The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	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
Author(s)	丹根, 一夫
Citation	大阪大学, 1983, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/33750
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

論文表題

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
ー有限要素法による三次元解析ー

大阪大学歯学部歯科矯正学講座
丹根一夫

緒言

歯の移動のメカニズムを解明するために，歯に矯正力が加えられた際の歯周組織の変化については，従来，組織学的[1~7]，組織化学的[8,9]，生化学的[10~14]，生理学的[15~17]，生力学的[18,19]に追求され，歯周組織の改造変化，細胞の活性化，全身的および局所的な代謝過程の変化，歯根膜血流量の変化，歯周組織の力学的変化，などが検討されてきた。

しかし，これらの諸変化を惹起する根本的要因は，矯正力により誘発される単位面積あたりの内力，すなわち歯周組織の応力である。よって，生理的な歯の移動に可能な限り近い状態の歯の移動が歯科矯正治療における究極の目的であるため，この歯周組織の応力を詳しく解析し検討することは歯科矯正臨床上きわめて意義深いものである。

ところが，従来の研究方法[1~19]では歯周組織のような微細な内部組織における応力の解析は

方法論的にきわめて困難であった。そのため，歯に矯正力を加えた際の歯周組織の細部にわたる三次元的な応力の大きさや性状に関しては，未だほとんど明らかにされていない。

これに対し，本研究で用いた有限要素法は数値解析法の一種として導入された解析法で，歯周組織のような微細な生体における内部応力を明らかにする上できわめて有効な手法である。

本研究は，次の順序で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分布状態を三次元的に明らかにする目的で行ったものである。

まず，歯の初期変位の様相，および三次元有限要素法を用いた変位量解析による歯根膜の物理的性状について検討した。

これらの結果をもとに，三次元有限要素法による解析を行い，歯の形態的差異が歯周組織の応力分布状態におよぼす影響について検討した。ついで，この結果に基づいてモデル

歯を下顎第1小臼歯とし，歯科矯正治療で用いる歯の種々な移動様式について，矯正力を加えた初期に誘発される歯周組織の応力分布状態を検討した。

研究方法

I. 歯の変位量測定実験

1. 変位量感受装置

本装置は，被験者ごとに予め採取された通常の口腔模型上で作製されたが，下歯列弓舌側面に沿ったhorizontal barと被験歯の歯冠舌側最大膨隆部に接触するvertical bar，および，上下顎臼歯部により保持される固定部と舌がvertical barへ接触することを防止するための防護壁とからなる。

Horizontal barとvertical barにはサンコバルトパラタルバー用線(三金工業，大阪)を使用した。パラタルバー用線を下歯列弓舌側面に沿って屈曲してhorizontal barを作り，次いで被験

歯の歯冠舌側最大膨隆部に軽く接触するように vertical bar を屈曲し，2つの bar がほぼ直交するように鑞着した。

Bar の屈曲を完了した後，ブルーオストロン(而至歯科工業，東京）を用いて固定部および防護壁を作製した。固定部の高さは，歯に力を加える際に対顎歯の影響がおよばないようにするために，上下切歯切端間距離を約2cmに調製した。また，舌の防護壁は vertical bar の舌側に位置し，模型上の口腔底とほぼ同じ深さになるように調製した。

ほぼ完成した装置を口腔模型上に試適し，被験歯の歯冠舌側最大膨隆部を vertical bar 上に印記し，この部分に小さな金属突起を鑞着し，全体の研磨を行った(図1)。

次いで，本装置の金属突起部近傍に，エポキシ系樹脂を用い所定の方法[20]によりストレーンゲージを接着した。

本実験で使用したストレーンゲージ[20]はエポキシフォイルゲージ ECF-3-120-S（東洋ボールド

ウィン社，東京）で，規格抵抗値は120±0.2Ω，使用温度は−10℃〜70℃である。

2. 変位量測定機器

変位量測定のための機器の構成は，加えた力の大きさを測定するシステムと歯の変位量を測定するシステムの2つのシステムからなる（図2）。

力の大きさを測定するシステムには，半導体小型荷重変換器FPA-6（豊田工機，愛知），荷重指示計AA-1650（豊田工機，愛知），生体電気用アンプRB-5およびペン書きレコーダー（日本光電，東京）を用いた。

半導体小型荷重変換器（図3-A）は，歯に力を加える器具であると同時に，加えられた力の大きさを数量化するためのものである。半導体小型荷重変換器からの情報は荷重指示計（図3-B）に表示されるとともに生体電気用アンプを介してペン書きレコーダーに出力される。

変位量を測定するシステムには，ブリッジ回路と歪み圧力用アンプRP-5およびペン書き

レコーダー（日本光電，東京）を用いた。ストレーンゲージからの情報は歪み圧力用アンプにより増幅され，歯の変位量としてペン書きレコーダーに出力される。

3. 被験者および被験歯

被験者選択の基準としては，歯の初期変位の平均的様相を把握することができるように，①歯列内に叢生が認められないこと，②パノラマX線写真上で歯根の完成が認められ，歯根形態の異常や歯槽骨の吸収などの歯周組織の異常が認められないこと，③歯肉の発赤，腫脹などの炎症症状が認められないこと，④一般的な歯科矯正治療適応年齢にあること，などとした。

このような基準を参考にして，10～15歳の男女10人を被験者とした。

被験歯は，下顎第1小臼歯とした。下顎第1小臼歯を被験歯としたのは，本実験用に作製したトランスデューサーを舌側歯面の一定位置に確実に，かつ安定して設置しやすいと

いう理由によるものである。

4. 歯の変位量測定の手順

歯の変位量測定実験を行う前に，歯に加える力の大きさと歯の変位量の較正を行った。

加える力の大きさの較正は，荷重指示計が0gから250gまで25gごとに変化する際のペン書きレコーダー上の振幅を記録することにより行った。

変位量の較正は，測定装置のトランスデューサー部にマイクロメーターをセットし，1μmから50μmまで5μmごとの変位量に対するペン書きレコーダー上の振幅を記録することにより行った。

歯の変位量測定実験に際しては，まず被験者をシールドルーム内の椅子にすわらせ，ヘッドレストの調節により眼耳平面がほぼ水平になるように頭部の位置を調節した。

次いで，歯に加える力の大きさを測定するシステムと歯の変位量を測定するシステムとをセットし，被験者の口腔内に測定装置を装

着して被験歯である下顎第1小臼歯に測定装置が軽く接触していることを確認した。

ペン書きレコーダーの基線の安定を確認した後，半導体小型荷重変換器を用いて，0g～250gの舌側方向への水平力を25gおきに負荷点に加えた。負荷点は，通常矯正力の作用部位となる歯冠頰側中央部で，力を加える前に予め印記した部位とした。

10人の被験者の左右側下顎第1小臼歯計20歯について5回づつの計測を行った。力を加えている時間は約10秒で，1回の計測に約3分を要した。計測後，約5分の休息をとり次の計測を行った。

すべての計測が終了した後，5回の測定値を平均して各被験者ごとの測定値とし，さらにこれらの値を10人の被験者全体について平均し被験者全体の測定値とした。

5. 歯の変位曲線の決定

歯の変位曲線の決定に際しては，0g～250gの間を25gおきにとった力の大きさと，それ

ぞれの力の大きさに対応した被験者10人の歯の変位の平均測定値とを変数とし，曲線回帰分析の一種であるcurve linear fit analysis[21]を行った。

この分析は，電通国際情報サービス社のMark IIIシステムを介し，同社の統計解析プログラム・パッケージであるJapan Library[21]をTSSモードで利用することにより行った。

この分析の結果から，歯の変位曲線の曲線方程式を求めるとともにその決定係数，F値と信頼性，95%信頼域などを算出した。

II. 歯根膜の物理的性状に関する検討

歯の動揺度が年齢により異なる[22]ことから，歯根膜の物理的性状も年齢により変化すると考えられる。したがって，本研究で用いた被験者における歯根膜の物性定数は，従来報告されている値[23～26]とは異なる可能性が考えられる。そこで，本研究での三次元有限要素法による解析において使用する歯根膜のヤング率，ポ

アソン比の決定を以下の手順にしたがって行った。

まず最初に，歯の変位量測定実験と同一条件下の変位量解析を三次元有限要素法を用いて行った。解析に際し，歯の変位量測定実験の被験歯である下顎第1小臼歯の三次元有限要素モデルを新たに作成し，物性定数の項に先人が報告[23~26]したヤング率，ポアソン比の値を用いて解析を行い，モデル歯の歯冠舌側最大膨隆部での変位量を算出した。算出された変位量と，解析に際して用いた歯根膜のヤング率，ポアソン比との関係式を曲線回帰分析[21]を用いて求めた。

次に，この関係式の変位量の項に先に算出した歯の変位曲線の95%信頼上限値，下限値を代入し，解析変位量が95%信頼値域に含まれるように実験的回帰分析を繰り返し，ヤング率，ポアソン比の適正値を決定した。

なお，三次元有限要素モデルの作成，有限要素法の解析理論，解析の手順などについて

は次項において説明を加えることとした。

Ⅲ. 歯の形態的差異が歯周組織の応力分布状態に及ぼす影響について

歯の形態，とりわけ歯根の形態的差異が矯正力を加えた際の歯周組織の応力分布状態にいかなる影響を及ぼすかを検討するために，三次元有限要素法を用いた解析を行った。

1. 有限要素法[27~30]について

有限要素法は，解析の対象とした物体を有限の大きさをもつ要素に分割し，要素特性を組み立てて物体全体の力学的挙動を表わそうとした解析法[27~30]である。本法は，航空機の構造解析をめざして1956年 Turner ら[31]が紹介したのがその始まりで，以後電子計算機の発展に伴って広範囲に利用可能な手法となった。

現在では，構造力学のみにとどまらず，熱力学，流体力学，生体力学などの分野においても応力解析がなされるようになってきた。

2. 有限要素法の基本理論

有限要素法による解析の原理[27~30]は，次の式で示される。

$$\{F\} = \{K\}\cdot\{\delta\}$$

$$\{\varepsilon\} = \{B\}\cdot\{\delta\}$$

$$\{\sigma\} = \{D\}\cdot\{\varepsilon\}$$

$\{F\}$：力の大きさ

$\{K\}$：剛性マトリックス

$\{\delta\}$：変位

$\{\varepsilon\}$：歪み

$\{\sigma\}$：応力

$\{B\}$ $\{D\}$：定数

加える力の大きさFを既知のデータとして与えることにより，まず変位δを求める。変位δが算出された後，歪みε，応力σが算出される。

これらのすべての過程はマトリックス演算の繰り返しで進められている。

3. 有限要素法による解析の手順

1)解析プログラム

三次元有限要素法による解析を行うために，Structural Dynamics Research Corporation[32]（以下SDRCと記す）のSUPERB[32]を用いた。このSUPERBには，他

の解析プログラムにはみられない種々の特徴がそなわっているが，特筆すべき点として，高精度要素のひとつであるアイソパラメトリック要素（等変数要素，曲面体要素）が使用できること，入力データの作成とチェックを行うためのpre-processing機能およびpre-processingにおいてdistortion check機能を有していること，解析結果の図示を行うためのpost-processing機能を有していること，などがあげられる。

2)三次元有限要素モデルの作成

歯の形態，とりわけ歯根の形態的差異が歯周組織における応力分布状態に及ぼす影響について検討するために，歯科矯正治療において移動を行う歯のうち解剖学的に比較的安定した形態を呈する上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯を各歯群の代表として選び，モデル歯とした。

モデルの作成に際しては，まず最初に3歯それぞれにつき，藤田[33]による日本人の平均的な歯の大きさ，形態をもとに実物の10倍大の

平面図を作成した。平面図は，唇(頰)舌的縦断面図，近遠心的縦断面図，および歯冠咬頭頂から根尖部までを分割した10横断面図からなる。次に，これらの平面図に，秋吉[24]による歯根膜，歯槽骨の諸構造を参考にして歯根膜および歯槽骨に相当する部分を加えた。

このようにして作成されたモデルの平面図を立体的に組み立て，3歯それぞれにつき240個の要素に分割し，要素構成と各節点座標を読み取った。なお，ここで用いた三次元要素形態は三角柱と四角柱で，いずれもアイソパラメトリック要素である(図4)。

3) distortion check

有限要素法における写像過程での要素のゆがみ(distortion)は，解析精度に影響を及ぼす。そこで，SUPERB[22]では要素のゆがみの程度を数量化するためにdistortion check を行い，distortion parameter により表示している。なお，distortion parameter は次式のごとく定義される。

distortion parameter=8·min|J|/ VOL

ここで

$$|J| = \frac{\partial(X\ Y\ Z)}{\partial(\xi\ \eta\ \zeta)} = \begin{vmatrix} \frac{\partial X}{\partial \xi} & \frac{\partial X}{\partial \eta} & \frac{\partial X}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial Y}{\partial \xi} & \frac{\partial Y}{\partial \eta} & \frac{\partial Y}{\partial \zeta} \\ \frac{\partial Z}{\partial \xi} & \frac{\partial Z}{\partial \eta} & \frac{\partial Z}{\partial \zeta} \end{vmatrix}$$

$$VOL = \int_{-1}^{1}\int_{-1}^{1}\int_{-1}^{1} |J|\ d\xi\ d\eta\ d\zeta$$

SDRC の Nicolas と Citipitioglu[35] は実験結果との比較検討に基づいて，十分な解析精度を得る条件として distortion parameter が 0.2 以上必要である，としている。

さらに，SUPERB では distortion check により単に要素のゆがみのチェックのみならず，モデルの幾何学的等価性や要素分割の妥当性をも確認できる。

有限要素モデルの作成および要素分割は，このような SUPERB の特徴を利用して distortion check における条件がすべて満足されるまで繰り返し行った。

なお，図5に要素分割がすべて完了した，

下顎第1小臼歯の三次元有限要素モデルを示した。

4)拘束条件

力を加えた場合にモデル全体の動きが生ずると，歯に加えた力が適確に歯周組織に伝わらない。

そこで，本解析では歯に加えた力が歯周組織に適確に伝わるように，力の伝播が少ないと考えられる歯槽骨外側部を拘束点とした。

5)解析の実行

解析は，電通国際情報サービス社[32]のMark IIIシステムを介し，TSSモードで行った。

ここで検討を加えたのは，基本的な歯の移動様式である傾斜移動と歯体移動についてである。そこで，上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯において次のようなforce conditionを設定した。

① 舌側方向への100gの水平力を加えた場合。

② 舌側方向への100gの水平力とlingual root torqueとを同時に加えた場合。

なお，いずれの場合にも，通常矯正力の作用部位となる歯冠唇(頬)側中央部に力の負荷点を求めた。

それぞれの場合につき，歯の変位が舌側方向への傾斜移動，および歯体移動を示していることを，歯冠切端(咬頭頂)部，歯頸部，歯根の歯頸側1/3の部位，歯根の根尖側1/3の部位，根尖部の5部位の唇(頬)側と舌側での舌側方向への歯の変位量を平均した値をもとに確認し，次いで応力の解析を行った。

図6は，解析された応力の検討部位を示したものである。

歯の長軸に沿った方向の(A)～(D)は次のように設定した。すなわち，歯頸部(A)は唇(頬)側の歯頸部(歯槽骨頂部）を通り歯の長軸に直交する平面上の部位，根尖部(D)は唇(頬)側の根尖部を通り歯の長軸に直交する平面上の部位とした。また，(B)(C)は歯頸部(A)と根尖部(D)の間を3等分し歯の長軸に直交する平面上の部位とした。

歯の長軸に直交する方向の(1)～(10)は次のように設定した。すなわち，歯根の近心側と遠心側に接線をひき，歯根表面との接点をP_{BM}，P_{LM}，P_{BD}，P_{LD}とした。(1)(6)は，それぞれ線分P_{BM}・P_{BD}およびP_{LM}・P_{LD}の垂直2等分線が唇(頬)側および舌側の歯周組織(歯根表面，歯根膜部分(歯根膜腔中央部)，歯槽骨表面）と交わる部位とした。また，(2)(10)は線分P_{BM}・P_{BD}の垂直3等分線が唇(頬)側の歯周組織と交わる部位，(5)(7)は線分P_{LM}・P_{LD}の垂直3等分線が舌側の歯周組織と交わる部位とした。さらに，(3)(4)は線分P_{BD}・P_{LD}の垂直3等分線が遠心側の歯周組織と交わる部位，(8)(9)は線分P_{BM}・P_{LM}の垂直3等分線が近心側の歯周組織と交わる部位とした。

解析による応力は図6において，歯の長軸に沿った方向では歯頸部(A)，歯根の歯頸側1/3の部位(B)，歯根の根尖側1/3の部位(C)，根尖部(D)の4部位，歯の長軸に直交する方向では唇(頬)側(1)，唇(頬)側遠心側(3)，舌側遠心側(4)，舌側(6)の4部位，の計16部位について検討した。

なお，(3)(9)，(4)(8)は舌側方向への力の作用線に対しほぼ対称的な位置にあり，応力分布状態がほぼ同様であることが確認されたため，遠心側(3)(4)について検討した。また，(2)(10)，(5)(7)での応力分布状態はそれぞれ(1),(6)とほぼ同様であることが確認されたため，唇(頬)側と舌側を代表する(1)(6)の2部位につき検討した。

本研究においては，歯周組織に誘発された応力について定性的な性状の変化を示したものを応力分布パターンとし，これに定量的な歯周組織各部の応力の大きさを加味した結果を応力分布状態と呼ぶこととした。そこで，3歯における応力分布状態の比較検討を次のような手順に従って行った。

①歯の長軸に沿った方向の4点と歯の長軸に直交する方向の4点，からなる16部位について，歯周組織の応力分布パターンを比較することにより3歯間の類似点および相違点を明らかにした。

②前述の16部位について，歯周組織各部の

応力値を定量的に検討した。この応力値について，臨床的に従来から興味がもたれ，かつ3主応力の値がごく近似して明瞭な応力分布パターンを示した歯根膜部分では，次に述べるごとくさらに詳しく検討した。

すなわち，モデル作成時に設定したZ軸(歯根の頬舌的中央部を通る近遠心方向の軸)により歯根膜部分を唇(頬)側部分と舌側部分に分け，唇(頬)側部分と舌側部分に含まれる3節点での平均主応力値を算出し，3歯間の比較を行った。なお，歯頸部から根尖部のいずれの部位においても，唇(頬)側部分に含まれる3節点とは，図6の(1)，(2)，(3)で示す部位とし，舌側部分に含まれる3節点とは，図6の(4)，(5)，(6)で示す部位とした。

Ⅳ. 歯の種々な移動様式における歯周組織の応力分布状態に関する検討

歯科矯正治療で用いる歯の種々な移動様式について，歯周組織における応力分布状態を

明らかにし，矯動様式の違いによる応力分布状態の差異，ならびに歯の変位の指標となる回転中心の位置の検討を行った。

これらの解析は，前述の三次元有限要素法を用い，下顎第1小臼歯をモデルとして行った。モデル歯として下顎第1小臼歯を用いたのは，歯の変位量測定実験の被験歯として用いたこと，および，後述するⅢにおける検討の結果から，他の矯正治療による被矯動歯の応力分布状態を推察するに最も適当であると考えられたからである。

解析は，電通国際情報サービス社[32]の Mark Ⅲ システムを介し，SDRC[32]の SUPERB[32]を用いTSSモードにて行った。

Force condition としては次の①～⑨の条件を設定した。

①舌側方向への100gの水平力を加えた場合
②遠心方向への100gの水平力を加えた場合
③根尖方向への100gの垂直力を加えた場合
④咬頭頂方向への100gの垂直力を加えた場合

⑤歯の長軸回りの350g·mmの回転力を，近心方向へ加えた場合

⑥500g·mmのlingual root torqueを加えた場合

⑦遠心方向への350g·mmの整直力を加えた場合

⑧舌側方向への100gの水平力と種々の大きさのlingual root torqueとを同時に加え，複合型の移動(歯体移動，歯冠移動，歯根移動)を行った場合

⑨遠心方向への100gの水平力と，これによって生じる歯の捻転をうち消すための歯の長軸回りの回転力，および遠心方向への整直力とを同時に加え，複合型の移動を行った場合

なお，いずれの場合も前項と同様に，歯冠頰側中央部に力の負荷点を求めた。

まず，それぞれの場合について，歯冠咬頭頂部，歯頚部，歯根の歯頚側1/3の部位，歯根の根尖側1/3の部位，根尖部，の5部位における歯の解析変位量をもとに，前項と同様の方法により歯の変位様相を確認した。

また，⑧⑨の複合型の歯の移動様式では，Mühlemann[5]の方式に準じて回転中心の位置を算出するとともに，以下に示す数式によりMoment to Force ratio（以下M/F比と記す）を算出し，回転中心の位置とM/F比との関係を明らかにした。

$$M/F比 = M/f \cdot d$$

ここで

M：モーメント(トルク,偶力)の大きさ

f：水平力の大きさ

d：力の負荷点と抵抗中心との距離

次いで，それぞれの場合につき応力の解析を行った。

解析による応力は，①,③,④,⑥,⑧の場合には図6において，歯の長軸に沿った方向では歯頚部(A)，歯根の歯頚側1/3の部位(B)，歯根の根尖側1/3の部位(C)，根尖部(D)の4部位，歯の長軸に直交する方向では，前項で述べたのと同様の理由により頬側(1)，頬側遠心側(3)，舌側遠心側(4)，舌側(6)の4部位，の計16部位につ

いて検討した。また，②⑤⑦⑨の場合には図6において，歯の長軸に沿った方向では歯頸部(A)，歯根の歯頸側1/3の部位(B)，歯根の根尖側1/3の部位(C)，根尖部(D)の4部位，歯の長軸に直交する方向では遠心頰側(2)，頰側遠心側(3)，舌側遠心側(4)，遠心舌側(5)，近心舌側(7)，舌側近心側(8)，頰側近心側(9)，近心頰側(10)の8部位，の計32部位について検討した。

なお，②⑤⑦⑨の場合，頰側と舌側の近心側および遠心側における応力分布状態に明らかな差異が認められたため，(1)(6)に代り(2)(10)，(5)(7)の部位について検討した。

研究結果

I. 歯の変位量測定実験

各被験者の左右側の下顎第1小臼歯につき行った5回の変位量測定実験の結果，得られた測定値を各被験者ごとに平均して表1に示した。

次に，10人の被験者全体の測定値を平均し，これを被験者全体の測定値とした。加えられた力の大きさと，これに対応する被験者全体の測定値とを用いて曲線回帰分析(curve linear fit analysis)を行った結果，歯の変位曲線は次のような式で表わされることが明らかとなった。

$$Y = X / (0.0139X + 6.948)$$ 決定係数 0.9995

Y：歯の変位量(μm)

X：力の大きさ(g)

すなわち，歯の変位曲線は決定係数0.9995をもって，図7に示すような逆双曲線となることを見い出した。なお，加えられた力の大きさとこれに対応する被験者全体の測定値，分析値，95%信頼上限値，下限値を表2に示した。

II. 歯根膜の物理的性状

三次元有限要素法による歯の解析変位量Dとヤング率E，ポアソン比νとの関係を曲線回帰分析を用いて検討した結果，$E(1-\nu)$ なる

合成変量と解析変位量D との関係をみた場合が回帰による決定係数が最も大きくなり，その場合の関係式は決定係数0.9446をもって，

$$D=0.00908\ /E(1-\nu)+0.0210$$

で表わされることが明らかとなった。

次に，この関係式のDの項に，先に算出された歯の変位曲線の95%信頼値を代入して解析変位量が95%信頼域に含まれるようにヤング率，ポアソン比の値を検討した結果，ヤング率 $E=0.068kg/mm^2$，ポアソン比 $\nu=0.49$ の値が得られた。したがって，以後の三次元有限要素法における歯根膜の物性定数として，この値を用いた。

なお，歯，歯槽骨の物性定数は，過去のデータ[29,36,37]を参照し，その平均的な値として表3に示す値を用いた。

Ⅲ. 歯の形態的差異が歯周組織の応力分布状態におよぼす影響

上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯の歯冠唇(頬)側中央部に舌側方向への100gの水平

力を加えた場合，有限要素法による歯の解析変位より，3歯ともに舌側方向への傾斜移動を示す歯の変位が確認された(表4)。また，3歯の同部位に舌側方向への100gの水平力と，lingual root torque（上顎中切歯で約1000g·mm，上顎犬歯で約1100g·mm，下顎第1小臼歯で約900g·mm）とを同時に加えた場合，有限要素法による歯の解析変位より，3歯ともに舌側方向への歯体移動を示す歯の変位が確認された。

このような歯の変位は舌側方向への傾斜移動，または歯体移動のごく初期段階の変化であるが，歯に矯正力を加えた初期における歯周組織の応力分布状態を明らかにするという本研究の目的にしたがい，これらの場合を舌側方向への傾斜移動，あるいは歯体移動を行った場合として検討することとした。

また，力の作用線に対してほぼ対称的な位置にある(3)と(9)，(4)と(8)での応力分布状態の解析結果はいずれの場合もきわめて類似していたので，図8,9に示すように頰側(1)，頰側

遠心側(3)，舌側遠心側(4)，舌側(6)について図示し検討することとした。

1. 歯周組織における応力分布パターンの比較

上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯について，舌側方向への傾斜移動と歯体移動を行った場合の応力分布パターンをそれぞれ図8-1,2,3，図9-1,2,3に示し，比較検討した。

舌側方向への傾斜移動を行った場合の各歯における歯周組織の応力分布パターン（図8-1,2,3）を比較すると，唇(頬)側および舌側（図8-1,2,3の(1),(6)で示す部位）においては，3歯いずれについてもほぼ類似した応力分布パターンが認められた。すなわち，歯根表面では唇(頬)側において最大主応力が引張り応力を，また，舌側においては最小主応力が圧縮応力を示すとともに，これを除く2主応力は唇(頬)側では引張り応力から圧縮応力，舌側では圧縮応力から引張り応力，のごとく歯根中央部付近にて明瞭な応力の性状の転換を示し，3歯

についてきわめて類似した応力分布パターンを認めた。歯根膜部分では，3主応力ともに唇(頬)側では引張り応力から圧縮応力，舌側では圧縮応力から引張り応力，のごとく歯根中央部付近にて明瞭な応力の性状の転換を示し，3歯についてきわめて類似した応力分布パターンを認めた。歯槽骨表面では，上顎中切歯の唇側歯頸部において，解析で求められた応力の作用角からみて歯の長軸方向の大きな圧縮応力と唇舌方向の大きな引張り応力が認められ，この点のみが上顎犬歯，下顎第1小臼歯の場合とは異なっていた。しかし，この部位をのぞく唇(頬)側，および舌側のほとんどの部位における応力分布パターンは，3歯について類似していた。

これに対し，唇(頬)側遠心側（図8-1,2,3の(3)で示す部位）および舌側遠心側（図8-1,2,3の(4)で示す部位）の歯根膜部分については，3歯における応力分布パターンに次のようなわずかな差異が認められた。すなわち，歯根

表面，および歯槽骨表面では3歯いずれの場合もほぼ同様の応力分布パターンを認めたものの，歯根膜部分では上顎中切歯と上顎犬歯，あるいは下顎第1小臼歯との間にわずかな差異が認められた。上顎中切歯の唇側遠心側，および舌側遠心側（図8-1の(3),(4)で示す部位）の歯根膜部分においては，歯根中央部付近でそれぞれ引張り応力から圧縮応力，圧縮応力から引張り応力，のごとく明瞭な応力の性状の転換が，唇側および舌側の部位と同様に認められた。しかし，上顎犬歯と下顎第1小臼歯の唇(頬)側遠心側（図8-2,3の(3)で示す部位）では，いずれも歯根中央部付近で圧縮応力から引張り応力への明瞭な転換を呈し，舌側遠心側（図8-2,3の(4)で示す部位）では，いずれも歯頸部から根尖部にかけてすべて圧縮応力が認められた。

次に，舌側方向への歯体移動を行った場合の歯周組織の応力分布パターン（図9-1,2,3）を3歯について比較すると，すでに述べた傾斜

矯動を行った場合に認められた3歯間の類似点，相違点が同様に示された。すなわち，唇(頬)側および舌側(図9-1,2,3の(1),(6)で示す部位)の歯周組織における応力分布パターンについては，歯槽骨表面において上顎中切歯の唇側歯頸部のみに他の2歯との違いが認められたが，他のほとんどの部位においては3歯ともにきわめて類似していた。一方，遠心側(図9-1,2,3の(3),(4)で示す部位)の歯周組織における応力分布パターンについては，歯根膜部分においてのみ上顎中切歯と上顎犬歯，あるいは下顎第1小臼歯との間に差異が認められた。

以上の結果，定性的な応力分布状態については，下顎第1小臼歯と上顎犬歯とでは歯周組織のすべての部位において，きわめて高い類似性が認められた。また，上顎中切歯と下顎第1小臼歯あるいは上顎犬歯との間には，歯周組織のごく一部の部位においてのみ差異が認められた。

2. 歯周組織各部の応力値の比較

図8-1,2,3，図9-1,2,3に示した応力分布図を総覧すれば，歯根表面，歯根膜部分および歯槽骨表面のいずれの部位においても，上顎犬歯における応力値は上顎中切歯，下顎第1小臼歯における応力値と比べて，絶対値でみると小さい傾向が認められた。

そこで，このような傾向をより詳しく検討するため，歯根膜部分について平均主応力値の比較を行った(図10，11)。

まず，傾斜移動を行った場合について検討した結果，図10および表5に示すように，唇(頬)側部分，舌側部分のいずれにおいても歯頚部から根尖部にかけてのすべての部位において，上顎犬歯の平均主応力値は上顎中切歯，下顎第1小臼歯での値より小さな値であることが認められた。また，上顎中切歯と下顎第1小臼歯とを比較すると，歯頚部から根尖部にかけての部位による差異は認められたものの，以下に示すように平均値ではほぼ近似した値が認められた。すなわち，歯根膜部分に

ついて歯頚部(A)から根尖部(D)までの平均主応力の絶対値を平均した値は，上顎中切歯で約47.5 g/cm²，下顎第1小臼歯で約51.9 g/cm²，上顎犬歯で約26.5 g/cm²であった。

次に，歯体移動を行った場合について検討した結果，図11および表6に示すように，歯頚部から根尖部にかけてのすべての部位において，上顎犬歯の平均主応力値は上顎中切歯，下顎第1小臼歯の値より小さな値であることが認められ，この点に関しては傾斜移動を行った場合と同様であった。

しかし，傾斜移動を行った場合と比較して，上顎中切歯と上顎犬歯の平均主応力値間の差異が減少し，上顎中切歯と下顎第1小臼歯の平均主応力値間の差異はわずかに増大した。このことは，平均主応力の絶対値を平均した値からみても同様に認められ，上顎中切歯で約8.2 g/cm²，上顎犬歯で約6.3 g/cm²，下顎第1小臼歯で約10.1 g/cm²であった。

このように，定性的および定量的な応力分

布状態について，3歯間の類似点と相違点が認められたことより，歯，とりわけ歯根の形態的差異と歯周組織の応力分布状態との関連性が示唆された。

しかし，3歯間で認められた相違点は，歯周組織の限局した部位においてみられた応力分布パターンの差異，および応力値の大小，のみであったため，3歯のなかで定性的および定量的応力分布状態に関して，他の2歯と最も高い類似性を示した下顎第1小臼歯を用いてさらに検討を加えることとした。

Ⅳ. 歯の種々な移動様式における歯周組織の応力分布状態

歯の5部位における解析変位量により，方法の項で述べた①~⑨の力の加え方で，次のような歯の移動様式に相当した歯の変位が認められた。なお，⑤の場合には歯の回転を明瞭に示すように頰側，遠心側，近心側，舌側の各部位での変位量を表示した。

①は舌側方向への傾斜移動(表4)

②は遠心方向への傾斜移動(表7)
③は歯の圧下(表8)
④は歯の挺出(表8)
⑤は歯の回転(表9)
⑥はトルク(表10)
⑦は遠心方向への歯の整直(表11)
⑧は舌側方向への歯体移動(表4)
⑨は遠心方向への歯体移動(表11)

以上の各表に示した歯の変位は，それぞれの歯の移動様式のごく初期段階の変化として認められたものである。本研究では，このような歯に矯正力を加えた初期における歯周組織の応力分布状態について検討した。なお，①,③,④,⑥,⑧の場合，力の作用線に対してほぼ対称的な位置にある(3)と(9)，(4)と(8)での応力分布状態の解析結果はきわめて類似していたので，それぞれ図8-3，15，16，18，9-3　に示すように頰側(1)，頰側遠心側(3)，舌側遠心側(4)，舌側(6)について図示し検討することとした。

1. 舌側方向への傾斜移動(図8-3)

1)歯根表面における応力分布状態

頬側から舌側へかけての部位((1),(3),(4),(6))において、解析で求めた応力の作用角よりみて、3主応力のうち歯の長軸方向に作用する応力((1)(3)での最大主応力と(4)(6)での最小主応力)は、絶対値でみると近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力と比べて明らかに大きな値を示した。

歯の長軸方向に作用する応力は、頬側(1)と頬側遠心側(3)では引張り応力、舌側遠心側(4)と舌側では圧縮応力として認められ、歯頸部から根尖部まで同じ性状を示した。一方、近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力については、頬側(1)と舌側(6)において、それぞれ引張り応力から圧縮応力、圧縮応力から引張り応力のごとく明瞭な応力の転換が歯根中央部付近で生ずることが認められた。しかし、頬側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では明瞭な応力の転換は認められなかった。

また，応力集中は頬側(1)と舌側(6)では歯頚側1/3の部位(B)に，頬側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では根尖側1/3の部位(C)に認められ，その応力値は頬側(1)で約582 g/cm²，頬側遠心側(3)で約194 g/cm²，舌側遠心側(4)で約-306 g/cm²，舌側(6)で約-651 g/cm²であった。

2)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

頬側(1)と舌側(6)では，それぞれ引張り応力から圧縮応力，圧縮応力から引張り応力のごとく応力が歯根中央部付近で明瞭な転換を示し，歯頚部(A)から根尖部(D)へかけての大きな応力勾配が生じていることが明らかとなった。

一方，頬側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では，頬側(1)あるいは舌側(6)でみられた明瞭な応力の転換は認められなかった。

また，歯根膜部分での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は頬側(1)と舌側(6)では歯頚部(A)に，頬側遠心側(3)と舌側

遠心側(4)では根尖部(D)に認められ，その応力値は頰側(1)で約116 g/cm²，頰側遠心側(3)で約84 g/cm²，舌側遠心側(4)で約-70 g/cm²，舌側(6)で約-123 g/cm² であった。

次に，歯頸部(A)から根尖部(D)について，頰側から舌側へかけての各部位((1),(2),(3),(4),(5),(6))での平均主応力値の変化を図12に示し応力の絶対値の比較を行った結果，遠心側での平均主応力値は約44.4 g/cm² となり，それぞれ約86.6 g/cm²，約81.9 g/cm² の値を示した頰側，舌側と比べてそれぞれ1%，5%レベルで有意の差をもって小さいことが認められた。

3)歯槽骨表面における応力分布状態(図8-3)

頰側(1)では，引張り応力から圧縮応力のごとく明瞭な応力の転換が歯根中央部付近で生ずることが認められた。

舌側(6)では，解析で求めた応力の作用角よりみて最大主応力が歯の長軸方向に作用する応力として引張り応力を示した。また，近遠心方向，頰舌方向に作用する2主応力につい

ては，圧縮応力から引張り応力のごとく明瞭な応力の転換が歯根中央部付近で生ずることが認められた。

頬側遠心側(3)では，解析で求めた応力の作用角よりみて，歯の長軸方向に作用する圧縮応力が歯頸部付近で特に大きな値を示し，曲げ応力が認められた。また，近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力については，歯根表面とほぼ同様の変化を示した。

舌側遠心側(4)では，絶対値でみると3主応力とも小さな値を示し歯根表面とほぼ同様の変化が認められた。

また，歯槽骨表面での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は頬側(1)と舌側(6)では根尖部(D)，頬側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では歯頸部(A)に認められ，その応力値は頬側(1)で約-214 g/cm²，頬側遠心側(3)で約-194 g/cm²，舌側遠心側(4)で約-63 g/cm²，舌側(6)で約151 g/cm²であった。

2. 遠心方向への傾斜移動(図13-1,2)

1)歯根表面における応力分布状態

遠心側(2),(3),(4),(5)）および近心側(7),(8),(9),(10)）において，解析で求めた応力の作用角よりみて，3主応力のうち歯の長軸方向に作用する応力(遠心側(2)～(5)での最小主応力と近心側(7)～(10)での最大主応力）は，絶対値でみると近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力と比べて明らかに大きな値を示し，遠心側(2)～(5)）では圧縮応力，近心側(7)～(10)）では引張り応力として認められ，歯頸部から根尖部まで同じ性状を示した。

一方，近遠心方向，頬舌方向に作用する2主応力については，頬側遠心側(3)から遠心舌側(5)へかけては圧縮応力から引張り応力，近心舌側(7)から頬側近心側(9)へかけては引張り応力から圧縮応力，のごとく応力の転換が認められたが，応力転換の部位は頬側遠心側(3)から遠心舌側(5)，および近心舌側(7)から頬側近心側(9)において異なることが認められた。しかし，遠心頬側(2)と近心頬側(10)では応力の

転換が認められなかった。

また，応力集中は頰側(2)，(10)では根尖側1/3の部位(C)に，遠心側((3)～(5))と近心側((7)～(9))では歯頸側1/3の部位(B)に認められ，その応力値は遠心頰側(2)で約-523 g/cm²，頰側遠心側(3)で約-870 g/cm²，舌側遠心側(4)で約-651 g/cm²，遠心舌側(5)で約-445 g/cm²，近心舌側(7)で約445 g/cm²，舌側近心側(8)で約651 g/cm²，頰側近心側(9)で約871 g/cm²，近心頰側(10)で約523 g/cm²であった。

2)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

遠心側(3)，(4)と近心側(8)，(9)では，それぞれ圧縮応力から引張り応力，引張り応力から圧縮応力のごとく応力の転換が認められ，その部位は頰側遠心側(3)と頰側近心側(9)では根尖側1/3の部位(C)，舌側遠心側(4)と舌側近心側(8)では歯頸部(A)付近のごとく異なることが認められた。また，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての大きな応力勾配が生ずることが明らかとな

った。

遠心頬側(2)と近心頬側(10)では，それぞれ引張り応力，圧縮応力のみが認められた。

遠心舌側(5)と近心舌側(7)では，それぞれ圧縮応力から引張り応力，引張り応力から圧縮応力，のごとく応力の転換が認められた。

また，歯根膜部分での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は遠心頬側(2)と近心頬側(10)，および頬側遠心側(3)と頬側近心側(9)では歯頚側1/3の部位(B)，舌側遠心側(4)と舌側近心側(8)では根尖側1/3の部位(C)，遠心舌側(5)と近心舌側(7)では歯頚部(A)に認められ，その応力値は遠心頬側(2)で約108 g/cm²，頬側遠心側(3)で約-152 g/cm²，舌側遠心側(4)で約108 g/cm²，遠心舌側(5)で約-53 g/cm²，近心舌側(7)で約53 g/cm²，舌側近心側(8)で約-108 g/cm²，頬側近心側(9)で約152 g/cm²，近心頬側(10)で約-108 g/cm²であった。

また，図14は歯頚部(A)から根尖部(D)について，頬側から舌側へかけての部位((2)〜(5)，(7)〜(10))における平均主応力値の変化を示したもので

ある。この表示にみられるごとく，歯頸部(A)から根尖部(D)のいずれにおいても，頰側から舌側へかけての隣接する2部位の間に急激な応力変化が認められ，後述する歯の回転の場合の応力分布パターンと類似した変化を示した。

3)歯槽骨表面における応力分布状態(図13-1,2)

解析で求めた応力の作用角よりみて，歯の長軸方向の応力((2),(3),(7),(8)での最小主応力と(4),(5),(9),(10)での最大主応力)が曲げ応力として生じ，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけて頰側遠心側(3)，近心舌側(7)，舌側近心側(8)では圧縮応力，舌側遠心側(4)，遠心舌側(5)，頰側近心側(9)では引張り応力を示した。一方，近遠心方向あるいは頰舌方向の2主応力の性状の変化は歯根膜部分と同様であった。

また，歯槽骨表面での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は遠心頰側(2)，頰側遠心側(3)，頰側近心側(9)，近心頰側(10)では歯頸側1/3の部位(B)に認められ，その応

力値はそれぞれ約201 g/cm², 約-160 g/cm², 約160 g/cm², 約-201 g/cm²であった。さらに，舌側遠心側(4)と舌側近心側(8)では根尖部(D)，遠心舌側(5)と近心舌側(7)では歯頸部(A)に認められ，その応力値はそれぞれ約153 g/cm², 約-153 g/cm², 約138 g/cm², 約-138 g/cm²であった。

3. 歯の圧下（図15）

1)歯根表面における応力分布状態

頬側から舌側へかけての部位((1), (3), (4), (6))において，解析で求めた応力の作用角よりみて，歯の長軸方向に作用する応力((1)(3)での最小主応力と(4)(6)での最大主応力）は絶対値でみると近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力と比べて明らかに大きな値を示した。

歯の長軸方向に作用する応力は，頬側(1)と頬側遠心側(3)では圧縮応力，舌側遠心側(4)と舌側(6)では引張り応力として認められ，歯頸部(A)から根尖部(D)まで同じ性状を示した。一方，近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力については，頬側(1)の根尖側1/3の部

位(C)と舌側(6)の歯頸部(A)とに小さな引張り応力が認められるほかは広く圧縮応力が認められた。

また，応力集中は頰側(1)と舌側(6)では歯頸側1/3の部位(B)，頰側遠心側(3)では歯頸側1/3の部位(B)と根尖側1/3の部位(C)，舌側遠心側(4)では根尖側1/3の部位に認められ，その応力値はそれぞれ約-302 g/cm²，約-120 g/cm²，約89 g/cm²，約227 g/cm²であった。

さらに，歯の圧下における特徴的な応力分布状態を舌側(6)の根尖部(D)に認めた。すなわち，この部位では3主応力ともに圧縮応力を示すとともに，歯の長軸方向の曲げ応力と比べて近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力が大きく認められ，(1)(3)(4)の根尖部とは明らかに異なる応力分布が認められた。

2)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

歯の圧下により，歯根膜部分では広く圧縮

応力が認められた。しかし，すべての歯根膜部分において圧縮応力が認められたのではなく，頬側(1)の根尖側1/3の部位(C)，舌側遠心側(4)の根尖部(D)，舌側(6)の歯頸部(A)では約5～20 g/cm² の引張り応力が認められた。

また，歯根膜部分での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は頬側(1)では歯頸部(A)，頬側遠心側(3)では歯頸側1/3の部位(B)と根尖部(D)，舌側遠心側(4)では歯頸側1/3の部位(B)，舌側(6)では根尖側1/3の部位(C)と根尖部(D)に認められ，その応力値は(1)で約59 g/cm²，(3)で約-60 g/cm²，(4)で約-39 g/cm²，(6)で約-100 g/cm² であった。この結果，舌側(6)の根尖側1/3の部位(C)と根尖部(D)において最も大きな圧縮応力が生ずることが明らかとなった。

3)歯槽骨表面における応力分布状態

歯槽骨表面においても，ほとんどの部位において広く圧縮応力が認められた。頬側(1)の歯頸部(A)と舌側(6)の根尖部(D)における圧縮応力値はそれぞれ約-60 g/cm²，約-99 g/cm² と大きく

認められ，とりわけ舌側(6)の根尖部(D)において最も大きな圧縮応力が生じていることが明らかとなった。

一方，引張り応力は頬側(1)の根尖側1/3の部位(C)と根尖部(D)，頬側遠心側(3)，舌側遠心側(4)および舌側(6)の歯頸部(A)などの限局した部位において認められた。

このように，歯冠頬側に加えた垂直力によって起る歯の圧下では，歯の根尖方向への変位に加えて軽度の傾斜が生じるため，歯周組織のすべての部位で圧縮応力が認められるのではなく，歯の傾斜に応じて歯周組織の一部には引張り応力が生ずることが示された。また，舌側(6)の根尖部(D)では特徴的な応力分布状態がみられ，歯根表面においては(1)(3)(4)の根尖部とは明らかに異なる応力分布がみられたこと，さらに，歯根膜部分と歯槽骨表面においては最も大きな圧縮応力が生じていること，などが明らかとなった。

4. 歯の挺出（図16）

歯の圧下の場合(図15)とは逆に，歯周組織のほとんどの部位において広く引張り応力が認められた。しかし，歯周組織の一部には圧縮応力が生ずることが認められた。

さらに，歯周組織各部における応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位はいずれも歯の圧下の場合と同じ部位に認められた。また，その応力の絶対値はいずれの部位においても歯の圧下の場合と同じ値であることが認められた。

また，歯の圧下の場合と同様，舌側(6)の根尖部(D)付近では特徴的な応力分布状態がみられた。すなわち，歯根表面では3主応力ともに引張り応力を示すとともに，歯の長軸方向の曲げ応力と比べて近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力が大きく認められ，(1),(3),(4)の根尖部とは明らかに異なる応力分布がみられたこと，歯根膜部分と歯槽骨表面では最も大きな引張り応力が生じていること，などが明らかとなった。

5. 歯の回転(図17)

解析で求めた応力の作用角よりみて，遠心側((2),(3),(4),(5))においては歯根表面に沿って歯の長軸方向に作用する引張り応力と歯根表面に沿って水平方向に作用する圧縮応力が認められた。近心側((7),(8),(9),(10))においては歯根表面に沿って歯の長軸方向に作用する圧縮応力と水平方向に作用する引張り応力が認められた。また，解析で求めた応力の作用角よりみて，中間主応力は歯根表面に直交する方向に作用し歯頸部(A)から根尖部(D)のいずれの部位においても，頰側(2)から遠心側(3)(4)を経て舌側(5)へ，舌側(7)から近心側(8)(9)を経て頰側(10)へかけて，圧縮応力と引張り応力とが交互に生ずる特徴的な応力分布パターンが認められた。

歯根表面各部((2)～(5),(7)～(10))の絶対応力値を歯の長軸方向の各部((A)～(D))で比較すると，歯頸側1/3の部位(B)で最も大きな値を示した。また，歯頸側1/3の部位(B)で歯の長軸に直交す

る方向の各部(2)～(5),(7)～(10))を比較すると，舌側遠心側(4)と舌側近心側(8)で最も大きく，その応力の絶対値は約260 g/cm² であった。

2)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

歯根膜部分では，歯根表面での中間主応力の変化と類似した特徴的な応力分布パターンを示した。すなわち，歯頸部(A)と歯頸側1/3の部位(B)においては，遠心頰側(2)で圧縮応力，頰側遠心側(3)で引張り応力，舌側遠心側(4)で圧縮応力，遠心舌側(5)で圧縮応力，近心舌側(7)で引張り応力，舌側近心側(8)で引張り応力，頰側近心側(9)で圧縮応力，近心頰側(10)で引張り応力，のごとく頰側(2)から遠心側(3)(4)を経て舌側(5)へ，および舌側(7)から近心側(8)(9)を経て頰側(10)へかけて圧縮応力と引張り応力とが交互に生ずることが明らかとなった。また，根尖側1/3の部位(C)と根尖部(D)においても，舌側(5)(7)での応力の性状が(A)，(B)とは異なるも

のの，それ以外では(A)，(B)の部位と同様の変化が明らかとなった。

歯根膜部分各部((2)～(5)，(7)～(10))の絶対応力値を歯の長軸方向の各部((A)～(D))で比較すると，歯頚側1/3の部位(B)で最も大きな値を示した。また，歯頚側1/3の部位(B)で歯の長軸に直交する方向の各部((2)～(5)，(7)～(10))を比較すると，舌側遠心側(4)と舌側近心側(8)で最も大きく，その応力の絶対値は約174 g/cm² であった。

3)歯槽骨表面における応力分布状態

歯根膜部分でみられたような特徴的な応力分布パターンが認められた。すなわち，歯頚部(A)と歯頚側1/3の部位(B)においては，頰側(2)から遠心側(3)(4)を経て舌側(5)へ，舌側(7)から近心側(8)(9)を経て頰側(10)へかけて圧縮応力と引張り応力が交互に認められた。根尖側1/3の部位(C)と根尖部(D)においても頰側(2)(10)での応力の性状が(A)，(B)とは異なるものの，それ以外では(A)，(B)の部位と同様の変化を示した。

歯槽骨表面各部((2)～(5)，(7)～(10))の絶対応力値

を歯の長軸方向の各部((A)～(D))で比較すると，歯頸側1/3の部位(B)で最も大きな値を示した。また，歯頸側1/3の部位(B)で歯の長軸に直交する方向の各部((2)～(5)，(7)～(10))を比較すると，舌側遠心側(4)と舌側近心側(8)で最も大きく，その応力の絶対値は約209 g/cm² であった。

6. トルク(図18)

1)歯根表面における応力分布状態

頬側から舌側へかけての部位((1)，(3)，(4)，(6))において，歯の長軸方向に作用する応力((1)(3)での最小主応力と(4)(6)での最大主応力)は，頬側(1)と頬側遠心側(3)では圧縮応力，舌側遠心側(4)と舌側(6)では引張り応力として認められ，歯頸部(A)から根尖部(D)まで同じ性状を示した。一方，近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力については，頬側(1)と舌側(6)においてそれぞれ圧縮応力から引張り応力，引張り応力から圧縮応力のごとく明瞭な応力の転換が歯根中央部より歯頸側寄りの部位で生ずることが認められた。しかし，頬側遠心側(3)

と舌側遠心側(4)では明瞭な応力の転換が認められなかった。

また，応力集中は頰側(1)と舌側(6)では歯頚側1/3の部位(B)に，頰側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では根尖側1/3の部位(C)に認められ，その応力値は，頰側(1)で約-378 g/cm²，頰側遠心側(3)で約-124 g/cm²，舌側遠心側(4)で約193 g/cm²，舌側(6)で約432 g/cm² であった。

2)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

頰側(1)と舌側(6)では，それぞれ圧縮応力から引張り応力，引張り応力から圧縮応力のごとく応力が歯根中央部よりやや歯頚側寄りの部位で明瞭な転換を示し，歯頚部(A)から根尖部(D)へかけて大きな応力勾配が生じていることが明らかとなった。

一方，頰側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では，頰側(1)あるいは舌側(6)でみられた明瞭な応力の転換は認められなかった。

また，歯根膜部分での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は頰側から舌側へかけての部位(1),(3),(4),(6))においていずれも根尖部(D)に認められ，その応力値は頰側(1)で約62 g/cm²，頰側遠心側(3)で約-52 g/cm²，舌側遠心側(4)で約41 g/cm²，舌側(6)で約-73 g/cm² であった。

3)歯槽骨表面における応力分布状態

頰側(1)では，3主応力とも圧縮応力から引張り応力のごとく，明瞭な応力の転換が歯根中央部よりやや歯頸側寄りの部位で生ずることが認められた。

舌側(6)では，解析で求められた応力の作用角からみて最小主応力が歯の長軸方向に作用する応力として圧縮応力を示した。また，近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力については引張り応力から圧縮応力のごとく，明瞭な応力の転換が歯頸側1/3の部位(B)付近で生ずることが認められた。

頰側遠心側(3)では，解析で求められた応力の作用角からみて歯の長軸方向に作用する引

張り応力が歯頸部付近にて特に大きな値を示し，曲げ応力が生じていることが認められた。また，近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力は歯根表面におけるこれら2主応力とほぼ同様の変化を示した。

舌側遠心側(4)では，3主応力とも小さく，歯根表面の近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力と同様の変化を示した。

また，歯槽骨表面での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は頰側(1)と舌側(6)では根尖部(D)，頰側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では歯頸部(A)に認められ，その応力値は頰側(1)で約128 g/cm²，頰側遠心側(3)で約89 g/cm²，舌側遠心側(4)で約29 g/cm²，舌側(6)で約-94 g/cm²であった。

7. 歯の整直(図19-1,2)

1)歯根表面における応力分布状態

遠心側(2)～(5)，近心側(7)～(10)のいずれにおいても解析で求めた応力の作用角よりみて，歯の長軸方向に作用する応力(2)～(5)での最大主

応力と(7)～(10)での最小主応力）は，絶対値でみると近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力と比べ大きな値を示し，遠心頰側(2)から遠心舌側(5)へかけては引張り応力，近心舌側(7)から近心頰側(10)へかけては圧縮応力として認められ，歯頸部(A)から根尖部(D)まで同じ性状を示した。一方，近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力は，遠心頰側(2)から遠心舌側(5)へかけては引張り応力から圧縮応力，近心舌側(7)から近心頰側(10)へかけては圧縮応力から引張り応力のごとく，明瞭な応力の転換を示した。

また，応力集中はいずれの部位においても歯頸側1/3の部位(B)と根尖側1/3の部位(C)とに認められ，その応力値は遠心頰側(2)で約230 g/cm²，頰側遠心側(3)で約366 g/cm²，舌側遠心側(4)で約305 g/cm²，遠心舌側(5)で約197 g/cm²，近心舌側(7)で約-197 g/cm²，舌側近心側(8)で約-305 g/cm²，頰側近心側(9)で約-366 g/cm²，近心頰側(10)で約-230 g/cm²であった。

2)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

遠心頬側(2)から遠心舌側(5)へかけての各部位においては，引張り応力から圧縮応力の転換が歯根中央部よりやや歯頸側寄りの部位で明瞭に生じていることが認められ，とりわけ遠心側(3)(4)において大きな応力勾配が認められた。

一方，近心舌側(7)から近心頬側(10)へかけての各部位においては，圧縮応力から引張り応力の転換が歯根中央部よりやや歯頸側寄りの部位で明瞭に生じていることが認められた。また，近心側(8)(9)においても遠心側(3)(4)と同様に大きな応力勾配を認めた。

また，歯根膜部分での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は遠心頬側(2)，頬側遠心側(3)，頬側近心側(9)，近心頬側(10)ではいずれも根尖側1/3の部位(C)に，舌側遠心側(4)，遠心舌側(5)，近心舌側(7)，舌側近心

側(8)ではいずれも歯頸部(A)に認められ，その応力値は遠心頰側(2)で約-18 g/cm²，頰側遠心側(3)で約-33 g/cm²，舌側遠心側(4)で約36 g/cm²，遠心舌側(5)で約22 g/cm²，近心舌側(7)で約-22 g/cm²，舌側近心側(8)で約-36 g/cm²，頰側近心側(9)で約33 g/cm²，近心頰側(10)で約18 g/cm²であった。

3)歯槽骨表面における応力分布状態

遠心頰側(2)から遠心舌側(5)へかけてのいずれの部位においても，解析で求められた応力の作用角よりみて歯の長軸方向に作用する最小主応力が曲げ応力として圧縮応力を示し，近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力は歯根膜部分とほぼ同様の変化を示すことが認められた。

近心舌側(7)から近心頰側(10)へかけてのいずれの部位においても，歯の長軸方向に作用する最大主応力が曲げ応力として引張り応力を示し，近遠心方向あるいは頰舌方向に作用する2主応力は歯根膜部分とほぼ同様の変化を示すことが認められた。

また，歯槽骨表面での応力を絶対値でみると，最も大きな応力値を示す部位は遠心頬側(2)と近心頬側(10)では歯頸側1/3の部位(B)，頬側遠心側(3)と頬側近心側(9)では根尖部(D)，舌側遠心側(4)，遠心舌側(5)，近心舌側(7)，舌側近心側(8)では歯頸部(A)に認められ，その応力値は遠心頬側(2)で約50 g/cm²，頬側遠心側(3)で約-40 g/cm²，舌側遠心側(4)で約36 g/cm²，遠心舌側(5)で約-29 g/cm²，近心舌側(7)で約29 g/cm²，舌側近心側(8)で約-36 g/cm²，頬側近心側(9)で約40 g/cm²，近心頬側(10)で約-50 g/cm²であった。

8. 舌側方向への複合型の歯の移動

1)歯の回転中心の位置とM/F比との関係

歯の回転中心の位置とM/F比は，図20に示すごとく双曲線状の関係にあることが明らかにされた。

すなわち，傾斜移動の状態P_1からトルクの量を増加させるにつれて回転中心の位置は漸次根尖部に近づき，P_2において根尖部に回転中心が位置する歯冠移動の状態に達し，さら

にトルクの量を増加させると回転中心が消失する歯体移動の状態P_3，続いて歯冠咬頭頂部に回転中心が位置する歯根移動の状態P_4に達することが認められた。

このように，歯体移動，歯冠移動，歯根移動などの特定の部位に回転中心を有する複合型の歯の移動様式においては，適切なM/F比の決定がきわめて重要な要因であることが明らかとなった。

2)歯体移動を行った場合の歯周組織における応力分布状態(図9-3)

i)歯根表面における応力分布状態

頬側から舌側へかけての部位(1),(3),(4),(6)において，いずれも歯の長軸方向へ曲げ応力が作用していることが認められ，頬側(1)と頬側遠心側(3)では圧縮応力，舌側遠心側(4)と舌側(6)では引張り応力として認められ歯頸部(A)から根尖部まで同じ性状を示した。一方，近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力については，力の作用線に位置する頬側(1)，舌

側(6)においてそれぞれ引張り応力，圧縮応力のみが認められたことより応力の性状の均質性が示された。しかし，頰側遠心側(3)と舌側遠心側(4)では，このような応力の性状の均質性は認められなかった。

また，応力集中部位は頰側(1)では歯頚部(A)，頰側遠心側(3)では歯頚側1/3の部位(B)，舌側遠心側(4)では歯頚部(A)と歯頚側1/3の部位(B)，舌側(6)では歯頚部(A)に認められ，その応力値は頰側(1)で約 -80 g/cm²，頰側遠心側(3)で約-52 g/cm²，舌側遠心側(4)で約61 g/cm²，舌側(6)で約120 g/cm²であった。

ii)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

頰側(1)と舌側(6)では，歯頚部(A)から根尖部(D)へかけてのすべての部位において，それぞれ引張り応力，圧縮応力のみが認められ，応力の性状の均質性が明らかとなった。また，その応力値は頰側(1)で約6～38 g/cm²，舌側(6)で

約-34～-12 g/cm²のごとく，絶対値でみると小さな値を示し，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての応力勾配が小さいことが明らかとなった。

頰側遠心側(3)では圧縮応力のみが認められ，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての応力の性状の均質性が認められた。また，その応力値は約-9～-4 g/cm²のごとく，絶対値でみると小さな値を示し，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての各部位での応力差が小さいことが明らかとなった。また，舌側遠心側(4)では応力の性状の均質性は認められなかったが，応力値は約-3～4 g/cm²のごとく，絶対値でみると小さな値を示し，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての各部位での応力差が小さいことが明らかとなった。

iii)歯槽骨表面における応力分布状態

頰側(1)では引張り応力のみが認められ，応力の性状の均質性が明らかとなった。また，その応力値は約6～45 g/cm²と小さな値を示し，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての各部位での応力差が小さいことが明らかとなった。

舌側(6)では，歯の長軸方向の応力である最大主応力が歯頸部付近で引張り応力を示し，応力の性状の均質性は認められなかったが，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての各部位での応力差が小さいことが認められた。また，頰側遠心側(3)と舌側遠心側(4)でも，絶対値でみると応力値は小さく，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての各部位での応力差が小さいことが認められた。

9. 遠心方向への複合型の歯の移動

1)歯の回転中心の位置と M/F 比との関係

回転中心の位置と M/F 比との関係は，図21に示すごとく双曲線状の関係にあることが明らかとなった。

このように，特定の部位に回転中心を有する複合型の移動様式では，遠心方向への歯の移動においても舌側方向への歯の移動と同様，適切な M/F 比の決定が重要な要因であることが明らかとなった。

2)歯体移動を行った場合の歯周組織におけ

る応力分布状態(図22-1,2)

i)歯根表面における応力分布状態

遠心頬側(2)から遠心舌側(5)，近心舌側(7)から近心頬側(10)において，いずれも歯の長軸方向へ曲げ応力が作用していることが認められ，(2)～(5)では引張り応力，(7)～(10)では圧縮応力として認められ歯頸部(A)から根尖部(D)まで同じ性状を示した。一方，近遠心方向あるいは頬舌方向に作用する2主応力については，絶対値でみると小さな値を示し，歯頸部(A)から根尖部(D)へかけての各部位での応力値が小さいことが認められた。また，(3)～(5)では圧縮応力，(7)～(9)では引張り応力のみが生じ，応力の性状の均質性が認められたが，(2)(10)では認められなかった。

また，いずれの部位においても応力集中は歯頸部(A)に認められ，その応力値は遠心頬側(2)で約105 g/cm²，頬側遠心側(3)で約128 g/cm²，舌側遠心側(4)で約99 g/cm²，遠心舌側(5)で約60 g/cm²，近心舌側(7)で約-60 g/cm²，舌側近心側(8)で

約-98 g/cm²，頰側近心側(9)で約-128 g/cm²，近心頰側(10)で約-105 g/cm²であった。

ii)歯根膜部分における応力分布状態

いずれの部位においても，3主応力値がきわめて近似していることが認められた。

頰側遠心側(3)から遠心舌側(5)へかけての部位では圧縮応力，近心舌側(7)から頰側近心側(9)へかけての部位では引張り応力のみが認められ，応力の性状の均質性が認められた。また，応力値は遠心側(3)~(5)で約-46 ~ -1 g/cm²，近心側(7)~(9)で約1 ~ 46 g/cm²のごとく絶対値でみれば小さな値を示し，歯頸部(A)から根尖部(D)までの応力勾配が小さく，応力差が小さいことが明らかとなった。

一方，遠心頰側(2)と近心頰側(3)では応力の性状の均質性は認められなかった。

iii)歯槽骨表面における応力分布状態

遠心頰側(2)と近心頰側(10)では，歯の整直(図19-1,2)の場合と同様の応力変化が認められ，応力の性状の均質性がみられなかった。

頰側遠心側(3)と頰側近心側(9)では応力の性状の均質性が認められた。また，歯頸部(A)から根尖部(D)への各部位での応力差が小さいことが認められた。

舌側遠心側(4)と遠心舌側(5)では，歯の長軸方向に作用する応力である最大主応力が引張り応力を示し曲げ応力を認めた。また，近遠心方向あるいは頰舌方向の2主応力については，歯根膜部分でみられたのと同様の変化が認められた。

近心舌側(7)と舌側近心側(8)では，歯の長軸方向に作用する応力である最小主応力が圧縮応力を示し曲げ応力を認めた。また，近遠心方向あるいは頰舌方向の2主応力は，歯根膜部分でみられたのと同様の変化を示した。

考察

1. 歯の変位量測定実験について

1)被験者

従来，歯の変位量測定実験は Mühlemann[15,38]，石橋[39]，Parfitt[40]，Picton[41]，梶井[42]らにより，いずれも成人について歯周組織の臨床診断を目的として行われてきた。また，倉島[16]は成人について歯周組織の力学的性状を解明するために歯の変位量測定実験を行った。

このように，従来，歯の変位量測定実験はその目的にあわせて成人を被験者に用いて行われてきた。

しかし，本研究は歯科矯正治療における歯の移動を検討の対象としたため，歯科矯正治療を受ける機会の多い年齢層で，永久歯がほぼ萌出し終えた10～15歳の男女10人を被験者とした。

2)被験歯

従来，歯の変位量測定実験の被験歯としては前歯，とりわけ上顎中切歯が用いられることが多かった[15,16,38,39]。これは，前歯以外の部位では測定が困難であること，などの主として手法上の制約によるものであった。

しかし，近年，小型のストレーンゲージが開発され，これを用いて生体における変位や歪みを測定することが可能となった。

本研究では，このような手法を用いるべく各被験者ごとに作製した測定装置を口腔内に装着して，ストレーンゲージの接着されたトランスデューサー部が被験者の歯冠舌側最大膨隆部に軽く接触するようにした。本操作を切歯，犬歯で行うと歯冠舌側最大膨隆部が歯頸部にきわめて接近しているため[33]，確実に，かつ安定して舌側歯面の一定部位にトランスデューサーを設置することがきわめて困難であった。これに対し，小臼歯部では十分にこの条件を満たした。

したがって，測定装置のトランスデューサー部の設置条件を十分に満たすこと，および小臼歯のうちで比較的変異の少ない歯根形態を有する[33]こと，などの理由により，本研究での被験歯には下顎第1小臼歯を用いることとした。

3)測定方法

1950年代の歯の変位量測定実験は，Mühlemann[15,38]らに代表されるようにきわめて簡単な手法で行われていた。すなわち，dynamometerなどを用いて歯に力を加え，ダイヤルゲージにより歯の変位量を読み取る，という方法が主流をなしていた[15,38,39]。このような測定方法では，加える力の大きさを微妙に調整し連続的に変化させることが困難であること，歯の変位量の読み取りを瞬時に行う必要があるため測定誤差が大きいこと，などの欠点が指摘されていた。

本研究では，このような問題点を取り除いた新たな測定システムを著者が考案し，使用した。すなわち，図2に示すごとく歯に加える力の大きさと歯の変位量とを同時に記録できるように工夫した測定システムである。このシステムにより，従来の手法よりはるかに正確に歯への荷重量とその変位量との関係を知ることが可能となった。

また，歯に加える力の大きさと歯の変位量

についての較正は次のように行った。すなわち，加える力の大きさに関しては，荷重指示計が250gを示す時の記録計での振幅が3cmになるように設定し，25gごとの力の増加に対応した振幅の増加分が3mmであることを確認した。歯の変位量に関しては，トランスデューサーの先端部に固定したマイクロメーターにて10μmの強制変位を加えた時の記録計での振幅を1cmとし，1μmの変位量の増加に対応した振幅の増加分が1mmであることを確認した。この結果，本研究での歯の変位量は，μm単位まで正確に測定できることが確かめられた。

4)歯の変位曲線

従来行われたMühlemann[15,38]，梶井[42]，Hofmann[43]，Körber[44]らの研究において，歯に加えた力の大きさと歯の変位量との関係を示す変位曲線の形状は図示されてはいるものの，その数式的表示については明らかにされなかった。

本研究では，歯の変位量測定実験での測定

値をもとに歯の変位曲線を算出した結果，曲線回帰式の決定係数が直線で0.9887，指数曲線で0.8763，対数曲線で0.9975，双曲線で0.7305，逆直線で0.6636，逆双曲線で0.9995となり，歯の変位曲線は図7に示すごとく逆双曲線であることが明らかにされた。また，F検定により回帰式の有意性が確認されたことより，変位曲線の数式は統計学的に十分信頼できるものであると考えられた。

この結果を従来の研究成績と比較検討すると次のごとくである。

Mühlemann[15] は，上顎前歯について歯の変位の様相を検討し，加える力の大きさが100gの点を境にして変位曲線が変化することを認めた。本研究での測定結果を小荷重域と大荷重域に二分してさらに曲線回帰分析を行った結果，力の大きさが0～100gでは変位曲線は直線，100～250gでは逆双曲線であることが示され，本研究で得た結果は Mühlemann[15] の研究結果と一致するものと考えられる。

また，Hofmann[43]，Körber[44]，Burstone[45]，梶井[42]などによる歯の変位曲線の形状をみると，前三者は上顎前歯を被験歯とし，梶井[42]は下顎第1小臼歯を被験歯としたが，いずれも本研究で明らかにされた変位曲線の形状と類似していた。このことより，従来の研究では変位曲線の数式的表示がみられないため本研究成績と完全に一致しているかどうかは不明であるが，歯の変位曲線の形状はいずれの被移動歯においても同様であろうと考えられた。

2. 歯根膜の物理的性状について

従来，歯に力を加えた時の歯の動揺度が年齢によって変化することが明らかにされている[22]ため，歯根膜の物理的性状は加齢により変化すると考えられる。また，歯の移動初期における歯の変位は主として歯根膜の変形に起因するもの[38,39]故，歯，歯槽骨と比べて歯根膜の物理的性状の年齢変化は本研究における応力解析に対してより大きな影響を与えるものと考えられる。そこで，本研究では歯根膜の物

性定数を新たに求めた。

歯根膜の物理的性状については，従来，歯の変位の様相をもとに検討されることがほとんどであった[15,16,38,39,42,43,44]。このような検討により，歯根膜は本質的には粘弾性を有する[16,43,44]ものの，歯の移動初期においては弾性体とみなしうる物理的性状を有すると考えられている[15,38,39]。

そこで，歯に矯正力を加えた初期について検討した本研究では歯根膜を弾性体と考え，弾性体のヤング率，およびポアソン比を歯根膜について検討した。その結果，ヤング率が0.068 Kg/mm²，ポアソン比が0.49となった。歯根膜の物性定数に関しては，従来，成人について検討され，ヤング率についてAst[24]らは0.2～0.5 Kp/mm²，Kitoh[25]は0.1 Kg/mm²，Huiskes[26]は50 g/mm²，野首[46]らは1.0 Kg/mm²であり，ポアソン比についてHuiskes[26]は0.35，野首[46]らは0.30であると報告している。

本研究で求めた値を用いて有限要素法による解析変位を求め，実験値と比較した結果，

実験値に対する両者の差の割合は，加える力が100gでは約2%，50～75gと125～175gでは約3～7%，25gと200～250gでは約8～10%であった。これらの差の割合はいずれも10%以下と小さな値であり，また，本研究では差の最も少ない100gの力を用いたため，求められた歯根膜の物性定数値は本研究で用いるにて分に正確な値であるものと考えられた。

しかし，0～250gの力を加えた場合に実験値に対する両者の差が力の大きさにより異なることが認められたことより，本研究では行わなかった100g以外の力を加えた場合の歯周組織各部の応力値は，力の大きさと比例的に算出するのではなく，より正確な値を得るためには後述のごとく，歯の変位曲線に基づいた応力値の補正が必要であると考えられた。

3. 有限要素法について

Turnerら[31]によって導入された新しい構造解析の概念は，後に有限要素法と呼ばれるようになり，コンピュータの発達とともに広範囲

に利用可能な手法へと発展した。また，理論面においてもZienkiewicz[27]，Argyris[47]，Clough[48]らによってさまざまな改良が加えられた。

現在では，生体を対象とした医学[49~52]，歯学[53~55]の分野においても利用されることが多くなってきた。

1)歯科矯正学の生力学分野における有用性

近年，歯の移動のメカニズム究明を目的として，矯正力を加えた際の歯周組織を対象とした生力学的研究が注目されてきたが，歯周組織のような微細な内部組織における生力学的研究は方法論的にきわめて困難であった。

従来，このような研究に用いられた手法としてはストレーンゲージ法[56,57]，応力塗布法[58]，モアレ法[59]，光弾性法[60,61]などがあった。

応力塗布法[58]，モアレ法[59]はいずれも表面ひずみ，表面応力を測定する方法であり，歯周組織のような内部組織に誘発される応力，変位などを定量的に測定することは不可能である。

ストレーンゲージ法[56,57]は *in vivo*, *in vitro* のいず

れの状態でも行える，という利点を有する。しかし，in vivo では，厚さが0.1~0.3mm の歯根膜内部と，これに接する歯根表面，歯槽骨表面にゲージを接着することは技術的に不可能であるため，表面ひずみ，表面応力の測定に限定される。一方 in vitro では，シミュレーションモデルにゲージを接着するため，ゲージの接着は可能であるが，接着可能なゲージの数には限りがあるため特定の点での測定になること，およびモデルと生体とを幾何学的，物理的に等価にすることがきわめて困難であること，などの大きな欠点がみられる。

光弾性法[60,61]においても，ストレーンゲージ法と同様モデルと生体との等価性を高める方法がきわめて困難である。また，光弾性法では表面応力のみならず内部応力も測定できるものの，二次元光弾性法では生体との幾何学的等価性が失われること，三次元光弾性法では応力凍結時に生体との物理的等価性が失われること，などの大きな欠点がみられる。

このように，歯科矯正学の生力学分野における従来の手法では，生体との等価な条件を設定すること，微細な内部組織における応力，歪みなどを定量的に明らかにすることなどがきわめて困難であった。

これに対し，有限要素法は従来の手法と比較して次のような優れた特徴を有している。[27~30]

1. モデルと生体との幾何学的等価性を究極まで高めることができる。
2. モデルと生体との物理的性状を同じくすることができる。
3. 内部応力を定量的に明らかにすることができる。
4. 内部組織のいかなる部位についても明らかにできる。
5. 加える力の大きさ，方向，負荷位置などを自由に設定できる。

このような特徴を有することより，有限要素法は歯科矯正学の生力学分野での研究にきわめて有用性のある手法であると考えられた。

2)有限要素法による解析

a.モデルの構成

本研究での三次元有限要素モデルは歯，歯根膜，歯槽骨から構成されている。すでに，著者ら[55]は，歯，歯根膜，歯肉，歯槽骨の4構成要素からなる有限要素モデルを用いた解析を行った結果，歯肉の歯への付着面積が歯根膜のそれより明らかに小さいため応力分布状態におよぼす歯肉の影響は少なく，3構成要素からなるモデルを用いた場合の応力分布状態ときわめて類似していることが認められた。

したがって，本研究での応力解析は歯，歯根膜，歯槽骨から構成された三次元有限要素モデルを用いて行うこととした。

b.モデルと生体との等価性

SUPERB[32]に従って，幾何学的等価性に関して2つのチェックプロセスを設定した。

まず最初に，入力データをもとにモデルのgeometry plotをCRT，X-Yプロッター上に表示し，モデルの形状，各部の大きさに関し

て生体と等価になるように，入力データの修正を繰り返し行った。

次に，要素分割の妥当性を確認するための distortion check を行った。有限要素法による解析の写像過程において要素のゆがみ(distortion)が大きくなると要素の剛性が高くなり，極端な場合には物理的座標と固有座標との間の1対1の変換関係が失われ，解析精度の低下をきたす。[35] この指標として用いられるのが distortion parameter である。Distortion parameter[35] は，Jacobian matrix が要素境界のゆがみや中間節点のずれにより局所的に大きくなったり，小さくなったりする性質を利用している。

要素分割の妥当性を確認するためには，distortion parameter が 0.2 以上であることが必要不可欠な条件とされているため，本解析では，すべての要素がこの条件を満足するまで繰り返し修正を加えた。このことから，distortion check は従来の解析ではまったくみられなかったプロセスであり，経験的になされていた要

素分割を本解析では数学的に検証できたと考えられた。

以上のプロセスを完全に満足したことより，本解析におけるモデルと生体との幾何学的等価性は十分満足されたものと考えられた。

c. アイソパラメトリック要素

本解析では，節点数がそれぞれ15，20の三角柱，四角柱のアイソパラメトリック要素を用いた。その理由として，アイソパラメトリック要素は通常用いられる要素(conventional elements)と比較してより高次の形状関数によって定式化されているため曲面体要素としての使用が可能である[35]こと，より複雑な変位パターンを表現することができるため解析精度が通常の要素を用いた場合よりはるかに高くなること[35]，などがあげられる。

d. 応力の表示方法

従来，応力値は要素の重心における値をもって表示されることが多かったが，要素内での応力偏差が大きく要素重心点にはcritical

stress が生じにくいことなどが明らかにされてきた。[35]

そこで，本解析では数値積分法としてガウス積分法を用いて要素内のガウス点での応力値を算出し，これをLagrange補間により平均化することにより節点応力値を算出し表示した。このような方法により求められた節点応力値は，Hinton[62]らが指摘しているようにより実験値に近似した結果となる，と考えられた。

4. 歯の形態的差異と歯周組織に誘発される応力との関係について

1) 歯周組織の応力分布パターンに関する類似点と相違点

歯，とりわけ歯根の形態的差異が歯周組織における応力分布状態におよぼす影響については，三次元モデルを用いた解析が必要であるにもかかわらず，従来，二次元レベルでの研究[53~55]がほとんどであったため，まったく明らかにされていなかった。

本研究では三次元モデルを用いた解析を行

った結果，上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯の3歯における応力分布パターンに関して類似点と相違点がそれぞれ明らかにされた。

すなわち，類似点としては図8-1,2,3,図9-1,2,3に示したごとく，唇(頬)側と舌側の歯周組織における応力分布パターンについて3歯間にきわめて高い類似性が認められた。これは，唇(頬)側と舌側の部位が舌側方向への力の作用線上にほぼ一致した位置にあること，歯根断面形態のうち唇(頬)側と舌側の形態が3歯を含むすべての被矯動歯について類似していること[33]，などによるものと考えられた。このことより，すべての被矯動歯の唇(頬)側と舌側においては類似した応力分布パターンを示すものと考えられた。

一方，相違点としては図8-1,2,3,図9-1,2,3に示すごとく，上顎中切歯の唇側歯頸部の歯槽骨表面における応力分布パターン，および上顎中切歯の遠心側(あるいは近心側)の歯根膜

部分における応力分布パターンについて，上顎犬歯あるいは下顎第1小臼歯のそれと比較して相違点が認められた。前者の相違点は，上顎中切歯の唇側歯頸部における歯槽骨の唇舌的厚さが，他の2歯と比べて薄い[34]ことによるものと考えられた。また，後者の相違点は，歯根断面形態に関して上顎中切歯はほぼ円形を呈し，長円形で遠心側(あるいは近心側)がわずかに陥凹した形態を呈する上顎犬歯あるいは下顎第1小臼歯と比較して異なっている[33]ことによるものと考えられた。

これらのことより，歯根断面形態と歯周組織における応力分布パターンとは関連性を有することが示唆された。

2)歯周組織各部の応力値の大小

歯科矯正臨床において，同じ大きさの矯正力を加えても歯根の大きさによって歯の移動効率が異なることがよくみられる。このような臨床的経験に基づいて，Schwarz[63], Storey and Smith[64]は，さらに実験的検討を加え optimum

forceの概念を明らかにし，Begg[65]はdifferential forceの概念を提唱した。

以上の2つの概念は，歯に同じ大きさの矯正力を加えた場合に歯周組織に誘発される応力の大きさが個々の歯により異なることを示唆するが，この応力分布状態の違いに関しては未だまったく明らかにされていない。

本研究における応力解析の結果，上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯の3歯における歯周組織各部の応力値をみると，3歯間に応力値の大小が認められた。すなわち，傾斜移動，歯体移動のいずれの場合にも図8.9に示すごとく，上顎犬歯での応力値は上顎中切歯あるいは下顎第1小臼歯での応力値より小さな値であることが認められた。一方，上顎中切歯と下顎第1小臼歯での応力値はほぼ近似した値であることが認められた。また，図10.11，表5,6に示すごとく，唇(頬)側部分と舌側部分における応力値の平均値を歯根膜部分についてみても，同様の傾向が示された。さら

に，歯根膜部分すべてについて応力値の平均値を求め3歯の比較をすると，傾斜移動の場合，上顎中切歯で約47.5 g/cm²，上顎犬歯で約26.5 g/cm²，下顎第1小臼歯で約51.9 g/cm²，歯体移動の場合，上顎中切歯で約8.2 g/cm²，上顎犬歯で約6.3 g/cm²，下顎第1小臼歯で約10.1 g/cm²であった。

このように，同じ大きさの力を加えても個々の歯により歯周組織各部に生じる応力の大きさが異なることが示された。これは，歯根長について，上顎中切歯と下顎第1小臼歯はほぼ等しいのに対し上顎犬歯は他の2歯より大きいこと[33]によるものと考えられ，歯根長と歯周組織各部の応力値との関連性が示唆された。

また，この研究結果はoptimum forceの概念やdifferential forceの概念により示唆されたものの不明であった歯周組織各部の応力値の差異を，従来の生力学的研究と比べてより明確に明らかにしたものと言えよう。

以上のごとく，定性的，定量的な応力分布

状態について3歯間に類似点と相違点が認められ，歯根断面形態と応力分布パターン，歯根長と歯周組織各部の応力値，は関連性を有することが示唆された。

そこで，3歯のうちで歯根断面形態と歯根長について他の2歯と最も類似し，定性的および定量的な応力分布状態に関して他の2歯と最も高い類似性を示した下顎第1小臼歯を用いてさらに詳細に検討することは，他の被移動歯の応力分布状態を推察する上で最も適当である，と考えられた。

5. 歯の種々な移動様式と歯周組織に誘発される応力との関係について

1)歯の移動様式

有限要素法による解析では荷重条件の自由度がきわめて大きいため，任意の大きさ，方向の力を，任意の点に加えることができる。

しかし，本研究では歯科矯正治療における歯の移動様式を検討の対象としたため，レベリングにより通常生ずる歯の移動様式である

傾斜移動，圧下，挺出，歯の回転をとりあげた。また，最近では，resilience の高い線材料が開発され[66]，歯の移動初期より rectangular wire を用いて治療を行う方法も開発されつつあるため[67]，トルク，歯の整直，歯体移動についても検討を加えた。また，臨床的にみて頰舌方向と近遠心方向とでは歯の移動の様相が異なることが考えられたため，両方向への歯の移動について検討した。

2)歯の移動様式による歯周組織の応力分布状態の比較

i)歯の種々な移動様式に共通した応力分布状態

歯周組織における応力分布状態のうち，すべての歯の移動様式に共通してみられたのが，歯根表面と歯槽骨表面において歯の長軸方向に作用し絶対値でみて大きな値を示した応力が誘発されたこと，歯根膜部分において3主応力値がきわめて近似していたこと，などであった。

歯根表面と歯槽骨表面において歯の長軸方向に作用し，歯頸部から根尖部までの各部位で同じ性状を示した応力は曲げ応力であると考えられた。曲げ応力は，歯根，歯槽骨の曲げ変形をひき起すものと考えられ，歯槽骨の変形[68]や根尖完成歯では少ないものの根尖未完成歯の移動でよくみられる歯根弯曲などと関連する応力であることが示唆された。

次に，歯根膜部分において3主応力値がきわめて近似していたことは，歯根膜部分には血液やリンパ液などの液体成分が多く存在していること[69]，すなわち歯根膜部分には静水圧的な応力が生じていることを示唆した。

したがって，歯根膜部分に応力が生じ，液体成分の流出や流入が起これば本解析で明らかにされた歯根膜部分での応力分布状態は変化していくものと考えられた。

ii)歯の移動様式による応力分布状態の違い

Reitan[70,71]は，同じ大きさの矯正力を加えても歯の移動様式の違いによって，歯周組織の応力

分布状態が異なることを示唆した。

しかし，歯周組織の応力分布状態が歯の移動様式によってどのように異なるかは未だ明らかにされていない。

本研究においては，歯周組織の応力分布状態が歯の種々な移動様式により異なることが明らかにされた。すなわち，個々の歯の移動様式に特有な応力分布パターンの存在が明らかにされるとともに，歯周組織各部の応力を絶対値で比較すると，個々の歯の移動様式により応力の最大値が異なることが明らかにされた。

このことより，歯科矯正治療において用いられる矯正力の大きさの適否については，個々の歯の移動様式ごとに考慮しなければならないと考えられた。

iii)傾斜移動とトルク，あるいは歯の整直の比較

三移動様式については，歯の移動方向が舌側方向，遠心方向と異なるものの，歯周組織

の応力分布状態は次のような類似性を示した。すなわち，図8-3, 13, 18, 19に示すごとく舌側方向への移動の場合の頬側と舌側の歯周組織，遠心方向への移動の場合の遠心側と近心側の歯周組織において明瞭な応力の転換が生じ，歯頸部から根尖部へかけての応力勾配が大きいことが明らかとなった。また，歯根膜部分での応力を絶対値でみると，歯頸部あるいは根尖部において最も大きな応力が認められた。さらに，解析で求めた歯根膜部分の応力値を三移動様式について比較するために，平均主応力値の単位モーメント換算値をみると表12に示すごとく，傾斜移動とトルク，あるいは歯の整直の場合の値は近似していることが認められた。

このような類似性より，三移動様式は同じタイプの移動様式であることが示唆された。また，Reitan[5,71]が明らかにした傾斜移動によくみられる歯根膜の硝子化やcell free areaの形成などの組織変化は，トルクや歯の整直の場合に

も同じように生じやすい変化であることが考えられた。したがって，これらの移動様式による歯の移動を行う場合には，応力勾配が過大にならないような注意が必要である。また，歯根膜部分の絶対応力値は近藤[19]が歯根膜血行動態に影響をおよぼさない応力値として示した約80 g/cm²を超えないように，矯正力の大きさには特に注意が必要であると考えられた。

一方，歯の変位の指標となる歯の回転中心の位置は，三移動様式により異なることが認められ，舌側方向への傾斜移動で0.58，トルクで0.65，遠心方向への傾斜移動で0.60，歯の整直で0.61であった。このことより，トルクや歯の整直の場合は傾斜移動の場合よりやや歯頸側に回転中心の位置が認められ，Burstone[18]の結果と一致した。また，Goldberg[72]，Burstone[18]などによる抵抗中心の位置と比べると，傾斜移動での回転中心の位置はやや根尖側にあることが認められた。

iv)歯の圧下，挺出の比較

歯の圧下，挺出においては，図15，16に示すごとく歯周組織のほとんどの部位でそれぞれ圧縮応力，引張り応力が広く認められ，歯周組織の応力分布パターンと歯周組織各部の絶対応力値はまったく同じであった。また，舌側根尖部での特徴的な応力分布状態が明らかとなった。

歯の圧下，挺出において歯周組織のほとんどの部位で圧縮応力，引張り応力が広く認められたことは，Thurow[19]，Graber[23]などの指摘した所見とほぼ一致した。しかし，すべての部位，とりわけ歯根膜部分のすべての部位で同じ性状の応力のみが認められなかったことは，本研究での力の加え方がThurow[19]，Graber[23]とは異なっていたためであり，表8に示した軽度の歯の傾斜に起因した結果であると考えられた。したがって，歯の圧下，挺出において歯周組織における応力の性状の均質性，歯頸部から根尖部へかけての各部位での応力差の減少，を得るには，歯の傾斜が可及的に生じないよ

うに矯正力を加える必要があろう。

歯の圧下，挺出では，舌側根尖部において特徴的な応力分布状態がみられ，最も大きな応力が生ずることが明らかにされた。この結果と，歯の圧下に伴う歯根吸収の原因として Phillips[24], Dellinger[25], 大谷[26]らが指摘した根尖部での過大な応力の存在，とを考えあわせると，根尖部とりわけ舌側根尖部での歯根吸収は歯の圧下，挺出のいずれにおいても同様に生じうることが示唆された。

本研究での応力解析の結果，歯の圧下，挺出において舌側根尖部の歯根膜部分では約100 g/cm² の圧縮応力と引張り応力が認められた。この値は，近藤[17]が示した約80 g/cm² の応力値よりやや大きな値であったため，歯の圧下，挺出で用いる矯正力は80 g以下であることが望ましいと考えられる。また，歯の挺出は圧下と比較すると起りやすい移動であること，根尖部での神経線維の切断が生じやすいこと，などより歯の挺出での矯正力の大きさは歯の

圧下の場合よりさらに小さくする必要があると考えられた。

v)傾斜移動と歯体移動の比較

傾斜移動と歯体移動に関する比較検討は従来よりしばしば試みられてきた。組織学的には Reitan[5,70,71], Storey[77] らが検討を加え，歯体移動では歯根膜の硝子化や cell free area の形成などが傾斜移動に比べ少ないことを明らかにした。Stoner[78] は，模式的に傾斜移動と歯体移動の比較を行い，両移動様式での歯周組織に生ずる力の大きさが異なることを示唆した。

生力学的検討を加えたものとしては，Haack[79] ら Burstone[18], Fortin[80], Nikolai[81] らの研究がみられ，定性的な結果であるものの，傾斜移動と歯体移動において歯周組織の応力分布パターンに違いが認められた。

本研究では，両移動様式における歯周組織の応力分布状態を三次元的，かつ定性的，定量的に検討した結果，傾斜移動では図8-3, 13に示すごとく，歯根中央部付近で生じた明瞭

な応力の性状の転換，歯頸部から根尖部へかけての各部位における大きな応力差，などが明らかとなった。一方，歯体移動では図9-3，22に示すごとく，応力の性状の均質性，歯頸部から根尖部へかけての小さな応力差，などが明らかとなった。さらに，歯周組織各部の応力値を絶対値でみると歯体移動では傾斜移動の場合より小さな値であることが示された。

このような両移動様式における歯周組織の応力分布状態が定性的，定量的にみて異なっていたことは Reitan[5,70,71]，Storey[77]，Stoner[78]，らの研究成績と一致した所見であり，Burstone[18] らの研究成績をさらに定量的に明らかにしたものであると考えられた。また，歯体移動では歯根膜各部における絶対応力値の最大値が約45 g/cm² で，近藤[17]が示した約80 g/cm² の応力値より小さく，かつ Schwarz[82]が歯根膜毛細血管圧をもとに歯根膜の最適な応力値とした20～30 g/cm² を参考にすると，歯体移動は生理的な歯の移動に近い移動様式をもたらしうることが示唆され

た。しかし，矯正治療での歯の移動をすべて歯体移動とすることは不可能であるため，歯の種々な移動様式を行う際により生理的な歯の移動が行えるよう考慮が必要であろう。

さらに，Burstone[18]，Stoner[78]らの模式的考察とは明らかに異なり歯体移動の場合にも歯頸部から根尖部へかけての応力差が認められたことより，Lee[83]が述べたように歯体移動は歯のwiggling, jigglingを繰り返しながらなされるものと考えられた。

3)歯の回転中心の位置とM/F比との関係

歯に舌側方向あるいは遠心方向への水平力とトルクあるいは整直力とを同時に加えると，歯体移動，歯冠移動，歯根移動などの複合型の移動がなされることはBurstone[18]，Caputo[61]ら，Fortin[80]，Nikolai[81]，Davidian[84]，Burstone[45]ら，Marcotte[85]により明らかにされ，これらの移動様式の決定にM/F比が関係することが示唆された。

本研究では，舌側方向と遠心方向への複合型の移動について，歯の回転中心の位置とM/F

比との関係を定量的に検討した結果，図20,21に示すごとく両者は双曲線状の関係にあることが明らかにされた。

このことより，歯体移動，歯冠移動，歯根移動のように特定の部位に回転中心を有する複合型の移動様式では，M/F比は重要な因子であり，適切なM/F比の決定が臨床上重要であることが示唆された。

4)矯正力の作用方向と歯周組織の応力分布状態との関係

本研究では歯科矯正治療で通常よく用いられる歯の移動様式について，歯の長軸に直交する方向の水平力と，歯の長軸方向に力を加えた場合を中心に検討を加えた。しかし，歯科矯正治療での初期のレベリングにおいては種々の方向への力が加わることがあるため，矯正力の作用方向を任意に変えた場合に歯周組織の応力分布状態がいかなる変化を示すかについて考察を加えることは非常に興味深い。

力の作用方向に関して，岡田[86]はストレーン

ゲージを用いた実験を行い，力の作用方向の違いによって応力分布パターンが変化することを明らかにした。

Thurow[19]，野首ら[46]，Hocevar[87]らも同様の検討を行い，力の作用方向の違いにより応力分布状態に差異が生ずることを示唆したが，いずれの研究も二次元解析であったため，定性的な結果にとどまった。

そこで，矯正力の作用方向と歯周組織の応力分布状態との関係を三次元的，かつ定量的に検討するために，水平方向に対してθなる角度をもって作用する力Fを設定した。歯に作用する力を水平力F_x，垂直力F_yに分解すると，歯に作用する力Fは，

$$F = F_x + F_y = F\cos\theta + F\sin\theta$$ となる。

水平力$F\cos\theta$，垂直力$F\sin\theta$により誘発される歯周組織の平均主応力を$\bar{\sigma}_H$，$\bar{\sigma}_V$とし，力の大きさと応力とを比例関係にすると，

$$\bar{\sigma}_H = \frac{F}{100}\cos\theta \cdot \bar{\sigma}_{100H} \cdots ①$$

$$\bar{\sigma}_V = \frac{F}{100}\sin\theta \cdot \bar{\sigma}_{100V} \cdots ②$$ となる。

ここで$\bar{\sigma}_{100H}$，$\bar{\sigma}_{100V}$は，すでに明らかにされた100gの水平力，垂直力を加えた時の歯周組織における平均主応力値である。

①②より，角度θなる方向に作用する任意の力Fにより誘発される歯周組織の平均主応力$\bar{\sigma}_{F\theta}$は，

$$\bar{\sigma}_{F\theta} = \bar{\sigma}_H + \bar{\sigma}_V = \frac{F}{100}(\bar{\sigma}_{100H}\cos\theta + \bar{\sigma}_{100V}\sin\theta)$$

$$= \frac{F}{100}\sqrt{\bar{\sigma}_{100H}^2 + \bar{\sigma}_{100V}^2}\,\sin(\theta+\alpha)$$ となった。

但し，$\alpha = \tan^{-1}\dfrac{\bar{\sigma}_{100H}}{\bar{\sigma}_{100V}}$

このことから，歯周組織の応力分布状態は矯正力の作用角度θに応じて，正弦波にしたがった減衰を示しながら変化することが示唆された。

5)矯正力の大きさと歯周組織各部の応力値との関係

すでに述べたように，0～250gの力を加えた場合に実験値に対する実験値と解析値の差の割合が力の大きさにより異なることが認められたことより，100g以外の力を加えた場合の歯周組織各部の応力値を正しく評価するた

めには，本研究での100gの力を加えた場合の応力解析結果をもとに力の大きさに応じた応力値の補正が必要と考えられた。

任意の大きさFなる矯正力による歯の変位量，歯周組織各部の応力値をY_F，σ_Fとすると，

$$Y_F = F/(FA+B) \qquad \sigma_F = K \cdot Y_F \quad (A.B.Kは定数)$$

より

$$\sigma_F = K \cdot F/(FA+B) \cdots\cdots ① \quad となる。$$

ここで，100gの矯正力による応力値をσ_{100}とすれば

$$\sigma_{100} = K \cdot Y_{100} = K \cdot \frac{100}{100A+B} \cdots\cdots ②$$

となる。①②式よりσ_Fは，

$$\sigma_F = \frac{\sigma_{100}(100A+B)}{100} \cdot \frac{F}{FA+B}$$

のように表示された。

このことより，力の大きさと歯周組織各部の応力値とは図23のごとく，逆双曲線状の変化を呈することが示された。したがって，100g以外の力を加えた場合の応力値は上記の数式により補正されると考えられた。

結論

歯の種々な移動様式について，歯に矯正力を加えた初期における歯周組織の応力分布状態を三次元有限要素法を用いて検討した。

有限要素法による解析に先だち，歯の変位の様相，歯根膜の物性定数を明らかにし，さらに歯の形態的差異と歯周組織の応力分布状態との関係について検討を加えた。

これらの結果，次のような結論を得た。

1. 歯の変位量測定実験の結果，歯の変位曲線は決定係数0.9995をもって $Y=X/(AX+B)$，($A=0.0139$, $B=6.948$) なる逆双曲線であることが明らかとなった。

2. 歯根膜の物性定数は，本被験者についてヤング率が0.068 kg/mm²，ポアソン比が0.49であった。

3. 被移動歯のなかで形態的に安定している上顎中切歯，上顎犬歯，下顎第1小臼歯の歯周組織の応力分布状態より，唇(頰)側と舌側の歯周組織の応力分布パターンについて3歯間

にきわめて高い類似性が認められた。一方，遠心側(あるいは近心側)の歯根膜部分での応力分布パターンについては，上顎中切歯と上顎犬歯あるいは下顎第1小臼歯との間に相違点が認められた。

また，歯周組織各部の応力値について，上顎犬歯での応力値は上顎中切歯あるいは下顎第1小臼歯での応力値より小さく，上顎中切歯と下顎第1小臼歯での応力値は近似していることが認められた。

これらの結果より，歯根断面形態および歯根長と応力分布状態との関連性が認められた。

この結果に基づき，3歯のなかで定性的および定量的な応力分布状態に関して，他の2歯と最も高い類似性を示した下顎第1小臼歯を用いて歯の種々な移動様式における歯周組織の応力分布状態を検討した。

4.歯の種々な移動様式における特徴的な応力分布状態は，次のごとくであった。

1)傾斜移動，トルク，歯の整直では，いず

れも明瞭な応力の性状の変化が認められ，歯頸部から根尖部へかけての応力差が大きいことが明らかとなった。

2)歯の圧下，挺出では，歯周組織のほとんどの部位でそれぞれ圧縮応力，引張り応力が生じ，歯周組織の応力分布パターンと各部の絶対応力値はまったく同じであった。また，舌側根尖部での特徴的な応力分布パターンが明らかとなった。

3)歯の回転では，歯根膜部分において圧縮応力と引張り応力とが交互にみられる特徴的な応力分布パターンが明らかとなった。

4)歯体移動では，応力の性状の均質性，歯頸部から根尖部へかけての応力差が小さいことなどが明らかとなった。

5.歯の回転中心の位置と M/F 比とは双曲線状の関係にあることが明らかにされた。また，回転中心を特定の部位に有する複合型の移動様式においては，適切な M/F 比の決定が重要な要因であることが示唆された。

稿を終えるにあたり，終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜わりました大阪大学歯学部歯科矯正学講座作田　守教授に深甚なる謝意を表します。

また，数々の御助言，御校閲を賜わりました大阪大学歯学部歯科理工学講座木村　博教授に深く感謝します。

さらに，本研究の遂行に際し，種々御教示いただいた京都大学高分子センター歯科材料応用研究部門堤　定美博士に心から感謝しますとともに，本研究に対して種々御協力下さった大阪大学歯学部歯科矯正学講座教室員諸兄に心から御礼申し上げます。

STRESS INDUCED IN THE PERIODONTAL TISSUE AT THE INITIAL PHASE OF THE APPLICATION OF VARIOUS TYPES OF ORTHODONTIC FORCE : THREE DIMENSIONAL ANALYSIS BY MEANS OF THE FINITE ELEMENT METHOD

KAZUO TANNE

Department of Orthodontics, Osaka University Dental School, 3-48, Nakanoshima, 4-chome, Kita-ku, Osaka, Japan

The purpose of this study was to investigate the stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various types of orthodontic force, by the finite element method.

Before the analysis by the finite element method, the initial displacement of the teeth was measured and material constants of the periodontal membrane were determined. The subjects used to determine material constants consisted of ten boys and girls aged from 10 to 15 years. Then, the relation between morphological difference of the teeth and the stress distribution in the periodontal tissue was investigated on the upper central incisor, the upper cuspid and the lower first bicuspid.

The following results were obtained.

1. The tooth displacement curve was found to be very close

to the reciprocal hyperbola in precision and could be formularized as Y=X/(AX+B), (Y:displacement, X:force, A=0.0139, B=6.948)

2. Material constants of the periodontal membrane were the following: Young's modulus;0.068kg/mm^2, Poisson's ratio; 0.49.

3. The pattern of the stress distribution in the periodontal tissue on the labial (or buccal) and lingual sides was extremely similar among three teeth. While, on the distal (or mesial) side, difference was recognized between the upper central incisor and the other two teeth.

   The stress values in the periodontal tissue of the cuspid were found to be less than the other two teeth, and those of the upper central incisor were similar to the lower first bicuspid.

   From these results, it was suggested that the stress distribution in the periodontal tissue was influenced by the cross-sectional shape and length of the root.

4. The characteristics of the stress distribution at the initial phase of the application of various types of orthodontic force were as follows.

   1) Regarding tipping movement, torque or uprighting, clear transition of the stress was observed and the stress values varied largely from the cervix to the apex.

   2) Regarding intrusion and extrusion, compressive or

tensile stress was respectively induced in the most areas of the periodontal tissue. The typical pattern of stress distribution was induced at the lingual apex area in these types of movement.

3) Regarding rotation, compressive and tensile stress were mutually induced in the periodontal membrane around the root.

4) Regarding bodily movement, the stress induced was homogeneous and the difference of the stress values from the cervix to the apex was little.

5. The relation between the center of rotation and M/F ratio was found to be hyperbolic.

文献

1) 斉藤　久(1941)：歯牙移動に伴う支持組織の変化に関する実験的研究。歯科学報，46，503-521，671-694，767-783，945-963，昭和16．

2) Skillen,W.G. and Reitan,K.(1940): Tissue changes following rotation of teeth in the dog. Angle Orthod.,10,140-147.

3) Waldo,C.M.(1953): Method for the study of tissue response to tooth movement. J.Dent.Res.,32,690-691.

4) Macapanpan,L.C.,Weinmann,J.P. and Brodie,A.G.(1954): Early tissue changes following tooth movement in rats. Angle Orthod., 24,79-95.

5) Reitan,K.(1960):Tissue behavior during orthodontic tooth Movement. Am.J.Orthod.,46,881-900.

6) Azuma,M.(1970):Study on histologic changes of periodontal membrane incident to experimental tooth movement. Bull. Tokyo Med.Dent.Univ.,17,149-178.

7) Rygh,P.(1976):Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. Am.J.Orthod.,70,269-281.

8) 出口敏雄(1969): 歯の移動に伴う歯周組織の変化に関する組織化学的研究. 日矯歯誌, 28, 334-344, 昭和44.

9) Ozaki,T.(1971):The collagenolytic activity during tooth movement in the rabbits. Bull.Tokyo Med.Dent.Univ.,18, 319-337.

10) 河田照茂(1964): 歯科矯正刺戟によって誘発される血中クエン酸, アスコルビン酸量等の変動に関する研究. 日矯歯誌, 23, 242-253, 昭和39.

11) 滝本和男, 河田照茂, 中川皓文, 大西馨(1965): 実験的歯牙移動にともなう歯槽骨中のアルカリフォスファターゼ活性の変動に関する研究. 日矯歯誌, 24, 182-186, 昭和40.

12) Koumas,H.and Matthews,J.L.(1969):Effect of pressure on the formation of collagen in the periodontal ligament. Am.J.Orthod.,56,604-612.

13) Baumrind,S. and Buck,D.L.(1970):Rate changes in cell replication and protein synthesis in the periodontal ligament incident to tooth movement. Am.J.Orhtod.,57,

109-131.

14) Diaz,E.(1978): Periodontal ligament collagen response to tooth movement:Histological and autoradiographic reaction. Am.J.Orthod.,73,443-458.

15) Mühlemann,H.R.(1951):Periodontometry,a method for measuring tooth mobility. Oral Surg.,Oral Med. and Oral Pathol., 4,1220-1233.

16) 倉島晃一(1963): 歯周組織の力学的性状に関する研究(とくに歯根膜および歯槽骨について). 口病誌, 30, 361-385, 昭和38.

17) 近藤勝義(1969): インピーダンス・プレチスモグラフィーによる歯根膜循環動態の研究. 口病誌, 36, 20-42, 昭和44.

18) Burstone,C.J.(1962):The biomechanics of tooth movement; in Vistas in Orthodontics.(Kraus,B.S.,Riedel,R.A. ed.) Lea and Febiger, Philadelphia,197-213.

19) Thurow,R.C.(1966):Edgewise Orthodontics. The C.V. Mosby Company,St.Louis,69-106.

20) 東洋ボールドウィン社(1980): 半導体ひずみゲージマニュアル. 東京, 昭和55.

21) General Electric Company (1977) : Statistical Analysis System II. Maryland.

22) 石橋真澄 (1958) : 歯牙の動揺に関する実験的研究 (第5報) 年齢, 性による変化, 口病誌, 25, 36-40, 昭和33.

23) Dyment, M.L. and Synge, J.L. (1935) : The elasticity of the periodontal membrane. Oral Health, 25, 105.

24) Ast, D., Diemer, R. and Hofmann, M. (1966) : Untersuchungen über das elastische Verhalten der Wurzelhaut, des alveolären Knochens und der Wurzelhautsubstanzen. D.D.Z., 20, 671-680.

25) Kitoh, M. (1974) : An experimental investigation of simulate tooth model dynamically equivalent to human tooth. Bull. Tokyo Med. Dent. Univ., 21, 125-140.

26) Huiskes, R. (1976) : A 3-dimensional mechanical analysis of the tooth-jaw system. Suppl. 31, 29th ACEMB.

27) 吉識雅夫 (1970) : マトリックス有限要素法. 培風館, 東京, 昭和45. ; Zienkiewicz, O.C. and Cheung, Y.K. (1967) : The Finite Element Method In Structural and Continuum Mechanics. McGraw-Hill, Maidenhead, Bershire.

28) 川井忠彦 (1972) : 有限要素法－応力解析への

応用．朝倉書店，東京，昭和47．

;Holand,I. and Bell,K.(1969): Finite Element Methods in Stress Analysis. Tapir,Trondheim.

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

;Smith,G.N.(1971):An Introduction to Matrix and Finite Element Method in Civil Engineering. Applied Science Publishers,London.

30)山本善之(1974)：マトリックス有限要素法－基礎理論と応用－．科学技術出版社，東京，昭和49．　;Desai,C.S. and Abel,J.F.(1972): Introduction to the Finite Element Method. Van Nostrand Reinhold Company,New York.

31) 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.

32) Structural Dynamics Research Corporation(1977): Mechanical Design Library User's Manual. SDRC,Cincinnati.

33)藤田恒太郎(1966)：歯の解剖学．金原出版，東京，昭和41．

34) 秋吉正豊(1962):歯周組織の構造と病理. 医歯薬出版, 東京, 昭和37.

35) Nicolas,V.T. and Citipitioglu,E.(1976): SDRC SUPERB. 2nd National Symposium on Computerized Structural Analysis and Design(Washington).

36) Bonfield,W. and Datta,P.K.(1974):Young's modulus of compact bone. J.Biomech.,7,147-149.

37) Grenoble,D.E.,Katz,J.L.,Dunn,K.L.,Gilmore,R.S. and Murty, K.L.(1972): The elastic properties of hard tissues and apatites. J.Biomed.Res.,6,221-233.

38) Mühlemann,H.R. and Zander,H.A.(1954):Tooth mobility(III) The mechanics of tooth mobility. J.Periodont.,25,128-137.

39) 石橋真澄(1953):歯牙の動揺に関する研究(第一報)荷重と動揺との関係について. 口病誌, 20, 187-191, 昭和28.

40) Parfitt,G.F.(1960):Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. J. Dent.Res.,39,608-616.

41) Picton,D.C.A.(1962):Tilting movement of tooth during biting. Arch. Oral Biol.,7.151-159.

42) 梶井　徹(1967)：新しい装置による歯の生理的動揺の大きさとその性質について．補綴誌，11，1-23，昭和42．

43) Hofmann,M.(1962): Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn des Zahnes. Dtsch.Zahnärztl.Ztschr.,17,721-731.

44) Körber,K.(1962): Elektronische Messen der Zahn Beweglichkeit. D.D.Z.,16,605-613.

45) Burstone,C.J. and Christiansen,R.L.(1969):Center of rotation within the periodontal space. Am.J.Orthod., 55,353-369.

46) 野首孝祠，堤　定美，山賀　保，奥野善彦，井田一夫，林　泰平(1976)：有限要素法による歯，歯根膜および歯槽骨の力学解析．(第一報)－二次元非線型解析－．歯材器誌，33，369-378，昭和51．

47) Argyris,J.H.(1960):Energy theorems and structural analysis. Butterworths,London.

48) Clough,R.W. and Johnson,C.P.(1968):A finite element approximation for the analysis of thin shells. Int.J.

Solid Structures,4,43-60.

49) Matthews,F.L. and West,J.B.(1972):Finite element displacement analysis of a lung. J.Biomech.,5,591-600.

50) Rybicki,E.F.,Simonen,F.A. and Weis,E.B.(1972):On the mathematical analysis of stress in the human femur. J.Biomech., 5,203-215.

51) Simon,B.R.,Kobayashi,A.S.,Wiederhielm,C.A. and Strandness, D.E.(1973):Deformation of the arterial vasa vasorum at normal and hypertensive arterial pressure. J.Biomech., 6,349-359.

52) 藤野豊実，田嶋定天，谷野隆三郎，杉本智逸，青柳文也，森部義裕，佐藤　式(1974)：眼部モデルによる眼窩床骨折の発生機序に関する研究．形成外科，17，427-434，昭和49．

53) Thresher,R.W. and Saito,G.E.(1973):The stress analysis of human teeth. J.Biomech.,6,443-449.

54) 堤　定美，野首孝祠，山賀　保，山田隆司，西山　暐，奥野善彦(1975)：有限要素法による鋳造鉤の二次元弾塑性解析．歯材器誌，32，121-128，昭和50．

55) 丹根一夫，作田　守(1979)：歯および歯周組織に生ずる応力の力学的解析－数値解析法としての有限要素法の利用について－．日矯歯誌，38，372-382，昭和54．

56) Craig,R.G. and Peyton,F.A.(1967):Measurement of strains in fixed bridges with electronic strain gauges. J.Dent.Res.,46,615-619.

57) Tillitson,E.W.,Craig,R.G. and Peyton,F.A.(1971): Experimental stress analysis of fixed partial dentures by use of a dynamic method. J.Dent.Res., 50, 422-429.

58) Craig.R.G. and Peyton,F.A.(1965): Measurement of stress in fixed-bridge restoration using a brittle coating technique. J.Dent.Res., 44,756-762.

59) Caputo,A.A.,Reisbick,M.H. and Belting,C.M.(1974): Small specimen strain measurement by Moiré Fringes. J.Dent.Res.,53,98-103.

60) Farah,J.W.,Craig,R.G. and Sikarskie,D.L.(1973):Photo-elastic and finite element stress analysis of a restored

axisymmetric first molar. J.Biomech.,6,511-520.

61)Caputo,A.A.,Chaconas,S.J. and Hayashi,R.K.(1974): Photo-elastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am.J.Orthod.,65,250-259.

62)Hinton,E. and Campbell,J.S.(1974):Loacl and global smoothing of discontinuous finite element functions using least squares method. Int.J.Num.Meth.Eng.,8,461-480.

63) Schwarz,A.M.(1932):Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. Int.J.Orthod.,18,331-352.

64) Storey,E. and Smith,R.(1952):Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust.J.Dent.,56,11-18.

65) Begg,P.R.(1956):Differential force in orthodontic treatment. Am.J.Orthod.,42,481-510.

66)Goldberg,J. and Burstone,C.J.(1979): An Evaluation of Beta Titanium Alloys for Use in Orthodontic Appliance. J.Dent.Res.,58,593-600.

67)Burstone,C.J.(1981):Variable-modulus orthodontics. Am. J.Orthod., 80,1-16.

68)Baumrind,S.(1969): A reconsideration of propriety of the "pressure-tension" hypothesis. Am.J.Orthod.,55,12-22.

69) 加藤 凞(1976): 歯の動揺度(中)－臨床的ならびに基礎的な歯周組織の力学的研究－. 歯界展望, 48, 679-691, 昭和51.

70) Reitan,K.(1957):Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am.J.Orthod.,43,32-45.

71) Reitan,K.(1969):Biomechanical principles and reactions; in Current Orthodontics Concept and Technique (Graber, T.M. ed.),W.B.Saunders,Philadelphia,56-169.

72) Goldberg,M.S.(1975):Biomechanics of tooth movement;in Adult Tooth Movement in General Dentistry(Schlossberg,A. ed.),W.B.Saunders,Philadelphia,London,Toronto,83-91.

73) Graber,T.M.(1972):Orthodontics, principles and practice. W.B.Saunders,Philadelphia,London,Toronto,488-527.

74) Phillips,J.R.(1955):Apical root resorption under orthodontic therapy. Angle Orthod.,25,1-22.

75) Dellinger,E.L.(1967):A histologic and cephalometric investigation of premolar intrusion in the macaca sperciosa monkey. Am.J.Orthod.,53,325-355.

76) 天谷宣夫(1980): イヌの圧下歯の後戻り変化とその防止に関する研究. 日矯歯誌, 39,

390-406, 昭和55.

77) Storey,E.(1973):The nature of tooth movement. Am.J. Orthod.,63,292-314.

78) Stoner,M.M.(1960):Force control in clinical practice Am.J.Orthod.,46,163-186.

79) Haack,D.C. and Weinstein,S.(1963):Geometry and mechanics as related to tooth movement studied by means of two-dimensional model. J.Am.Dent.Ass.,66,157-164.

80) Fortin,J.M.(1971):Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. Am.J.Orthod.,59,541-551.

81) Nikolai,R.J.(1974):Periodontal ligament reaction and displacements of a maxillary central incisor subjected to transverse crown loading. J.Biomech.,7,93-99.

82) Schwarz,A.M.(1929):Mathematische Uberprüfung des Verhaltens belasteter Zähne. Zeitschr.Stomat.,27,398.; 近藤勝義(1969): インピーダンス・プレチスモグラフィーによる歯根膜循環動態の研究. 口病誌,36,20-42, 昭和44.より引用.

83) Lee,B.W.(1966):A clinical study of three types of tooth movement.M.D.Sc. degree thesis,Univ. of Melbourne.

84) Davidian, E.J. (1971): Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am.J.Orthod., 59, 581-588.

85) Marcotte, M.R. (1976): Prediction of orthodontic tooth movement. Am.J.Orthod., 69, 511-523.

86) 岡田京子 (1971): 局部義歯の設計と支台歯歯周組織の咬合圧負担状態との関係についての実験的研究. 歯科学報, 71, 1712-1775, 昭和46.

87) Hocevar, R.A. (1981): Understanding, planning, and managing tooth movement: Orthodontic force system theory. Am.J. Orthod., 80, 457-477.

脚注

大阪大学歯学部歯科矯正学講座
（主任：作田　守教授）

本論文の要旨は第37回日本矯正歯科学会大会（昭和53年10月，大阪），第39回日本矯正歯科学会大会（昭和55年10月，福岡），第41回日本矯正歯科学会大会（昭和57年9月，仙台）において一部発表した。

図，表の説明

図1　歯の変位量測定装置

図2　歯の変位量測定実験のシステム図

図3　歯に力を加えるための機器

A；半導体小型荷重変換器　B；荷重指示計

図4　本研究で用いた要素の形態

三角柱要素，四角柱要素ともにアイソパラメトリック要素である

図5　下顎第1小臼歯の3次元有限要素モデル

図6　応力の検討部位

A；歯頸部，B；歯頸側1/3の部位，C；根尖側1/3の部位，D；根尖部

1；頰側，2；遠心頰側，3；頰側遠心側，4；舌側遠心側，5；遠心舌側

6；舌側，7；近心舌側，8；舌側近心側，9；頰側近心側，10；近心頰側

図7　歯の変位曲線

図8-1　上顎中切歯の舌側方向への傾斜移動における，歯周組織の応力分布状態

プラス側が引張り応力，マイナス側が圧縮応力を示す

この表示方法は，以下のいずれの図においても同様である

—；最大主応力　---；最小主応力　-·-；中間主応力

図8-2　上顎犬歯の舌側方向への傾斜移動における歯周組織の応力分布状態

—;最大主応力　---;最小主応力　-·-;中間主応力

図8-3　下顎第1小臼歯の舌側方向への傾斜移動における歯周組織の応力分布状態

—;最大主応力　---;最小主応力　-·-;中間主応力

図9-1　上顎中切歯の舌側方向への歯体移動における歯周組織の応力分布状態

—;最大主応力　---;最小主応力　-·-;中間主応力

図9-2　上顎犬歯の舌側方向への歯体移動における歯周組織の応力分布状態

—;最大主応力　---;最小主応力　-·-;中間主応力

図9-3　下顎第1小臼歯の舌側方向への歯体移動における歯周組織の応力分布状態

—;最大主応力　---;最小主応力　-·-;中間主応力

図10　舌側方向への傾斜移動における,歯根膜部分での平均主応力値の変化

—;下顎第1小臼歯　----;上顎中切歯　-·-;上顎犬歯

図11　舌側方向への歯体移動における,歯根膜部分での平均主応力値の変化

—;下顎第1小臼歯　---;上顎中切歯　-·-;上顎犬歯

図12　下顎第1小臼歯の舌側方向への傾斜移動における歯根膜部分

での頰側から舌側へかけての平均主応力の変化

——；歯頸部　　---；歯頸側1/3の部位

-·-：根尖側1/3の部位　　……；根尖部

** ；1% レベルで有意の差を示す

* ；5% レベルで有意の差を示す

図13-1
図13-2　下顎第1小臼歯の遠心方向への傾斜移動における，歯周組織の応力分布状態

——；最大主応力　　----；最小主応力　　-·-；中間主応力

図14　下顎第1小臼歯の遠心方向への傾斜移動における，歯根膜部分での頰側から舌側へかけての平均主応力の変化

(2)；遠心頰側　(3)；頰側遠心側　(4)舌側遠心側

(5)；遠心舌側　(7)；近心舌側　(8)舌側近心側

(9)；頰側近心側　(10)；近心頰側

図15　下顎第1小臼歯の左下における，歯周組織の応力分布状態

——；最大主応力　---；最小主応力　-·-；中間主応力

図16　下顎第1小臼歯の挺出における，歯周組織の応力分布状態

——；最大主応力　----；最小主応力　-·-；中間主応力

図17　下顎第1小臼歯の回転における，歯周組織の応力分布状態

——；最大主応力　---；最小主応力　-·-；中間主応力

2；遠心頰側，3；頰側遠心側，4；舌側遠心側，5；遠心舌側

20×20

7: 近心舌側, 8: 舌側近心側, 9; 頰側近心側, 10; 近心頰側

図18　下顎第1小臼歯のトルクにおける, 歯周組織の応力分布状態

——; 最大主応力　----; 最小主応力　-·-; 中間主応力

図19-1, 図19-2　下顎第1小臼歯の整直における, 歯周組織の応力分布状態

——; 最大主応力　----; 最小主応力　-·-; 中間主応力

図20　舌側方向への複合型の初動様式における, 歯の回転中心とM/F比との関係

C: 歯根尖から回転中心までの距離

L: 歯根の長さ

P_1: 傾斜初動, P_2; 歯冠初動, P_3; 歯体初動, P_4: 歯根初動

図21　遠心方向への複合型の初動様式における, 歯の回転中心とM/F比との関係

C: 歯根尖から回転中心までの距離, L: 歯根の長さ

図22-1, 図22-2　下顎第小臼歯の遠心方向への歯体初動における, 歯周組織の応力分布状態

——; 最大主応力　----; 最小主応力　-·-; 中間主応力

図23　力の大きさと応力値との関係

100gの力を加えた場合の応力値(σ_{100})に対する百分率を示したところ, 逆双曲線を呈した

表1　各被験者の測定値と被験者全体の平均測定値

表2　被験者全体の平均測定値と曲線回帰分析による分析値，95%信頼下限値，95%信頼上限値

表3　歯，歯根膜，歯槽骨の物性定数値

表4　歯の解析変位量

表5　舌側方向への傾斜移動における，歯根膜部分での平均主応力値

表6　舌側方向への歯体移動における，歯根膜部分での平均主応力値

表7　下顎第1小臼歯に遠心方向への100gの水平力を加えた場合の歯の解析変位量

表8　下顎第1小臼歯に，根尖方向と咬頭頂方向への100gの垂直力を加えた場合の歯の解析変位量

表9　下顎第1小臼歯に350g·mmの回転力を加えた場合の歯の解析変位量

表10　下顎第1小臼歯に500g·mmのlingual root torqueを加えた場合の歯の解析変位量

表11　下顎第1小臼歯に遠心方向への350g·mmの整直力を加えた場合，および遠心方向への歯体移動を行わせようとした場合の歯の解析変位量

表12　単位モーメント（1g·mm）あたりの平均主応力値

付表1　上顎中切歯の舌側方向への傾斜移動（図8-1）における，歯周組織各部の応力値

上段：最大主応力，中段：最小主応力，下段：中間主応力

(20×20)

以下の付表においても同様の表示を行った。

付表2　上顎犬歯の舌側方向への傾斜移動（図8-2）における、歯周組織各部の応力値

付表3　下顎第1小臼歯の舌側方向への傾斜移動（図8-3）における、歯周組織各部の応力値

付表4　上顎中切歯の舌側方向への歯体移動（図9-1）における歯周組織各部の応力値

付表5　上顎犬歯の舌側方向への歯体移動（図9-2）における、歯周組織各部の応力値

付表6　下顎第1小臼歯の舌側方向への歯体移動（図9-3）における、歯周組織各部の応力値

付表7　下顎第1小臼歯の遠心方向への傾斜移動（図13-1,2）における、歯周組織各部の応力値

付表8　下顎第1小臼歯の圧下（図15）における、歯周組織各部の応力値

付表9　下顎第1小臼歯の挺出（図16）における、歯周組織各部の応力値

付表10　下顎第1小臼歯の回転（図17）における、歯周組織各部の応力値

付表11　下顎第1小臼歯のトルク（図18）における歯周組織各部の応力値

付表12　下顎第1小臼歯の整直（図19-1,2）における歯周組織各部の応力値

付表13　下顎第1小臼歯の遠心方向への歯体移動（図22-1,2）における、歯周組織各部の応力値

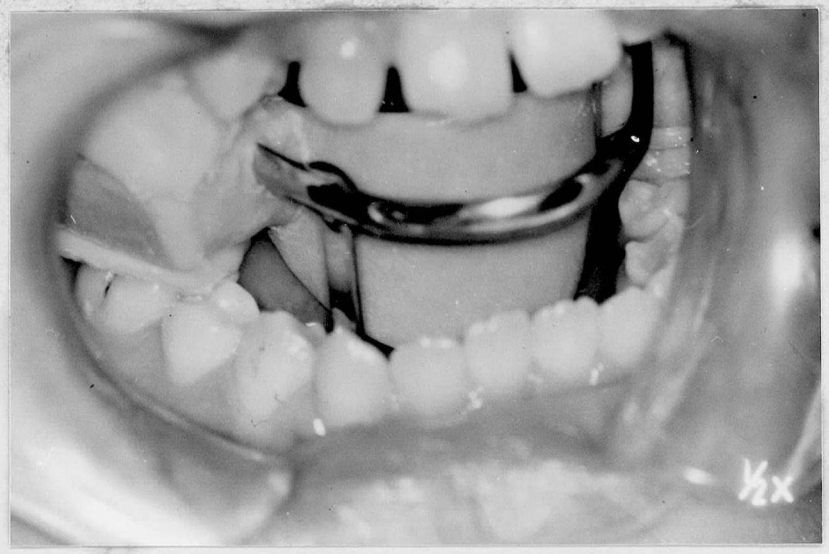


図 1

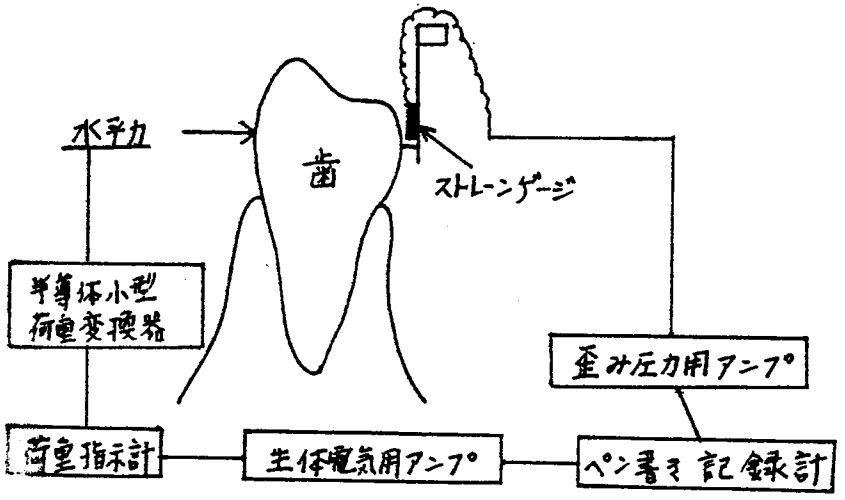

水平力
歯
ストレーンゲージ
半導体小型
荷重変換器
歪み圧力用アンプ
荷重指示計
生体電気用アンプ
ペン書き記録計

図 2

A

B

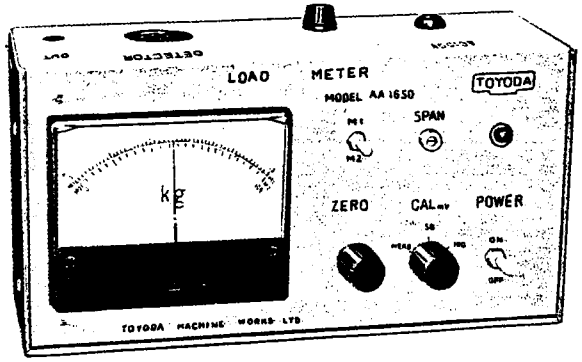
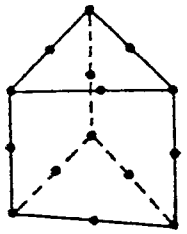
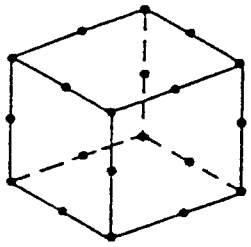

LOAD METER
MODEL AA 1650
TOYODA
SPAN
ZERO
CAL
POWER
kg
TOYODA MACHINE WORKS LTD

図 3



三角柱要素
(節点数=15)



四角柱要素
(節点数=20)

図 4.

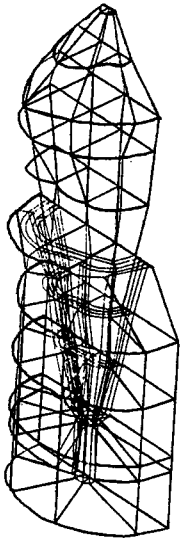


図 5

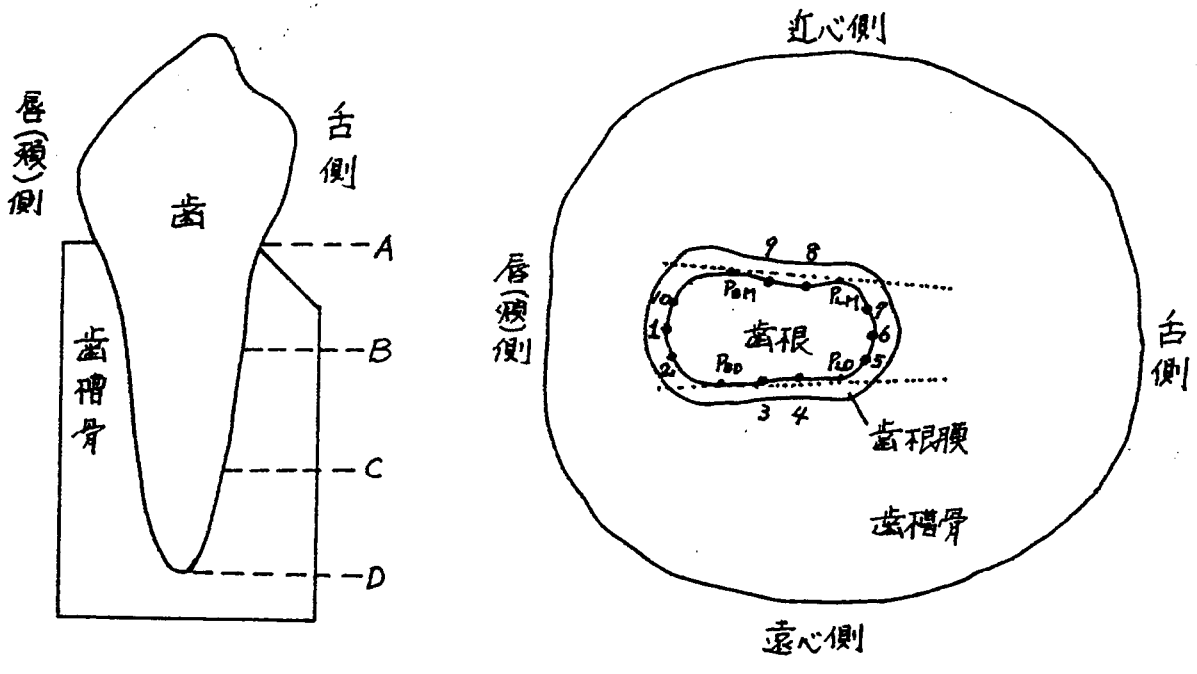

唇(頰)側
舌側
歯
A
B
C
D
歯槽骨
近心側
唇(頰)側
舌側
9
8
10
1
2
3
4
5
6
7
PBM
PLM
PBD
PLD
歯根
歯根膜
歯槽骨
遠心側

図 6

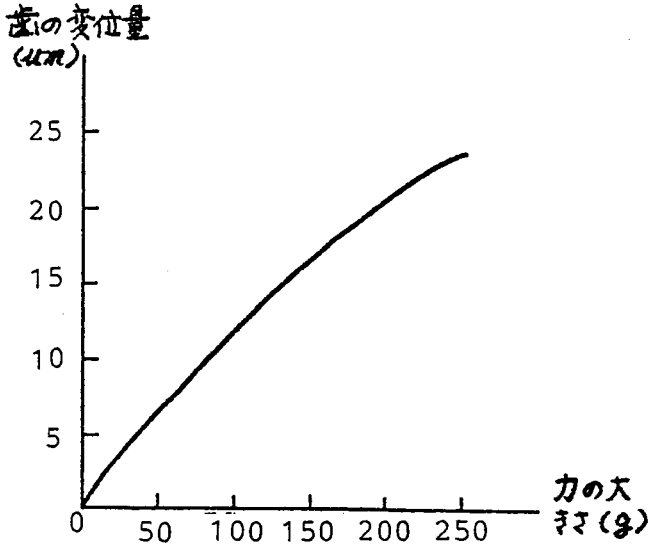


図 7

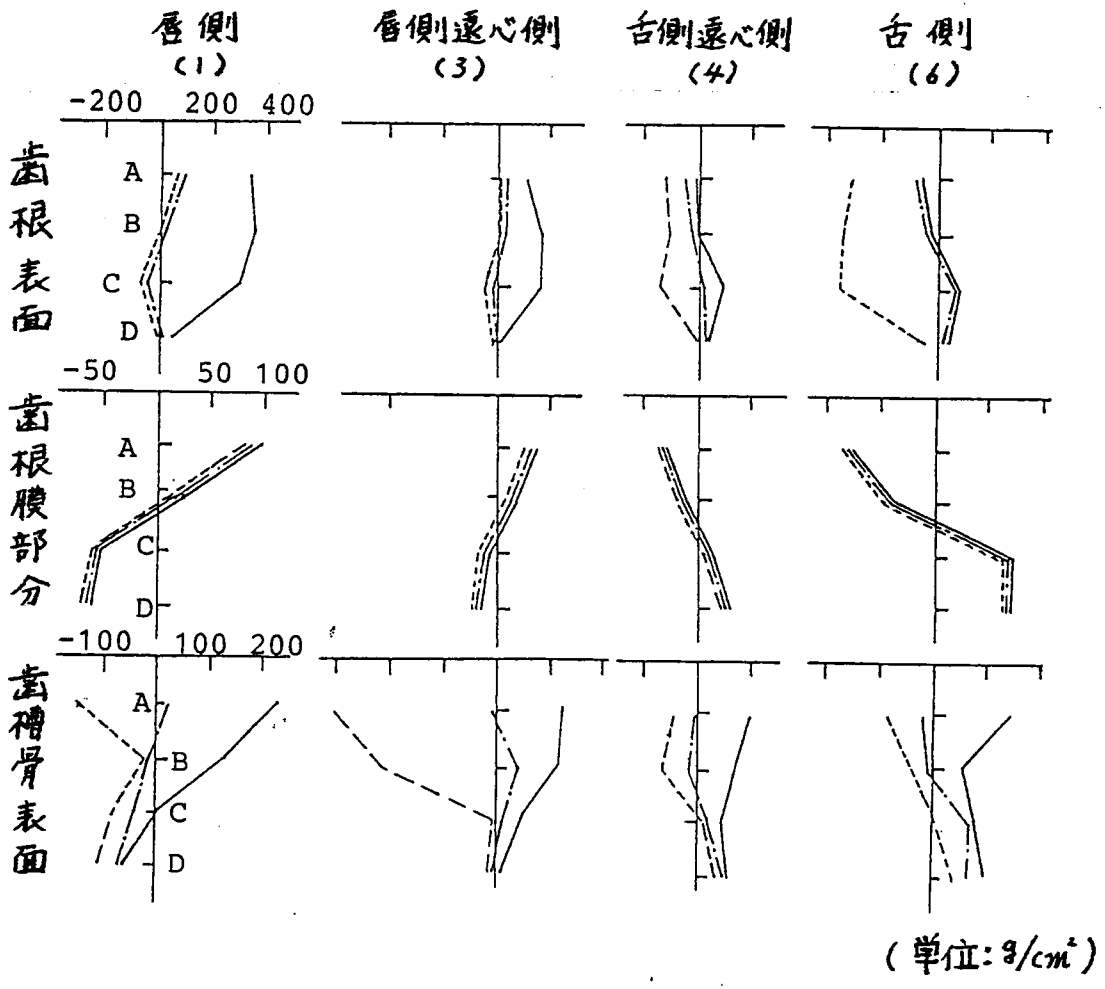

唇側
(1)
唇側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-200
200
400
-50
50
100
-100
100
200
A
B
C
D
歯根表面
歯根膜部分
歯槽骨表面
(単位: g/cm²)

図 8-1

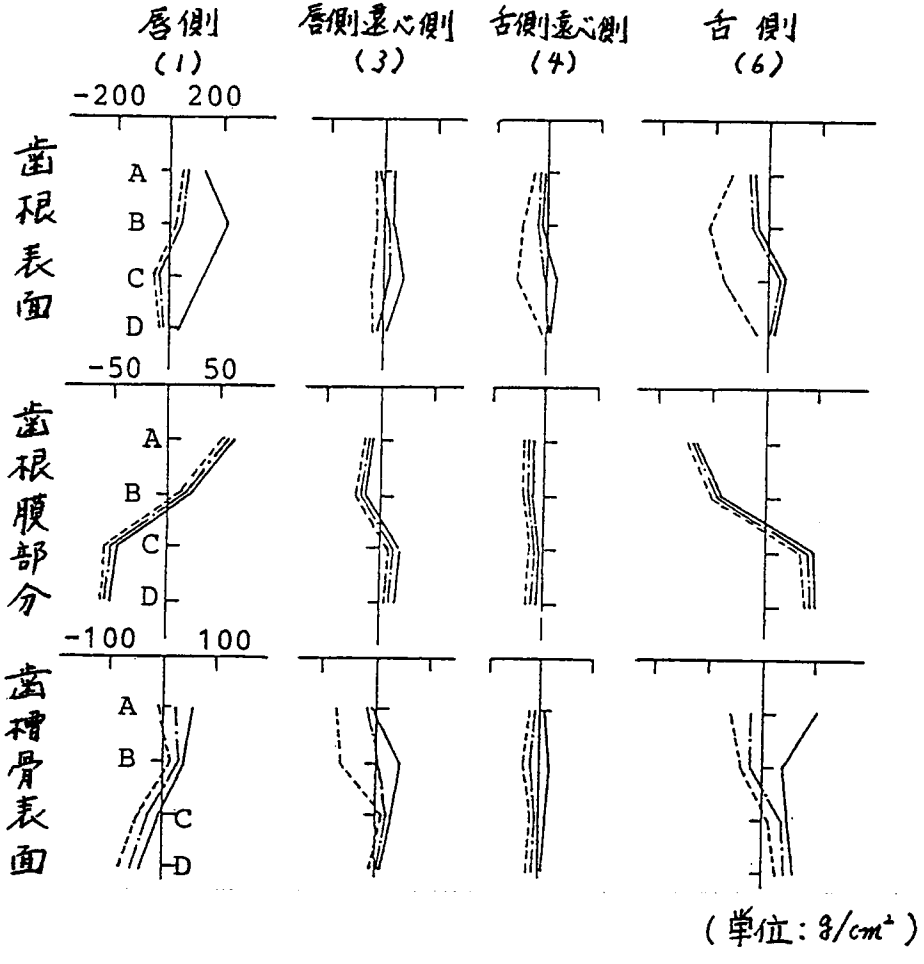

唇側
(1)
唇側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-200
200
歯根表面
A
B
C
D
-50
50
歯根膜部分
A
B
C
D
-100
100
歯槽骨表面
A
B
C
D
(単位: g/cm²)

図 8-2

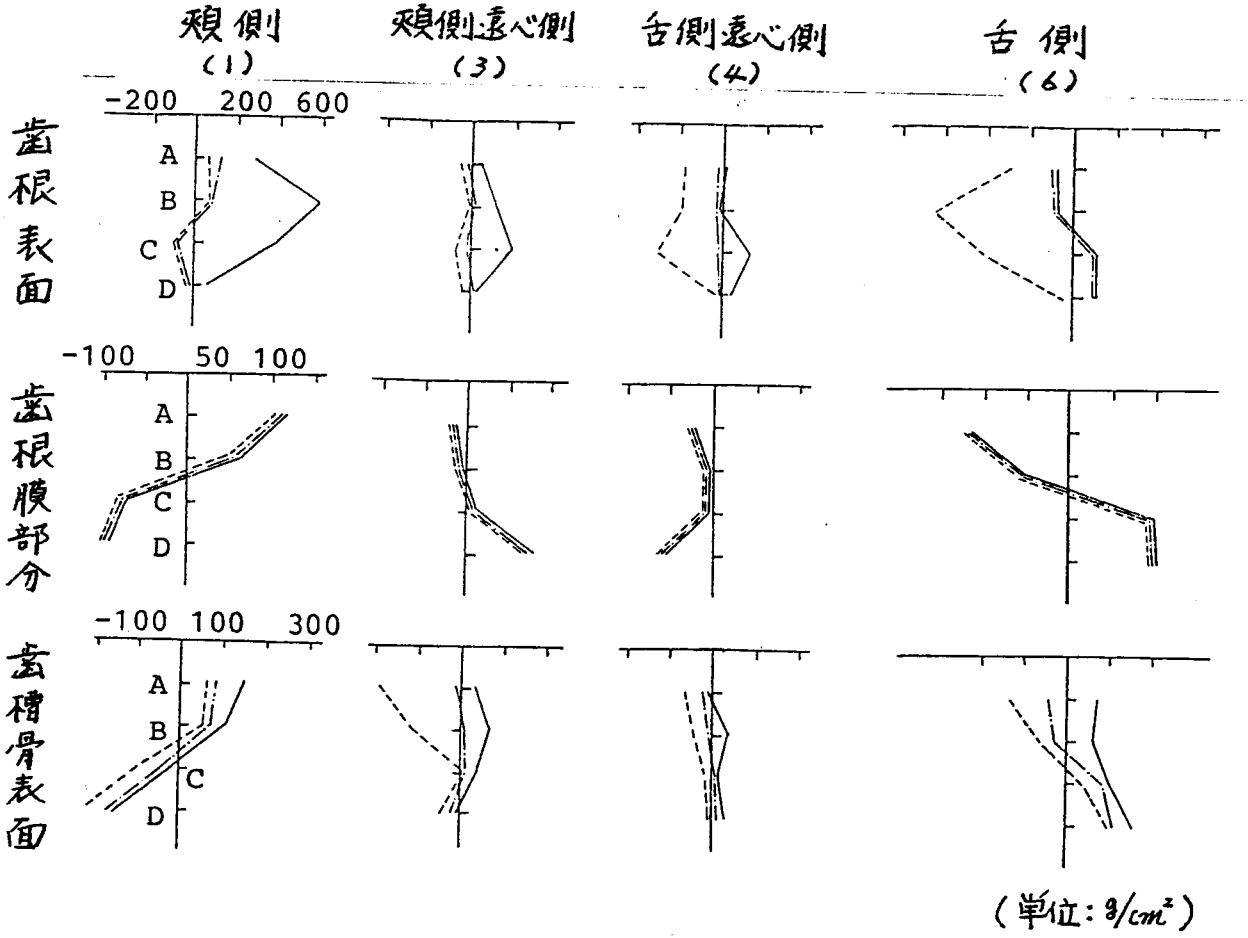
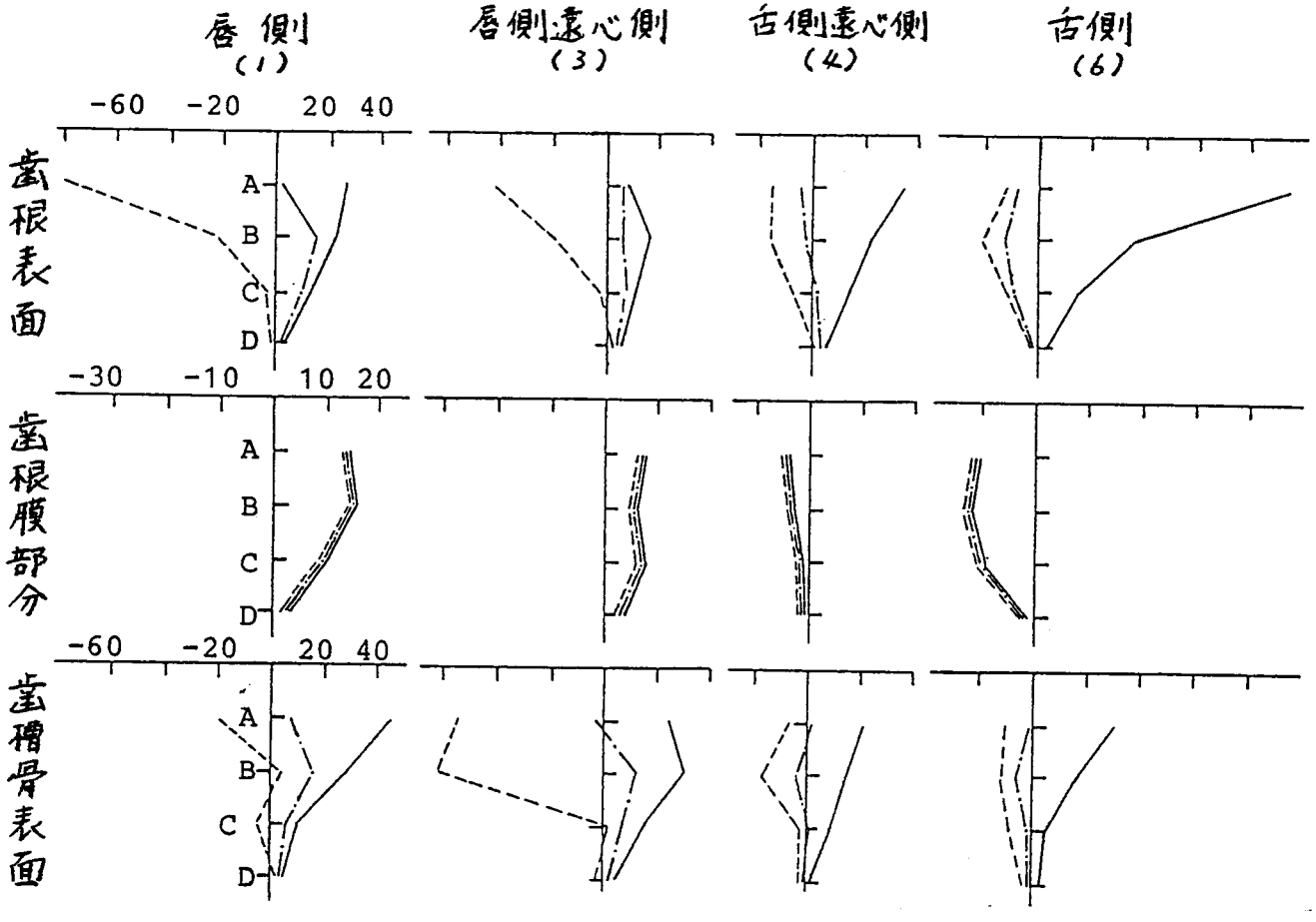
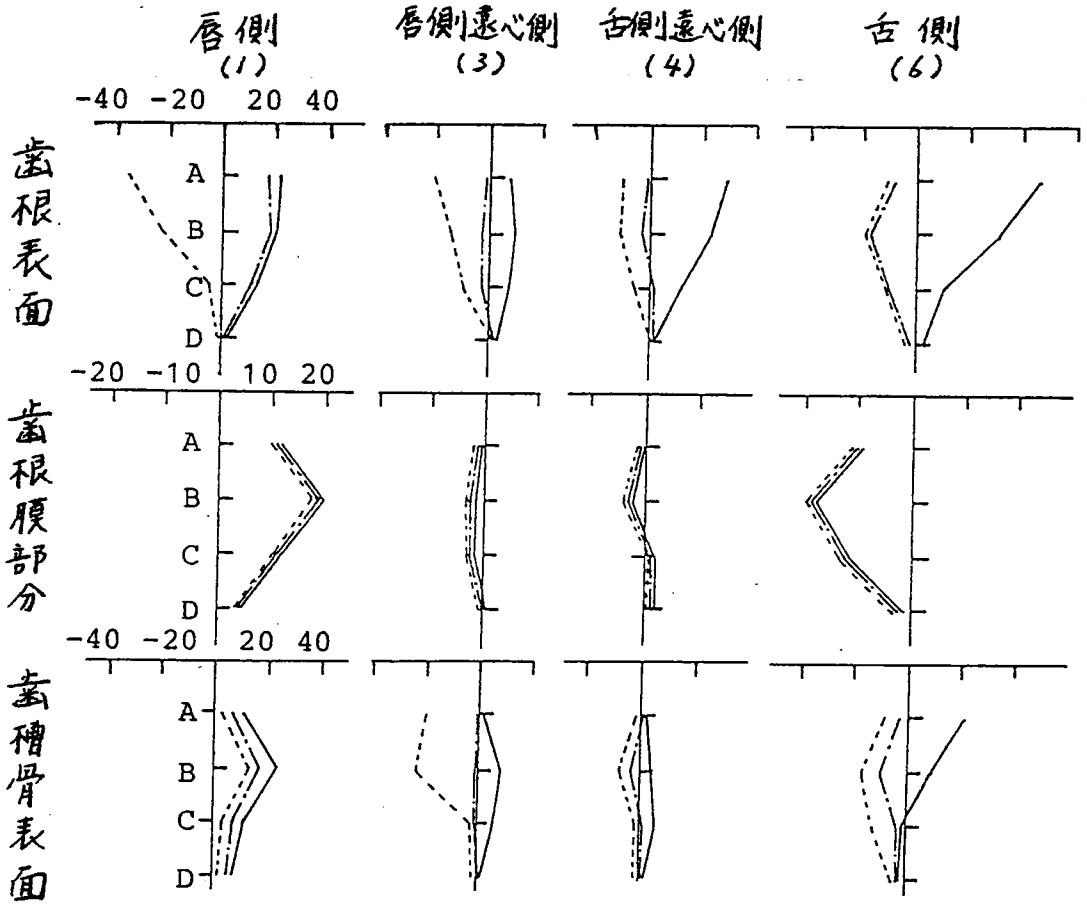

頬側
(1)
頬側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
歯根表面
-200 200 600
A
B
C
D
歯根膜部分
-100 50 100
A
B
C
D
歯槽骨表面
-100 100 300
A
B
C
D
(単位: g/cm²)

図 8-3


唇側
(1)
唇側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-60 -20 20 40
歯根表面
A
B
C
D
-30 -10 10 20
歯根膜部分
A
B
C
D
-60 -20 20 40
歯槽骨表面
A
B
C
D

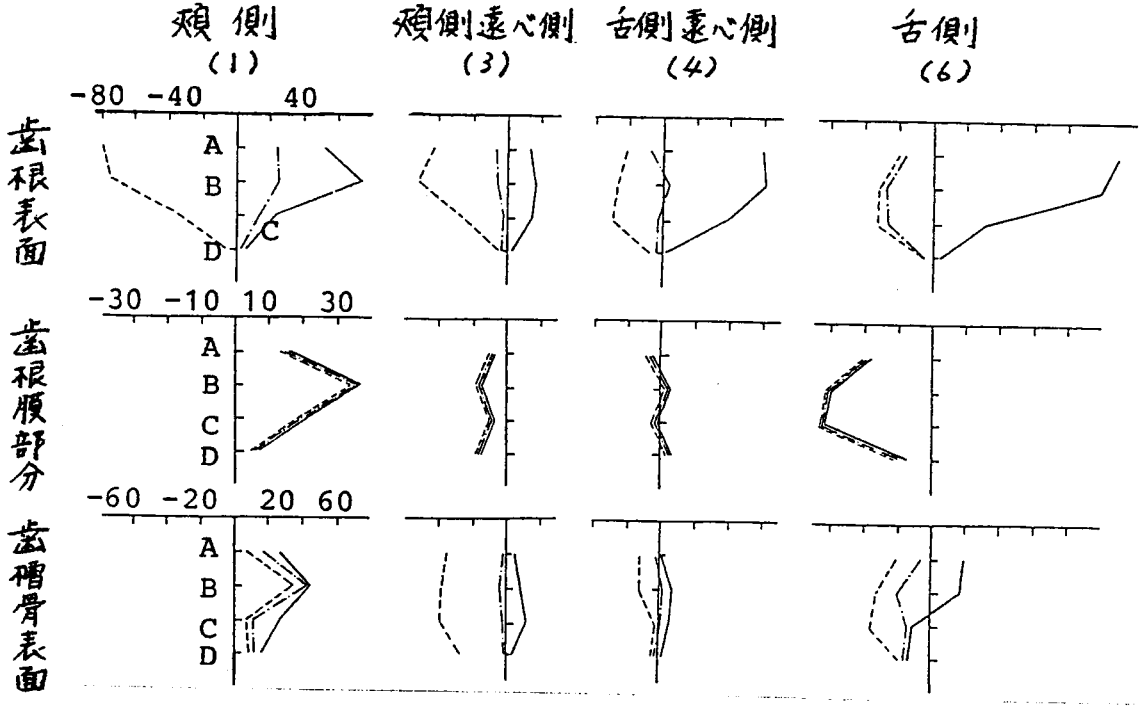
(単位: g/cm²)

図 9-1


唇側
(1)
唇側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-40 -20 20 40
A
B
C
D
歯根表面
-20 -10 10 20
歯根膜部分
-40 -20 20 40
歯槽骨表面

(単位: g/cm²)

図 9-2


頰側
(1)
頰側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-80 -40 40
A
B
C
D
歯根表面
-30 -10 10 30
A
B
C
D
歯根腹部分
-60 -20 20 60
A
B
C
D
歯槽骨表面

(単位：g/cm²)

図 9-3

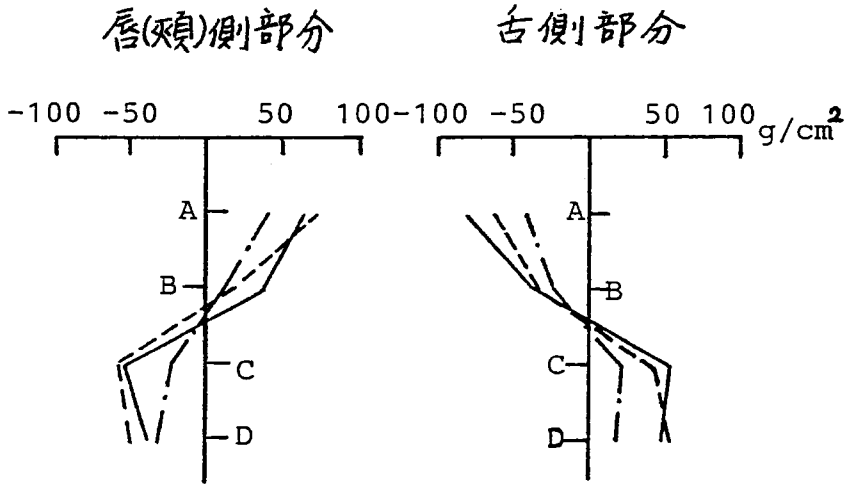


図 10

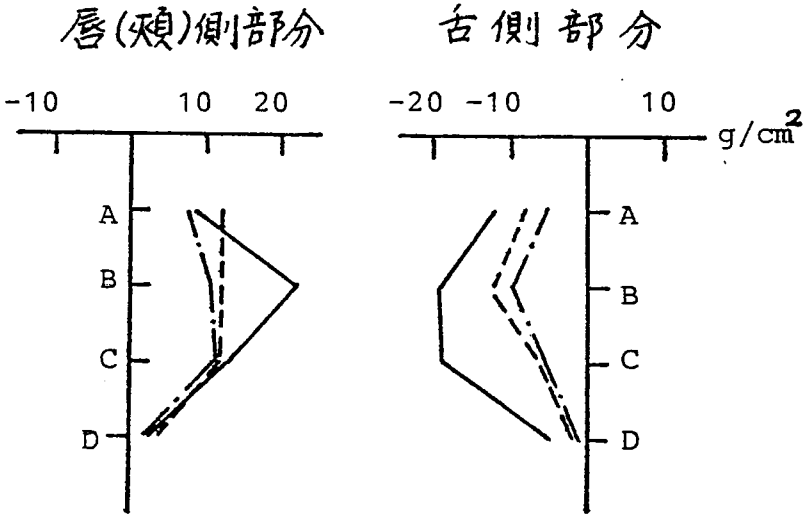


図 11

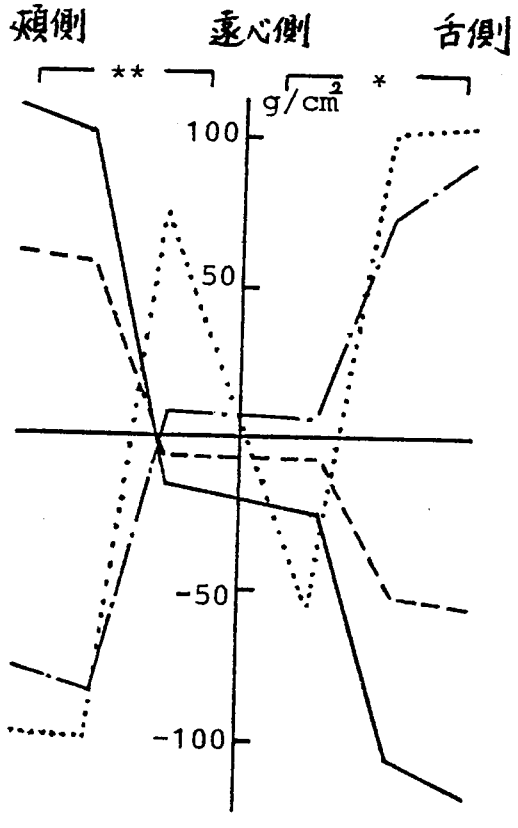


図12

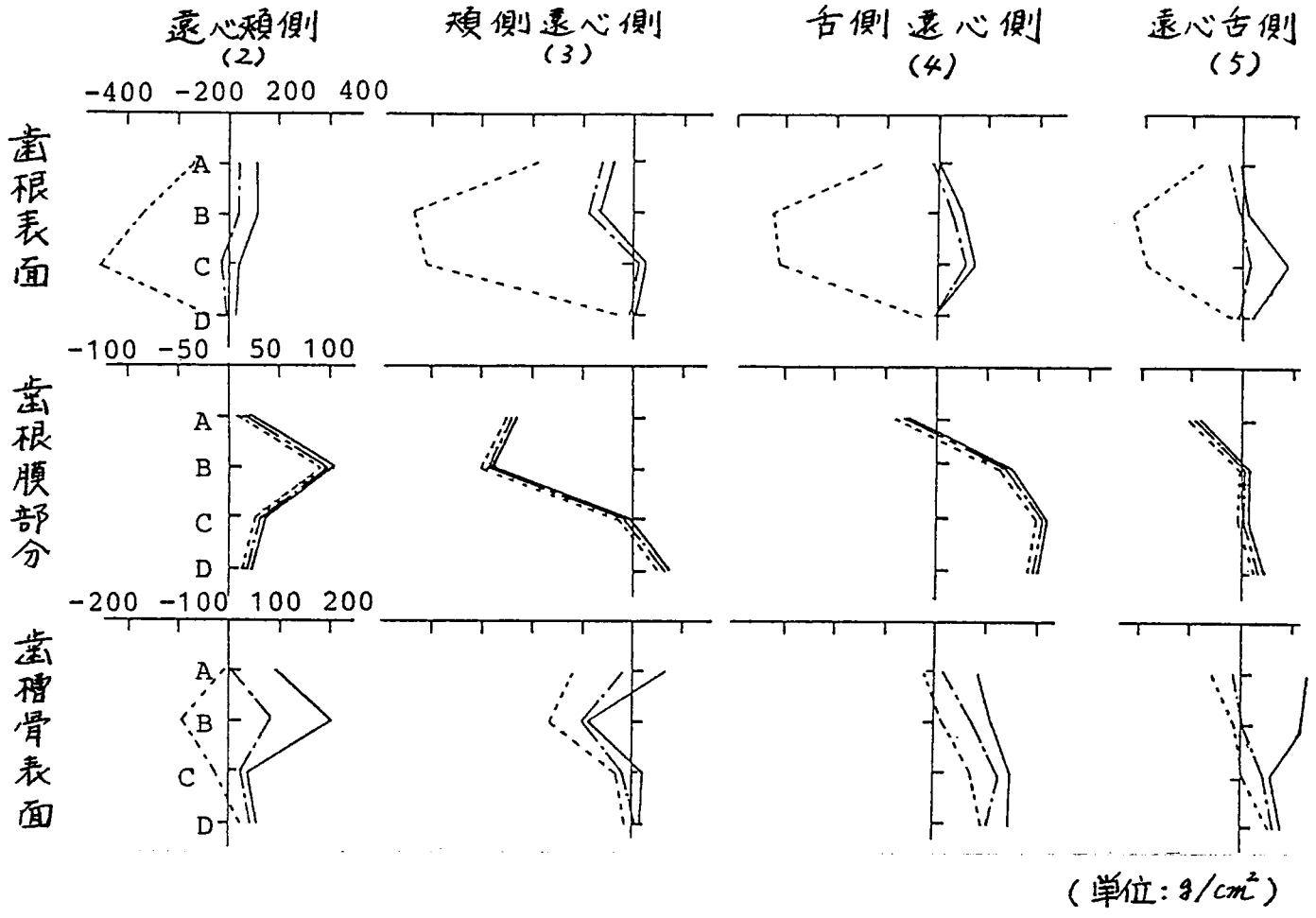
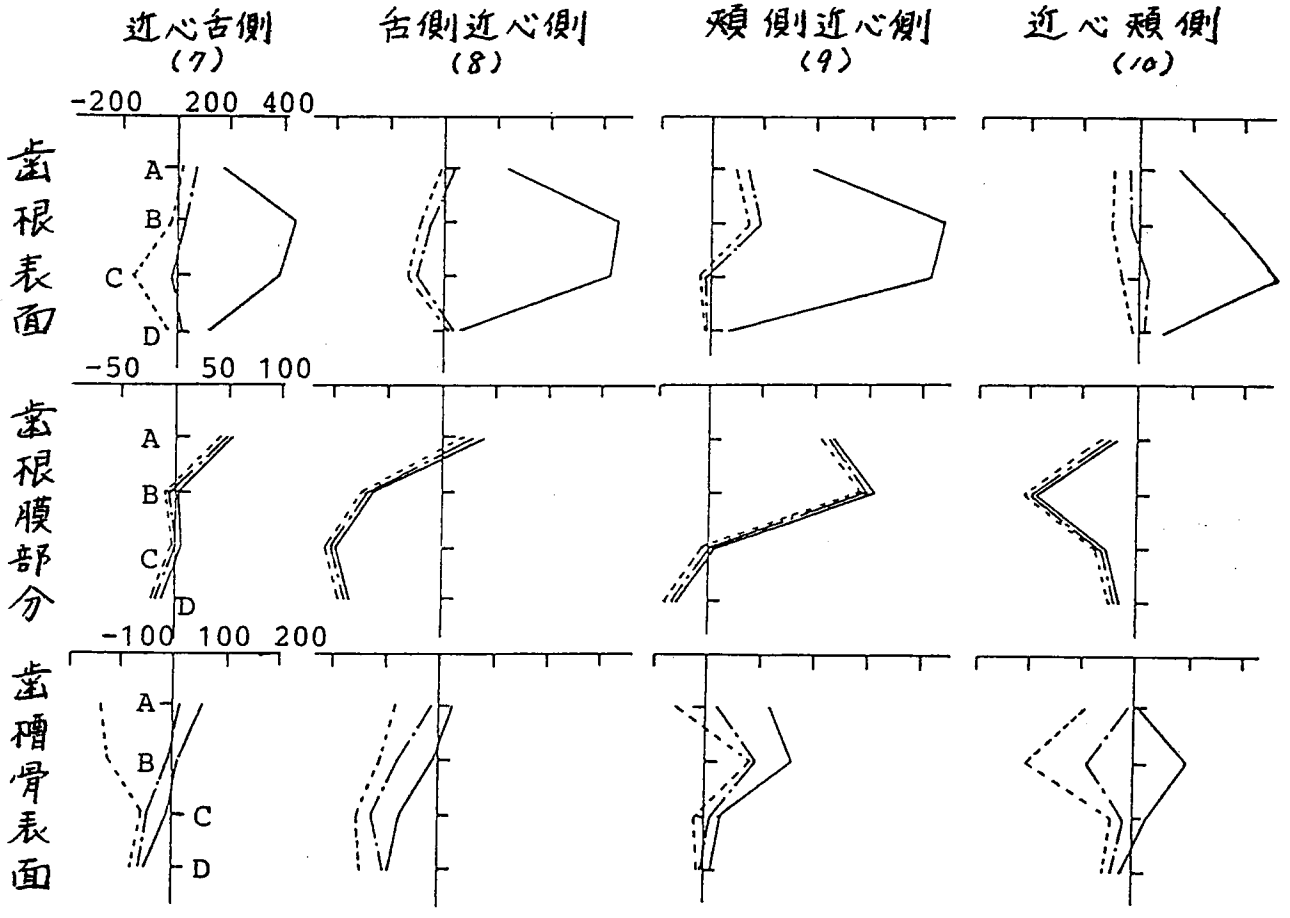

遠心頬側
(2)
頬側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
遠心舌側
(5)
-400 -200 200 400
歯根表面
A
B
C
D
-100 -50 50 100
歯根膜部分
A
B
C
D
-200 -100 100 200
歯槽骨表面
A
B
C
D
(単位: g/cm²)

図 13-1


近心舌側
(7)
舌側近心側
(8)
頬側近心側
(9)
近心頬側
(10)
-200 200 400
歯根表面
A
B
C
D
-50 50 100
歯根膜部分
A
B
C
D
-100 100 200
歯槽骨表面
A
B
C
D

(単位：g/cm²)

図 13-2

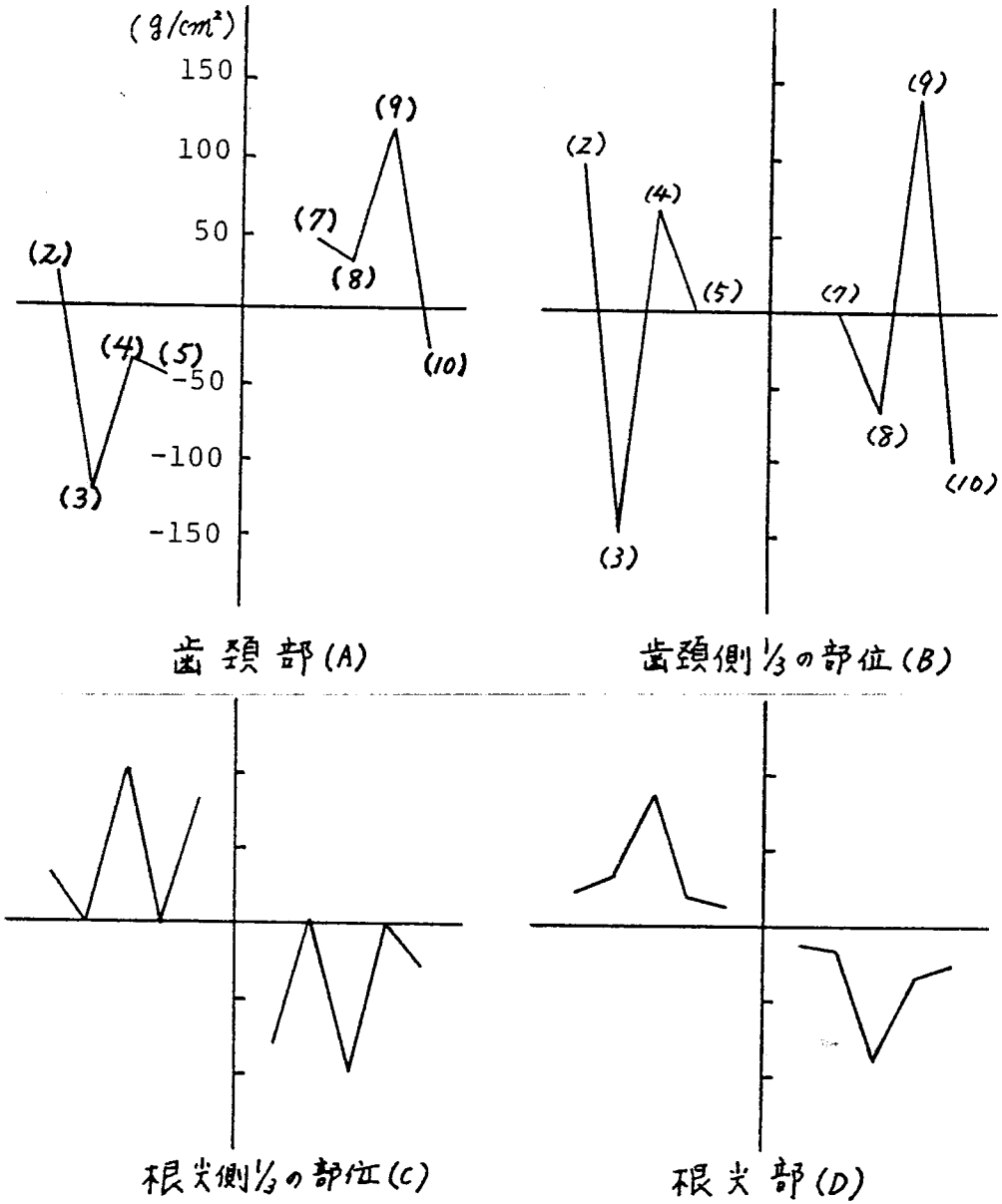

(g/cm²)
150
100
50
-50
-100
-150
(2)
(3)
(4)
(5)
(7)
(8)
(9)
(10)
歯頸部(A)
歯頸側1/3の部位(B)
根尖側1/3の部位(C)
根尖部(D)

図14

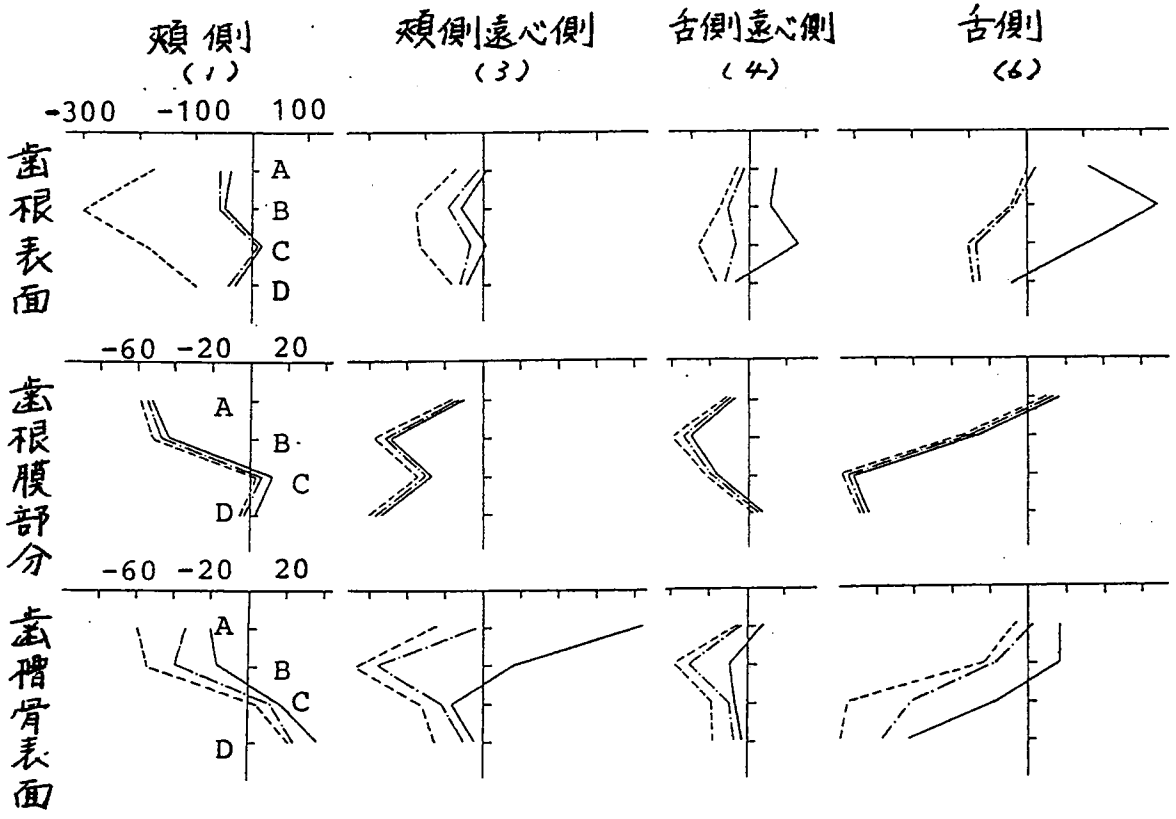
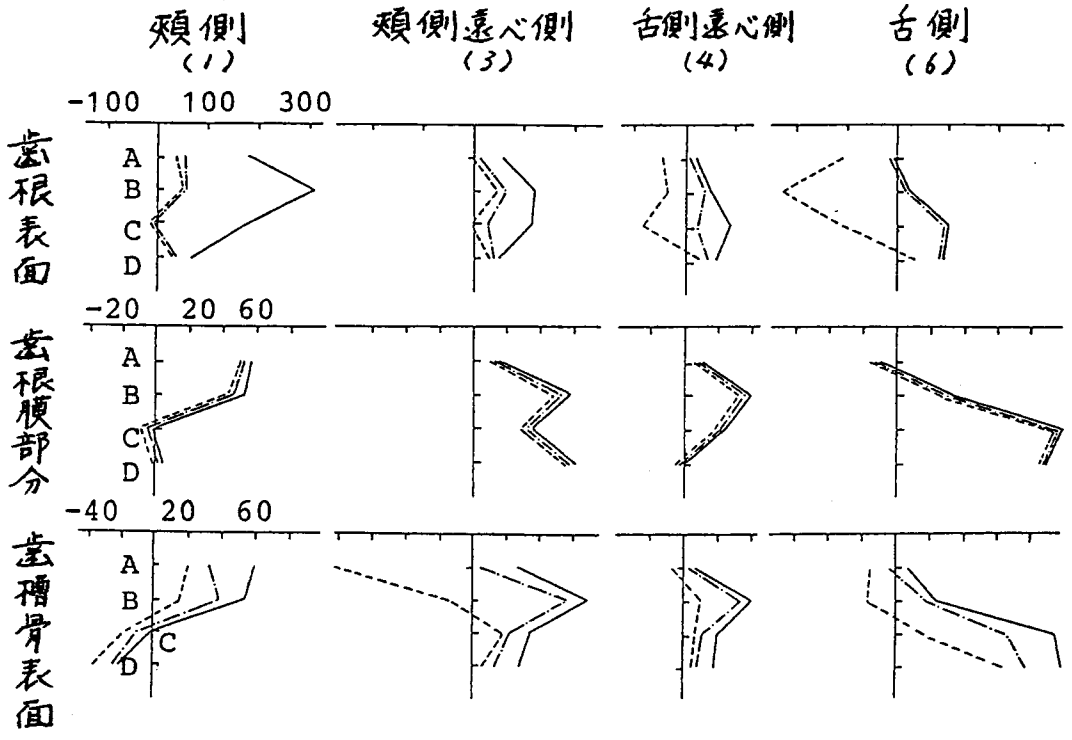

頬側
(1)
頬側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-300
-100
100
歯根表面
A
B
C
D
-60
-20
20
歯根膜部分
歯槽骨表面
(単位：g/cm²)

図 15


頬側
(1)
頬側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-100
100
300
歯根表面
A
B
C
D
-20
20
60
歯根膜部分
A
B
C
D
-40
20
60
歯槽骨表面
A
B
C
D

(単位: g/cm²)

図 16

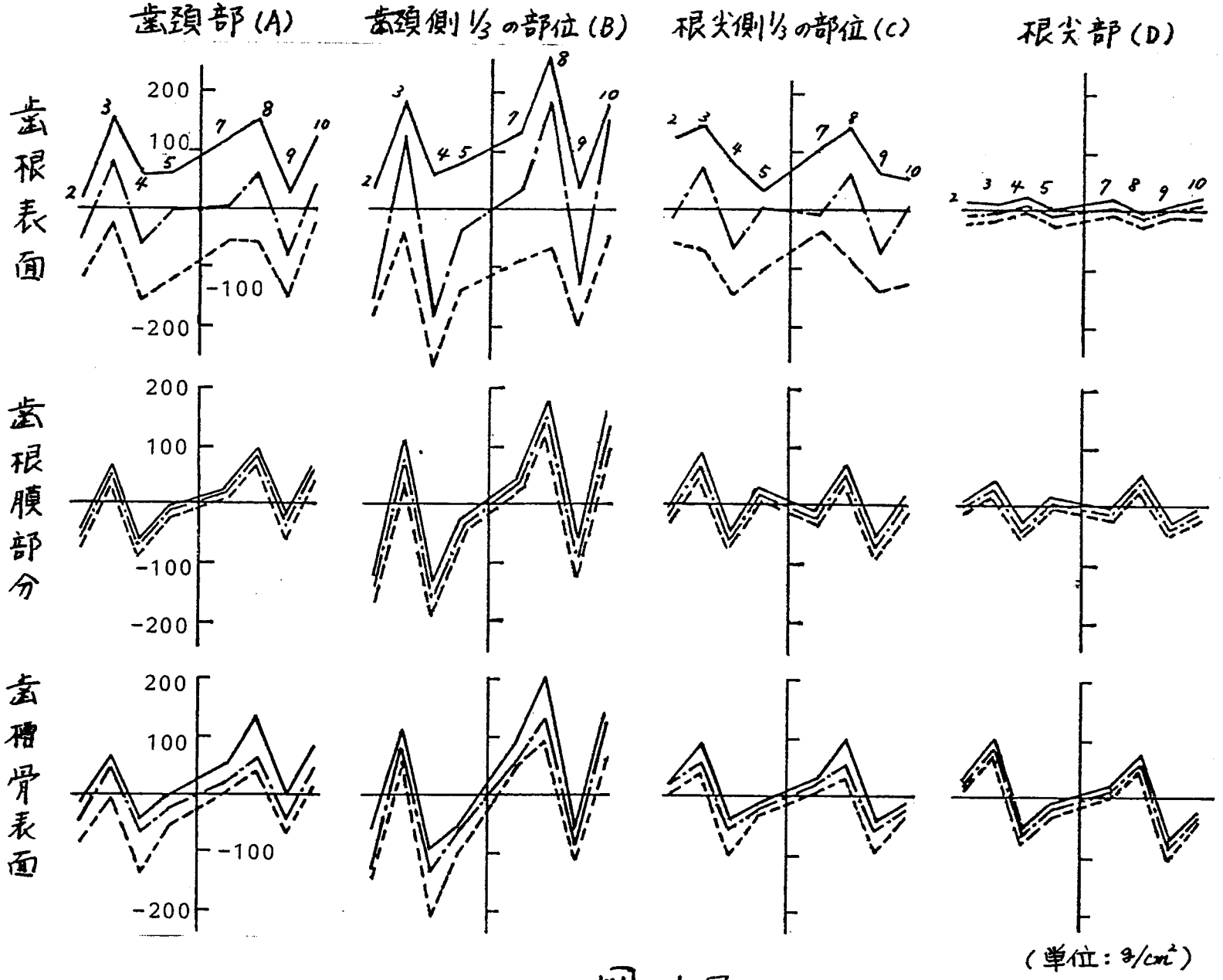
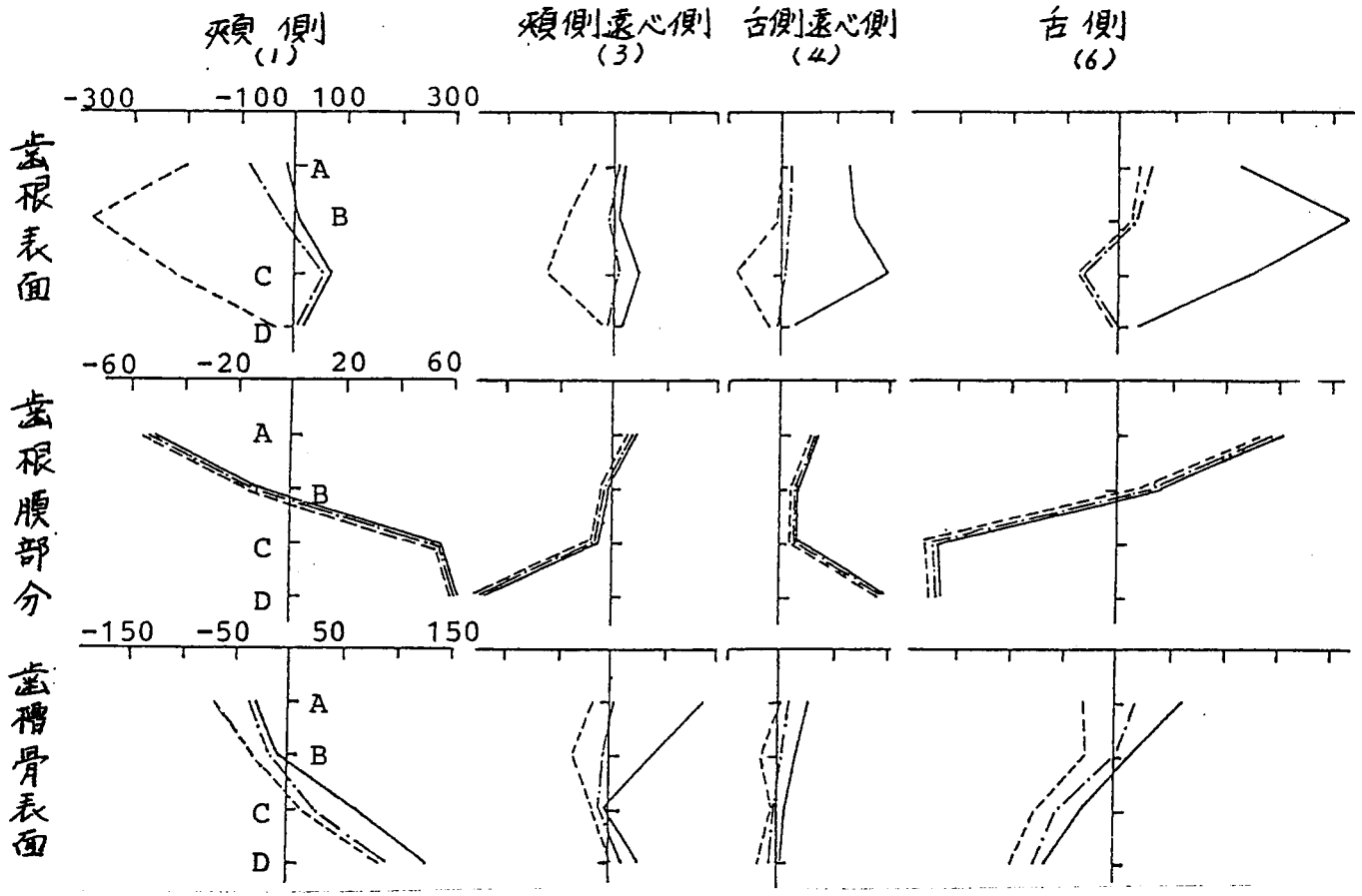
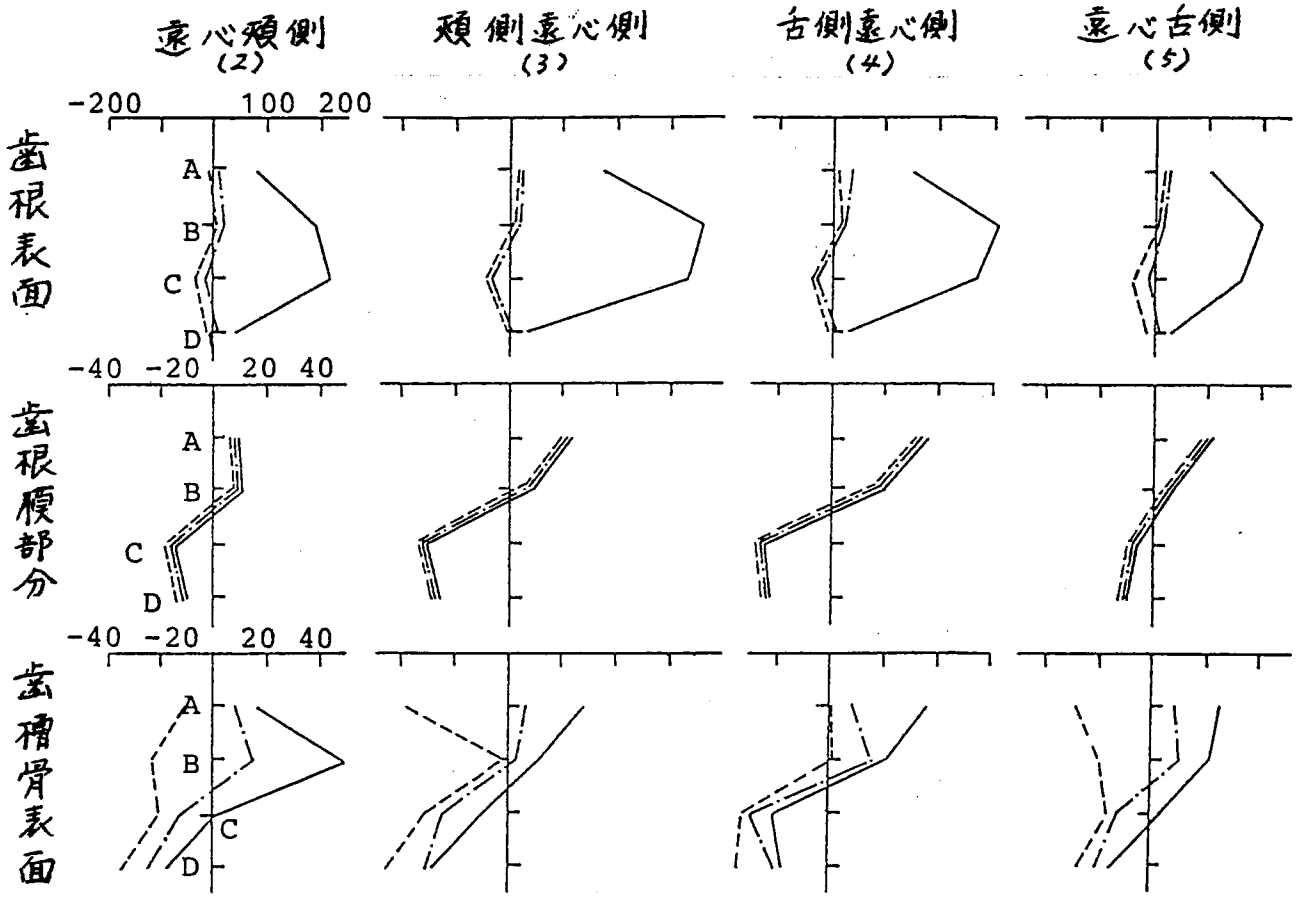

歯頸部(A)
歯頸側1/3の部位(B)
根尖側1/3の部位(C)
根尖部(D)
歯根表面
歯根膜部分
歯槽骨表面
200
100
-100
-200
2
3
4
5
7
8
9
10
(単位：g/cm²)

図17


頬側
(1)
頬側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
舌側
(6)
-300
-100
100
300
-60
-20
20
60
-150
-50
50
150
A
B
C
D
歯根表面
歯根膜部分
歯槽骨表面

(単位: g/cm²)

図18


遠心頰側
(2)
頰側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
遠心舌側
(5)
-200
100
200
-40
-20
20
40
A
B
C
D
歯根表面
歯根膜部分
歯槽骨表面

(単位: g/cm²)

図19-1

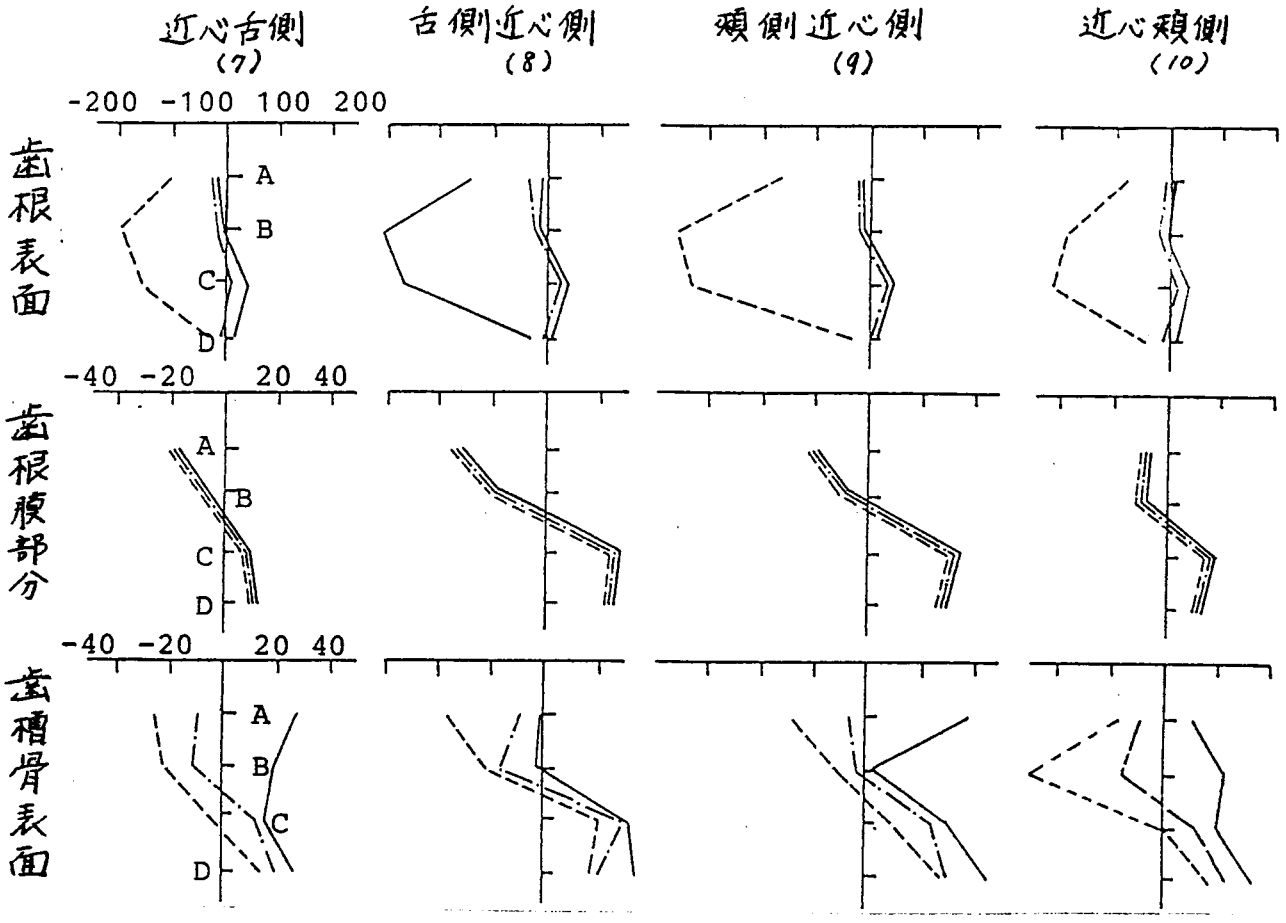

近心舌側
(7)
舌側近心側
(8)
頰側近心側
(9)
近心頰側
(10)
-200 -100 100 200
-40 -20 20 40
-40 -20 20 40
歯根表面
歯根腹部分
歯槽骨表面
A
B
C
D
(単位: g/cm²)

図 19-2

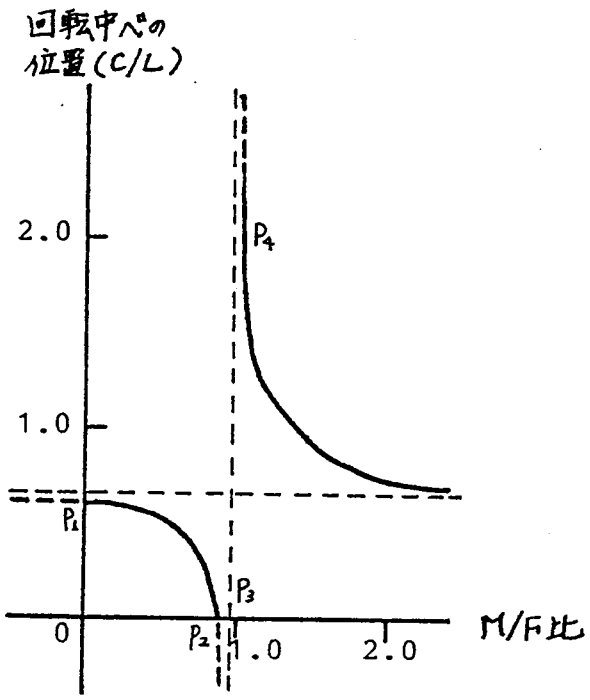


図 20

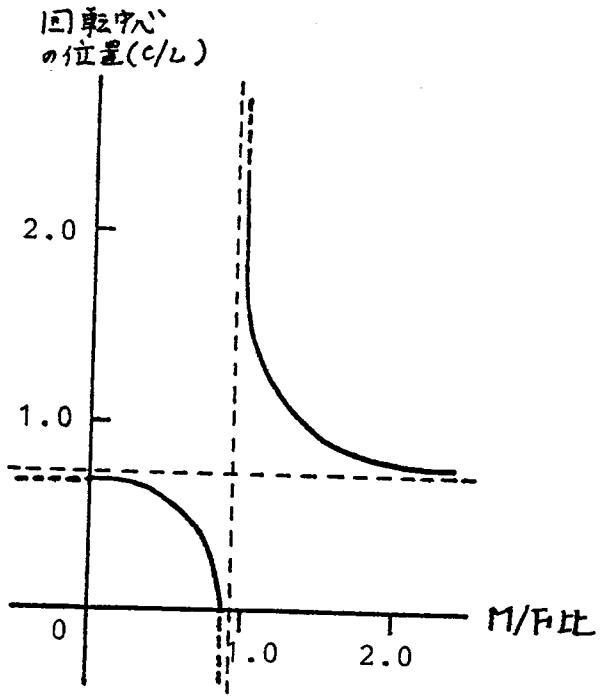


図21

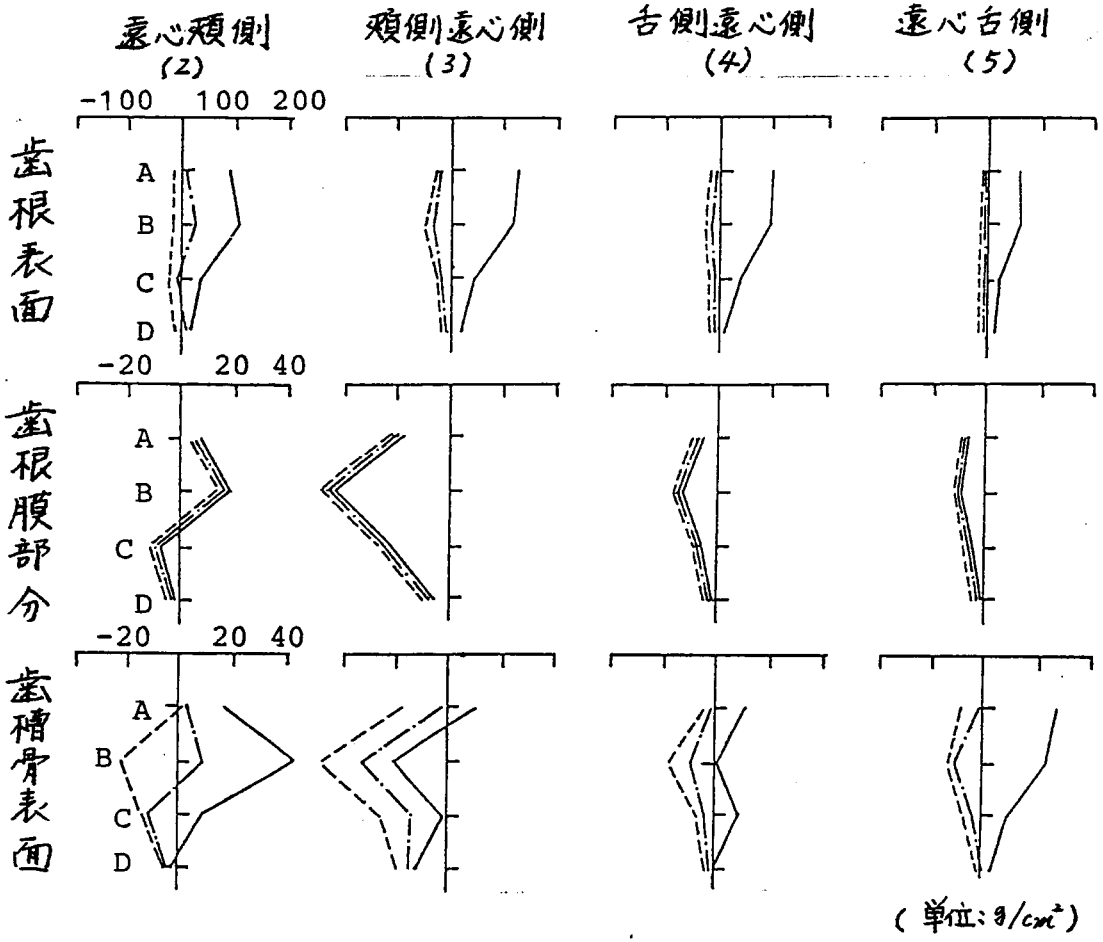
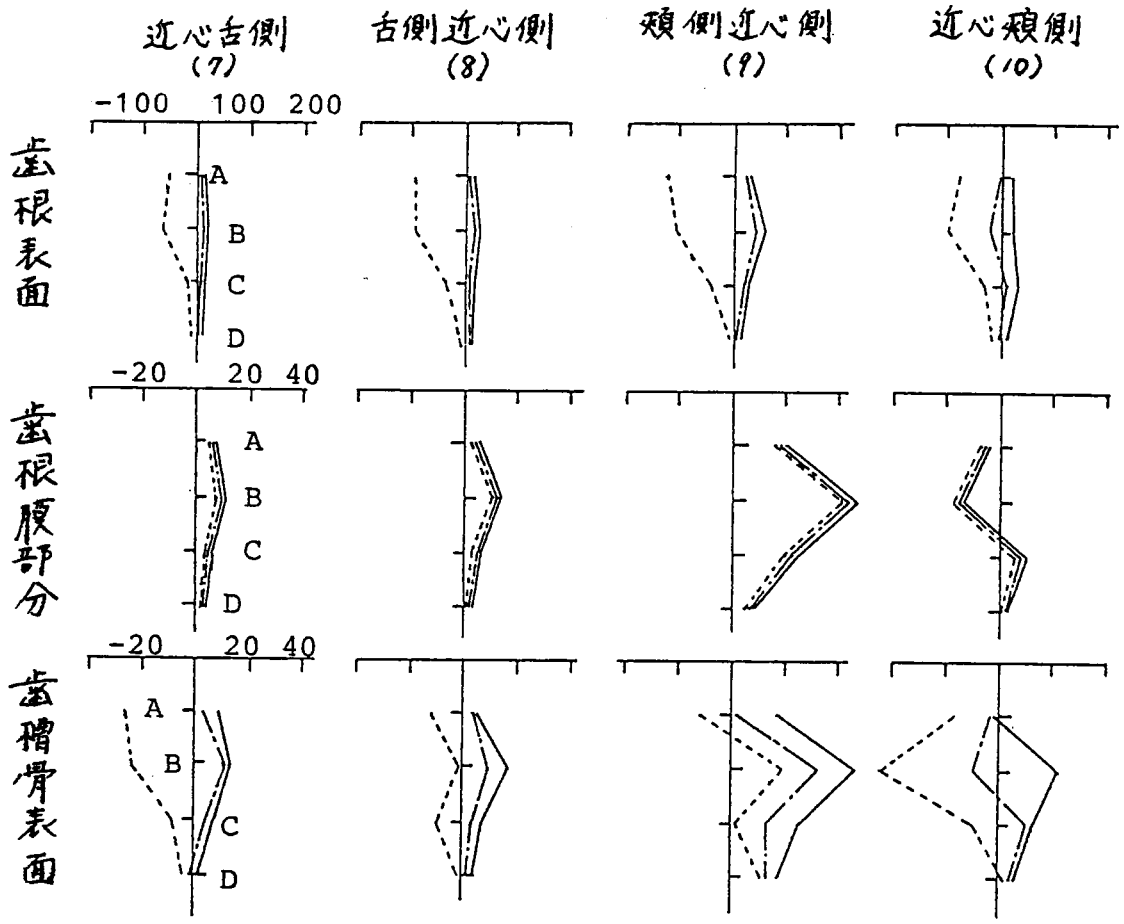

遠心頬側
(2)
頬側遠心側
(3)
舌側遠心側
(4)
遠心舌側
(5)
-100
100
200
歯根表面
A
B
C
D
-20
20
40
歯根膜部分
A
B
C
D
-20
20
40
歯槽骨表面
A
B
C
D
(単位: g/cm²)

図 22-1


近心舌側
(7)
舌側近心側
(8)
頬側近心側
(9)
近心頬側
(10)
-100
100
200
-20
20
40
A
B
C
D
歯根表面
歯根腹部分
歯槽骨表面

(単位：g/cm²)

図22-2

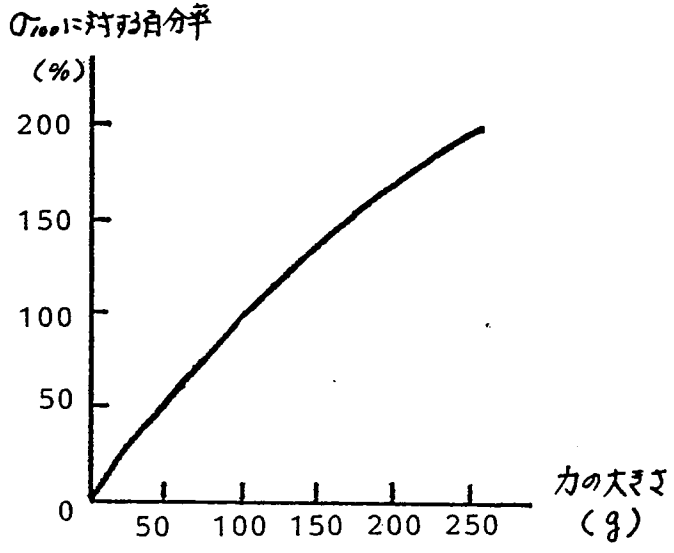


図23

表 1

被験者 ＼ 刃の大きさ(g)と歯の変位量	25	50	75	100	125	150	175	200	225	250
1	3.3	6.2	8.1	11.2	12.6	14.4	17.8	19.8	21.7	24.6
2	3.9	7.3	9.7	12.6	14.8	16.2	17.5	18.6	19.8	20.6
3	3.4	5.8	8.5	13.2	16.2	19.4	23.3	26.6	29.4	32.6
4	4.0	7.2	11.3	14.8	16.7	19.3	21.0	22.6	24.8	26.0
5	3.7	7.0	10.3	12.7	15.7	21.0	22.9	25.0	25.0	25.0
6	3.0	5.6	7.9	11.2	14.2	17.7	21.0	24.6	26.5	28.3
7	3.8	6.7	9.8	11.9	14.2	15.7	17.5	19.6	20.8	21.9
8	3.6	8.0	10.5	12.9	13.6	14.5	14.9	16.2	17.5	18.8
9	3.3	6.5	9.9	13.6	18.1	20.9	23.5	25.3	28.2	30.6
10	2.5	3.5	6.2	7.0	8.8	10.1	11.0	12.0	13.2	14.5
平均	3.45	6.38	9.22	12.11	14.49	16.92	19.04	20.59	22.43	24.22

（単位 μm）

表 2

力の大きさ(g)	測定値(μm)	95% 信頼下限値(μm)	分析値(μm)	95% 信頼上限値(μm)
25	3.45	3.3834	3.4271	3.4720
50	6.38	6.4722	6.5431	6.6155
75	9.22	9.2725	9.3883	9.5070
100	12.11	11.808	11.997	12.191
125	14.49	14.113	14.397	14.691
150	16.92	16.219	16.612	17.024
175	19.04	18.151	18.663	19.206
200	20.59	19.929	20.569	21.250
225	22.43	21.572	22.342	23.178
250	24.22	23.094	23.998	24.975

表 3

	ヤング率 (Kg/mm²)	ポアソン比
歯	1400	0.15
歯根膜	0.068	0.49
歯槽骨	2000	0.12

表 4

	舌側方向への100gの水平力を加えた場合			舌側方向への100gの水平力とlingual root tongueとを同時に加え、歯体移動力を行おうとした場合		
	上顎中切歯	上顎犬歯	下顎第1小臼歯	上顎中切歯	上顎犬歯	下顎第1小臼歯
歯冠切端(或頭頂)部	11.70	6.11	16.03	0.20	0.10	0.26
歯頸部	2.45	1.60	3.60	0.43	0.33	0.66
歯頸側1/3の部位	0.46	0.25	0.71	0.36	0.27	0.58
根尖側1/3の部位	−1.17	−0.89	−1.77	0.34	0.19	0.44
根尖部	−2.54	−1.86	−3.88	0.20	0.09	0.27

(単位:μm)

表 5

	唇(頰)側部分			舌側部分		
	上顎中切歯	上顎犬歯	下顎第1小臼歯	上顎中切歯	上顎犬歯	下顎第1小臼歯
歯頸部(A)	72.27	40.84	65.18	-61.80	-40.79	-83.62
歯頸側1/3の部位 (B)	18.89	12.41	38.35	-33.23	-27.54	-37.82
根尖側1/3の部位 (C)	-54.54	-23.44	-51.37	42.98	20.77	53.94
根尖部 (D)	-48.81	-29.36	-39.07	47.94	16.54	46.59

(単位: g/cm²)

表 6

	唇(頰)側部分			舌側部分		
	上顎中切歯	上顎犬歯	下顎第1小臼歯	上顎中切歯	上顎犬歯	下顎第1小臼歯
歯頸部(A)	11.86	7.88	8.32	-8.62	-5.76	-12.42
歯頸側$\frac{1}{3}$の部位 (B)	11.78	11.31	21.95	-12.07	-10.47	-19.31
根尖側$\frac{1}{3}$の部位 (C)	11.99	6.44	12.88	-5.85	-6.14	-19.13
根尖部 (D)	2.40	2.32	1.36	-0.67	-0.26	-4.8

(単位: g/cm²)

表 7

	近遠心方向への変位量	頬舌方向への変位量
歯冠咬頭頂部	27.0	2.21
歯頸部	5.39	8.67
歯頸側1/3の部位	0.59	5.53
根尖側1/3の部位	-2.76	2.86
根尖部	-4.11	1.50

（単位：μm）

表 8

	根尖方向への100gの垂直力を加えた場合		咬頭頂方向への100gの垂直力を加えた場合	
	頰舌方向への変位量	垂直方向への変位量	頰舌方向への変位量	垂直方向への変位量
歯冠咬頭頂部	−5.33	−2.81	5.33	2.81
歯頸部	-8.79×10^{-2}	−2.80	8.79×10^{-2}	2.80
歯頸側1/3の部位	9.60×10^{-2}	−2.81	-9.60×10^{-2}	2.81
根尖側1/3の部位	8.93	−2.81	−8.93	2.81
根尖部	1.55	−2.80	−1.55	2.80

(単位:μm)

表 9

	近遠心方向への変位量			
	頬側	遠心側	舌側	近心側
歯冠咬頭傾部	1.22	2.37	3.45	-2.37
歯頸部	-6.42	-1.61	6.86	1.61
歯頸側1/3の部位	-4.49	-1.14	4.67	1.14
根尖側1/3の部位	-3.25	-1.36	3.34	1.36
根尖部	-1.71	-0.19	1.25	0.19

	頬舌方向への変位量			
	頬側	遠心側	舌側	近心側
歯冠咬頭傾部	-0.43	-1.44	-0.29	1.44
歯頸部	-3.39	-6.51	-3.25	6.51
歯頸側1/3の部位	-2.08	-4.17	-1.95	4.17
根尖側1/3の部位	-1.62	-1.89	-1.08	1.89
根尖部	-0.33	-1.00	-0.58	1.00

(単位:μm)

表 10

	頬舌方向への変位量
歯冠咬頭頂部	-8.84
歯頸部	-1.65
歯頸側1/3の部位	-7.04×10^{-2}
根尖側1/3の部位	1.24
根尖部	2.33

（単位：μm）

表 11

	遠心方向への350g・mmの整直力を加えた場合	遠心方向への水平力と回転力，整直力を同時に加え，遠心方向への歯体移動を行わせようとした場合．
歯冠咬頭頂部	-6.17	0.164
歯頸部	-1.16	0.660
歯頸側1/3の部位	-0.11	0.425
根尖側1/3の部位	0.61	0.225
根尖部	0.88	0.120

（単位：μm）

表12

遠心方向への移動

	遠心側		近心側	
	傾斜移動	整直	傾斜移動	整直
歯頸部 (A)	-0.818	0.812	0.818	-0.812
歯頸側1/3の部位(B)	-0.393	0.359	0.393	-0.359
根尖側1/3の部位(C)	0.541	-0.818	-0.541	0.818
根尖部 (D)	0.637	-0.729	-0.637	0.729

舌側方向への移動

	頬側		舌側	
	傾斜移動	トルク	傾斜移動	トルク
歯頸部 (A)	1.160	-1.030	-1.235	1.070
歯頸側1/3の部位(B)	0.660	-0.265	-0.585	0.280
根尖側1/3の部位(C)	-0.885	1.120	0.925	-1.280
根尖部 (D)	-1.075	1.175	1.130	-1.295

(単位: g/cm²)

付表 1

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	336.2 76.9 93.9	310.8 76.7 94.3	105.3 18.9 31.4	-15.1 -126.7 -39.4	-57.1 -247.4 -86.6	-62.8 -332.3 -86.1	-57.1 -247.3 -86.6	-15.2 -126.5 -39.4	105.3 18.7 31.4	310.8 76.5 94.3
	B	352.7 14.2 29.2	301.9 19.7 26.2	154.5 10.0 21.9	-0.5 -118.2 -18.1	-38.4 -310.1 -60.2	-35.8 -359.7 -48.9	-38.4 -310.0 -60.2	-0.5 -118.0 -18.1	154.5 9.9 21.9	301.9 19.7 26.2
	C	290.2 -72.9 -56.8	237.5 -109.8 -87.8	147.0 -57.5 -21.6	80.8 -155.4 11.5	61.0 -277.7 53.6	73.4 -365.7 71.4	61.0 -277.5 53.6	80.8 -155.1 11.5	147.0 -57.3 -21.6	237.5 -109.8 -87.8
	D	48.5 -1.1 4.1	33.4 -22.3 0.5	3.3 -19.7 -19.2	36.2 -2.8 28.1	15.3 -43.4 -8.3	13.7 -48.2 1.6	15.3 -43.3 -8.3	36.4 -2.8 28.1	3.3 -19.6 -19.2	33.4 -22.3 0.5
歯根膜部分	A	90.4 85.0 85.8	102.0 96.5 97.2	33.7 29.2 30.5	-30.5 -34.5 -31.6	-72.2 -76.6 -72.6	-77.6 -82.6 -78.2	-72.2 -76.6 -72.6	-30.5 -34.5 -31.6	33.7 29.2 30.5	102.0 96.5 97.2
	B	23.4 20.3 21.4	22.4 19.8 20.7	15.1 13.0 14.0	-11.0 -12.8 -11.7	-49.1 -53.2 -50.2	-35.4 -39.1 -36.5	-49.1 -53.2 -50.2	-11.1 -12.7 -11.9	15.1 13.2 14.1	22.4 19.8 20.7
	C	-50.8 -54.4 -51.3	-97.4 -103.1 -98.3	-9.9 -14.0 -11.8	11.9 9.3 10.4	52.6 49.2 49.9	70.8 65.9 66.8	52.6 49.2 49.9	11.9 9.4 10.3	-9.9 -14.1 -11.7	-97.4 -103.1 -98.3
	D	-62.3 -67.5 -63.3	-63.2 -67.6 -63.8	-15.8 -19.0 -16.7	28.2 24.6 25.6	52.8 48.3 49.1	69.8 64.0 64.9	52.8 48.3 49.1	28.2 24.5 25.6	-15.8 -18.9 -16.5	-63.2 -67.6 -63.8
歯槽骨表面	A	228.6 -145.2 24.3	168.5 -359.3 124.1	120.9 -306.6 -1.9	99.8 -47.9 -2.4	174.5 -63.7 -6.8	144.5 -81.2 -15.5	174.5 -63.5 -6.8	99.8 -47.7 -2.5	120.9 -305.9 -1.9	168.5 -359.3 124.1
	B	128.9 -14.1 -12.6	182.7 -165.3 47.7	132.0 -216.6 38.7	66.2 -66.5 -16.2	34.2 -48.8 -18.6	54.1 -34.3 -8.0	34.2 -48.8 -18.6	66.2 -66.3 -16.4	132.0 -216.7 38.7	182.7 -165.3 47.7
	C	2.1 -76.2 -36.1	-35.6 -104.1 -56.8	45.9 -6.1 10.4	41.8 11.3 15.8	67.1 20.7 54.4	75.4 12.5 71.4	67.1 20.7 54.4	41.8 11.4 15.9	45.9 -6.1 10.4	-35.6 -104.1 -56.8
	D	-56.8 -102.9 -66.5	-57.3 -113.8 -80.4	8.8 -14.1 -9.7	58.9 37.3 47.7	52.7 21.1 36.5	90.8 29.1 64.0	52.7 21.0 36.7	58.9 37.1 47.9	8.8 -14.3 -9.8	-57.3 -113.8 -80.4

(単位：g/cm²)

付表 2

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	139.4 45.8 53.1	126.5 54.1 75.6	26.4 -24.8 -4.6	-0.8 -57.1 -10.9	-29.6 -98.8 -45.4	-55.6 -141.0 -68.0	-29.6 -98.8 -45.4	-0.8 -57.3 -10.9	26.4 -24.9 -4.4	126.5 54.1 75.6
	B	215.6 24.7 25.8	164.6 19.9 24.0	29.5 -4.6 3.9	-8.4 -100.8 -15.4	-24.6 -174.4 -32.0	-44.1 -220.1 -54.4	-24.6 -174.4 -32.0	-8.4 -100.5 -15.7	29.5 -4.5 3.9	164.6 19.9 24.0
	C	135.4 -57.3 -55.7	105.3 -58.5 -25.5	74.8 -35.7 19.1	28.6 -114.1 -5.8	33.1 -148.9 28.9	49.5 -172.1 45.9	33.1 -148.9 28.9	28.6 -114.0 -5.9	74.8 -35.9 19.0	105.3 -58.5 -25.5
	D	32.1 -3.9 12.4	27.6 -14.2 2.3	1.2 -34.4 -15.6	8.7 -6.2 1.4	8.2 -27.3 -1.2	8.4 -36.2 1.0	8.2 -27.3 -1.2	8.7 -6.3 1.2	1.2 -34.6 -15.3	27.6 -14.2 2.3
歯根膜部分	A	60.1 57.0 57.2	74.6 71.0 71.2	-6.6 -9.1 -7.7	-11.0 -13.6 -11.9	-41.3 -44.3 -41.7	-66.2 -70.6 -66.7	-41.3 -44.3 -41.7	-11.0 -13.6 -11.9	-6.6 -9.1 -7.7	74.6 71.0 71.2
	B	22.7 20.3 21.1	18.5 17.0 17.4	-1.5 -2.0 -1.8	-12.2 -14.3 -13.0	-22.0 -24.4 -22.8	-44.5 -49.0 -45.8	-22.0 -24.3 -22.8	-12.2 -14.3 -12.9	-1.5 -2.1 -1.9	18.5 17.0 17.4
	C	-49.4 -52.2 -49.8	-34.1 -36.6 -34.6	16.7 14.1 15.0	-5.1 -8.1 -6.4	28.1 25.6 26.3	44.6 40.4 41.5	28.1 25.6 26.3	-5.1 -8.1 -6.3	16.7 14.3 15.0	-34.1 -36.6 -34.6
	D	-50.7 -54.7 -51.3	-46.9 -49.9 -47.3	13.7 10.8 12.0	-18.5 -21.4 -19.6	26.2 23.7 24.1	47.7 42.8 43.8	26.2 23.7 24.1	-18.5 -21.2 -19.7	13.7 10.9 12.1	-46.9 -49.9 -47.3
歯槽骨表面	A	53.4 -2.1 25.2	83.6 -33.7 57.3	-2.3 -78.9 -5.8	3.0 -10.8 -4.4	43.5 -38.6 -11.7	100.2 -61.1 -21.0	43.5 -38.6 -11.7	3.0 -10.9 -4.1	-2.3 -78.9 -5.8	83.6 -33.7 57.3
	B	39.4 11.6 34.5	74.4 -56.9 22.0	41.7 -66.5 0.1	17.7 -27.4 -13.5	18.5 -21.9 -14.7	34.4 -45.1 -22.7	18.5 -21.9 -14.7	17.7 -27.2 -13.6	41.7 -66.4 0.1	74.4 -56.9 22.0
	C	-1.5 -48.1 -24.3	17.7 -29.5 -11.7	29.3 14.2 19.0	9.0 -8.0 -2.3	29.2 5.2 27.6	44.7 10.7 38.4	29.2 5.2 27.6	9.0 -7.8 -2.6	29.2 14.0 18.8	17.7 -29.5 -11.7
	D	-43.0 -84.4 -56.0	-12.2 -40.0 -25.4	8.5 -3.0 5.0	4.5 -11.0 -4.6	30.6 13.9 22.8	58.7 22.3 42.5	30.6 13.9 22.8	4.4 -10.8 -4.3	8.5 -3.0 5.0	-12.2 -40.0 -25.4

(単位：g/cm²)

付表 3

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	282.8	259.5	44.3	0.7	-65.0	-83.7	-65.0	0.5	44.9	259.5
		66.2	72.0	-47.2	-188.5	-271.0	-308.9	-271.0	-188.0	-48.4	72.0
		121.7	90.1	-26.9	-37.2	-134.6	-104.2	-134.6	-37.1	-27.8	90.1
	B	581.8	562.9	109.3	-2.6	-62.8	-75.0	-62.8	-2.4	109.8	562.9
		65.2	75.2	-8.7	-190.7	-548.0	-651.4	-548.0	-190.0	-9.1	75.2
		77.1	90.5	5.2	-17.2	-64.1	-80.2	-64.1	-16.8	5.5	90.5
	C	371.0	323.7	193.6	127.0	101.2	106.8	101.2	125.1	195.2	323.7
		-98.9	-134.9	-73.3	-306.4	-385.7	-420.6	-385.7	-304.5	-75.0	-134.9
		-91.3	-80.2	-0.9	-7.0	69.8	100.5	69.8	-6.4	-1.4	-80.2
	D	55.6	32.2	14.0	36.1	32.4	110.0	32.4	34.0	16.1	32.2
		-25.8	-49.9	-31.2	-30.8	-60.3	-114.5	-60.3	-29.1	-33.5	-49.9
		-3.9	-5.0	10.4	-2.6	-6.2	105.2	-6.2	-2.4	12.0	-5.0
歯根膜部分	A	115.8	105.6	-15.0	-22.8	-104.9	-115.0	-104.9	-22.8	-15.0	105.6
		108.3	98.9	-19.1	-28.3	-112.3	-123.4	-112.3	-28.3	-19.1	98.9
		108.9	99.8	-16.5	-24.3	-105.6	-115.9	-105.6	-24.3	-16.5	99.8
	B	64.3	62.4	-5.5	-4.4	-50.1	-51.4	-50.1	-4.4	-5.5	62.4
		59.9	58.1	-7.6	-8.7	-55.7	-58.0	-55.7	-8.7	-7.6	58.1
		61.0	59.1	-6.5	-6.5	-52.0	-53.6	-52.0	-6.5	-6.5	59.1
	C	-74.3	-84.0	10.1	-5.2	78.5	98.9	78.5	-5.2	10.1	-84.0
		-79.4	-89.0	6.3	-9.7	72.8	91.0	72.8	-9.7	6.3	-89.0
		-74.9	-84.8	8.0	-7.2	74.0	92.4	74.0	-7.2	8.0	-84.8
	D	-94.0	-96.4	83.5	-63.9	108.6	115.2	108.6	-63.9	83.5	-96.4
		-104.1	-104.0	77.1	-70.2	100.3	94.2	100.3	-70.2	77.1	-104.0
		-95.9	-97.0	79.1	-65.6	100.4	100.3	100.4	-65.6	79.1	-97.0
歯槽骨表面	A	147.8	122.3	27.8	-0.1	94.9	73.6	94.9	-0.1	27.9	122.3
		62.2	-84.1	-194.3	-62.7	-84.5	-134.9	-84.5	-62.5	-195.5	-84.1
		83.2	54.5	-3.9	-21.8	-8.7	-41.8	-8.7	-21.5	-4.5	54.5
	B	109.4	133.2	63.2	36.4	24.0	63.8	24.0	35.1	63.9	133.2
		55.0	-39.9	-119.2	-45.7	-56.5	-63.7	-56.5	-43.5	-120.5	-39.9
		71.2	66.7	2.4	-7.4	-33.4	-25.0	-33.4	-6.0	2.6	66.7
	C	-11.0	-2.0	36.2	15.6	68.4	103.0	68.4	14.2	36.4	-2.0
		-90.1	-95.5	0.7	-17.8	4.3	36.2	4.3	-16.1	0.7	-95.5
		-36.0	-39.5	11.0	3.5	47.7	83.5	47.7	2.7	12.1	-39.5
	D	-141.5	-84.9	-5.4	26.1	173.9	151.3	173.9	25.0	-5.7	-84.9
		-214.0	-147.4	-48.3	-4.8	114.6	96.8	114.6	-4.7	-49.1	-147.4
		-158.1	-97.8	-20.2	11.4	121.3	115.6	121.3	10.8	-21.1	-97.8

(単位：g/cm²)

付表 4

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	25.6 -81.3 -1.4	19.7 -70.6 18.4	9.3 -43.2 4.4	33.5 -15.1 -4.2	64.7 -14.6 -10.1	95.6 -13.3 -9.7	64.7 -14.6 -10.1	33.4 -14.8 -3.9	9.4 -43.5 4.7	19.7 -70.6 18.4
	B	22.2 -23.5 14.8	18.1 -21.1 15.9	17.5 -20.0 4.5	21.7 -16.1 -2.7	26.3 -23.5 -19.2	35.0 -21.9 -14.2	26.3 -23.5 -19.2	21.7 -16.1 -2.7	17.6 -20.4 4.8	18.1 -21.1 15.9
	C	13.8 -4.4 10.7	20.2 0.8 17.3	11.3 -3.6 7.7	12.9 -7.0 0.8	12.6 -8.5 -7.6	14.2 -11.2 -10.4	12.6 -8.5 -7.6	13.2 -7.1 0.9	11.4 -3.8 7.8	20.2 0.8 17.3
	D	2.5 0.9 1.8	2.8 1.6 2.5	3.6 2.7 3.3	2.9 1.4 2.1	-3.2 -2.2 -2.8	-3.6 -1.9 -2.5	-3.2 -2.2 -2.8	3.1 1.5 2.2	3.6 2.7 3.3	2.8 1.6 2.5
歯根膜部分	A	14.2 13.4 13.5	16.7 15.9 16.0	6.2 5.3 5.5	-3.6 -4.3 -3.8	-10.1 -10.8 -10.3	-11.3 -12.0 -11.4	-10.1 -10.8 -10.3	-3.6 -4.3 -3.8	6.2 5.3 5.5	16.7 15.9 16.0
	B	15.7 14.9 15.0	15.2 14.5 14.6	6.0 4.9 5.3	-2.2 -3.1 -2.6	-18.4 -19.5 -18.5	-14.7 -15.5 -14.7	-18.4 -19.5 -18.5	-2.2 -3.1 -2.6	6.0 4.9 5.3	15.2 14.5 14.6
	C	11.0 10.4 10.5	19.6 18.5 18.7	6.9 6.1 6.4	-0.4 -0.5 -0.4	-6.7 -7.2 -6.8	-10.2 -10.9 -10.3	-6.7 -7.2 -6.8	-0.4 -0.5 -0.4	6.9 6.1 6.4	19.6 18.5 18.7
	D	2.9 2.6 2.7	2.7 2.4 2.5	2.1 1.8 1.9	-1.4 -1.1 -1.2	-0.7 -0.6 -0.6	-2.0 -4.0 -3.0	-0.7 -0.6 -0.6	-1.4 -1.1 -1.2	2.1 1.8 1.9	2.7 2.4 2.5
歯槽骨表面	A	44.4 -21.2 7.2	32.5 -65.8 18.5	24.5 -55.6 -2.3	21.9 -6.3 0.3	33.9 -7.8 0.1	28.6 -11.4 -1.9	33.9 -7.8 0.1	21.7 -6.3 0.3	24.3 -55.4 -2.0	32.5 -65.8 18.5
	B	29.2 3.7 15.7	49.3 -35.7 22.3	30.1 -62.9 12.6	14.1 -17.7 -3.9	5.4 -18.1 -9.2	14.0 -13.8 -7.3	5.4 -18.1 -9.2	14.3 -18.0 -4.2	30.1 -62.9 12.6	49.3 -35.7 22.3
	C	10.7 -5.1 5.1	19.7 -2.9 10.7	15.4 0.3 7.1	8.9 -0.9 0.5	6.4 -7.4 -1.3	3.3 -9.9 -0.2	6.4 -7.4 -1.3	8.6 -0.8 0.3	15.4 0.3 7.1	19.7 -2.9 10.7
	D	5.3 1.5 2.5	4.0 1.2 1.6	1.5 -1.1 1.0	0.4 -0.4 -0.1	1.6 -0.7 -0.5	0.5 -1.7 -0.8	1.6 -0.7 -0.5	0.4 -0.4 -0.1	1.4 -1.0 0.8	4.0 1.2 1.6

(単位：g/cm²)

付表 5

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	21.8	20.6	6.9	28.2	37.5	46.4	37.5	28.4	6.9	20.6
		-35.4	-19.2	-21.9	-11.9	-10.2	-11.3	-10.2	-12.2	-21.9	-19.2
		1.8	16.9	-1.3	-0.2	-6.8	-9.1	-6.8	-0.5	-1.3	16.9
	B	20.6	18.6	8.8	23.8	29.5	30.9	29.5	23.9	8.7	18.6
		-23.6	-19.9	-15.8	-12.2	-11.8	-18.7	-11.8	-12.4	-15.6	-19.9
		18.2	13.5	-3.0	-3.5	-10.6	-18.3	-10.6	-3.6	-3.0	13.5
	C	13.0	12.9	6.6	12.8	11.0	11.6	11.0	12.6	6.4	12.9
		-5.1	-4.4	-9.3	-5.8	-9.0	-13.3	-9.0	-5.5	-9.2	-4.4
		11.7	7.0	-2.6	1.0	-7.4	-11.7	-7.4	0.8	-2.5	7.0
	D	1.7	1.8	3.6	1.4	2.7	3.4	2.7	1.4	3.4	1.8
		-0.2	-0.3	1.7	-0.7	-1.4	-1.5	-1.4	-0.7	1.4	-0.3
		0.1	0.8	2.8	1.0	-1.0	-1.0	-1.0	1.0	2.5	0.8
歯根膜部分	A	11.4	14.2	-0.9	-0.8	-6.2	-9.6	-6.2	-0.8	-0.9	14.2
		10.9	13.5	-1.5	-1.3	-6.7	-10.3	-6.7	-1.3	-1.5	13.5
		11.0	13.6	-1.2	-1.0	-6.3	-9.7	-6.3	-1.0	-1.2	13.6
	B	19.8	17.1	-1.6	-2.5	-9.9	-18.1	-9.9	-2.5	-1.6	17.1
		18.9	16.3	-2.2	-3.3	-10.5	-19.0	-10.5	-3.3	-2.2	16.3
		19.0	16.4	-1.8	-2.9	-9.9	-18.1	-9.9	-2.9	-1.8	16.4
	C	12.5	9.6	-1.7	1.5	-7.1	-12.1	-7.1	1.4	-1.7	9.6
		11.9	9.0	-2.3	0.9	-7.5	-12.8	-7.5	0.8	-2.3	9.0
		12.0	9.1	-1.9	1.2	-7.2	-12.2	-7.2	1.0	-1.9	9.1
	D	3.8	3.7	0.3	1.7	-0.7	-1.6	-0.7	1.8	0.3	3.7
		3.5	3.4	0.1	1.5	-0.8	-1.8	-0.8	1.7	0.1	3.4
		3.6	3.5	0.2	1.6	-0.7	-1.6	-0.7	1.8	0.2	3.5
歯槽骨表面	A	10.3	17.1	0.5	0.7	10.0	22.5	10.0	0.7	0.4	17.1
		2.9	-5.5	-20.7	-1.2	-5.5	-8.5	-5.5	-1.2	-20.4	-5.5
		6.0	10.5	-1.1	0.2	-1.1	-2.1	-1.1	0.2	-1.0	10.5
	B	23.2	27.6	8.3	4.0	4.5	10.6	4.5	4.2	8.0	27.6
		13.7	-13.5	-23.7	-7.5	-9.0	-17.3	-9.0	-7.8	-23.4	-13.5
		17.0	18.3	-1.1	-3.4	-5.8	-10.2	-5.8	-3.7	-1.0	18.3
	C	11.9	10.3	5.5	5.6	1.5	-0.3	1.5	5.9	5.0	10.3
		3.7	-2.2	-2.7	-0.6	-6.6	-12.3	-6.6	-0.8	-2.5	-2.2
		6.7	8.8	-1.4	1.5	-0.9	-2.3	-0.9	1.9	-1.0	8.8
	D	6.1	3.2	1.0	1.5	0.4	-0.9	0.4	1.8	1.0	3.2
		1.8	1.2	-0.4	-0.2	-1.3	-0.3	-1.3	-0.5	-0.4	1.2
		4.9	2.4	0.6	0.7	-0.7	-1.5	-0.7	1.0	0.6	2.4

(単位: g/cm²)

付表 6

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	52.0 -80.3 -24.9	-2.9 -78.2 -12.9	12.5 -43.0 -6.6	59.7 -22.8 -7.0	97.3 -26.9 -11.3	110.3 -22.0 -18.8	97.3 -26.9 -11.3	59.5 -22.6 -6.2	12.7 -44.1 -6.7	-2.9 -78.2 -12.9
	B	74.7 -93.5 24.9	48.3 -88.8 42.0	16.7 -52.4 -6.1	61.2 -27.5 4.4	97.8 -33.9 -27.8	119.8 -33.3 -29.2	97.8 -33.9 -27.8	61.0 -27.3 4.3	16.7 -52.8 -6.2	48.3 -88.8 42.0
	C	23.6 -35.6 13.8	24.3 -32.9 12.0	15.5 -27.0 -0.1	38.0 -30.1 -2.5	29.0 -28.4 -20.4	30.7 -34.0 -27.6	29.0 -28.4 -20.4	38.0 -29.5 -2.5	15.7 -27.5 -0.3	24.3 -32.9 12.0
	D	2.3 -5.9 -2.7	1.9 -4.4 -1.2	0.2 -4.4 -3.2	-0.4 -5.8 -3.1	1.0 -6.4 -3.3	0.7 -4.5 -4.0	1.0 -6.4 -3.3	-0.4 -5.7 -3.0	0.2 -4.5 -3.3	1.9 -4.4 -1.2
歯根膜部分	A	15.4 14.2 14.3	15.0 13.9 14.1	-3.7 -4.5 -3.9	-2.3 -3.2 -2.6	-15.8 -16.9 -15.9	-17.9 -19.2 -18.0	-15.8 -16.9 -15.9	-2.3 -3.2 -2.6	-3.7 -4.5 -3.9	15.0 13.9 14.1
	B	37.6 35.8 35.9	38.7 36.9 37.1	-7.2 -9.1 -8.0	3.2 1.3 2.2	-28.9 -30.5 -29.0	-30.1 -31.8 -30.2	-28.9 -30.5 -29.0	3.2 1.3 2.2	-7.2 -9.1 -8.0	38.7 36.9 37.1
	C	21.2 20.0 20.1	23.1 21.9 22.0	-3.7 -4.6 -4.1	-0.7 -1.7 -1.2	-25.0 -26.2 -25.0	-32.6 -34.3 -32.7	-25.0 -26.2 -25.0	-0.7 -1.7 -1.2	-3.7 -4.6 -4.1	23.1 21.9 22.0
	D	6.5 5.8 6.0	6.4 5.9 6.0	-7.9 -8.4 -8.1	3.6 3.2 3.4	-11.0 -11.8 -11.1	-12.3 -14.3 -12.9	-11.0 -11.8 -11.1	3.6 3.2 3.4	-7.9 -8.4 -8.1	6.4 5.9 6.0
歯槽骨表面	A	26.7 6.8 17.2	17.4 -8.5 4.3	4.9 -35.7 -0.5	0.8 -11.7 -2.3	21.9 -13.0 0.3	20.1 -21.3 -5.0	21.9 -13.0 0.3	0.7 -11.5 -2.3	5.1 -35.9 -0.7	17.4 -8.5 4.3
	B	45.2 34.9 44.3	50.5 0.9 38.9	8.4 -39.9 -3.8	8.2 -12.1 2.4	4.9 -27.4 -15.1	18.3 -32.1 -19.6	4.9 -27.4 -15.1	8.1 -12.0 2.3	8.5 -40.2 -3.9	50.5 0.9 38.9
	C	27.1 7.1 11.1	25.1 3.2 18.6	12.0 -4.0 -1.6	6.1 -1.8 0.1	1.6 -23.3 -3.6	-10.3 -35.1 -13.7	1.6 -23.3 -3.6	6.0 -1.8 0.1	12.3 -4.1 -1.7	25.1 3.2 18.6
	D	15.7 9.1 12.4	10.1 6.4 7.1	2.7 -2.8 0.0	0.5 -3.5 -1.1	-12.1 -18.6 -12.5	-12.6 -17.2 -13.3	-12.1 -18.6 -12.5	0.5 -3.4 -1.1	2.8 -2.8 0.3	10.1 6.4 7.1

(単位：g/cm²)

付表 7

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	146.9	100.5	-85.5	-0.6	-5.7	36.4	177.9	234.2	388.1	153.3
		-172.5	-154.9	-389.1	-233.7	-178.0	-27.9	5.6	0.6	84.1	-100.0
		-27.2	35.8	-138.7	-39.1	-61.9	7.4	61.6	38.3	135.6	-36.5
	B	102.4	106.1	-143.0	91.8	19.7	133.5	445.1	651.3	870.9	351.1
		121.9	-351.1	-870.3	-651.3	-445.1	-36.1	-19.8	-91.5	143.6	-106.2
		-16.4	29.7	-181.9	52.1	-1.5	62.1	1.7	-52.0	183.3	-27.6
	C	40.3	38.0	40.0	131.9	174.0	266.0	388.4	620.6	820.9	523.2
		-52.3	-523.4	-820.8	-620.6	-388.4	-123.8	-174.0	-131.9	-40.4	-38.1
		-15.8	-27.7	12.6	107.1	24.8	98.6	-24.9	-107.1	-13.1	27.2
	D	59.9	10.9	-0.7	-3.1	38.6	62.7	52.5	66.3	67.2	83.5
		-45.1	-83.4	-67.1	-66.3	-52.5	-44.2	-38.6	3.1	0.8	-10.8
		8.6	-7.7	-3.9	-19.6	-3.5	26.4	34.9	19.5	4.2	7.6
歯根膜部分	A	-48.6	33.7	-119.1	-29.5	-44.5	35.4	50.1	35.9	128.7	20.4
		-62.8	20.4	-128.7	-35.9	-50.1	30.6	44.5	29.5	119.1	33.7
		-54.6	26.6	-119.8	-31.6	-46.1	32.3	46.1	31.6	119.8	26.6
	B	-44.7	107.9	-139.2	74.9	6.7	85.5	-2.1	-65.2	151.5	-93.3
		-58.5	93.4	-151.5	65.2	2.1	76.2	-6.7	-74.9	139.2	-107.9
		-50.6	98.5	-141.5	68.9	2.5	79.2	-2.5	-68.9	141.5	-98.5
	C	-27.6	35.8	-0.1	108.2	-2.0	89.3	8.0	-102.2	4.0	-30.7
		-31.8	30.7	-4.0	102.2	-8.1	76.1	2.0	-108.2	0.1	-35.8
		-29.1	32.4	-2.1	103.0	-3.1	81.0	3.1	-103.0	2.1	-32.4
	D	-17.1	23.3	35.1	92.3	21.2	16.9	-15.2	-86.5	-30.2	-21.4
		-18.1	21.4	30.2	86.5	15.2	12.5	-21.2	-91.3	-35.1	-23.4
		-17.3	21.5	32.2	86.8	17.4	14.4	-17.4	-86.8	-32.2	-21.5
歯槽骨表面	A	33.6	93.1	61.0	83.9	137.5	29.3	58.1	22.0	120.1	4.1
		-44.2	-4.1	-120.1	-22.0	-58.1	-10.0	-137.5	-83.9	-61.0	-93.1
		-12.6	7.3	-19.1	19.3	-16.3	17.7	16.3	-19.3	19.1	-7.3
	B	124.2	201.1	-82.3	118.2	128.6	97.2	10.8	-17.2	159.5	93.6
		-149.0	-93.6	-159.5	17.2	-10.8	-47.1	-128.6	-118.2	82.3	-201.1
		-21.0	80.6	-95.7	77.3	0.3	22.1	-0.3	-77.3	95.7	-80.6
	C	34.9	40.2	21.9	152.8	59.1	17.9	-3.0	-75.0	28.5	28.1
		-47.5	-28.1	-28.5	75.0	3.0	-22.3	-59.1	-152.8	-21.9	-40.2
		-11.0	20.6	-11.2	125.2	53.5	3.2	-53.5	-125.2	11.2	-20.6
	D	-0.2	59.3	16.3	147.0	77.1	-32.0	-51.1	-90.3	7.9	-24.4
		-19.9	24.4	-7.9	90.3	51.1	-53.6	-77.1	-147.0	-16.3	-59.3
		-14.5	41.9	10.9	101.9	64.6	-45.3	-64.6	-101.9	-10.9	-41.9

(単位: g/cm²)

付表 8

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	-38.2 -181.8 -54.4	-29.7 -148.9 -41.5	1.4 -53.1 -8.9	47.9 -21.3 -8.1	85.3 -3.6 11.6	107.0 2.2 13.9	85.3 -3.6 11.6	47.8 -21.3 -8.0	1.5 -53.1 -8.9	-29.7 -148.9 -41.5
	B	-51.8 -301.7 -58.1	-56.7 -290.7 -63.3	-47.3 -119.6 -62.4	37.4 -50.0 -36.2	177.9 -35.7 -28.7	227.2 -26.8 -22.3	177.9 -35.7 -28.7	37.3 -49.5 -36.0	-47.8 -120.1 -62.7	-56.7 -290.7 -63.3
	C	13.9 -180.4 9.7	20.7 -165.6 2.1	3.6 -112.1 -25.6	88.6 -88.5 -22.1	105.9 -82.2 -64.0	111.1 -102.5 -88.1	105.9 -82.2 -64.0	88.6 -88.5 -22.1	3.6 -112.1 -25.6	20.7 -165.6 2.1
	D	-32.5 -71.9 -40.9	-27.9 -66.9 -42.8	-30.4 -53.6 -41.2	-24.8 -60.0 -42.6	-26.0 -63.0 -41.7	-29.7 -49.8 -46.7	-26.0 -63.0 -41.7	-24.8 -60.0 -42.6	-30.3 -53.5 -41.0	-27.9 -66.9 -42.8
歯根膜部分	A	-52.0 -58.5 -53.6	-45.7 -51.5 -47.4	-10.6 -14.5 -12.1	-7.0 -10.7 -8.6	8.1 4.7 6.3	15.2 11.6 13.2	8.1 4.7 6.3	-7.0 -10.7 -8.6	-10.6 -14.5 -12.1	-45.7 -51.5 -47.4
	B	-43.0 -53.7 -47.5	-40.8 -51.3 -45.1	-49.1 -58.3 -52.7	-30.9 -39.4 -34.4	-30.0 -35.8 -32.2	-26.4 -31.9 -28.5	-30.0 -35.8 -32.2	-30.9 -39.4 -34.4	-49.1 -58.3 -52.7	-40.8 -51.3 -45.1
	C	9.0 0.8 4.5	5.4 -3.5 0.9	-28.8 -35.4 -31.4	-17.6 -23.9 -20.1	-67.7 -73.9 -69.3	-90.9 -99.4 -92.9	-67.7 -73.9 -69.3	-17.6 -23.9 -20.1	-28.8 -35.4 -31.4	5.4 -3.5 0.9
	D	2.0 -4.1 -1.8	3.4 -2.1 0.3	-55.5 -61.6 -57.7	6.4 1.5 4.2	-80.4 -87.3 -81.2	-85.4 -92.5 -90.4	-80.4 -87.3 -81.2	6.4 1.5 4.2	-55.5 -61.6 -57.7	3.4 -2.1 0.3
歯槽骨表面	A	-20.4 -59.9 -33.5	62.1 -59.2 -23.4	82.6 -27.7 -3.8	8.0 -5.2 -2.8	6.0 -4.2 3.6	16.8 -5.9 3.6	6.0 -4.2 3.6	8.0 -5.2 -2.8	82.7 -27.8 -3.8	62.1 -59.2 -23.4
	B	-16.1 -54.9 -39.5	46.9 -59.2 -55.2	15.6 -68.4 -57.7	-9.2 -39.7 -32.0	11.0 -36.6 -23.0	17.6 -23.4 -17.4	11.0 -36.6 -23.0	-9.1 -39.5 -31.7	15.7 -68.9 -57.8	46.9 -59.2 -55.2
	C	17.1 0.5 10.7	6.9 -4.2 2.5	-18.0 -34.2 -22.0	-5.9 -19.6 -10.4	7.1 -67.6 -33.0	-17.1 -95.6 -60.5	7.1 -67.6 -33.0	-5.9 -19.4 -10.2	-18.0 -34.4 -20.5	6.9 -4.2 2.5
	D	36.8 21.6 23.6	27.1 15.0 22.8	-5.4 -27.4 -12.9	-3.7 -18.7 -6.9	-68.2 -109.2 -73.6	-63.3 -98.6 -78.0	-68.2 -109.2 -73.6	-3.6 -18.4 -6.8	-5.5 -27.5 -13.1	27.1 15.0 22.8

(単位：g/cm²)

付表 9

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	181.8 38.2 54.4	148.9 29.7 41.5	53.1 -1.4 8.9	21.3 -47.9 8.1	3.6 -85.3 -11.6	-2.2 -107.0 -13.9	3.6 -85.3 -11.6	21.3 -47.8 8.0	53.1 -1.5 8.9	148.9 29.7 41.5
	B	301.7 51.8 58.1	290.7 56.7 63.3	119.6 47.3 62.4	50.0 -37.4 36.2	35.7 -177.9 28.7	26.8 -227.2 22.3	35.7 -177.9 28.7	49.5 -37.3 36.0	120.1 47.8 62.7	290.7 56.7 63.3
	C	180.4 -13.9 -9.7	165.6 -20.7 -2.1	112.1 -3.6 25.6	88.5 -88.6 22.1	82.2 -105.9 64.0	102.5 -111.1 88.1	82.2 -105.9 64.0	88.5 -88.6 22.1	112.1 -3.6 25.6	165.6 -20.7 -2.1
	D	71.9 32.5 40.9	66.9 27.9 42.8	53.6 30.4 41.2	60.0 24.8 42.6	63.0 26.0 41.7	49.8 29.7 46.7	63.0 26.0 41.7	60.0 24.8 42.6	53.5 30.3 41.0	66.9 27.9 42.8
歯根膜部分	A	58.5 52.0 53.6	51.5 45.7 47.4	14.5 10.6 12.1	10.7 7.0 8.6	-4.7 -8.1 -6.3	-11.6 -15.2 -13.2	-4.7 -8.1 -6.3	10.7 7.0 8.6	14.5 10.6 12.1	51.5 45.7 47.4
	B	53.7 43.0 47.5	51.3 40.8 45.1	58.3 49.1 52.7	39.4 30.9 34.4	35.8 30.0 32.2	31.9 26.4 28.5	35.8 30.0 32.2	39.4 30.9 34.4	58.3 49.1 52.7	51.3 40.8 45.1
	C	-0.8 -9.0 -4.5	3.5 -5.4 -0.9	35.4 28.8 31.4	23.9 17.6 20.1	73.9 67.7 69.3	99.4 90.9 92.9	73.9 67.7 69.3	23.9 17.6 20.1	35.4 28.8 31.4	3.5 -5.4 -0.9
	D	4.1 -2.0 1.8	2.1 -3.4 -0.3	61.6 55.5 57.7	-1.5 -6.4 -4.2	87.3 80.4 81.2	92.5 85.4 90.4	87.3 80.4 81.2	-1.5 -6.4 -4.2	61.6 55.5 57.7	2.1 -3.4 -0.3
歯槽骨表面	A	59.9 20.4 33.5	59.2 -62.1 23.4	27.7 -82.6 3.8	5.2 -8.0 2.8	4.2 -6.0 -3.6	5.9 -16.8 -3.6	4.2 -6.0 -3.6	5.2 -8.0 2.8	27.8 -82.7 3.8	59.2 -62.1 23.4
	B	54.9 16.1 39.5	59.2 -46.9 55.2	68.4 -15.6 57.7	39.7 9.2 32.0	36.6 -11.0 23.0	23.4 -17.6 17.4	36.6 -11.0 23.0	39.5 9.1 31.7	68.9 -15.7 57.8	59.2 -46.2 55.2
	C	-0.5 -17.1 -10.7	4.2 -6.9 -2.5	34.2 18.0 22.0	19.6 5.9 10.4	67.6 -7.1 33.0	95.6 17.1 60.5	67.6 -7.1 33.0	19.4 5.9 10.2	34.4 18.0 20.5	4.2 -6.9 -2.5
	D	-21.6 -36.8 -23.6	-15.0 -27.1 -22.8	27.4 5.4 12.9	18.7 3.7 6.9	109.2 68.2 73.6	98.6 63.3 78.0	109.2 68.2 73.6	18.4 3.6 6.8	27.5 5.5 13.1	-15.0 -27.1 -22.8

(単位：g/cm²)

付表 10

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	103.5	24.1	153.3	57.9	63.8	66.6	129.6	150.1	25.7	121.2
		-80.9	-121.2	-25.7	-150.1	-129.6	-116.8	-63.8	-57.9	-153.3	-24.1
		14.7	-46.9	83.6	-66.8	-9.9	-47.2	9.9	66.8	-83.6	46.9
	B	131.5	42.2	191.3	64.9	87.9	63.4	136.0	260.1	36.9	175.8
		-114.9	-175.8	-36.9	-260.1	-136.0	-220.2	-87.9	-64.9	-191.3	-42.2
		12.3	-156.4	131.9	-181.6	-32.7	-101.6	32.7	181.6	-131.9	156.4
	C	132.2	128.8	140.2	80.9	37.1	29.8	106.5	141.3	69.6	54.0
		-70.1	-54.0	-69.6	-141.3	-106.5	-146.1	-37.1	-80.9	-140.2	-128.8
		53.1	-5.7	73.3	-60.6	6.4	-81.7	-6.4	60.6	-73.3	5.7
	D	5.7	18.8	10.7	26.4	3.9	8.9	20.1	-0.8	9.3	20.5
		-11.1	-20.5	-9.3	0.8	-20.1	-9.3	-3.9	-26.4	-10.7	-18.8
		3.1	-9.3	-3.6	14.4	-5.9	-6.8	5.9	-14.4	3.6	9.3
歯根膜部分	A	61.4	-52.6	67.4	-73.2	-9.0	-66.1	21.1	82.4	-58.3	64.2
		49.4	-64.2	58.3	-82.4	-21.1	-79.0	9.0	73.2	-67.4	52.6
		54.3	-56.5	60.3	-75.4	-14.2	-71.1	14.2	75.4	-60.3	56.5
	B	66.1	-136.6	113.8	-161.2	-27.9	-121.7	41.1	174.3	-99.2	153.3
		50.5	-153.3	99.2	-174.3	-41.1	-135.8	27.9	161.2	-113.8	136.6
		57.2	-141.8	103.8	-163.9	-33.5	-126.2	33.5	163.9	-103.8	141.8
	C	75.0	6.0	81.1	-57.8	23.6	-68.6	-14.2	67.7	-74.9	4.5
		65.3	-4.5	74.9	-62.7	14.2	-80.5	-23.6	57.8	-81.1	-6.0
		68.7	0.6	76.4	-59.0	18.5	-73.0	-18.5	59.0	-76.4	-0.6
	D	16.3	7.6	40.6	-30.4	9.5	-5.9	-6.2	33.4	-37.4	-4.0
		12.9	4.0	37.4	-33.4	6.2	-8.8	-9.5	30.4	-40.6	-7.6
		14.3	5.6	38.6	-31.5	7.6	-7.2	-7.6	31.5	-38.6	-5.6
歯槽骨表面	A	22.8	-19.5	63.7	-42.1	-3.0	7.1	55.0	139.8	0.5	82.2
		-13.8	-82.2	-0.5	-139.8	-55.0	-27.7	3.0	42.1	-63.7	19.5
		18.1	-47.6	42.0	-62.7	-22.8	-19.7	22.8	62.7	-42.0	47.6
	B	39.3	-65.2	110.4	-96.6	-50.0	109.8	97.7	208.5	-65.5	147.2
		-4.4	-147.2	65.5	-208.5	-97.7	-52.5	50.0	96.6	-110.4	65.2
		28.6	-130.5	86.9	-132.7	-56.8	-24.0	56.8	132.7	-86.9	130.5
	C	20.3	24.9	94.4	-35.6	-11.2	14.7	29.7	98.8	-41.8	-2.4
		-13.8	2.4	41.8	-98.8	-29.7	-17.9	11.2	35.6	-94.4	-24.9
		10.4	21.2	59.1	-53.6	-27.5	-7.6	27.5	53.6	-59.1	-21.2
	D	3.8	28.7	106.1	-53.2	-7.7	2.4	15.1	73.2	-73.5	-21.7
		-2.6	21.7	73.5	-73.2	-15.1	-3.1	7.7	53.2	-106.1	-28.7
		2.5	27.9	87.9	-59.5	-8.8	-1.4	8.8	59.5	-87.9	-27.9

(単位: g/cm²)

付表 11

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	-97.1	-49.6	17.4	121.9	198.1	228.4	198.1	121.7	17.6	-49.6
		-198.5	-180.4	-32.0	4.0	29.5	35.7	29.5	3.8	-32.4	-180.4
		-85.3	-58.8	10.5	16.9	69.2	53.1	69.2	16.8	10.6	-58.8
	B	4.3	-17.1	8.7	137.5	361.2	432.0	361.2	137.0	8.9	-17.1
		-378.2	-365.0	-89.6	-10.3	16.7	23.7	16.7	-10.1	-90.0	-365.0
		-28.5	-25.3	-1.9	12.0	20.5	28.4	20.5	12.0	-1.9	-25.3
	C	68.6	88.8	49.7	192.9	232.3	252.8	232.3	192.1	50.1	88.8
		-227.8	-199.5	-123.5	-88.0	-72.6	-78.7	-72.6	-87.6	-123.9	-199.5
		58.9	51.9	0.4	2.5	-50.6	-71.9	-50.6	2.4	0.5	51.9
	D	15.1	28.9	17.6	17.0	34.1	32.4	34.1	16.9	17.7	28.9
		-34.3	-20.4	-10.2	-23.2	-21.7	-13.3	-21.7	-23.0	-10.4	-20.4
		1.3	2.1	-7.7	-0.4	1.7	-8.5	1.7	-0.4	-7.7	2.1
歯根膜部分	A	-52.7	-47.5	8.2	14.1	53.5	58.5	53.5	14.1	8.2	-47.5
		-56.3	-50.9	6.4	11.5	49.9	54.3	49.9	11.5	6.4	-50.9
		-52.9	-48.0	7.1	12.2	50.3	54.9	50.3	12.2	7.1	-48.0
	B	-13.1	-11.5	-0.7	5.8	14.4	14.9	14.4	5.8	-0.7	-11.5
		-15.4	-13.7	-1.0	4.0	11.7	11.7	11.7	4.0	-1.0	-13.7
		-14.1	-12.3	-0.9	4.9	12.8	13.1	12.8	4.9	-0.9	-12.3
	C	56.4	62.9	-5.6	4.9	-55.0	-69.6	-55.0	4.9	-5.6	62.9
		52.9	59.4	-8.3	2.0	-58.5	-74.4	-58.5	2.0	-8.3	59.4
		53.2	59.9	-6.7	3.4	-55.5	-70.0	-55.5	3.4	-6.7	59.9
	D	62.0	61.9	-47.6	41.3	-62.3	-60.0	-62.3	41.3	-47.6	61.9
		55.9	57.3	-51.5	37.6	-67.4	-72.8	-67.4	37.6	-51.5	57.3
		57.1	57.7	-48.8	38.7	-62.5	-63.9	-62.5	38.7	-48.8	57.7
歯槽骨表面	A	-30.4	42.4	88.9	28.7	40.1	63.8	40.1	28.6	89.1	42.4
		-70.0	-59.1	-12.9	0.3	-41.0	-30.0	-41.0	0.3	-12.9	-59.1
		-35.4	-27.8	1.9	10.9	5.1	20.5	5.1	10.8	1.9	-27.8
	B	-9.6	24.3	44.7	18.9	17.2	18.2	17.2	18.7	44.9	24.3
		-36.0	-48.9	-31.0	-15.9	-11.5	-25.5	-11.5	-15.6	-31.2	-48.9
		-16.7	-14.5	-3.4	5.5	10.2	2.6	10.2	5.4	-3.4	-14.5
	C	65.4	66.2	-2.1	9.9	-2.5	-26.0	-2.5	9.8	-2.1	66.2
		12.4	9.9	-14.1	-5.4	-51.1	-77.3	-51.1	-5.4	-14.3	9.9
		24.4	26.8	-7.1	-2.7	-28.0	-54.5	-28.0	-2.7	-7.2	26.8
	D	128.4	88.2	28.0	2.4	-71.1	-61.3	-71.0	2.3	28.1	88.2
		85.3	51.1	2.0	-16.2	-107.9	-94.4	-107.9	-16.1	2.0	51.1
		95.0	58.8	11.3	-6.8	-74.9	-72.2	-74.9	-6.8	11.5	58.8

(単位：g/cm²)

付表 12

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	23.4 -25.2 4.7	80.8 -6.5 6.1	174.7 13.1 21.9	149.3 6.3 31.1	103.4 12.1 22.9	36.5 -26.8 11.1	-12.1 -103.4 -22.9	-6.3 -149.3 -31.1	-13.1 -174.7 -21.9	6.5 -80.5 -6.1
	B	14.1 -13.7 0.3	194.8 6.4 16.3	366.1 10.9 19.6	305.4 12.2 20.0	197.1 5.5 7.3	14.9 -5.7 6.7	-5.5 -197.1 -7.3	-12.2 -305.4 -20.0	-10.9 -366.1 -19.6	-6.4 -194.8 -16.3
	C	44.6 -65.5 -14.8	229.9 -34.5 -13.1	335.2 -42.2 -33.2	265.3 -39.1 -32.0	158.3 -45.0 -15.6	47.1 -67.6 -13.5	45.0 -158.3 15.6	39.1 -265.3 32.0	42.2 -335.2 33.2	34.5 -229.9 13.1
	D	21.7 -25.9 -4.6	38.1 -10.1 7.9	29.0 -1.9 2.5	26.0 -5.8 1.1	24.1 -12.6 1.8	17.8 -24.9 -8.2	12.6 -24.1 -1.8	5.8 -26.0 -1.1	1.9 -29.0 -2.5	10.1 -38.1 -7.9
歯根膜部分	A	2.1 1.0 1.5	9.9 8.6 8.8	23.8 21.9 22.2	35.6 33.3 33.6	21.9 19.6 20.0	12.0 9.7 10.7	-19.6 -21.9 -20.0	-33.3 -35.6 -33.6	-21.9 -23.8 -22.2	-8.6 -9.9 -8.8
	B	-1.6 -2.2 -1.9	11.5 10.5 10.6	8.3 6.6 7.3	18.7 17.1 17.5	6.2 5.2 5.6	9.3 8.5 8.7	-5.2 -6.2 -5.6	-17.1 -18.7 -17.5	-6.6 -8.3 -7.3	-10.5 -11.5 -10.6
	C	-13.8 -15.8 -14.5	-15.8 -18.0 -16.5	-31.3 -32.9 -31.4	-25.0 -26.3 -25.1	-6.2 -7.2 -6.6	-7.7 -9.0 -8.2	7.2 6.2 6.6	26.3 25.0 25.1	32.9 31.3 31.4	18.0 15.8 16.5
	D	2.8 1.4 2.0	-10.3 -11.9 -10.7	-26.1 -28.0 -26.5	-23.4 -25.2 -23.9	-9.4 -10.8 -9.7	-2.8 -3.5 -3.1	10.8 9.4 9.7	25.2 23.4 23.9	28.0 26.1 26.5	11.9 10.3 10.7
歯槽骨表面	A	17.5 -16.7 -1.4	16.8 -10.5 8.9	28.3 -38.9 6.4	36.4 2.2 9.7	25.7 -28.8 9.5	10.0 -10.5 0.0	28.8 -25.7 -9.5	-2.2 -36.4 -9.7	38.9 -28.3 -6.4	10.5 -16.8 -8.9
	B	35.4 -37.9 -1.8	49.6 -22.9 15.5	12.4 -0.4 2.4	22.5 0.2 16.3	22.3 -19.3 11.4	27.9 -31.2 0.2	19.3 -22.3 -11.4	-0.2 -22.5 -16.3	0.4 -12.4 -2.4	22.9 -49.6 -15.5
	C	8.2 -4.0 1.5	0.0 -20.5 -13.7	-10.9 -31.9 -25.5	-20.8 -32.3 -29.8	3.5 -16.4 -13.6	9.2 -5.1 2.0	16.4 -3.5 13.6	32.3 20.8 29.8	31.9 10.9 25.5	20.5 0.0 13.7
	D	7.7 0.4 5.1	-18.9 -34.2 -25.9	-29.0 -45.6 -31.4	-17.7 -33.5 -20.0	-16.4 -28.0 -21.3	21.8 13.2 19.0	28.0 16.4 21.3	33.5 17.7 20.0	45.6 29.0 31.4	34.2 18.9 25.9

(単位: g/cm²)

付表 13

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
歯根表面	A	22.1	85.5	127.9	98.6	59.6	3.7	10.3	15.6	23.3	12.6
		-34.9	-17.2	-26.0	-15.6	-10.6	-9.6	-59.6	-98.1	-128.2	-83.2
		-4.0	4.7	-23.5	-7.2	-3.6	-0.6	3.4	5.8	21.2	-4.4
	B	48.2	104.8	114.4	94.2	64.5	11.7	14.1	23.1	51.9	19.7
		-54.1	-18.0	-50.5	-23.0	-14.2	-12.0	-64.4	-94.2	-114.0	-104.4
		-6.0	23.1	-38.7	-17.4	-9.9	1.0	10.1	17.7	39.4	-23.1
	C	18.6	34.8	41.2	33.7	18.3	10.5	6.3	13.4	22.4	26.8
		-35.5	-27.4	-23.0	-13.4	-6.3	-9.3	-18.3	-33.7	-41.3	-35.2
		-12.3	-7.4	-20.2	-5.3	-3.5	1.5	3.5	5.3	19.8	7.6
	D	3.0	3.7	1.7	0.8	1.9	1.5	1.8	3.3	0.8	2.1
		-2.8	-2.0	-0.6	-3.3	-1.7	-1.5	-1.9	-0.7	-1.5	-3.6
		-0.6	0.1	0.2	-0.6	-1.0	0.6	0.9	0.6	-0.1	-0.2
歯根膜部分	A	-8.0	6.5	-17.2	-5.1	-6.3	4.8	7.0	6.0	18.7	-4.3
		-10.3	4.3	-18.7	-6.0	-7.0	4.2	6.3	5.1	17.2	-6.5
		-8.9	5.3	-17.3	-5.2	-6.4	4.5	6.4	5.2	17.3	-5.3
	B	-9.8	18.3	-43.3	-13.1	-9.4	4.4	10.1	14.7	45.7	-15.0
		-13.1	15.0	-45.7	-14.7	-10.1	3.8	9.4	13.1	43.3	-18.3
		-11.2	16.3	-43.4	-13.5	-9.5	4.0	9.5	13.5	43.4	-16.3
	C	-12.0	-7.9	-22.2	-5.5	-5.2	4.5	5.8	6.1	23.3	9.7
		-13.8	-9.7	-23.4	-6.1	-5.8	3.8	5.2	5.5	22.2	7.9
		-12.7	-8.6	-22.3	-5.7	-5.4	4.1	5.4	5.7	22.3	8.6
	D	-1.0	-0.9	-5.2	-3.0	-1.0	1.3	1.5	2.6	5.5	1.3
		-1.3	-1.3	-5.5	-2.6	-1.5	0.9	1.0	3.0	5.2	0.9
		-1.1	-1.1	-5.3	-2.8	-1.2	1.1	1.2	2.8	5.3	1.1
歯槽骨表面	A	3.3	17.2	11.5	12.7	27.8	4.4	8.8	3.5	17.9	-1.0
		-5.1	1.0	-17.9	-3.5	-8.8	-2.2	-27.8	-12.8	-11.5	-17.2
		-2.2	1.4	-1.5	5.4	-1.9	2.5	1.9	-5.4	1.5	-1.4
	B	27.9	44.0	-19.0	0.3	23.1	23.8	13.5	17.3	48.0	23.0
		-32.1	-22.9	-48.0	-17.3	-13.5	-13.9	-23.1	-0.3	19.0	44.0
		-3.4	9.8	-32.0	-9.2	-12.7	4.0	12.7	9.2	32.0	-9.8
	C	15.4	9.7	-1.6	9.1	8.6	10.6	7.6	6.8	25.0	13.9
		-12.3	-13.9	-25.0	-6.8	-7.6	-7.0	-8.6	-9.1	15.9	-9.7
		0.9	-11.9	-13.0	-3.1	-5.0	2.3	5.0	3.1	13.0	11.9
	D	1.0	-3.7	-11.4	6.4	1.9	1.7	0.0	-4.4	17.2	5.1
		-0.3	-5.1	-17.2	4.4	0.0	0.3	-1.9	-6.4	11.4	3.7
		0.2	-4.8	-13.4	5.8	0.8	1.5	-0.8	-5.8	13.4	4.8

(単位: g/cm²)