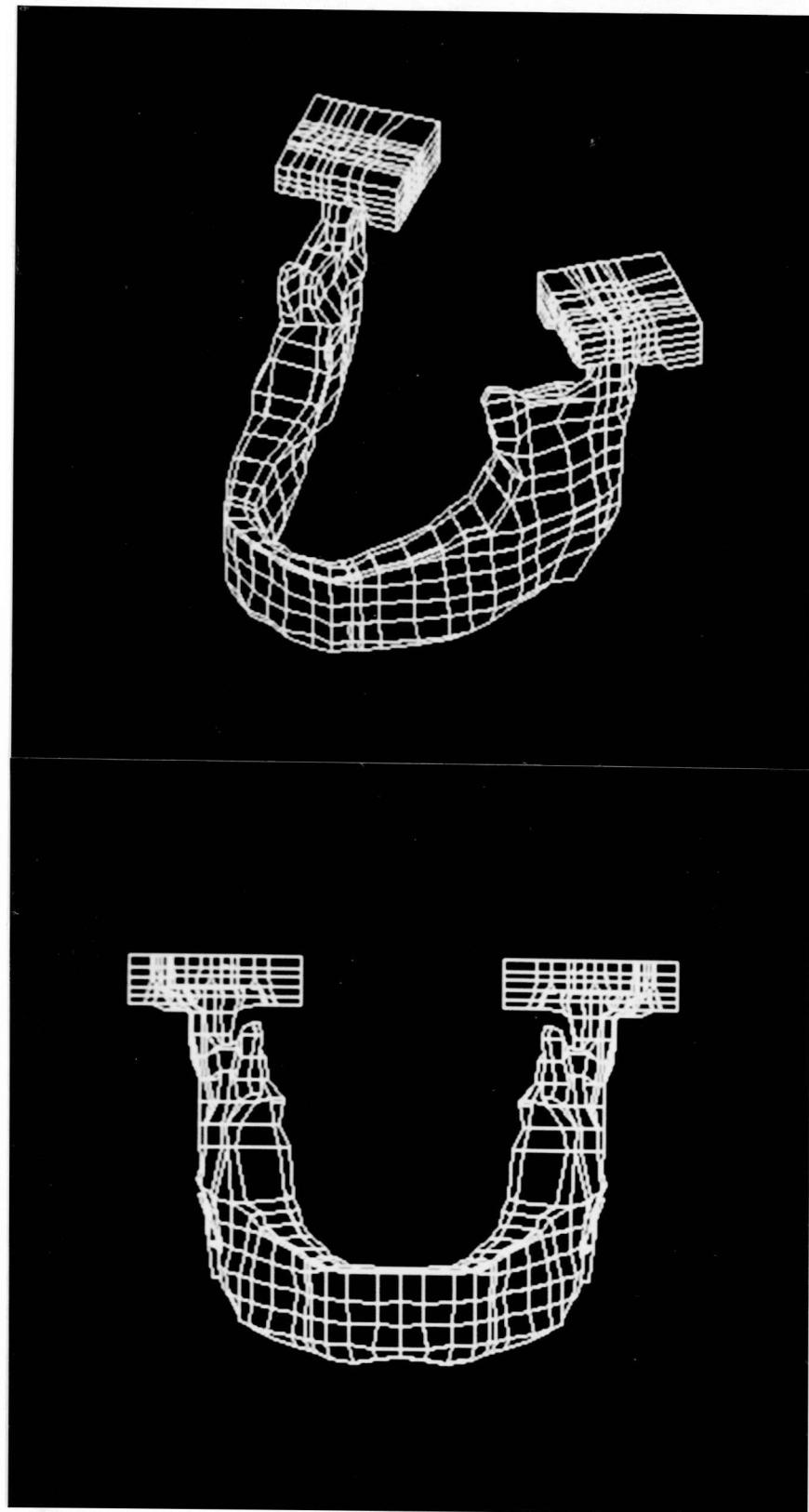


図7

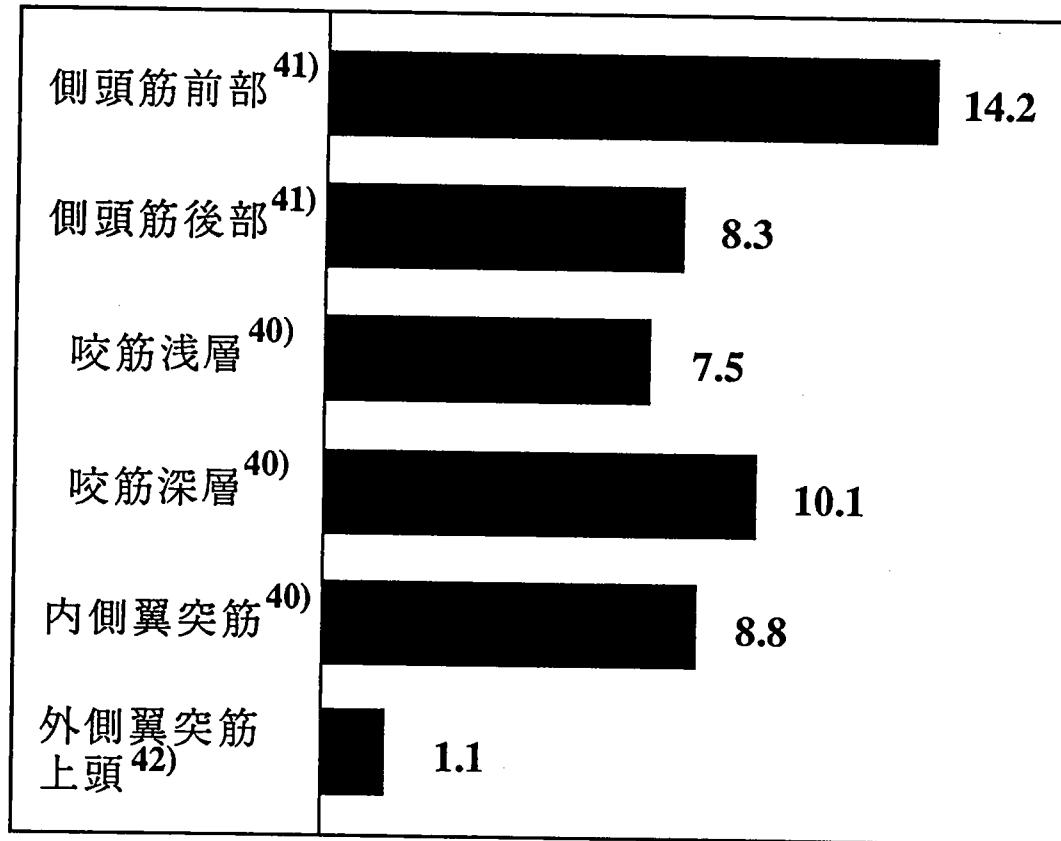


図 8

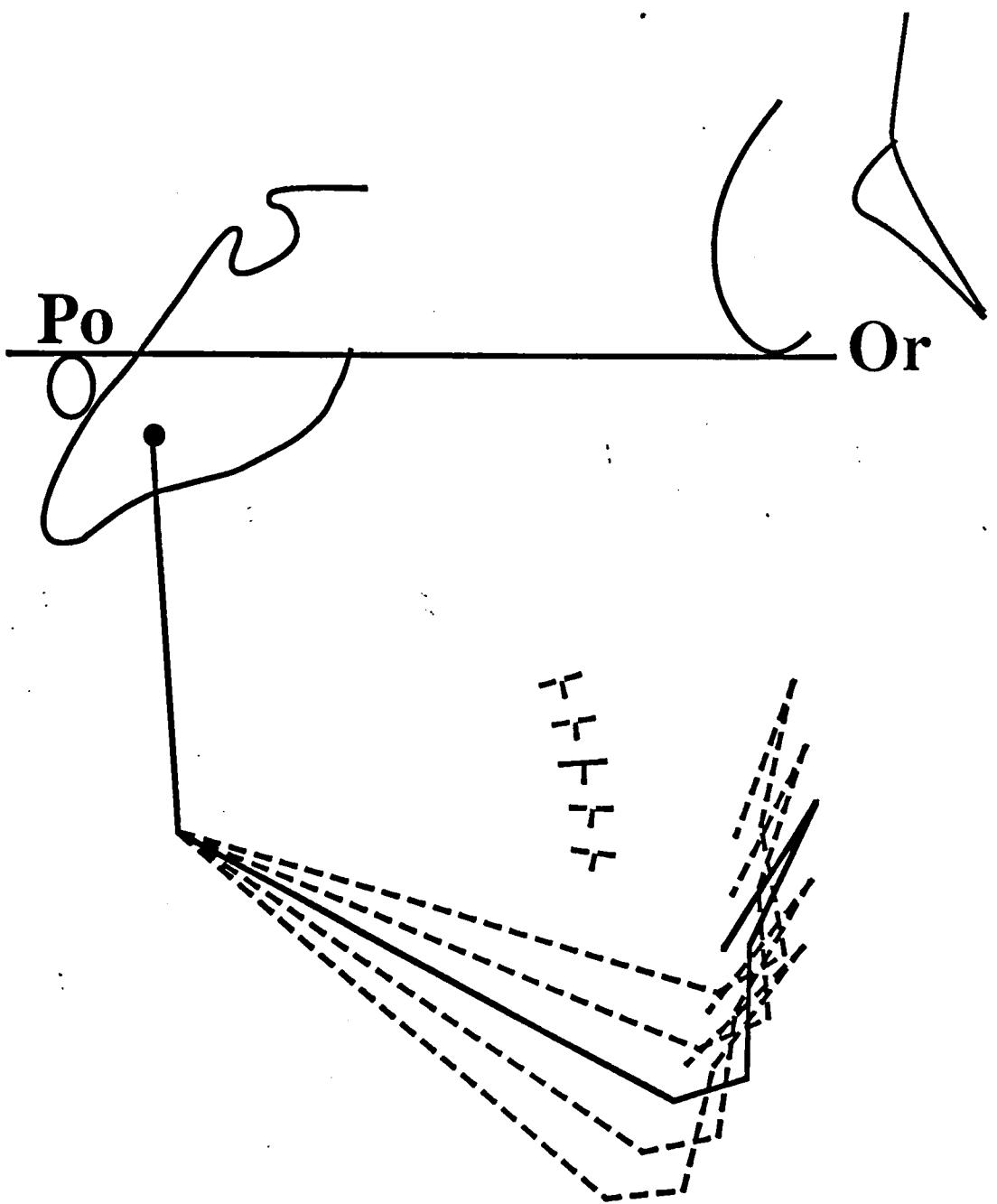


図 9

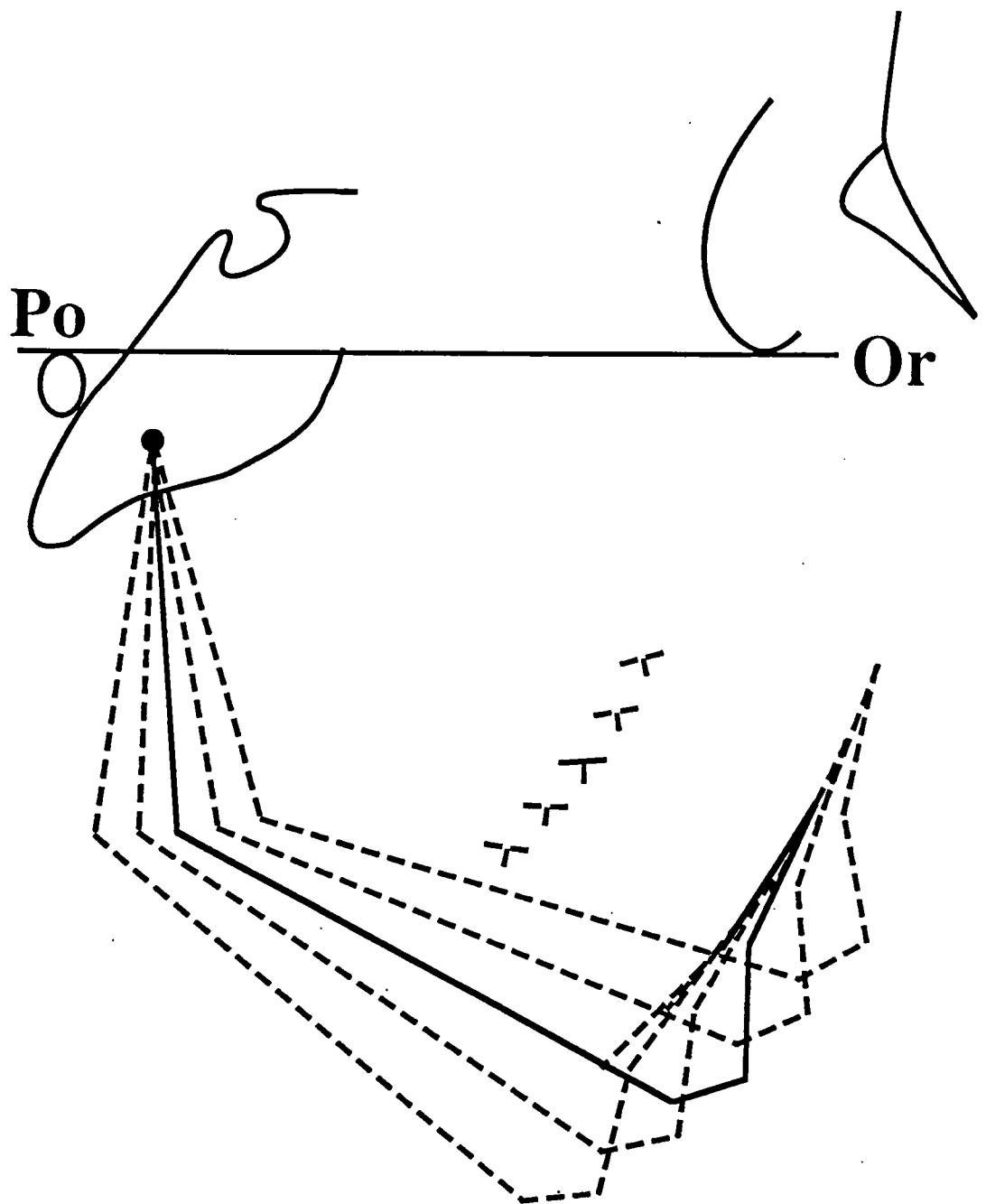


図 10

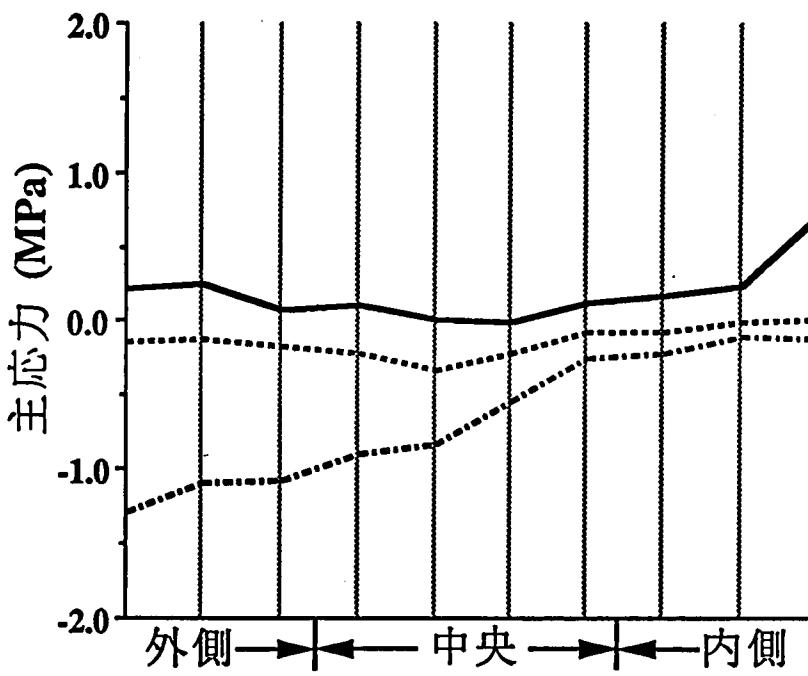
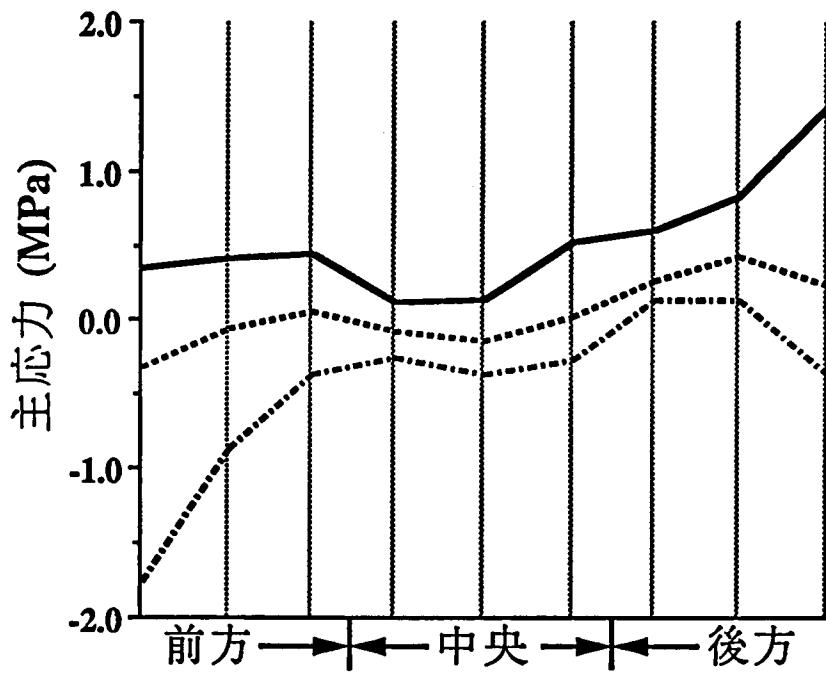


図 11

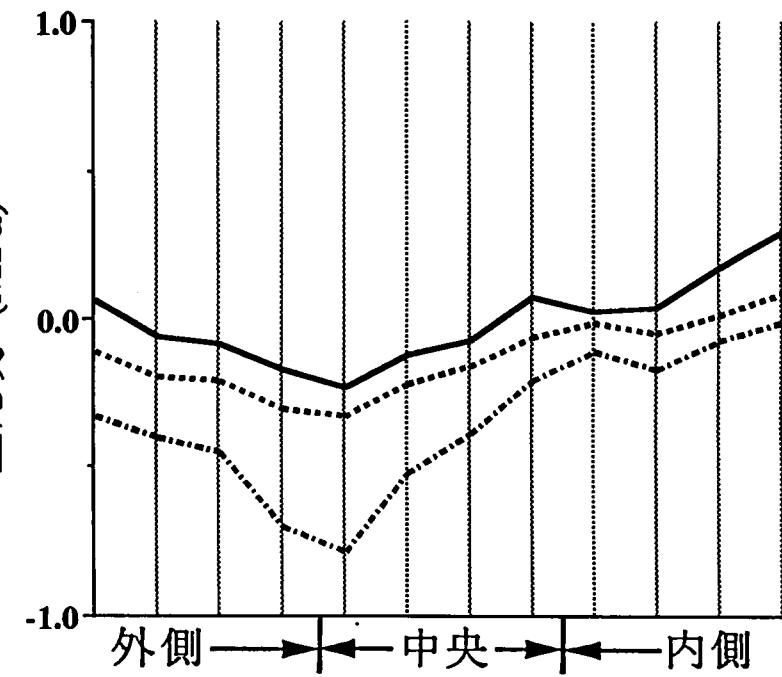
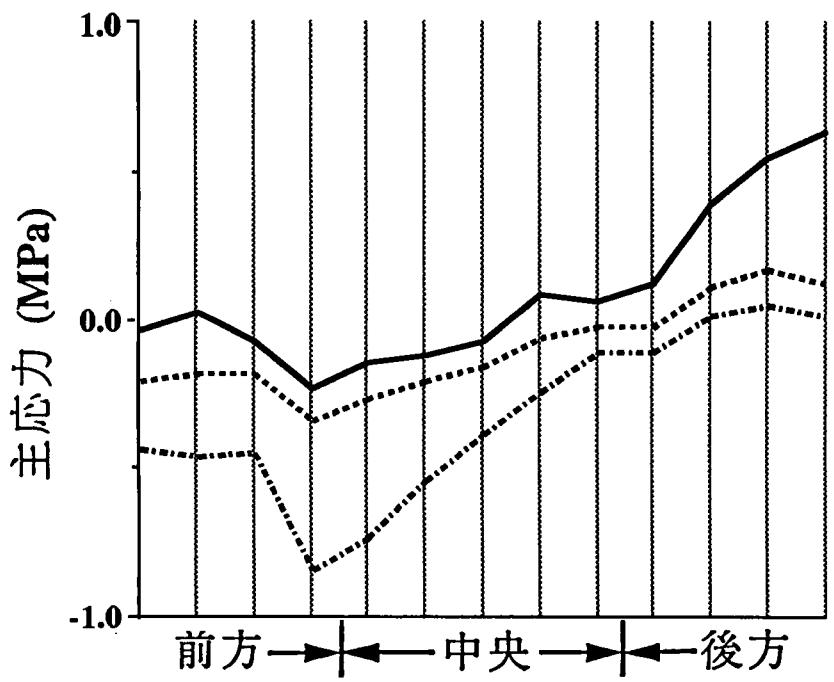


図 12

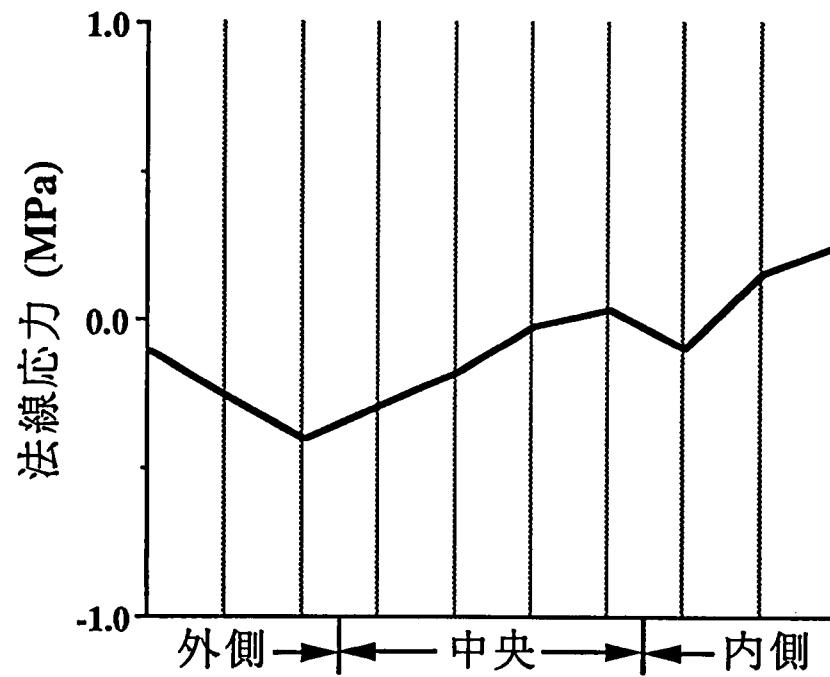
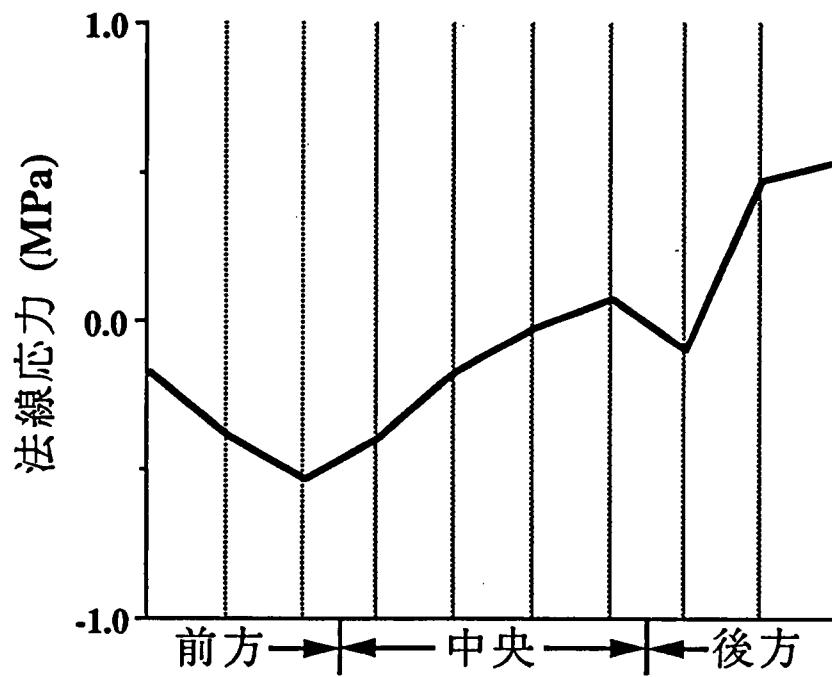


図 13

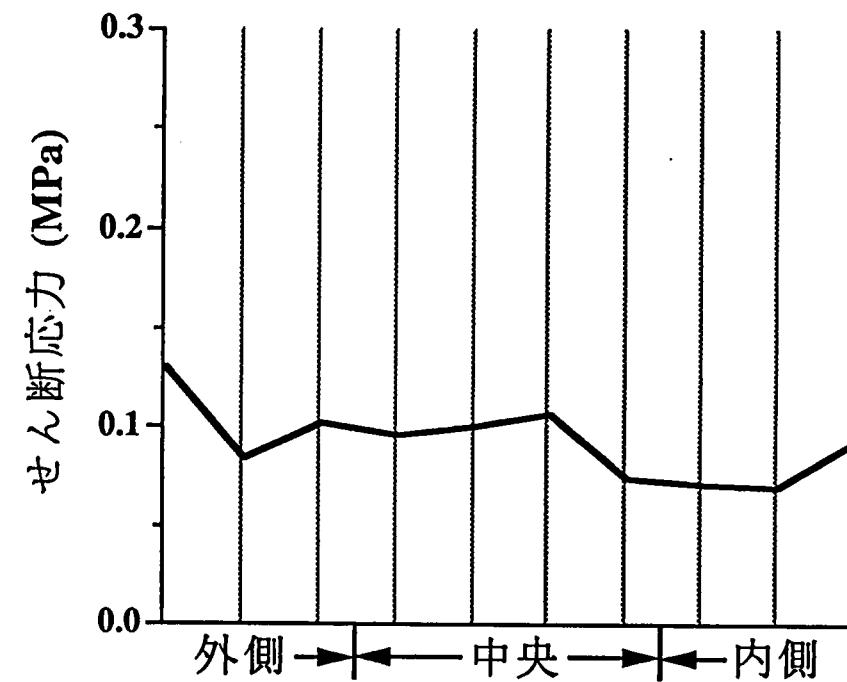
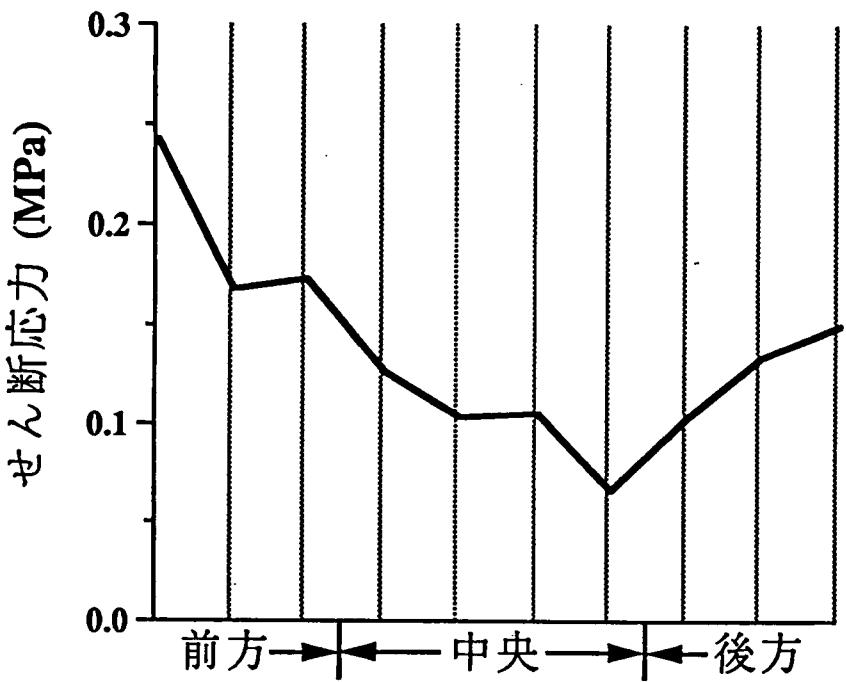


図 14

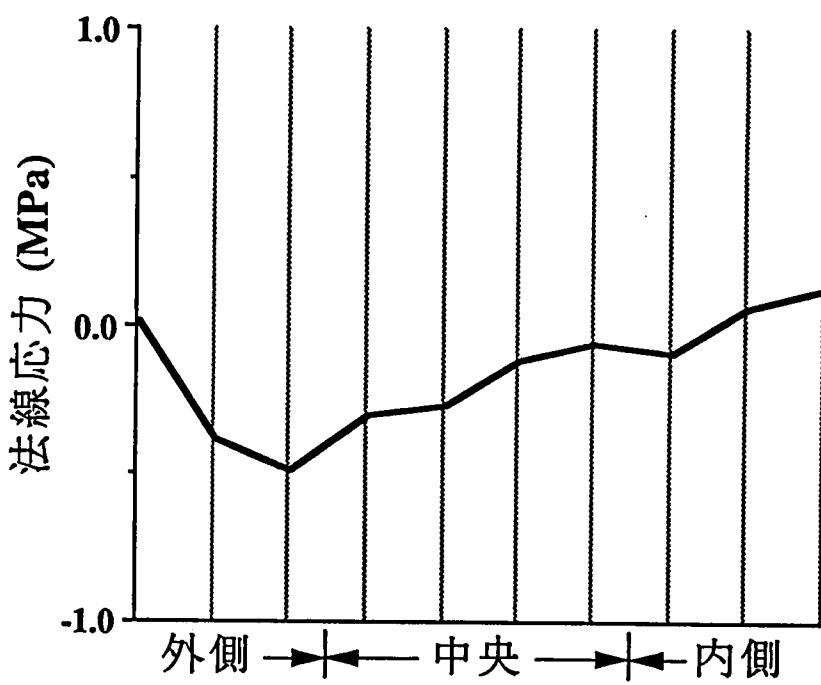
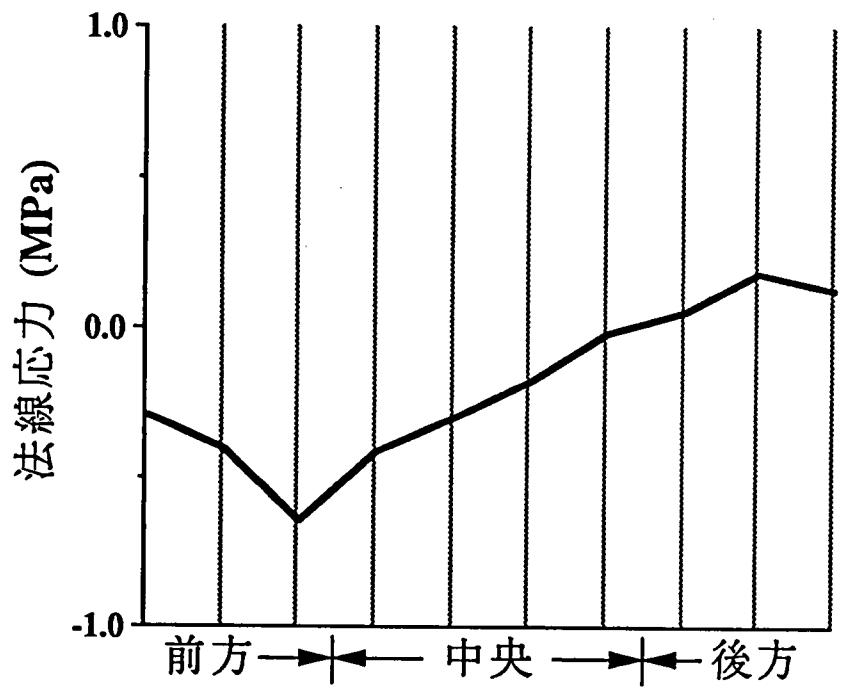


図 15

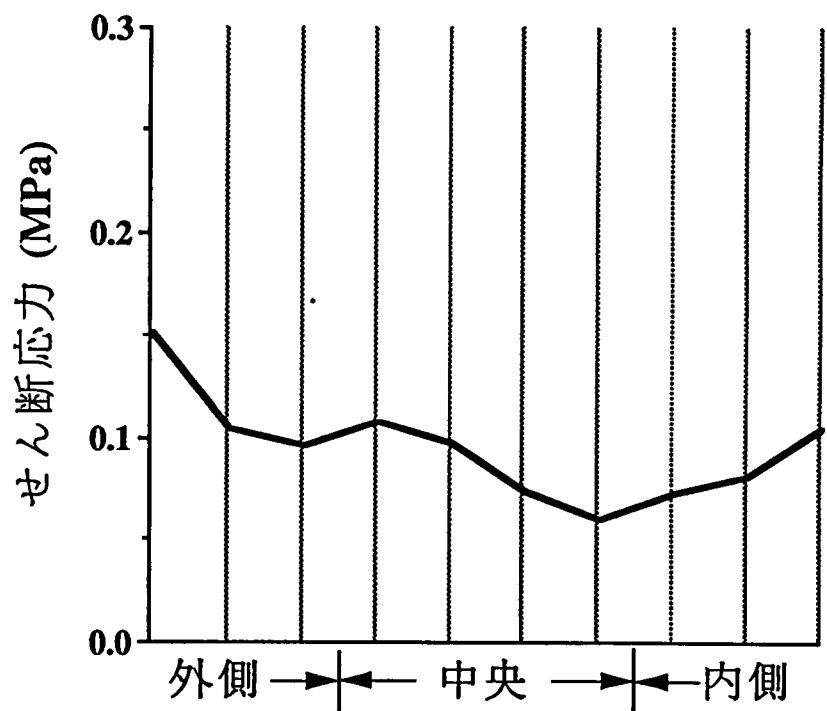
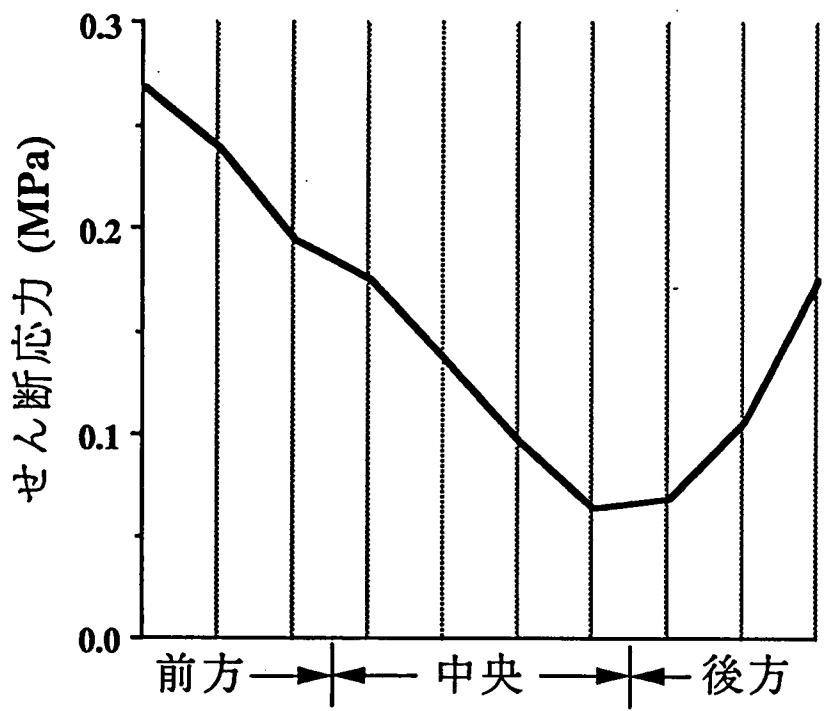


図 16

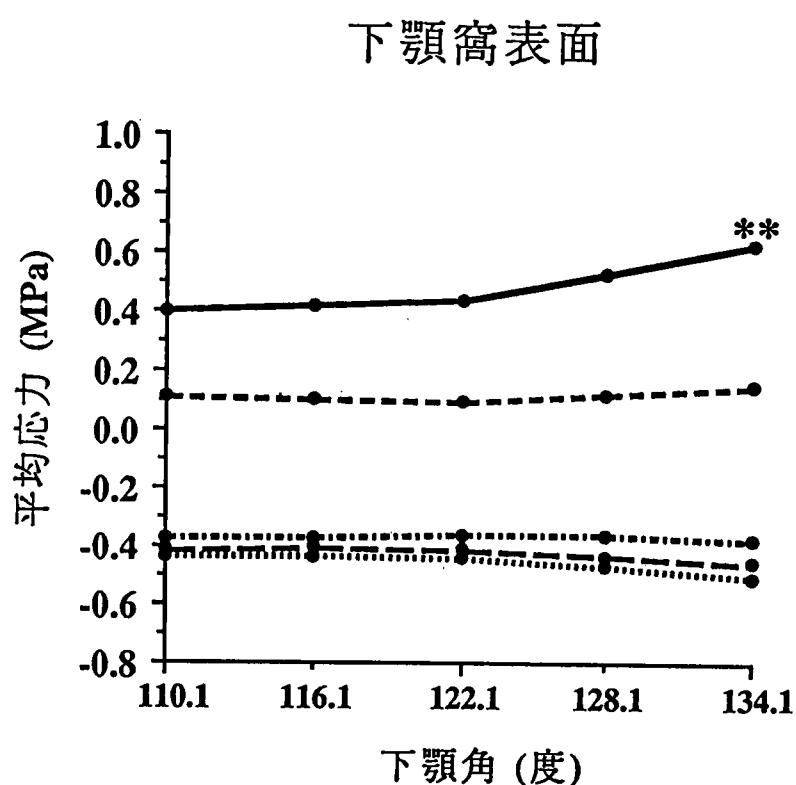
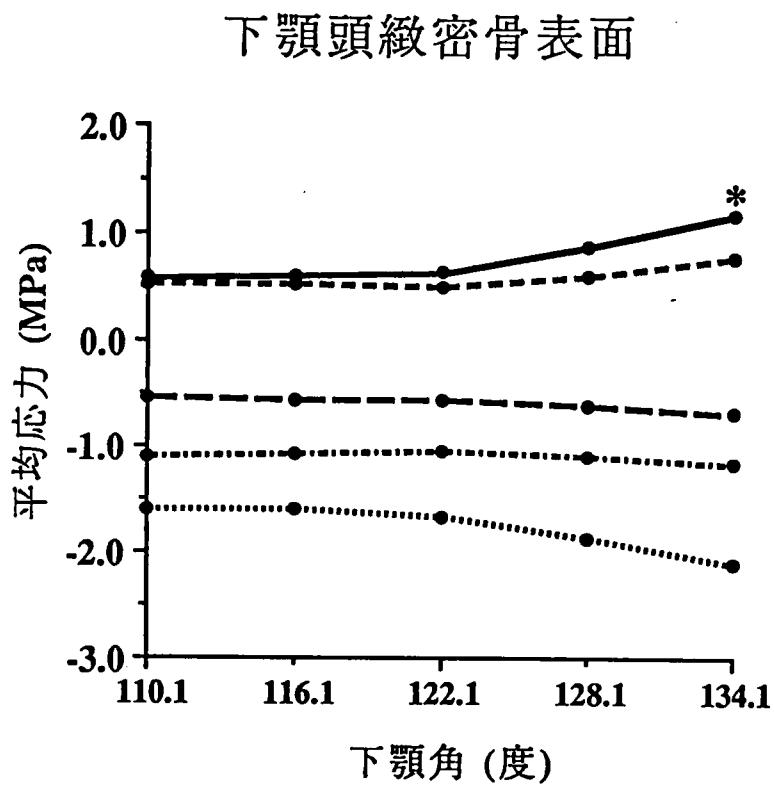


図 17

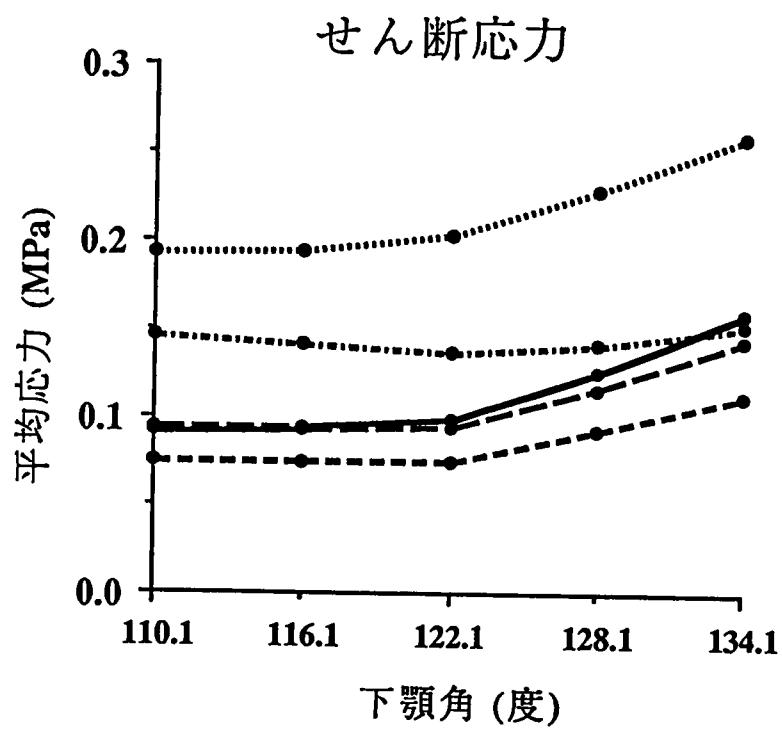
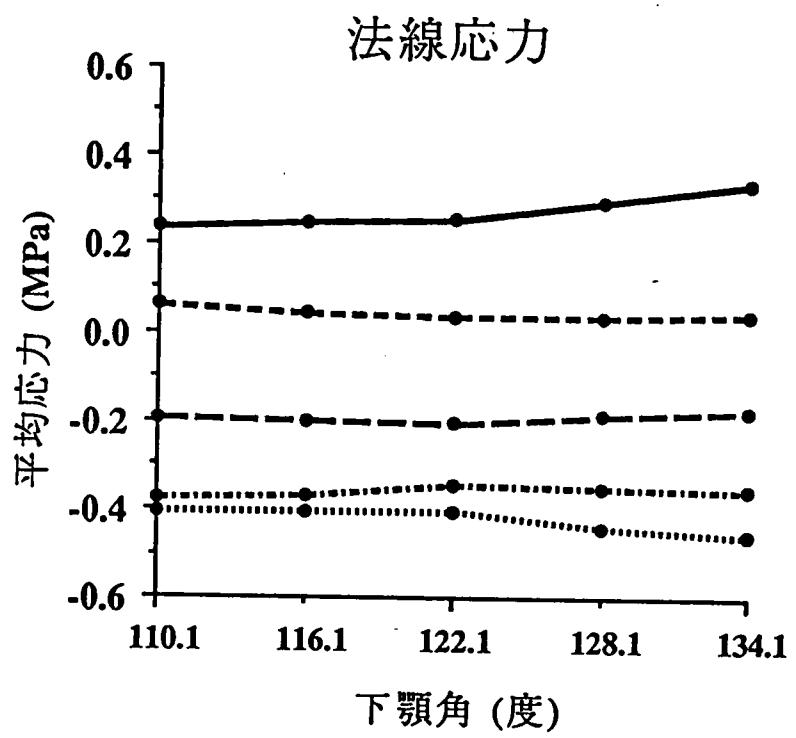


図 18

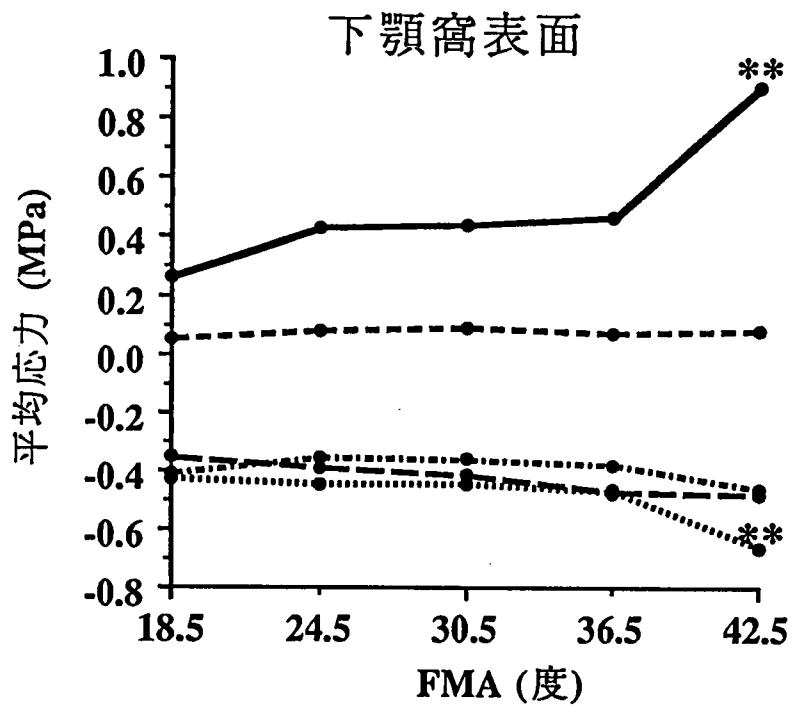
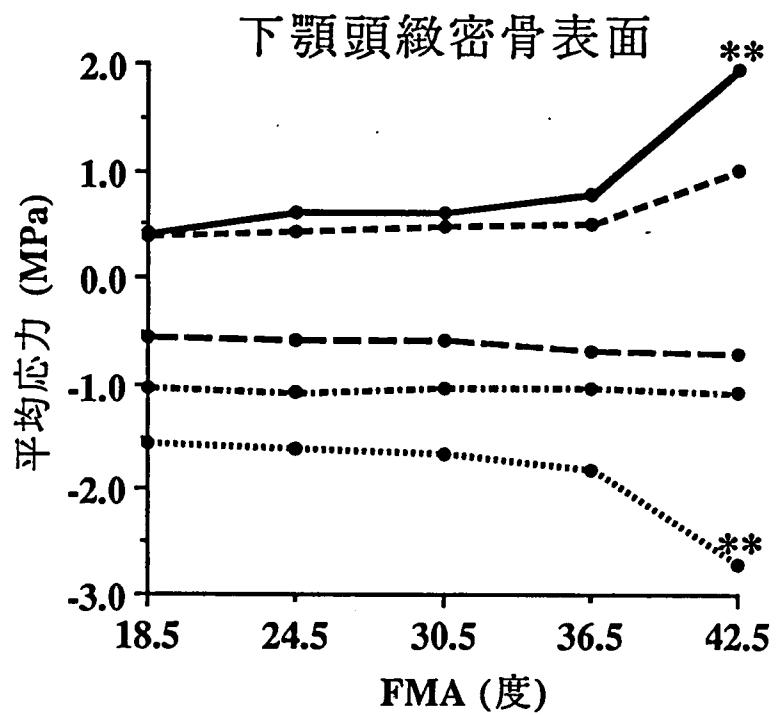


図 19

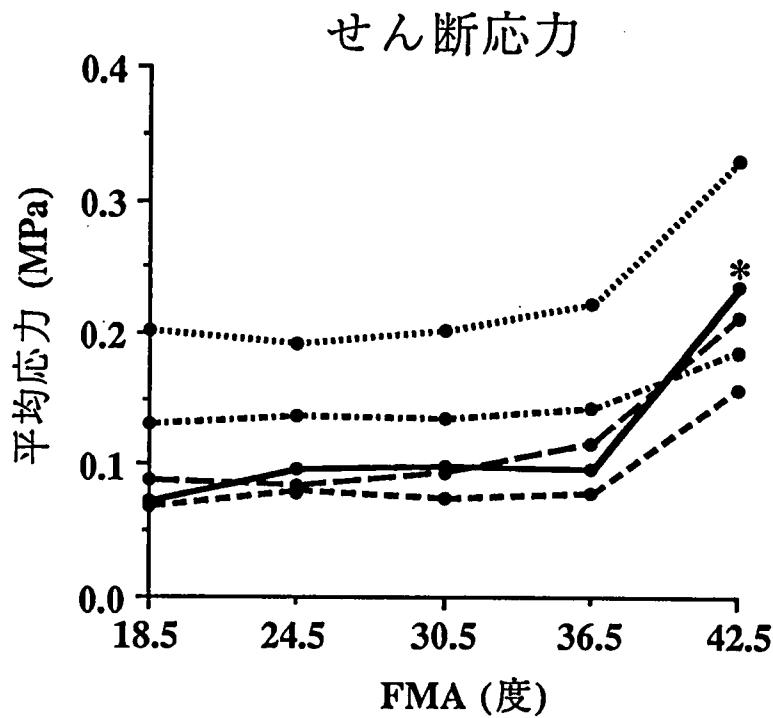
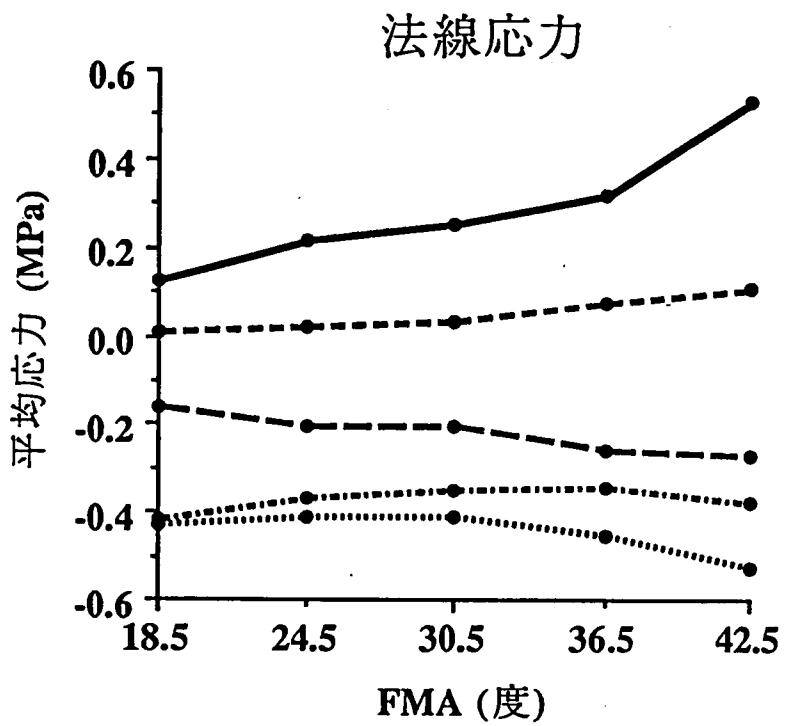


図 20

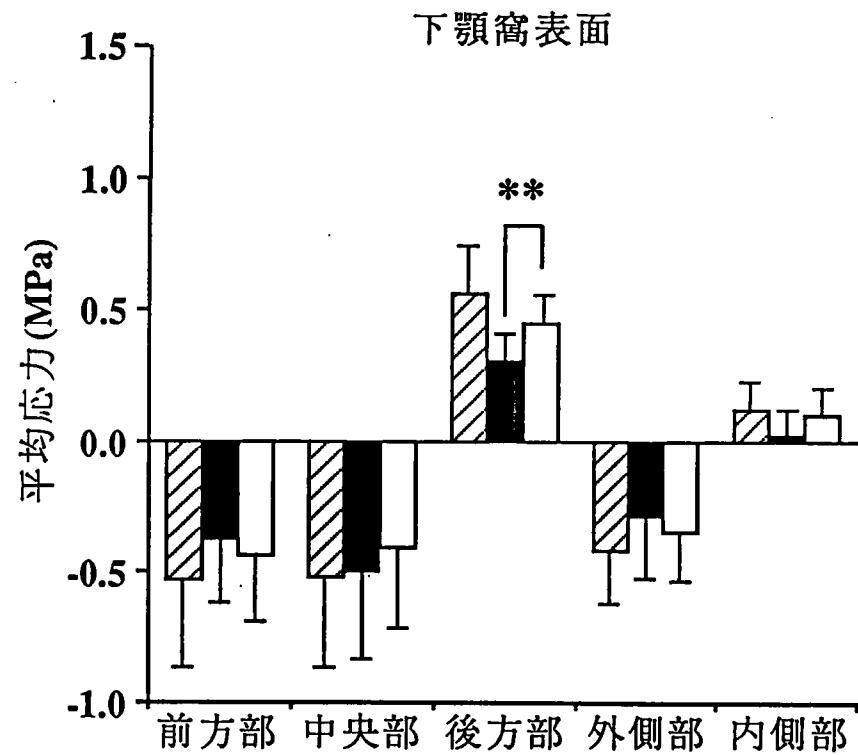
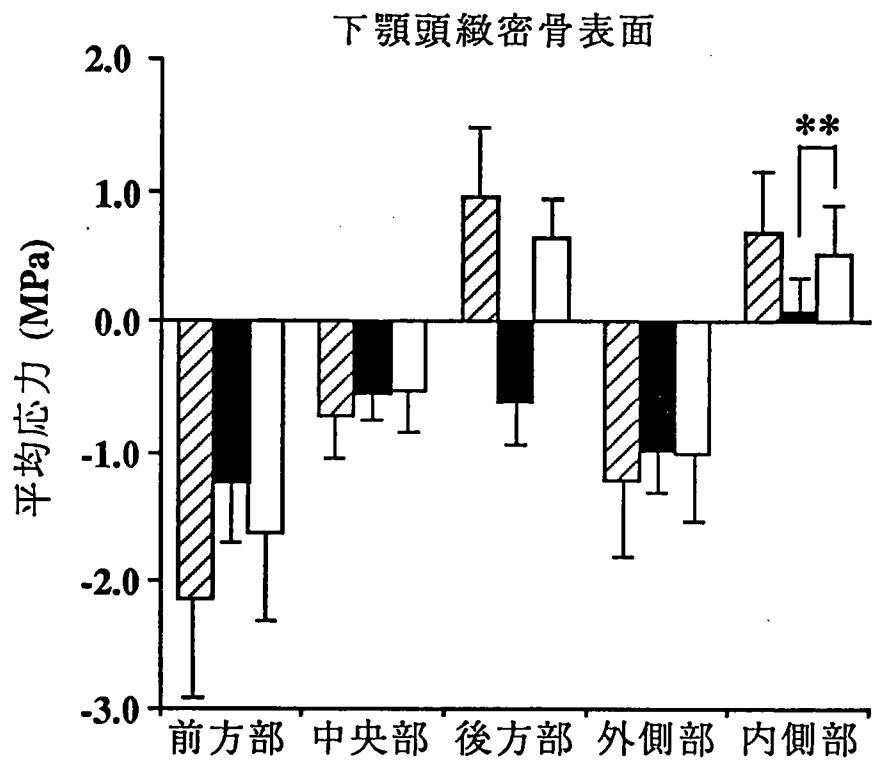


図 21

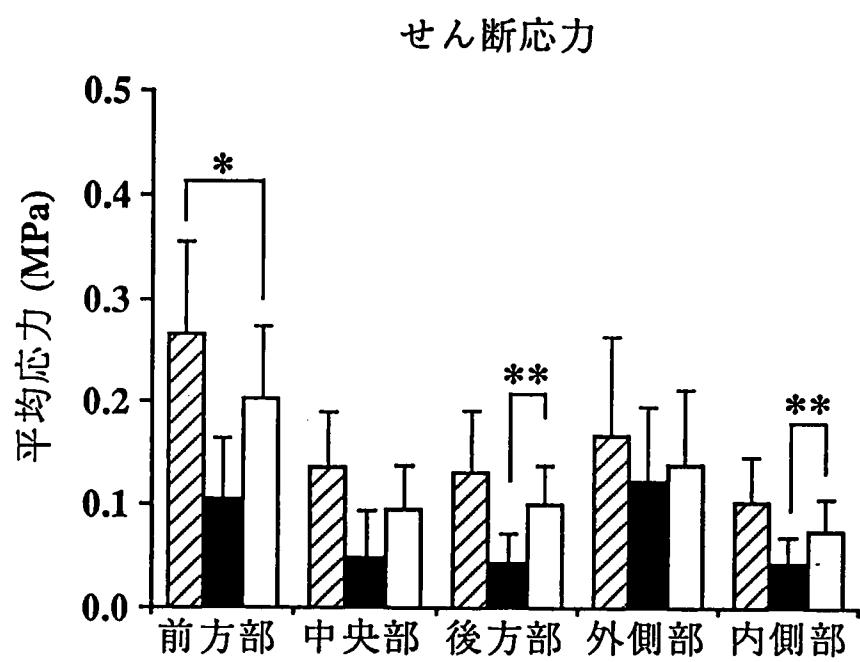
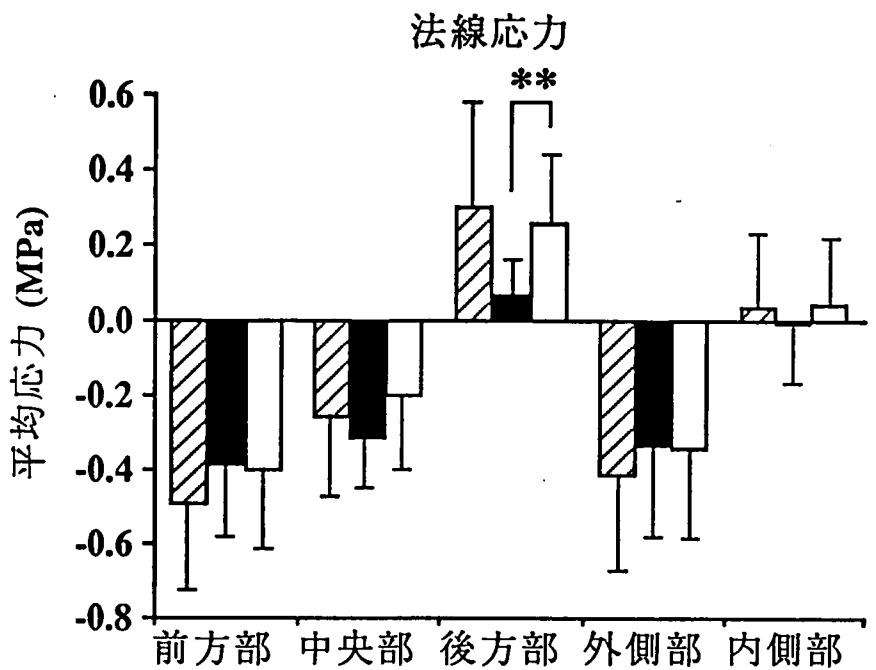


図 22

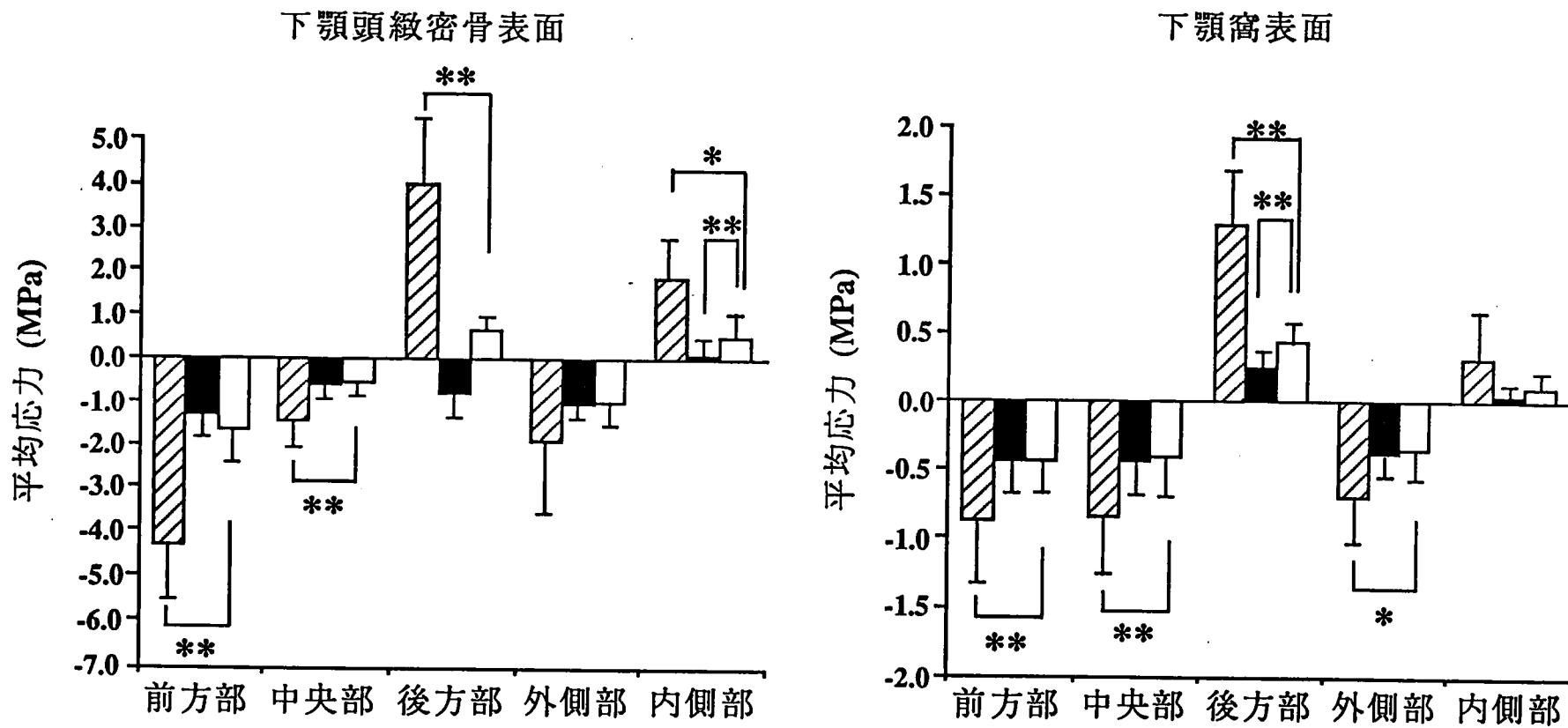


図 23

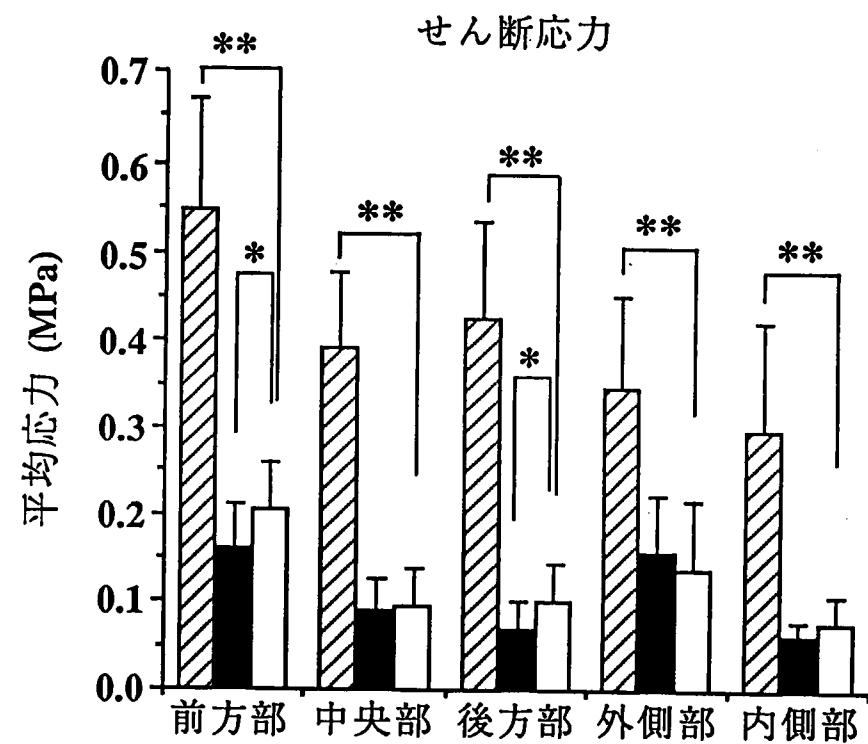
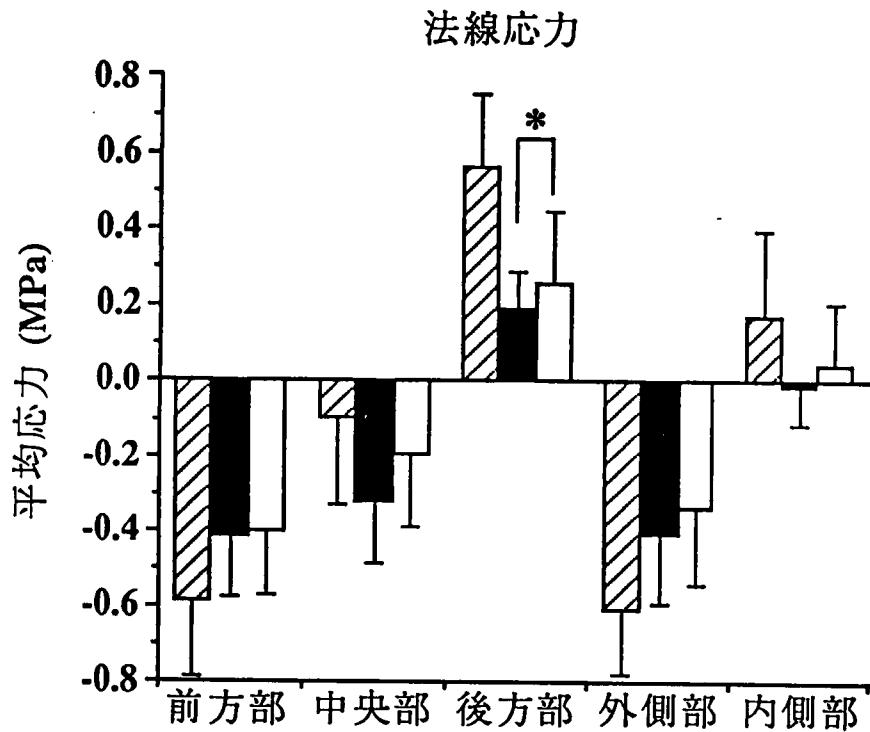


図 24

表 1

構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨 ³⁵⁾	1.37×10^4	0.30
海綿骨 ³⁵⁾	7.93×10^3	0.30
顎関節円板 ³⁸⁾	4.41×10 (応力範囲 1.50 MPa 以下)	0.40
	9.24×10 (応力範囲 1.50 MPa 以上)	
歯根膜 ³⁶⁾	4.90×10^{-1}	0.49
下顎頭軟骨 ³⁷⁾	7.90×10^{-1}	0.49

表 2

計測項目	開 咬	過蓋咬合	標準モデル
角度的項目(度)			
MP-SN	45.7	36.9	37.1
Go.A	131.7	120.3	122.1
RP-SN	93.9	96.6	94.8
線的項目(mm)			
Ar-Go	46.5	48.9	47.3
Go-Me	71.5	71.0	71.4
L1-MP	47.0	48.3	44.2
L6-MP	35.9	34.1	32.9

表 3

	前方部	中央部	後方部	外側部	内側部
下顎頭緻密骨 表面	-1.642	-0.543	0.664	-1.017	0.521
下顎窩表面	-0.440	-0.410	0.445	-0.351	0.103

(单位 : MPa)

表 4

	前方部	中央部	後方部	外側部	内側部
法線応力	-0.403	-0.200	0.258	-0.342	0.041
せん断応力	0.204	0.096	0.100	0.138	0.076

(単位 : MPa)