



Title	機能下におけるインプラント補綴の咬合に関する力学的研究
Author(s)	中野, 環
Citation	大阪大学, 1996, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3110009
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

機能下におけるインプラント補綴の咬合 に関する力学的研究

中野 環

論文表題

機能下におけるインプラント補綴の咬合
に関する力学的研究

所属

大阪大学大学院歯学研究科
歯学臨床系歯科補綴学第一講座

著者名

中野 環

① 原著，症例の別：原著

② 原稿総紙数（図，表を除く）：89枚

③ 図・表の紙数：図26枚，表7枚

④ 別刷希望数：100部

⑤ 連絡先：

氏名：中野 環

所属：大阪大学歯学部歯科補綴学第一講座

宛先：〒565吹田市山田丘1-8

電話：06-876-5711(内線2247)

緒 言

近年，osseointegrated implantは，補綴物の支台装置，顎顔面補綴，矯正治療の固定源等の歯科領域をはじめ，骨伝導補聴器，手指関節修復等の医科領域においても様々な分野に応用されるようになってきた¹⁾。特に歯科領域においては，欠損補綴における有効な選択肢のひとつとみなされ，従来までの有床義歯や架工義歯による補綴治療では形態および機能の回復が十分に得られない症例に対して，インプラントによる補綴治療の重要性が増してきている。

天然歯と異なり骨との界面に歯根膜が存在しないインプラントにおいて，その上部構造に加わる咬合力は直接周囲骨に伝達される²⁾。そのため，過剰な荷重負担に起因すると考えられるosseointegrationの喪失が指摘されている^{2~5)}。口腔内でインプラントが長期的に安定し機能するためには，インプラントの荷

重負担を軽減し，インプラント周囲骨に生じる応力集中を軽減させることが重要であると考えられる．このような観点から，インプラント上部構造に与える咬合について検討^{6~11)}することは，インプラント補綴の良好な予後を得るため，臨床上非常に重要である．

これまでに，インプラントに関する力学的研究^{12~33)}は多く報告されている．しかし，インプラント補綴において，その咬合を構成する要素としての咬合面形態，咬合接触関係および咬合様式等がインプラント周囲骨に及ぼす影響については明らかにされていない．インプラント周囲骨に生じる応力は，上部構造に加わる咬合力の大きさとその方向，すなわち運動方向に影響を受けると考えられる．したがって，その上部構造に与える咬合を明らかにするためには，機能下での負荷に対する力学的検討を行う必要がある．

そこで本研究では，機能運動の中でも重要な咀嚼運動³⁴⁾を測定することにより，機能

下における負荷の方向を明らかにし，それに基づき天然歯およびインプラント周囲骨に生じる応力分布の差異について三次元有限要素法を用いて検討した．さらに，インプラント補綴の咬合を構成する要素のひとつである咬合面形態の相違が咬合力およびインプラント周囲骨に生じる応力分布に及ぼす影響について検討した．

方 法

実験Ⅰ．機能下における天然歯とインプラントの応力分布の差異に関する検討

Ⅰ－１．咀嚼運動閉口路方向の計測

１）被験者

被験者として，自覚的，他覚的に顎口腔系に異常を認めない，いわゆる個性正常咬合者の中から，左右側ともにチョッピングタイプ³⁵⁾（以下Cタイプと略す）の咀嚼パターンを有する者10名（男性9名，女性1名，年齢23～32歳，平均年齢25.6歳），およびグラインディングタイプ³⁵⁾（以下Gタイプと略す）の咀嚼パターンを有する者10名（男性9名，女性1名，年齢24～30歳，平均年齢26.0歳），計20名を選択した．

２）咀嚼運動の記録

被験食品として，十分軟化させた市販チューニングガム（フリーゾーン，株式会社ロッ

テ，東京）１枚を用い，下顎運動記録測定装置シロナソグラフ・アナライジング・システムⅢ³⁶⁾（以下ＳＧＧ／ＡＳⅢと略す）（カノープス株式会社，神戸，東京歯科産業株式会社，東京）を用いて左右側を指定した咀嚼運動を記録した．咀嚼開始５秒後以降の１０ストロークの閉口路の平均経路を分析対象として用いた．

３）咀嚼運動閉口路方向の計測

咀嚼運動閉口路方向の計測は開口量３．０mmから中心咬合位までの閉口路について行った．０．５mm間隔で前頭面および矢状面における閉口路上の座標値を求め，開口量３．０mmと２．５mmにおける２点を結ぶ線分が前頭面および矢状面それぞれにおいて上下軸となす角度を算出し，これを開口量３．０～２．５mmレベルにおける前頭面閉口角および矢状面閉口角とした．以下同様にして，中心咬合位まで０．５mm間隔で隣接する２点間における閉口角を算出した（図１）．ＣタイプとＧタイプの各開口量レ

ベルにおける閉口角の有意差検定には

Student's t-testを用いた。

I - 2 . 機能下における天然歯とインプラントの応力解析

1) 三次元有限要素モデルの作製

天然歯については，右側下顎第一大臼歯部を対象とした三次元有限要素モデルを作製した。各構成要素の形態および寸法は従来の報告³⁷⁻⁴³⁾に基づいて決定した。インプラントについては，下顎第一大臼歯部において使用頻度の高い^{44, 45)}，直径4 mm，長さ10 mmの充実スクリュータイプのチタンインプラントを右側下顎第一大臼歯相当部に1本植立し，上部補綴物に金属焼付ポーセレン冠を装着した三次元有限要素モデルを作製した。さらにそれらの対合歯として右側上顎第一大臼歯の咬合面部を加え，咬頭嵌合位において上下顎歯の各機能咬頭が対向する窩に嵌合し，頬舌的な三点接触の咬合接触関係を付与した。次いで，

上顎歯に対して下顎を各開口量レベルに設定し，上下顎歯間のスペースには咬合面全面を覆うように食塊を介在させた．作製した天然歯モデルは2214個の節点と1766個の固体要素から，インプラントモデルは2269個の節点と1731個の固体要素から構成された（図2～5）．

モデルの作製において，要素分割は解析精度に大きな影響を与える⁴⁶⁾．三次元モデルにおいては，一般に8節点から構成される六面体要素の形状が立方体に近似するほどその解析精度は高くなることから，本解析においては，要素を構成するすべての内角が45°～135°の範囲に含まれることを必要不可欠な条件とした．この要素分割の妥当性は，本研究で用いた有限要素解析プログラムANSYS⁴⁷⁾（Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, U S A）の前処理チェックプログラムにより確認した．

2) 解析条件の設定

荷重条件として，実験Ⅰ－１で計測した閉口角の平均値を用いた．各々のモデルについて各開口量レベルにおける咀嚼運動閉口路方向に向けて下顎骨底部に強制変位を与えた．開口量0.5～0mmレベルにおいて，食塊と接する下顎歯の咬合面に存在する全節点に生じる節点力の総和を咀嚼時の咬合力とし，その値がCタイプ，Gタイプともに200Nとなる様に強制変位量を設定し，各開口量レベルにおける各々のモデルに対して与えた．拘束条件としては，解析結果に大きな影響を及ぼさないと考えられる上顎第一大臼歯咬合面部の基底面を完全拘束した（図6）．解析に使用した各構成要素の力学的物性値は，従来の報告（12, 48, 49）に基づいて設定した（表1）．

3）応力解析

解析は，有限要素解析プログラムANSYSを用いて，パーソナルコンピュータTITAN（株式会社クボタ，東京）により実行した．

天然歯モデルおよびインプラントモデルにおいて，下顎歯咬合面に生じる咬合力，周圍骨に生じる応力分布および食塊に生じる応力分布について検討した．咬合力については，下顎歯咬合面の全節点に生じる節点力の総和およびその垂直成分，近遠心側方成分，頬舌側方成分の三成分各々について評価を行った．天然歯およびインプラント周圍骨に生じる応力については，周圍骨を水平的に近心，頬側，遠心，舌側に4分割，上下的に歯頸部から根尖部までを5分割し，各領域を構成する要素内に生じる最大主応力および最小主応力の平均値について評価を行った．食塊に生じる応力^{5.0)}については，食塊を構成する全要素内に生じる圧縮応力の平均値，標準偏差，変異係数および最小値と，最大剪断応力の平均値，標準偏差，変異係数および最大値について評価を行った．

実験Ⅱ．咬合面形態の相違がインプラントの 応力分布に及ぼす影響に関する検討

Ⅱ－１．咬合面形態の相違による咀嚼運動閉 口路方向の計測

１）被験者

被験者として，自覚的，他覚的に顎口腔系に異常を認めず，右側下顎第一大臼歯に歯冠補綴処置を要する個性正常咬合者３名（男性２名，女性１名，年齢２４～２８歳，平均年齢２６．０歳）を選択した．

２）実験用クラウンの作製

右側下顎第一大臼歯に，咬頭嵌合位において対合歯と頬舌的な三点接触を付与し，解剖学的な咬合面形態を有する全部鑄造冠をコントロール（以下コントロールタイプと呼ぶ）として作製した．それに対して頬舌的幅径を $5/6$ ， $2/3$ としたクラウン（以下各々W１，W２タイプと呼ぶ），咬頭傾斜角をコントロールタイプと平坦との中間，および平坦とした

クラウン（以下各々 A 1 , A 2 タイプと呼ぶ）を作製した。W 1 , W 2 , A 1 タイプは、頬側咬頭外斜面部の咬合接触を付与せず、それ以外の咬合接触関係についてはコントロールタイプと同一になるように作製した。また、A 2 タイプは、上顎第一大臼歯の近心口蓋側咬頭のみが咬合接触するように作製した（図 7 , 8 ）。

実験用クラウンは通法に従って作製した後、口腔内で被験者固有の咬合様式を変化させないよう咬合調整を行った。咬合接触関係の確認は、各実験用クラウンを装着した状態で印象を採得し、作製した石膏模型を用いて行った。石膏模型の上下顎歯を咬頭嵌合位において固定し、前頭断および矢状断模型を作製した。これらを観察し、W 1 , W 2 , A 1 タイプにおいて、頬側咬頭外斜面部以外の咬合接触関係がコントロールタイプと同一であることを確認した。

3) 咀嚼運動の記録

被験歯に実験用クラウンを装着し，装着後3日目⁵¹⁾に，被験食品として十分軟化させた市販チューイングガム1枚を用いて，S G G / A S IIIにより装着部位での咀嚼運動を記録した．咀嚼開始5秒後以降の安定した10ストロークの閉口路を分析対象として用いた．

4) 咀嚼運動閉口路方向の計測

咀嚼運動閉口路方向の計測は，実験I-1と同様の方法で，各ストロークについて開口量0.5～0mmレベルにおける閉口角を計測した．各実験用クラウン間における閉口角の有意差検定にはpaired t-testを用いた．

II-2. 咬合面形態の相違によるインプラントの応力解析

1) 三次元有限要素モデルの作製

実験I-2で作製したインプラントモデルをコントロール（以下コントロールモデルと呼ぶ）とし，それに対して頬舌的幅径を5/6,

2/3としたインプラントモデル（以下各々W1，W2モデルと呼ぶ），咬頭傾斜角をコントロールモデルと平坦との中間，および平坦としたインプラントモデル（以下各々A1，A2モデルと呼ぶ）を作製した．W1，W2，A1モデルは，頬側咬頭外斜面部の咬合接触を付与せず，それ以外の咬合接触関係はコントロールモデルと同一となるように作製した．また，A2モデルは，上顎第一大臼歯の近心口蓋側咬頭のみが咬合接触するように作製した．次いで，上顎歯に対して下顎を開口量0.5mmレベルに設定し，上下顎歯間のスペースには咬合面全面を覆うように食塊を介在させた．

2）解析条件の設定

荷重条件として，実験Ⅱ－1で計測した各実験用クラウンの閉口角の平均値を用いた．実験Ⅰ－2と同様に，各々のモデルについて計測した咀嚼運動閉口路方向に向けて下顎骨底部に強制変位を与えた．コントロールモデ

ルにおいて，食塊と接する下顎歯の咬合面に存在する全節点に生じる節点力の総和が200Nとなる様に強制変位量を設定し，各々のモデルに対して与えた．

3) 応力解析

解析は，有限要素解析プログラムANSYSを用いて，パーソナルコンピュータTITANにより実行した．

咬合面形態の異なるインプラントモデルにおいて，下顎歯咬合面に生じる咬合力，インプラント周囲骨に生じる応力分布および食塊に生じる応力分布の変化について検討した．

結 果

実験Ⅰ．機能下における天然歯とインプラントの応力分布の差異に関する検討

Ⅰ－１．咀嚼運動閉口路方向の計測

１）前頭面閉口角

Cタイプ，Gタイプの前頭面閉口角は，開口量3.0～2.5mmレベルにおいて，それぞれ22.3°，28.4°であった．Cタイプは，Gタイプに比較して閉口に伴う角度の変化が小さく，両タイプの角度差は徐々に大きくなり，開口量0.5～0mmレベルにおいて，それぞれ35.6°，60.7°であった．Gタイプの前頭面閉口角はCタイプに比較して，開口量2.5～2.0mmから0.5～0mmまでの各レベルにおいて有意に大きく，GタイプはCタイプに比較してより咀嚼側方向から閉口することが示された（図9）．

２）矢状面閉口角

Cタイプ，Gタイプの矢状面閉口角は，開

開口量3.0～2.5mmレベルにおいて，それぞれ21.6°，15.7°であった．Cタイプは，Gタイプに比較して閉口に伴う角度の変化が小さく，両タイプの角度差は徐々に大きくなり，開口量0.5～0mmレベルにおいて，それぞれ22.2°，1.2°であった．Gタイプの矢状面閉口角はCタイプに比較して，開口量2.5～2.0mmから0.5～0mmまでの各レベルにおいて有意に小さく，GタイプはCタイプに比較してより前方から閉口することが示された（図10）．

I - 2 . 機能下における天然歯とインプラントの応力解析

1) 天然歯モデルにおける咬合力，周囲骨および食塊に生じる応力分布

生じる咬合力を開口量0.5～0mmレベルにおいて200Nとしたときの三成分の割合については，垂直成分が最も大きく，次いで頬舌側方成分，近遠心側方成分の順となった．垂直成分は，CタイプとGタイプではほぼ同様であ

った。側方成分は、近遠心および頬舌側方成分ともにCタイプに比較してGタイプのほうが大きかった（図11）。

開口量0.5～0mmレベルにおいて周囲骨に生じる近遠心方向の主応力分布については、根分岐部に圧縮応力の集中が認められたものの、歯頸部周囲骨への応力集中は認められず、応力は歯頸部から根尖部にわたり広く分散していた。頬舌方向の主応力分布についても、歯頸部周囲骨への応力集中は認められず、応力は歯頸部から根尖部にわたり広く分散していた。GタイプはCタイプに比較して、全体的にやや高い応力値を示したが、その差はわずかであった（図12, 13）。頬側および舌側歯頸部周囲骨に生じる応力値は、閉口に伴い、Cタイプ、Gタイプとも全体的に一様に増加した（図14）。

開口量0.5～0mmレベルにおいて食塊に生じる応力分布について、圧縮応力については、平均値はGタイプのほうが大きい値を示し、

標準偏差，変異係数，最小値はCタイプのほうが大きい値を示した．一方，最大剪断応力については，平均値，標準偏差，最大値はGタイプのほうが大きい値を示し，変異係数はCタイプとGタイプではほぼ同様であった（表2）．

2）インプラントモデルにおける咬合力，

周囲骨および食塊に生じる応力分布

生じる咬合力を開口量0.5～0mmレベルにおいて200Nとしたときの三成分の割合については，天然歯モデルとほぼ同様であった（図15）．

開口量0.5～0mmレベルにおいて周囲骨に生じる近遠心方向の主応力分布については，近心および遠心歯頸部周囲骨に圧縮応力の集中が認められ，それより下方では応力は低く一様に分布していた．頬舌方向の主応力分布についても，頬側歯頸部周囲骨に著しい圧縮応力の集中が認められ，それより下方では応力は低く一様に分布していた．GタイプはCタ

イプに比較して，頬側歯頸部周囲骨に生じる圧縮応力および舌側歯頸部周囲骨に生じる引張応力が大きかった（図16，17）．頬側および舌側歯頸部周囲骨に生じる応力値は，開口量3.0～2.5mmから1.0～0.5mmレベルにおいては，Cタイプ，Gタイプともにほぼ同様に増加したものの，開口量0.5～0mmレベルにおいて，Gタイプの頬側歯頸部周囲骨に生じる圧縮応力および舌側歯頸部周囲骨に生じる引張応力がCタイプに比較して著しく増加した（図18）．

開口量0.5～0mmレベルにおいて食塊に生じる応力分布については，天然歯モデルとほぼ同様であった（表3）．

実験Ⅱ．咬合面形態の相違がインプラントの 応力分布に及ぼす影響に関する検討

Ⅱ－１．咬合面形態の相違による咀嚼運動閉 口路方向の計測

１）頬舌的幅径の減少に伴う閉口角の変化
頬舌的幅径の減少に伴い，前頭面閉口角については，３被験者の平均値において，コントロール，W１，W２タイプでそれぞれ， 52.7° ， 57.4° ， 61.1° であり，コントロールタイプに比較してW１，W２タイプともに有意に大きかった（図19）．矢状面閉口角については，３被験者の平均値において，コントロール，W１，W２タイプでそれぞれ， 5.1° ， 0.4° ， -3.9° であり，コントロールタイプに比較してW１タイプは有意に小さかった（図20）．３被験者ともに頬舌的幅径の減少に伴い，前頭面閉口角は大きく，矢状面閉口角は小さくなり，閉口路はより前方かつ咀嚼側方向へと変化することが示された．

2) 咬頭傾斜角の減少に伴う閉口角の変化

咬頭傾斜角の減少に伴い，前頭面閉口角については，3被験者の平均値において，コントロール，A1，A2タイプでそれぞれ， 52.7° ， 60.4° ， 62.5° であり，コントロールタイプに比較してA1，A2タイプともに有意に大きかった（図21）．矢状面閉口角については，3被験者の平均値において，コントロール，A1，A2タイプでそれぞれ， 5.1° ， -3.9° ， -5.2° であり，コントロール，A1タイプに比較してA2タイプは有意に小さかった（図22）．3被験者ともに咬頭傾斜角の減少に伴い，前頭面閉口角は大きく，矢状面閉口角は小さくなり，閉口路はより前方かつ咀嚼側方向へと変化することが示された．

II - 2 . 咬合面形態の相違によるインプラントの応力解析

1) 頬舌的幅径の減少に伴う咬合力，周囲骨および食塊に生じる応力分布の変化

頬舌的幅径の減少に伴い，咬合力については，コントロールモデルに比較してW 1モデルは9.1%，W 2モデルは15.8%減少した．咬合力の各成分の変化については，垂直成分については，コントロールモデルに比較してW 1モデルは10.0%，W 2モデルは17.6%減少した．一方，頬舌側方成分については，コントロールモデルに比較してW 1モデルは20.0%，W 2モデルは35.4%増加した．近遠心側方成分は三成分中最も変化が小さかった（図23，表4）．

周囲骨に生じる応力分布については，全てのモデルにおいて実験I - 2の結果と同様に，頬側歯頸部周囲骨に生じる圧縮応力が最も大きくなったため，同部位に生じる圧縮応力の絶対値を最大応力値として検討した．周囲骨に生じる最大応力値については，三成分の合力としての咬合力に比べその減少の割合が小さく，コントロールモデルに比較してW 1モデルは5.4%，W 2モデルは8.4%減少した

(図 24, 表 4) .

食塊に生じる応力分布については, コントロールモデルに比較して W 1 , W 2 モデルにおいて, 圧縮応力の標準偏差, 変異係数および最小値, 最大剪断応力の標準偏差, 変異係数および最大値が増加した (表 5) .

2) 咬頭傾斜角の減少に伴う咬合力, 周囲

骨および食塊に生じる応力分布の変化

咬頭傾斜角の減少に伴い, 咬合力については, コントロールモデルに比較して W 1 モデルは 14.4% , W 2 モデルは 28.9% 減少した. 咬合力の各成分の変化について, 垂直成分については, コントロールモデルに比較して A 1 モデルは 15.6% , A 2 モデルは 30.6% 減少した. 一方, 頬舌側方成分については, コントロールモデルに比較して A 1 モデルは 23.6% , A 2 モデルは 19.7% 増加した. 近遠心側方成分は三成分中最も変化が小さかった (図 25, 表 6) .

周囲骨に生じる最大応力値については, 三

成分の合力としての咬合力に比べその減少の割合が小さく，コントロールモデルに比較して A 1 モデルは 2.3%，A 2 モデルは 13.7% 減少した（図 26，表 6）。

食塊に生じる応力分布については，コントロールモデルに比較して A 1，A 2 モデルにおいて，圧縮応力の平均値，標準偏差および最小値，最大剪断応力の平均値，標準偏差および最大値が減少した（表 7）。

考 察

歯科インプラントは，osseointegrationの概念¹⁾の普及に伴い欠損補綴における有効な手段のひとつとなってきた。しかしながら，インプラント上部構造に与える咬合については未だ明確なガイドラインは存在しない。

臨床において，過剰な荷重負担に起因すると考えられるosseointegrationの喪失が指摘されており²⁻⁵⁾，口腔内でインプラントが長期的に安定し機能するためには，インプラント周囲骨に生じる応力集中を軽減させることが重要であると考えられる。

インプラント周囲骨に生じる応力は，上部構造に加わる咬合力の大きさとその方向，すなわち運動方向に影響を受けると考えられることから，その上部構造に与える咬合を明らかにするためには，機能下での負荷に対する力学的検討を行う必要がある。

そこで本研究では，機能運動の中でも重要

な咀嚼運動³⁴⁾を測定することにより，機能下における負荷の方向を明らかにし，天然歯およびインプラント周囲骨に生じる応力分布の差異について三次元有限要素法を用いて検討した．さらに，インプラント補綴の咬合を構成する要素のひとつである咬合面形態の相違が咬合力およびインプラント周囲骨に生じる応力分布に及ぼす影響について検討を行った．

以下，実験方法については，咀嚼運動閉口路方向の計測および三次元有限要素法による応力解析について，実験結果については，各実験ごとに考察を加えた．

実験方法について

I. 咀嚼運動閉口路方向の計測

1) 被験者について

本研究では，実験 I - 1，II - 1 とともに，個性正常咬合者を被験者とした．特に実験 I - 1 においては，個性正常咬合者の中から，C タイプと G タイプの咀嚼パターンを有する者を選択した．C タイプは，前頭面および水平面において咀嚼経路の側方幅が小さく，下方あるいはやや咀嚼側下方に向けて直線的あるいは咀嚼側に対しわずかに凸状に開口し，開口路よりも咀嚼側から非咀嚼側に対し凸状に閉口するパターンを示す．一方，G タイプは，前頭面および水平面において咀嚼経路の側方幅が C タイプよりも大きく，非咀嚼側に向けて咀嚼側に対し凸状に開口し，開口路よりも咀嚼側から非咀嚼側に対し凸状に閉口するパターンを示す．これら 2 つの咀嚼パターンは個性正常咬合者に認められる典型的なパ

ターンであり，西尾³⁵⁾は，CタイプとGタイプでは咀嚼機能が異なりCタイプでは咬断運動を，Gタイプでは臼磨運動を咀嚼パターンの基礎として獲得していると推測している。この考えに基づけば両タイプでは生じる咬合力の方向にも差異があるものと考えられる。また個性正常咬合者において多くの場合，その咀嚼運動閉口路方向は，両タイプもしくはその中間に属すると考えられることから，本研究においては，これら2つの咀嚼パターンを有する者を選択した。

2) 計測方法について

閉口時に歯に加わる咬合力は，上下顎歯間に食塊が保持されてからの過程に影響を受けると考えられる。実験Ⅰ-1では，天然歯およびインプラント周囲骨に生じる応力分布の差異に加え，閉口に伴う応力値の変化の様相について検討するため，上下顎歯により食塊を認識しはじめる位置とされる開口量3.0mm⁵²⁾から計測を行った。実験Ⅱ-1では，実

験 I - 2 の結果から，インプラントモデルにおいては，開口量 0.5 ～ 0 mm レベルにおいて周囲骨への応力集中の傾向がより顕著に現れたことから，同部位についてのみ計測を行った．

II．三次元有限要素法による応力解析

1) 有限要素法について

天然歯およびインプラントに関する力学的研究は，現在まで多く行われている．これらの研究に用いられた手法としては，ストレインゲージ法²⁵⁾，光弾性法^{28, 29, 31)}，理論解析法^{10, 15, 26, 33)}，有限要素法^{12～14, 16～24, 27, 30, 32)}などが挙げられる．本研究で用いた有限要素法は，モデルの寸法や設定が自由であり，構成要素，境界条件の設定，変更が容易で，高精度の内部応力の計測が可能であるなどの特徴を有することから，他の力学的解析法より優れた方法であると考えられる．

このような種々の利点を応用して，インプラントに関して多くの有限要素法による解析

が行われている。現在までにインプラント体の材質^{12, 13, 20, 21)}，形態^{12, 13, 16, 21)}，長さ²⁴⁾，植立および埋入方向²²⁾，インプラント上部構造の材質¹⁴⁾，スクリューの挙動²⁷⁾，緩衝装置^{18, 21, 30)}，天然歯との連結²¹⁾，カンチレバーの長さ³²⁾，インプラントと周囲骨の結合状態^{12, 13, 17, 23, 24)}などに関する解析が行われている。しかし，咀嚼運動時に加わる負荷を想定した荷重条件を設定したものの，インプラント補綴の咬合を構成する種々の要素がインプラント周囲骨に及ぼす影響について解析したものは認められない。本研究は，咀嚼運動時の負荷を想定した荷重条件を設定することにより，より生体に近似した応力解析を行い，インプラント補綴の咬合に関する力学的検討を行ったものである。

2) 荷重条件について

従来のインプラントの有限要素法による応力解析は，下顎骨に植立したインプラントの咬合面部に単に垂直あるいは側方などの方向

から荷重を負荷するのみであった。このような機械的な荷重は必ずしも咀嚼運動時に加わる荷重の方向を適切に表現しておらず，機能を営む生体との等価性を有しているとは言い難い。また，咬合面形態を変化させても解析結果は変化せず，その影響を検討することは不可能である。そこで本解析では，咀嚼運動時の下顎の閉口方向を閉口筋の合成ベクトルとしてとらえ⁵³⁾，解析結果に大きな影響を及ぼさないと考えられる下顎骨底部に実験 I - 1，II - 1 で求めた咀嚼運動閉口路方向に向けて強制変位を与えた。さらに，上顎歯の咬合面部を加えることにより，上下顎歯間に咬合力が発揮されるように設定した。このような三次元有限要素モデルの作製と荷重条件の設定により，従来の研究と比較してより生体に近似した応力解析を行うことが可能となり，かつインプラント補綴の咬合を構成する要素のひとつである咬合面形態の相違がインプラント周囲骨に及ぼす影響について検討

することが可能となったものと考えられる。

天然歯列を有する者の臼歯部における咀嚼運動時の最大咬合力は約200N^{54, 55)}であり、その発現時期における咬合面間距離は、咀嚼前における食品の厚径の影響を比較的受けずに0.5mm前後に集中すると報告されている^{56, 57)}。一方、固定性のインプラント補綴を装着した者の咀嚼時の咬合力は天然歯列を有する者とはほぼ同程度であり⁵⁸⁾、また近年の生理学的研究^{58~59)}から、インプラントにおいても求心性情報により顎筋活動は反射的に調節され、天然歯列を有する者と変わらない咀嚼運動が行えるものと考えられている。以上のことから、本解析においては天然歯とインプラントともに咀嚼運動時の最大咬合力を想定し、先に述べた強制変位により開口量0.5~0mmレベルにおいて生じる咬合力、すなわち食塊と接する下顎歯の咬合面に存在する全節点に生じる節点力の総和が200Nとなるように荷重条件を設定した。

3) 解析結果の検討項目について

本解析においては，周囲骨に生じる応力に加え，生じる咬合力についても検討を行った。これは，咬合面部に一定の荷重を加えるのみであった従来の有限要素法による応力解析と異なり，本解析で設定した荷重条件においては，実際の口腔内と同様に，咬合面形態を変化させることで，生じる咬合力およびその成分の割合も変化する^{57, 70)}と考えられるためである。さらに，食塊に生じる応力についても検討を行った。インプラント補綴においては，周囲骨への応力集中の軽減と咀嚼機能の回復という，ややもすれば相反する両者を満たしつつ，口腔内で機能することが重要である⁶⁾と考えられる。そこで，食塊に生じる応力を本解析における咀嚼機能の評価のひとつとした。

実験結果について

実験Ⅰ．機能下における天然歯とインプラントの応力分布の差異に関する検討

Ⅰ－１．咀嚼運動閉口路方向の計測

本研究の結果では，開口量0.5～0mmレベルにおいて，Cタイプで前頭面閉口角 35.6° ，矢状面閉口角 22.2° ，Gタイプで前頭面閉口角 60.7° ，矢状面閉口角 1.3° であった．前頭面閉口角について，土居⁷¹⁾は，ガム咀嚼で 41.8° ，Pröschelら⁷²⁾は，パン咀嚼で 41.3° ，ガム咀嚼で 44.0° と報告している．また，瑞森ら⁷³⁾は，ガム咀嚼で前頭面閉口角 45.4° ，矢状面閉口角 21.6° と報告している．前頭面閉口角について，土居，Proschelら，瑞森らの報告した値は，本研究でのCタイプとGタイプの値の間に相当し，矢状面閉口角についても，瑞森らの報告した値は，本研究でのCタイプとGタイプの値の間に相当する．これ

らの報告は，被験者を咀嚼パターンにより C タイプと G タイプに分類せず，個性正常咬合者として全被験者を扱ったためであると考えられる．咀嚼パターンにより分類した秋山ら⁷⁴⁾の報告では，本研究の C タイプ，G タイプに相当する前頭面閉口角としてそれぞれ， 44.8° ， 50.9° と報告している．本研究においては，閉口路方向をより細かいレベルで計測したことで，咀嚼パターンによる閉口角の差異が明確に現れたものと考えられる．

本研究の結果，正常者の咀嚼運動閉口路は，従来の有限要素法による応力解析においてモデルの咬合面部に加えている垂直あるいは側方などの単純な方向とは異なり，三次元的な方向を有することから，これを考慮した三次元有限要素解析を行うことが機能下における応力解析を行う上で重要であると考えられる．

I - 2 . 機能下における天然歯とインプラントの応力解析

1) 咬合力について

咀嚼運動時に下顎歯咬合面に生じる咬合力について，本解析の結果においては，その主体は垂直成分であった．側方成分は垂直成分に比較して非常に小さく，近遠心および頬舌側方成分の垂直成分に対する割合は，それぞれ $1/13 \sim 1/60$ ， $1/5 \sim 1/14$ であった．口腔内で咀嚼運動時の咬合力を計測した従来の報告^{54, 55)}と，今回の解析において生じた咬合力の垂直成分と側方成分の割合がほぼ同様であったことから，本解析の妥当性が示されたと言える．また，側方成分の垂直成分に対する割合は，Cタイプに比較してGタイプのほうが大きかった．岡崎⁵⁴⁾は，口腔内において咀嚼力の三次元的計測を行い，本研究と同様の結果を得ている．GタイプはCタイプに比較してより前方かつ咀嚼側方向より閉口する．すなわち，Gタイプの閉口路方向は歯軸方向となす角度がCタイプに比較して大きいために，発現する側方力が大きくなるものと考え

られる。

2) 天然歯モデルにおける周囲骨の主応力 分布について

天然歯の周囲骨に生じる応力分布については、近遠心方向、頬舌方向ともに、根分岐部に圧縮応力が集中するものの、歯頸部周囲骨への応力集中は認められず、歯頸部から根尖部にわたり応力は広く分散していた。この結果は、従来の力学的研究^{28, 53, 75)}における結果と一致するものである。従来の報告では本研究と荷重部位が異なりモデルの咬合面部に荷重を加えている。本研究においては、咀嚼運動時に加わる負荷を想定しているが、その主体が垂直成分であったことから、結果的に従来の報告と近似した応力分布を示したものと考えられる。一般に頬舌側方成分は歯周組織にきわめて為害性の大きいものであると言われているが⁷⁶⁾、本研究の結果から、機能下において生じる頬舌側方成分の範囲においては、天然歯の歯頸部周囲骨に大きな応力

の集中は認められないことが明らかになった。以上のことから、天然歯については、機能下において歯頸部周囲骨に大きな応力が集中することなく、適度に分散されることにより、正常な歯周組織が保たれるものと考えられる。

3) インプラントモデルにおける周囲骨の主応力分布について

インプラントの周囲骨に生じる応力分布については、近遠心方向、頬舌方向ともに、その歯頸部周囲骨に大きな応力の集中を認め、それより下方では応力は低く一様に分布していた。この結果は、従来の有限要素法を用いた多くの力学的研究の結果^{12, 13, 16~24)}と一致するものである。天然歯モデルの場合と同様に、本研究において設定した咀嚼運動時に生じる咬合力の主体が垂直成分であったことから、結果的に従来の報告と近似した応力分布を示したものと考えられる。歯頸部周囲骨に応力が集中する理由としては、以下のようなことが挙げられる。インプラントは、天然

歯と異なり骨との界面に咬合力の緩衝作用を有する歯根膜が存在せず，歯頸部において歯槽骨と接する面積が天然歯と比較して小さいため，単位面積あたりに加わる力が多い．また，その形状が天然歯の歯根形態と異なりシリンダータイプであるために応力を広く分散させることができない．このような理由により，咬合力がインプラント上部構造に加わると，骨とインプラント体の支点となる部位である歯頸部周囲骨に応力が集中するものと考えられる．また，機能下において加わる負荷を想定した本解析においては，歯頸部周囲骨の中でも，特に頬側歯頸部周囲骨に生じる圧縮応力が大きくなった．これは，咀嚼運動時の閉口方向が頬側から舌側方向へ向っていることが大きく影響しているものと考えられる．以上のことからインプラントについては，機能下において天然歯と異なる応力分布を示し，歯頸部周囲骨，とりわけ頬側歯頸部周囲骨に圧縮応力が集中することが明らかとなっ

た。

GタイプはCタイプに比較して、開口量0.5～0mmレベルにおいて、頬側歯頸部周囲骨の圧縮応力の増加が著しく、舌側歯頸部周囲骨においてもCタイプには認められない引張応力の増加が認められた。GタイプはCタイプに比較して、前頭面閉口角が大きく、より側方から閉口する。特に閉口末期においては、Gタイプの閉口路方向は歯軸方向となす角度がCタイプに比較してより大きいため、その影響が顕著に現れたものであると考えられる。

4) 食塊の応力分布について

食塊に生じる応力分布は天然歯モデルとインプラントモデルではほぼ同様であった。天然歯列を有する者とインプラント補綴を装着した者の咀嚼時の咬合力はほぼ同程度であり、本解析においても両モデルに同じ荷重条件を設定したためである。また本解析の結果は、インプラント補綴を装着した者と天然歯列を

有する者は同等の咀嚼機能を有する^{58~60)}という従来の報告とも一致するものである。しかし、CタイプとGタイプでは、その咀嚼機能が異なると推測されている³⁶⁾ことから、食塊内に生ずる応力分布も異なることが予想される。CタイプはGタイプに比較して、圧縮応力の標準偏差、変異係数、最小値が大きかった。言い換えれば、咬断運動を咀嚼パターンの基礎として認識しているCタイプにおいては、圧縮応力により部位によるばらつきが大きく差異が生じることによって、食塊に対して局所的な圧縮作用が発揮されたものと考えられる。一方、GタイプはCタイプに比較して、最大剪断応力の平均値、最大値が大きかった。言い換えれば、臼磨運動を咀嚼パターンの基礎として認識しているGタイプにおいては、最大剪断応力が平均して大きくなることによって、食塊に対して一様な剪断作用が発揮されたものと考えられる。以上のことから、本解析においてもCタイプとGタイプに

特徴的な差異が認められ、食塊に生じる応力を咀嚼機能の評価のひとつとすることの意義が示唆された。

実験Ⅱ．咬合面形態の相違がインプラントの 応力分布に及ぼす影響に関する検討

Ⅱ－１．咬合面形態の相違による咀嚼運動閉 口路方向の計測

咀嚼運動閉口路は頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少に伴い，より前方かつ咀嚼側方向へと変化することが示された．この理由は実験用クラウンの咬合接触部位の確認のために作製した石膏断面模型を観察し，以下の様に推察された．頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少に伴い，上顎頬側咬頭内斜面部と下顎頬側咬頭外斜面部の咬合接触が結果として欠如することになる．閉口時に下顎歯の機能咬頭である頬側咬頭を有効に働かせ^{3,4)}，より効率的な咀嚼を行うために，同部位を接触もしくは近接させようとする方向に閉口路が変化したものと考えられる．中村^{5,2)}は，下顎第一大臼歯の頬側咬頭全体の咬合接触を欠如させた場合，開口量4.0mm付近において閉口路

は非咀嚼側へ偏位し，その理由を閉口時に頬側咬頭での接触を認識できないためであると考察している．大平⁵⁷⁾は，上下顎第一大臼歯の咬頭傾斜角を同時に変化させ開口量1.0 mmレベルにおける閉口角の変化について検討し，咬頭傾斜角の減少に伴い，本研究の結果と同様に前頭面閉口角は大きくなることを，下顎第一大臼歯の頬舌的幅径を1/2とした場合は，本研究の結果と異なり，前頭面閉口角は変化しないか，もしくはわずかに減少したことを報告している．計測した開口量レベルは個々の報告でやや異なるものの，本研究の結果にこれらの報告を含めて考えると，上顎頬側咬頭内斜面部と下顎頬側咬頭外斜面部の間の間隙が小さい場合，すなわち本研究のように頬舌的幅径を2/3に減少させた場合は，下顎の機能咬頭である頬側咬頭を有効に働かせようとして，同部位を近接させるような方向に閉口路は変化するものと考えられる．一方，上顎頬側咬頭内斜面部と下顎頬側咬頭外

斜面部の間の間隙が大きい場合，すなわち頬舌的幅径を $1/2$ に減少させた場合もしくは頬側咬頭全体を削除した場合は，同部位での接触もしくは近接を認識できず，逆に上顎の機能咬頭である口蓋側咬頭を有効に働かせようとして，閉口路は変化しないか，もしくはわずかに垂直的に閉口する方向へと変化するものと考えられる。

頬舌的幅径を減少させた場合，咬頭傾斜角を減少させた場合ともに，前頭面閉口角は大きく，矢状面閉口角は小さくなった。しかし，その変化の程度には差が認められた。頬舌的幅径を減少させた場合，幅径の減少に伴い閉口角はほぼ段階的に変化したのに対して，咬頭傾斜角を減少させた場合は，初期での変化が大きかった。頬舌的幅径を減少させた場合は，上顎頬側咬頭内斜面部と下顎頬側咬頭外斜面部の間に生じる間隙が徐々に大きくなる。そのため，閉口角はほぼ段階的に変化したものと考えられる。一方，咬頭傾斜角を減少さ

せた場合も，上顎頬側咬頭内斜面部と下顎頬側咬頭外斜面部の間に間隙が生じる．それに加えて，咬合面全体の斜面の傾斜角が減少することにより同部位を近接させるような変化が頬舌的幅径を減少させた場合に比較して，より起こりやすくなるために，初期での変化が大きくなったものと考えられる．

本研究の結果，咬合面形態の変化に伴い，咀嚼運動閉口路方向も三次元的に変化することが明らかとなり，これを考慮した三次元有限要素解析を行うことが咬合面形態の相違に伴う応力分布を明らかにする上で重要であると考えられる．

Ⅱ－２．咬合面形態の相違によるインプラントの応力解析

１）咬合力について

頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少に伴い，咬合力は全体として減少した．これを各成分に分けて考えると，三成分中減少が認められ

たのは垂直成分のみであり，咬合力の減少は垂直成分の減少によるものであることが示された．一方，頬舌側方成分は逆に増加し，近遠心側方成分は三成分中最も変化が少なかった．豊田⁷⁰⁾は，口腔内で咬合接触点の減少に伴う咬合力の変化を三次元的に計測し，咬合接触点数，咬合接触面積の減少による咬合圧の減弱効果を否定はしないが，咬合接触点の削除は咬合の平衡性が失われることにより，大きな頬舌側方成分の発現を誘発することを報告している．逆に，武田ら⁶⁾，高橋ら⁷⁾は，模型実験によりオクルーザルテーブルおよび咬合接触点数を減少させることにより，垂直成分，側方成分がともに減少したと報告している．咀嚼運動中に加わる負荷を想定した本解析においては，垂直成分は減少したものの，頬舌側方成分は増加した．すなわち，頬舌側方成分の増加は，閉口路方向の変化が大きく影響していると考えられる．以上のことから，インプラント補綴において，その咬合を構成

する要素のひとつである咬合面形態，なかでも頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少により，咬合力の垂直成分の減少は得られるものの，頬舌側方成分の減少は得られないことが明らかとなった。

2) インプラント周囲骨に生じる最大応力値について

頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少に伴い，インプラント頬側歯頸部周囲骨に生じる最大応力値は，咬合面形態が平坦なもの除いて，わずかに減少した。これは咬合力の減少，なかでも垂直成分の減少によるものと考えられる。しかし，咬合力の減少の割合に比較して，最大応力値の減少はわずかなものであった。咀嚼運動中に加わる負荷を想定した本解析においては，咬合力の垂直成分が減少したにも関わらず，頬舌側方成分が増加したためであると考えられる。すなわち，インプラント周囲骨に生じる最大応力値の変化は，咬合力の垂直成分の変化のみならず頬舌側方成分の変

化が大きく影響していると考えられる。以上のことから、インプラント補綴において、その咬合を構成する要素のひとつである咬合面形態、なかでも頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少により、インプラント周囲骨の応力緩和はほとんど得られないことが明らかとなった。

本解析においては、荷重条件として咬合面形態を変化させた場合も同一の強制変位を与えている。しかし、実際の生体において生じる咬合力は、歯根膜が存在しないインプラントにおいても咀嚼筋、顎関節等の感覚受容器により反射的に調節されていると考えられている^{61~63, 65~67)}。咬合面形態を変化させることにより、感覚受容器に伝わる刺激の量が変化することから、実際の生体において発揮される咬合力は、本解析の結果生じた咬合力と同様になるとは限らない。頬舌的な三点接触を付与し、解剖学的な咬合面形態を有する場合と同等の咀嚼をインプラント補綴部位で

行うためには，より大きな咬合力が発揮される可能性も考えられる．よって，インプラント補綴においては，生じる咬合力のみならずその各成分を正しくコントロールすることが重要であると考えられる．また，このような観点からは，解剖学的な咬合面形態を有する場合が咬合力に占める側方成分の割合が最も少ないことから，インプラント補綴においては，頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少，およびそれに伴う咬合接触関係の欠如のない咬合面形態を付与することが望ましいと考えられる．

3) 食塊の応力分布について

頬舌的幅径を減少させた場合，食塊に生じる圧縮応力および最大剪断応力ともに，その平均値に大きな変化は認められず，圧縮応力の最小値，標準偏差および変異係数，最大剪断応力の最大値，標準偏差および変異係数が増加した．これは，上下顎の頬舌的幅径が異なり，咀嚼運動閉口路がより前方かつ咀嚼側

方向に変化することにより，上下顎歯間に生じる間隙のばらつきが大きくなり，その結果として，応力の部位によるばらつきも大きくなり差異が生じたためであると考えられる．咬頭傾斜角を減少させた場合，食塊に生じる圧縮応力の平均値，最小値および標準偏差，最大剪断応力の平均値，最大値および標準偏差が減少した．これは，咬頭傾斜角が減少することにより，上下顎歯間に生じる間隙が大きくなり，その結果として，応力の部位によるばらつきが少なくなり差異が生じにくくなるためであると考えられる．とりわけ，咬頭傾斜角が平坦なものは，インプラント周囲骨に生じる最大応力値の減少が最も大きかったが，食塊に生じる応力値の割合はそれ以上に大きく減少した．以上のことから，咬合面形態の変化は食塊の応力分布にも大きな影響を及ぼし，咀嚼機能の特徴が損われ，咀嚼機能が低下する可能性もあることが示唆された．

4) インプラント補綴の咬合について

従来よりインプラント上部構造に与える咬合面形態^{6~11)}については、咬合力の側方成分の軽減を目的として、機能咬頭外斜面の咬合接触を付与しない^{6~8)}、咬合面の頬舌的幅径を減少させる^{6~9)}、咬頭の高さを低くし咬頭傾斜角を減少させる^{9~11)}等の考えが提唱されている。武田ら⁶⁾、高橋ら⁷⁾は、インプラント上部構造の咬合面形態について、機能咬頭外斜面部の咬合接触を削除し、オクルーザルテーブルの広さを狭くすることが有効であると報告している。末次⁹⁾も同様の見解を示し、かつ咬頭傾斜角は 10° から 15° くらいが一般的であると述べている。また、Weinbergら¹⁰⁾は、咬頭傾斜角が 10° 増加すると、インプラント体頸部に加わる力は30%増加すると報告している。Bender¹¹⁾は、インプラント上部構造に与える咬頭傾斜角は 6° から 10° が適当であると述べている。しかしこれらの報告は、模型実験や理論解析によるものであり、このような咬合面形態が機能下において咬合

力の側方成分の軽減および周囲骨の応力緩和に有効であるか否かは明らかでない。さらに、インプラント補綴においては、周囲骨への応力集中の軽減のみならず、咀嚼機能を回復することも重要である。すなわち、咬合面形態を変化させることにより周囲骨に生じる応力の減少だけを考えると、咀嚼機能の回復が十分に達成されない場合もあり、そのような咬合面形態を付与することは補綴学的見地から好ましくない。

本研究において、インプラント上部構造の頬舌的幅径および咬頭傾斜角を減少させた場合、インプラント周囲骨に生じる最大応力値はほとんど減少しなかった。咬合力についても、側方成分の軽減という期待する結果は得られず、咬合力の垂直成分は減少するものの、頬舌側方成分は逆に増加した。また、食塊に生じる応力分布においても、咀嚼機能の特徴が損われ、咀嚼機能が低下する可能性も示唆された。すなわち、上部構造の頬舌的幅径お

よび咬頭傾斜角を減少させることによる閉口路方向の変化，それに伴い生じる咬合力の垂直成分および頬舌側方成分の変化，周囲骨に生じる最大応力値の変化，および食塊に生じる応力値の変化は，必ずしも好ましいものとは言えない．さらに，頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少，およびそれに伴う咬合接触の欠如は，咀嚼運動の異常につながり，顎口腔系の機能異常を誘発する可能性も考えられる³⁴⁾．以上のことから，インプラント上部構造に与える咬合については，機能下での負荷に対する検討を行うことが重要であり，また頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少，およびそれに伴う咬合接触関係の欠如のない咬合面形態を付与することにより，咬合力およびインプラント周囲骨に生じる応力を正しくコントロールすることが重要であると考えられる．本研究の結果から，臨床的にインプラント上部構造に与える咬合に関するひとつの指針が示されたものと考えられる．

結 論

インプラント上部構造に与える咬合を明らかにすることを目的として、機能運動の中でも重要な咀嚼運動を測定することにより、機能下における負荷の方向を明らかにし、それに基づき天然歯およびインプラント周囲骨に生じる応力分布の差異について三次元有限要素法を用いて検討した。さらに、インプラント補綴の咬合を構成する要素のひとつである咬合面形態の相違が咬合力およびインプラント周囲骨に生じる応力分布に及ぼす影響について検討を行い、以下の結論を得た。

1. 個性正常咬合者の咀嚼運動閉口路方向を計測し、これを三次元有限要素法の荷重条件として用いることにより、機能下における負荷を想定した天然歯およびインプラントの応力解析を行うことができた。
2. 天然歯およびインプラント周囲骨に生じる応力分布の差異について検討を行った結

果，インプラントにおいては歯頸部周囲骨，なかでも頬側歯頸部周囲骨に顕著な圧縮応力の集中を認め，天然歯と異なる応力分布を示した。

3．咀嚼運動閉口路方向は，頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少に伴い，より前方かつ咀嚼側方向へと変化することが示された。

4．咬合面形態の相違が咬合力およびインプラント周囲骨に生じる応力分布に及ぼす影響について検討を行った結果，頬舌的幅径および咬頭傾斜角の減少に伴い，咬合力の垂直成分は減少するものの，頬舌側方成分は増加し，インプラント頬側歯頸部周囲骨に生じる圧縮応力は，ほとんど減少しなかった。

本研究の結果，インプラント補綴の咬合を構成する要素のひとつである咬合面形態が，咬合力およびインプラント周囲骨に生じる応力分布に及ぼす影響が明らかとなり，インプ

ラント補綴において，機能に立脚した咬合を
与えることの重要性が示唆された．

謝 辞

稿を終えるに臨み，本研究を行う貴重な機会を与えてくださり，終始御懇篤な御指導と御校閲を賜りました大阪大学歯学部歯科補綴学第一講座丸山剛郎教授に深甚なる謝意を表します。また，本解析の遂行にあたり種々の御協力ならびに適切な御助言を頂きました大阪大学基礎工学部機械工学科往復機械講座田中正夫助教授に心から謝意を表します。さらに，本研究に対し種々の御援助，御協力を頂きました大阪大学歯学部歯科補綴学第一講座の教室員，ならびに大阪大学基礎工学部機械工学科往復機械講座の教室員の皆様に厚く御礼申し上げます。

A Mechanical Study on Occlusion of Implant Supported Restoration during Chewing Movement.

Tamaki NAKANO

*The First Department of Prosthetic Dentistry
Osaka University Faculty of Dentistry
1-8, Yamadaoka, Suita, Osaka 565, Japan*

Key words : Implant supported restoration

- 3-D FEM.
- Stress analysis
- Occlusion
- Chewing movement

Implant supported restoration has become an imperative part in the recent prosthodontic treatment. Osseointegrated implant has direct bone contact without periodontal membrane. Occlusal force on implant superstructure, therefore, is directly transmitted to supporting bone around implant. Since occlusal overload has been indicated to be one of the causes of loss of osseointegration, it would be reasonable to avoid high stress concentration in supporting bone. But until now, it is unclear how occlusion of implant supported restoration effects on stress distribution in supporting bone. Since occlusal force and its direction have influence on stress distribution, occlusion of implant supported restoration should be evaluated under occlusal function. The purpose of this study is to analyze stress distribution during chewing movement in supporting bone around implant and natural tooth and to investigate the effect of the difference of occlusal form on stress distribution in supporting bone around implant and occlusal force.

The directions of closing pathways of mandible during chewing movement were calculated in subjects with normal occlusion using Sirognathograph Analyzing System. Three dimensional finite element models of the lower first molar including the mandible at molar region and the titanium implant placed at the same region were constructed. Further, occlusal table of the upper first molar as the antagonistic tooth was constructed. For loading conditions, the directions of displacement constraints at the mandible simulated the calculated directions of closing pathways. Stress analysis would be done by ANSYS. In the second experiment, experimental crowns of the lower first molar were made, i.e., anatomical crown, crowns of which bucco-

lingual width was reduced and cuspal inclination was shallow. The directions of closing pathways were calculated in each experimental crown. Occlusal form of the implant model were changed in the same way and stress analysis would be done.

The results were summarized as follows;

1. Determination of the directions of displacement constraints by calculating the angles of closing pathways during chewing movement enable to analyze stress distribution under occlusal function.
2. The natural tooth model has smooth stress distribution in supporting bone, while the implant model has high stress concentration in supporting bone around the neck of the implant, especially at the buccal area.
3. As bucco-lingual width becomes narrower and cuspal inclination becomes shallower , the directions of closing pathways of mandible deviates to anterior side in sagittal plane and to chewing side in frontal plane.
4. As bucco-lingual width becomes narrower and cuspal inclination becomes shallower , stress concentration in supporting bone around the neck of the implant at buccal area does not decrease, vertical force decrease and lateral force in the bucco-lingual direction increase.

From these results, reduced bucco-lingual width and shallow cuspal inclination does not contribute to avoid high stress concentration in supporting bone around implant and to reduce lateral occlusal force. It was concluded that occlusion of implant supported restoration based on occlusal function should be given.

文 献

- 1) Brånemark, P. -I., Zarb, G. A. and Albrektsson, T. (1985): Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.
- 2) Lindquist, L. W., Rockler, B. and Carlsson, G. E. (1988): Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J. Prosthet. Dent., 59, 59~63.
- 3) Rosenberg, E. S., Torosian, J. P. and Slots, J. (1991): Microbial differernces in 2 clinically distinct types of failuers of osseointegrated implants. Clin. Oral Imp. Res., 2, 135~144.
- 4) Quirynen, M., Naert, I. and van Steenberghe, D. (1992): Fixture design and overload influence maginal bone loss and

fixture success in the Brånemark system.

Clin. Oral Imp. Res., 3, 104~111.

5) Hoshaw, S. J., Brunski, J. B. and Cochran,

G. V. B. (1994): Mechanical loading of

Brånemark implants affects interfacial

bone modeling and remodeling. Int. J. Oral

Maxillofac. Implants., 9, 345~360.

6) 武田孝之，高橋俊之，飯島俊一，木村秀仁，

財部正治，増田隆宜，新谷明則，羽賀通夫

(1985): 咬合面形態と食品破壊時に発現する

応力について - インプラント上部構造体の

あり方について - . 歯科学報，85，687~692,

昭和60.

7) 高橋俊之，羽賀通夫(1988): 特集インプラ

ントの上部構造物を視る~オクルージョンを

中心に 上部構造の一般論からインプラント

の問題まで. オーラル・マキシロフェイシャル

・インプラント，クインテッセンス出版，

1，347~356，昭和63.

8) 武藤秀伯(1992): 上部構造とその咬合，小

宮山 弥太郎，添島義和，渡辺文彦ほか編，インプラント上部構造の現在．クインテッセンス出版，東京，20～25，平成4．

9)末次恒夫(1995)：インプラントに必要な咬合の知識．補綴臨床，28，335～344，平成7．

10)Weinberg, L. A. and Kruger, B. (1995): A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. Int. J. Prosthodont., 8, 421～433.

11)Bender, M. F. (1995): Unsplinted crowns on implants in the subantral augmented region: An evolution. J. Oral Implantol., 21, 121～130.

12)宅間雅彦，西本公紀，岩田 徹，高島史男，堤 定美，丸山剛郎(1985)：各種インプラントの咬合機能下での応力解析について．補綴誌，29，1032～1041，昭和60．

13)宅間雅彦(1988)：インプラント周囲組織の機能的適応に関する力学のおよび組織学的研究．インプラント誌，1，1～32，昭和63．

- 14) Davis, D. M., Rimrott, R. and Zarb, G. A.
(1988): Studies on frameworks for
osseointegrated prostheses: part 2.
The effect of adding acrylic resin or
porcelain to form the occlusal
superstructure. Int. J. Oral Maxillofac.
Implants., 3, 275 ~ 280.
- 15) Rangert, B., Jemt, T. and Jorneus, L. (1989)
: Forces and moments on Brånemark
implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants.,
4, 241 ~ 247.
- 16) Siegele, D. and Soltesz, U. (1989):
Numerical investigations of the
influence of implant shape on stress
distribution in the jaw bone. Int. J. Oral
Maxillofac. Implants., 4, 333 ~ 340.
- 17) Riger, M. R., Adamus, W. K., Kinzel, G. L. and
Brose, M. O. (1989): Finite element analysis
of bone-adapted and bone-bonded
endosseous implants. J. Prosthet. Dent., 62,

436～440.

18) van Rossen, I. P., Braak, L. H., de Putter, C. and de Groot, K. (1990): Stress-absorbing elements in dental implants. J. Prosthet. Dent., 64, 198～205.

19) 青木美佳子, 塩山 司, 山森徹雄, 笹嶋泉, 鈴木明彦, 及川 純, 石橋寛二, 長谷川達郎, 藤野雅美, 金子則夫(1991): 生体活性ガラスを用いたインプラントの力学的検討 — 二次元有限要素法による応力解析 — 第1報 天然歯との比較. 補綴誌, 35, 772～778, 平成3.

20) 石川俊哉(1991): 骨内インプラント植立下顎骨の咬合力に対する力学的反応 第1報 三次元有限要素法を用いた主応力解析. 補綴誌, 35, 878～891, 平成3.

21) 日永田裕子, 沖本公絵, 寺田善博(1991): インプラントブリッジの力学的解析 — 緩衝材付与と連結の影響について —. 補綴誌, 35, 1093～1101, 平成3.

- 22)堀内政信，宮本雅史，市川哲雄，岡本康生，堀坂寧介，松本直之，吉田秀夫(1992): Apatite 2-Piece Implantの埋入術式に関する検討 2報 2次元有限要素法による応力解析．日口腔インプラント誌，5，256～262，平成4．
- 23)Ko, C. C., Korn, D. H. and Hollister, S. J. (1992): Micromechanics of implant/tissue interfaces. J. Oral Implantol., 18, 220～230.
- 24)松下恭之，水田有彦，末次恒夫(1993): チタニウム製骨結合型，骨接触型骨内インプラントと周囲骨の応力分布に関する研究 第1報 インプラント長さが周囲骨内応力に及ぼす影響．補綴誌，37，236～245，平成5．
- 25)佐藤正喜，窪木拓男，山下 敦(1993): I M Z インプラントの緩衝機構に関する実験的研究 第2報 動的荷重下における単独インプラント周囲の歪み．補綴誌，37，744～753，平成5．

- 26) Weinberg, L. A. (1993): The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 8, 19 ~ 31.
- 27) Sakaguchi, R. L. and Borgersen, S. E. (1993): Nonlinear finite element contact analysis of dental implant component. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 8, 655 ~ 661.
- 28) Deines, D. N., Eich, J. D., Cobb, C. M., Bowles, C. Q. and Johnson, C. M. (1993): Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. Int. J. Periodont. Rest. Dent., 13, 541 ~ 549.
- 29) Waskewics, G. A., Ostowisk, J. S. and Parks, V. J. (1994): Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int. J. Oral

Maxillofac. Implants., 9, 405 ~ 411.

30) Holmes, D. C., Haganman, C. R. and Aquilino, S. A. (1994): Deflection of superstructure and stress concentration in the IMZ implant system. Int. J. Prosthodont., 7, 239 ~ 246.

31) White, S. N., Caputo, A. A. and Anderkvist, T. (1994): Effect on cantilever length on stress transfer by implant-prostheses. J. Prosthodont. Dent., 71, 493 ~ 499.

32) van Zyl, P. P., Grundling, N. L., Jooste, C. H. and Terblanche, E. (1995): Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 10, 51 ~ 57.

33) Morgan, M. J. and James, D. F. (1995): Force and moment distributions among

osseointegrated dental implant.

J. Biomech., 28, 1103~1109.

34)丸山剛郎(1988):臨床生理咬合 顎口腔機能の診断と治療. 初版, 医歯薬出版, 東京, 昭和63.

35)西尾公一(1988):咀嚼運動における咬合様式の機能的意義に関する臨床的研究. 阪大歯学誌, 33, 267~300, 昭和63.

36)瑞森崇弘(1987):咀嚼運動による顎口腔機能診断に関する研究. 阪大歯学誌, 32, 105~136, 昭和62.

37)藤田恒太郎, 桐野忠大(1976):歯の解剖学, 21版, 金原出版, 東京, 19, 62~88, 昭和51.

38)関根 弘, 阿部 勤, 竹山春美, 江崎梅太郎(1958):歯牙可削径の計測(第8回報告) 下顎第1大臼歯. 補綴誌, 2, 149~152, 昭和33.

39)高橋和人(1972):第一大臼歯の解剖. 歯界展望, 40, 561~577, 昭和47.

- 40) 松井隆弘 (1965) : 新編口腔組織学. 永末書店, 京都, 70~72, 昭和40.
- 41) 小笠原稔 (1969) : 日本人成人顎骨齒槽部の解剖学的研究. 齒科学報, 69, 639~663.
- 42) 富士川善彦 (1958) : 天然齒列弓における齒冠傾斜角および捻転角度の研究. 口病誌, 25, 475~494, 昭和33.
- 43) 上條雍彦 (1982) : 口腔解剖学 1. 骨学 (頭蓋学). 第2版, アナトーム社, 東京, 165~176, 昭和57.
- 44) van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., Higuchi, K., Laney, W., Linden, U. and Astrand, P. (1990) : The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective Multicenter study on 558 fixtures. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 5, 272~281.
- 45) Nevins, M. and Langer, B. (1993) : The

successful application on
osseointegrated implants to posterior
jaw. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 4,
428~432.

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

47) Swanson Analysis Systems, Inc. (1989) :
PC/Liner 4.3 リファレンス・マニュアル.
サイバネット・システム社, 初版, 東京, 平成
元.

48) Carter, D. R. and Hayes, W. C. (1977) : The
behavior of bone as a two-phase porous
structure. J. Bone Joint Surg., 59-A, 954~
962.

49) 日野年澄 (1990) : ニューセラミックスの
クラウン・ブリッジ臨床応用に関する力学的
研究. 阪大歯学誌, 35, 240~267, 平成2.

50) 石田哲也, 相馬邦道 (1993) : 咬合終末期
における上下顎第一大臼歯間の応力解析. 日

矯齒誌，52，161～172，平成5．

51) 甲藤克彦(1987)：咀嚼運動機能の計測と指標に関する研究．愛院大歯誌，25，229～249，昭和62．

52) 中村康弘(1990)：咀嚼運動における咬合接触の機能的意義に関する臨床的研究．阪大歯学誌，35，486～516，平成2．

53) Caputo, A. A. and Standlee, J. P. (1985):
Biomechanical in clinical dentistry.
Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.

54) 岡崎正史(1988)：咀嚼力の三次元的解析に関する研究　－下顎第一大臼歯における検討－．歯科学報，88，1643～1666，昭和63．

55) 森川昭彦(1994)：下顎第一大臼歯における機能時の咬合力に関する研究，口病誌，61，250～274，平成6．

56) 遠藤義弘(1971)：臼歯部における咀嚼時の下顎運動と咀嚼力の発現様相との関係についての実験的研究．歯科学報，71，1671～1711，昭和46．

57)大平 洋志 (1992) : 咬合面形態の違いが咀嚼力に及ぼす影響に関する研究 - 特に下顎第一大臼歯について - . 歯科学報, 92, 1233 ~ 1259, 平成 4 .

58)Haraldson, T., Carlsson, G. E. and Ingervall, B. (1979): Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. Acta Odontol. Scand., 37, 195 ~ 206.

59)Haraldson, T. and Carlsson, G. E. (1979): Chewing efficiency in patients with osseointegrated oral implant bridges. Swed. Dent. J., 3, 183 ~ 191.

60)Haraldson, T. and Ingervall, B. (1979): Muscle function during chewing and swallowing in patients with osseointegrated oral implant bridges: An electromyographic study. Acta Odontol. Scand., 37, 207 ~ 216.

- 61) Haraldson, T. and Ingervall, B. (1979):
Silent period and jaw jerk reflex in
patients with osseointegrated oral
implant bridges. Scand. J. Dent. Res., 87,
365 ~ 372.
- 62) Haraldson, T. (1983): Comparisons of
chewing patterns in patients with
bridges supported on osseointegrated
implants and subjects with natural
dentitions. Acta Odontol. Scand., 41, 203 ~
208.
- 63) 吉田 浩一 (1988): Osseointegrated
implant 周囲組織の圧感覚閾値に関する研究.
歯科学報, 88, 1603 ~ 1642, 昭和 63.
- 64) Edinger, D. (1990): Aufzeichnung von
kaumustern bei implantatpatienten
mittels eines neuen ultraschall-meß
systems. Dtsch. Zahnärztl. Z., 45, 234 ~ 243.
- 65) 高松 透浩 (1991): Osseointegrated
implant における食品の硬さ識別機構に関す

る研究：歯科学報，91，1107～1144，平成3.

66)山崎 稔，草刈 玄，島田久八郎(1991)

：人工歯根の機械的刺激による閉口筋反射および圧感覚閾値に関する研究．新潟歯学誌，21，55～71，平成3．

67)市川竜司，野内昭宏，島田久八郎，草刈

玄(1993)：ネコ骨内インプラントから咬筋への反射性制御．補綴誌，37，376～390，平成5．

68)Benzing, U., Webew, H., Simonis, A. and

Engel, E. (1994): Changes in chewing patterns after implantation in

edentulous mandible. Int. J. Oral

Maxillofac. Implants., 9, 207～213.

69)Strub, J. R., Mylonas, T., Beyer, T. and

Weingart, D. (1994): Functional state of edentulous patients with implant-

supported fixed prostheses and implant-retained overdentures: Preliminary

results. Int. J. Oral Maxillofac. Implants.,

9, 513～521.

70) 豊田 浩之 (1991): 咀嚼力の三分力動態に関する基礎的研究. 歯科医学, 54, 88～102, 平成3.

71) 土居 勗 (1984): 実験的犬歯誘導付与が咀嚼運動に及ぼす影響. 歯科医学, 47, 514～542, 昭和59.

72) Pröschel, P. A., Hummer, H. and Hofmann, M. (1990): Reaction of mastication to occlusal changes induced by correction of mandibular prognathism. J. Prosthet. Dent., 64, 211～218.

73) 瑞森 崇弘, 小河 弘枝, 東 和生, 宮内 修平, 丸山 剛郎 (1988): 咀嚼運動に現れる咬合の異常 第2報 咀嚼運動分析項目と咬合の異常との関連. 顎機能, 7, 31～44, 昭和63.

74) 秋山 仁志, 志賀 博, 小林 義典 (1991): 咀嚼運動の機能的分析 - 正常者における前頭面でみた切歯点の経路のパターン -. 補綴誌, 35, 609～621, 平成3.

75) 鬼頭政勝，伊藤博夫，水上 深，末次恒夫(1975)：咬合力の歯槽窩壁への分布に関する三次元歯根膜モデルによる研究．補綴誌，19，419～425，昭和50．

76) 田中貴信(1972)：頬舌側側方咬合力について．補綴誌，16，321～349，昭和47．

脚 注

大阪大学歯学部歯科補綴学第一講座

（主任：丸山剛郎教授）

本論文の要旨の一部は，第3回国際口腔インプラント会議（W C O I）（平成6年4月1日，横浜），第42回国際歯科学研究学会日本部会（J A D R）総会（平成6年12月10日，大阪），第93回日本補綴歯科学会学術大会（平成7年6月10日，横浜），および第94回日本補綴歯科学会学術大会（平成7年10月27日，倉敷）において発表した。

図・表の説明

図 1 閉口角の計測方法

開口量 3.0mm から 0.5mm 間隔で中心咬合位までの閉口路上の座標値を求め、隣接する 2 点を結ぶ線分が前頭面および矢状面において上下軸となす角度を算出した。

↑ : 閉口方向

$\alpha_{\text{。}}$: 各開口量レベルにおける前頭面
閉口角

$\beta_{\text{。}}$: 各開口量レベルにおける矢状面
閉口角

図 2 本解析に用いた天然歯の三次元有限要素モデル

食塊を構成する要素は削除して表示している。

図 3 天然歯モデルの模式図

図 4 本解析に用いたインプラントの三次元有限要素モデル
食塊を構成する要素は削除して表示している。

図 5 インプラントモデルの模式図

図 6 本解析において設定した荷重条件および拘束条件
食塊を構成する要素は削除して表示している。

左：前頭面，右：矢状面

▽：モデルの拘束部位を表す。

上顎歯基底面を完全拘束した。

↑：モデルの強制変位部位を表す。

下顎骨底部に咀嚼運動閉口路方向に向けて強制変位を与えた。

○：強制変位量の設定部位を表す。

開口量 0.5～0mm レベルにおいて下顎歯咬合面に存在する全節点に生

じる節点力の総和が200Nとなる
ように強制変位量を設定した。

図7 実験用クラウンの模式図

左：頬舌的幅径を減少させた実験用クラウンの模式図

—————：コントロールタイプ

-----：W1タイプ

-----：W2タイプ

右：咬頭傾斜角を減少させた実験用クラウンの模式図

—————：コントロールタイプ

-----：A1タイプ

-----：A2タイプ

図8 作製した各被験者の実験用クラウン

上段より順に被験者A，B，C。

左側より順にコントロールタイプ，W1タイプ，W2タイプ，A1タイプ，A2タイプ。

図 9 前頭面閉口角の計測結果

———— : C タイプ

----- : G タイプ

* : $p < 0.05$

*** : $p < 0.001$ ($n = 20$)

図 10 矢状面閉口角の計測結果

———— : C タイプ

----- : G タイプ

* : $p < 0.05$

** : $p < 0.01$

*** : $p < 0.001$ ($n = 20$)

図 11 天然歯モデルにおいて生じる咬合力

— 開口量 0.5 ~ 0 mm レベル —

図 12 天然歯モデルにおける周囲骨の主応力

分布 — 近遠心方向 開口量 0.5 ~ 0 mm
レベル —

———— : C タイプ

----- : G タイプ

σ_{max} : 最大主応力

σ_{min} : 最小主応力

正は引張応力を，負は圧縮応力を意味する．

図13 天然歯モデルにおける周囲骨の主応力分布 — 頬舌方向 開口量0.5～0mmレベル —

———— : C タイプ

----- : G タイプ

σ_{max} : 最大主応力

σ_{min} : 最小主応力

正は引張応力を，負は圧縮応力を意味する．

グラフは近心根と遠心根に生じる主応力値のうち高い値を示す方を表示している．

図14 天然歯モデルの頬舌側歯頸部周囲骨に

生じる主応力値の閉口に伴う変化

—●— : Cタイプ / 頬側

—○— : Cタイプ / 舌側

----■---- : Gタイプ / 頬側

----□---- : Gタイプ / 舌側

σ_{max} : 最大主応力

σ_{min} : 最小主応力

正は引張応力を, 負は圧縮応力を意味する。

図15 インプラントモデルにおいて生じる咬合力 — 開口量0.5~0mmレベル —

図16 インプラントモデルにおける周囲骨の主応力分布 — 近遠心方向 開口量0.5~0mmレベル —

———— : Cタイプ

----- : Gタイプ

σ_{max} : 最大主応力

σ_{min} : 最小主応力

正は引張応力を，負は圧縮応力を意味する．

図 17 インプラントモデルにおける周囲骨の主応力分布 — 頬舌方向 開口量 0.5 ~ 0mm レベル —

———— : C タイプ

----- : G タイプ

σ_{max} : 最大主応力

σ_{min} : 最小主応力

正は引張応力を，負は圧縮応力を意味する．

図 18 インプラントモデルの頬舌側歯頸部周囲骨に生じる主応力値の閉口に伴う変化

— ● — : C タイプ / 頬側

— ○ — : C タイプ / 舌側

---- ■ ---- : G タイプ / 頬側

---- □ ---- : G タイプ / 舌側

σ_{max} : 最大主応力

σ_{min} : 最小主応力

正は引張応力を，負は圧縮応力を意味する．

図 19 頬舌的幅径の減少に伴う前頭面閉口角
の変化

* : $p < 0.05$

図 20 頬舌的幅径の減少に伴う矢状面閉口角
の変化

* : $p < 0.05$

図 21 咬頭傾斜角の減少に伴う前頭面閉口角
の変化

* : $p < 0.05$

図 22 咬頭傾斜角の減少に伴う矢状面閉口角
の変化

* : $p < 0.05$

図 23 頬舌的幅径の減少に伴う咬合力の変化

図 24 頬舌的幅径の減少に伴う最大応力値の
変化

図 25 咬頭傾斜角の減少に伴う咬合力の変化

図 26 咬頭傾斜角の減少に伴う最大応力値の
変化

表 1 本解析に使用した各構成要素の力学的
物性値

表 2 天然歯モデルにおいて食塊に生じる応
力値 — 開口量 0.5～0mmレベル —

表 3 インプラントモデルにおいて食塊に生
じる応力値 — 開口量 0.5～0mmレベル
—

表 4 頬舌的幅径の減少に伴う咬合力と最大
応力値の変化の割合

コントロールモデルにおける咬合力と
その各成分および最大応力値を100
(%)としたときの変化の割合。

表 5 頬舌的幅径の減少に伴う食塊に生じる
応力値の変化

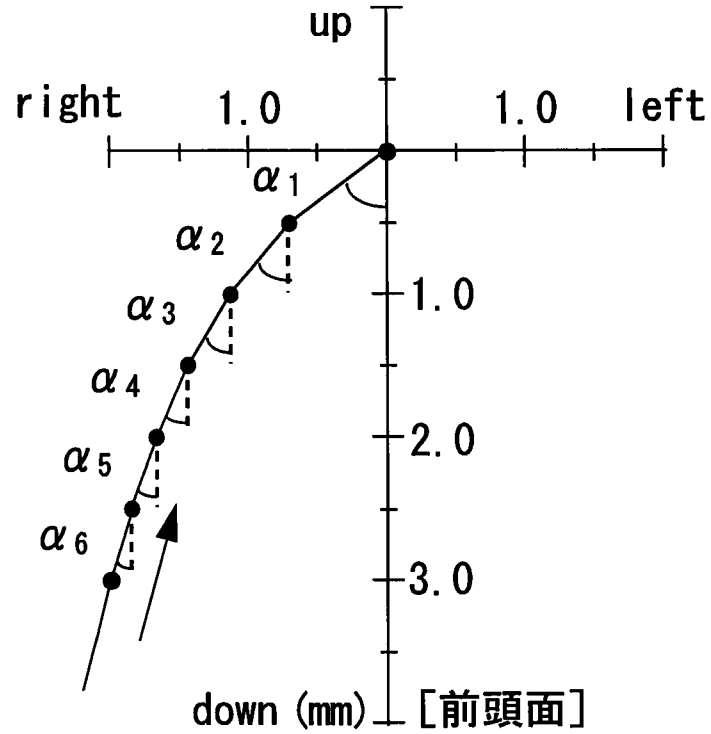
表 6 咬頭傾斜角の減少に伴う咬合力と最大
応力値の変化の割合

コントロールモデルにおける咬合力と
その各成分および最大応力値を100
(%)としたときの変化の割合。

表 7 咬頭傾斜角の減少に伴う食塊に生じる
応力値の変化

図 1

前頭面閉口角



矢状面閉口角

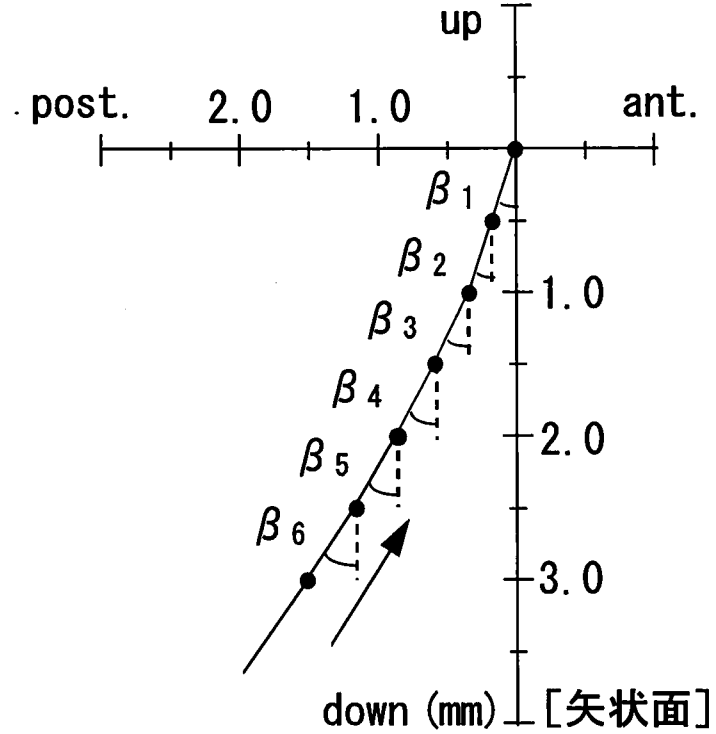


图 2

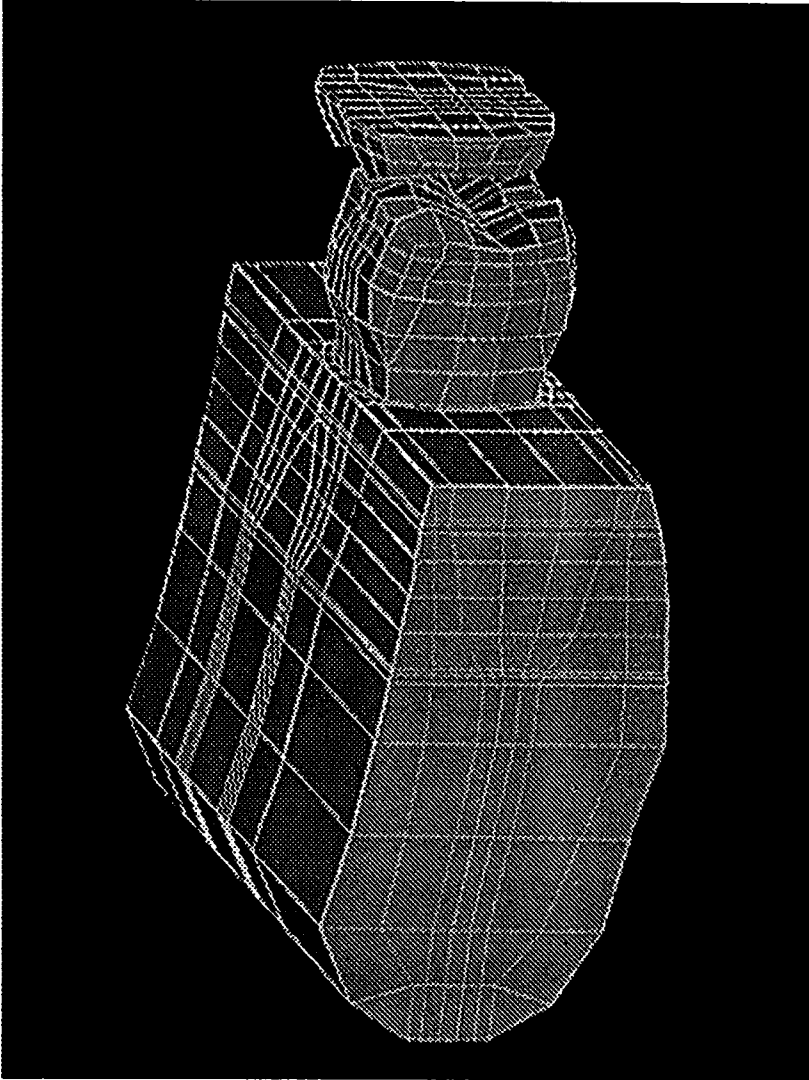


図 3

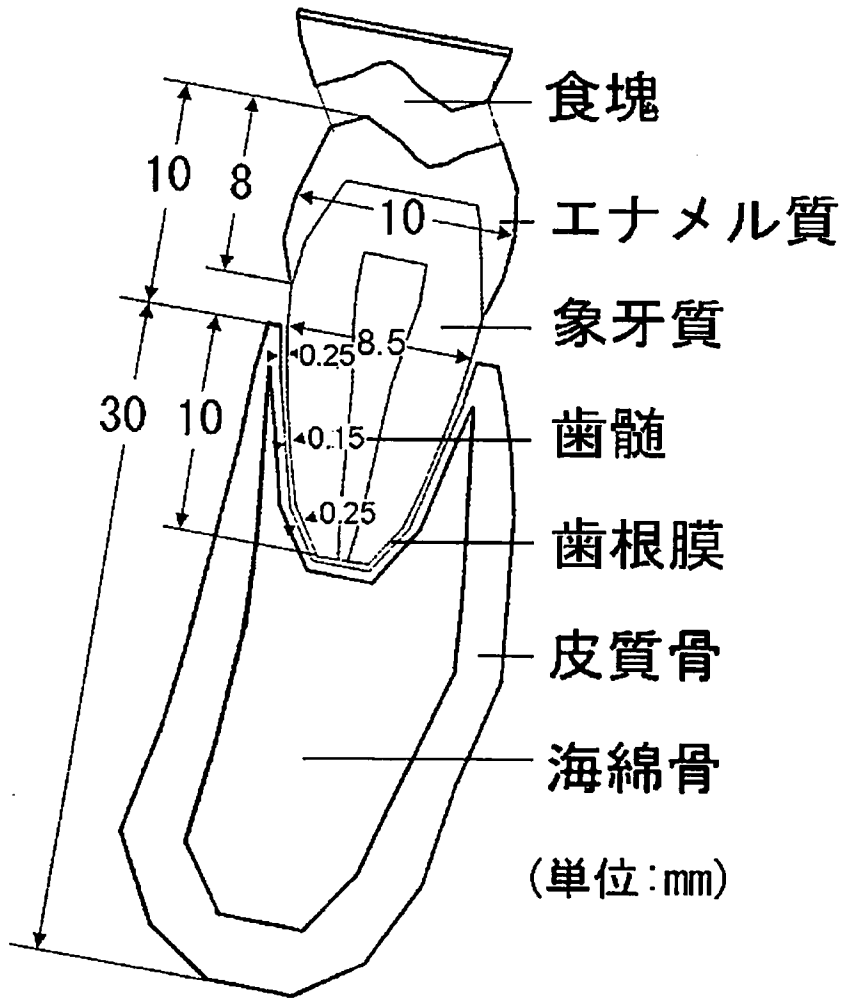


图 4

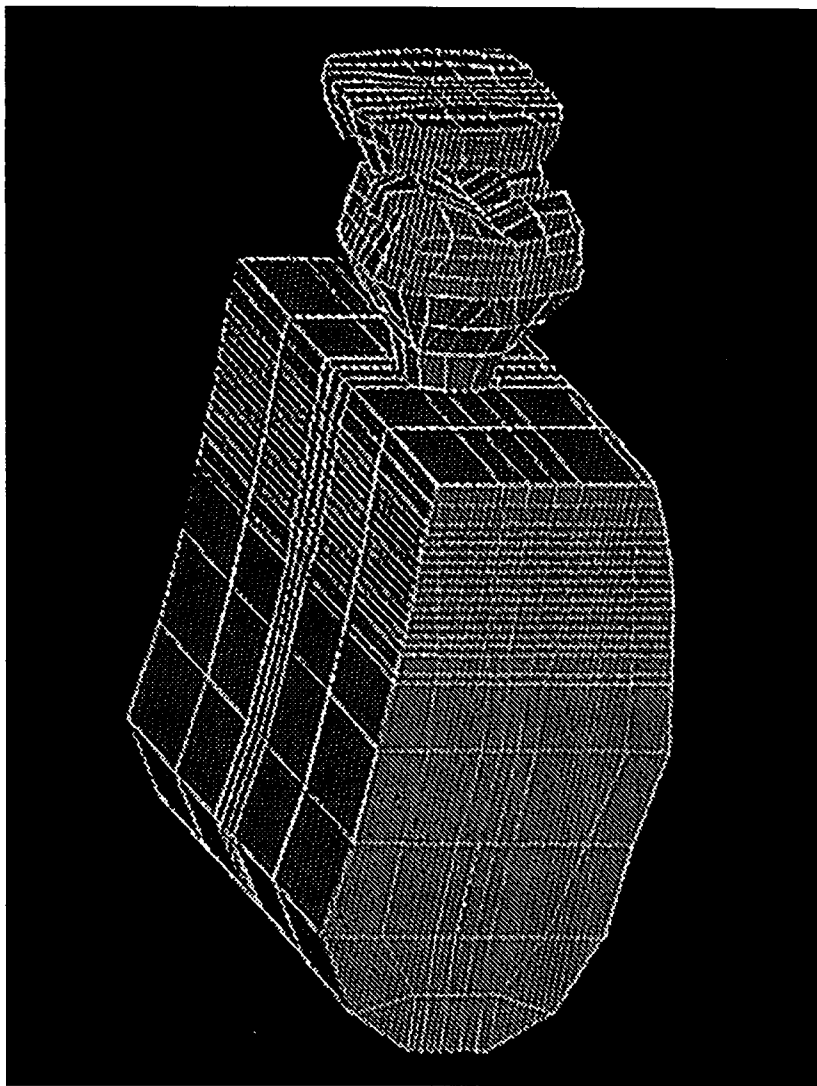


図5

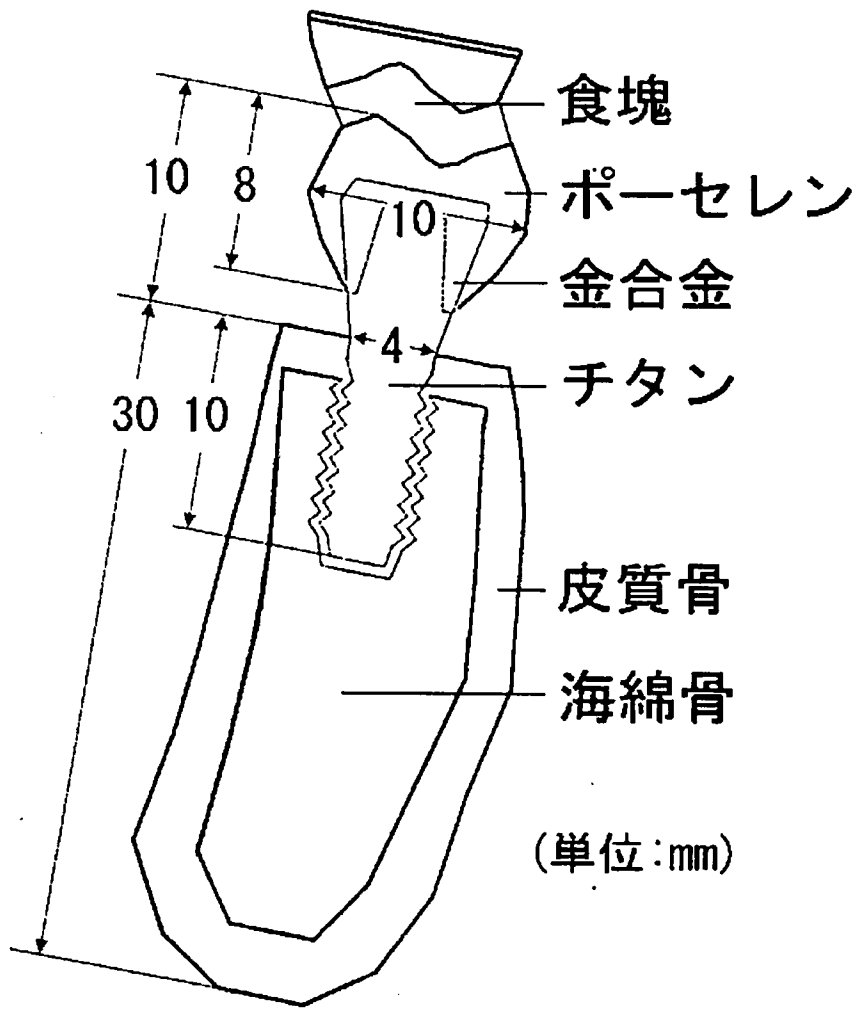


图 6

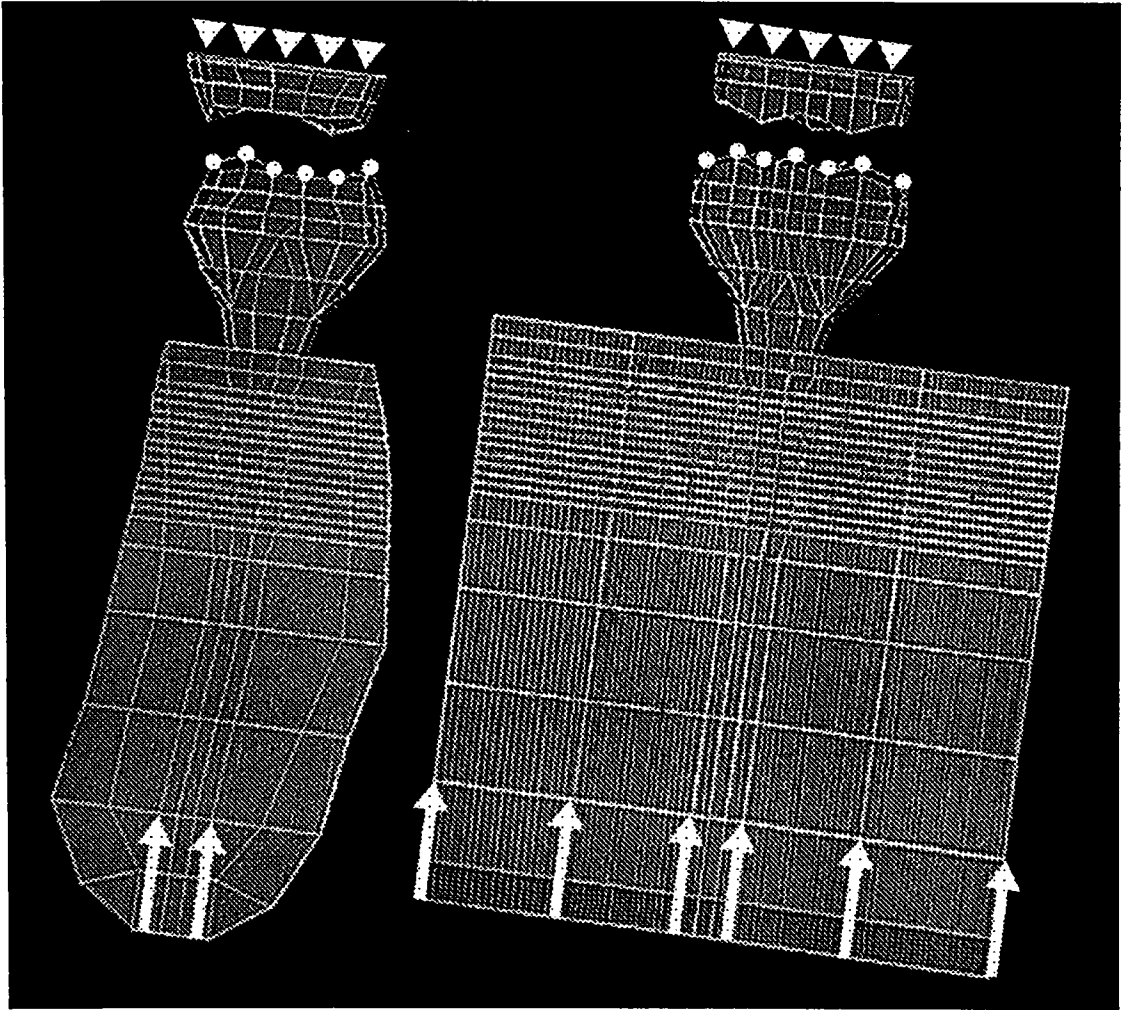


图7

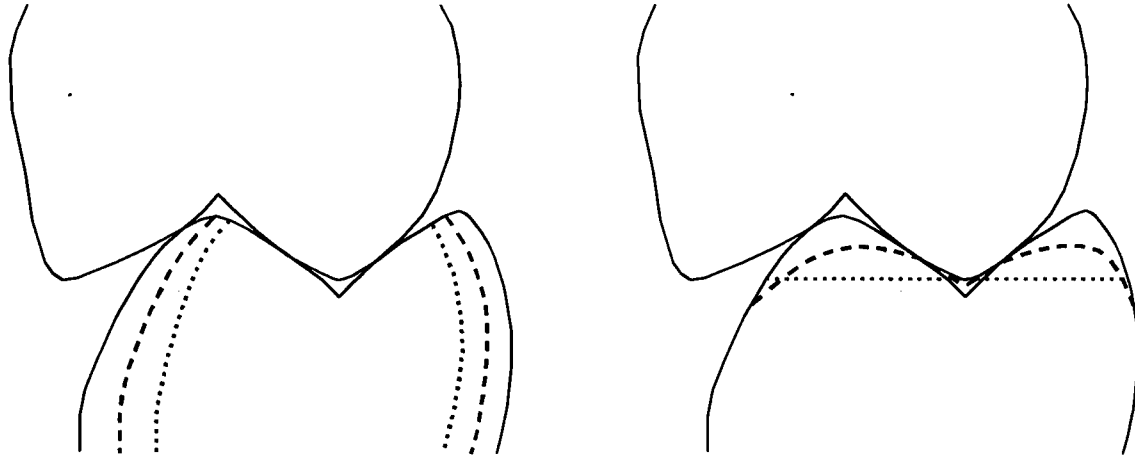


图 8

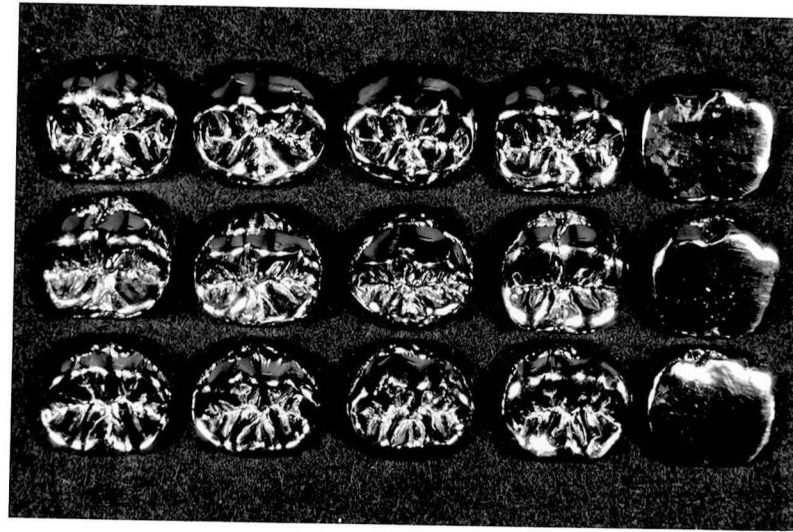


図9

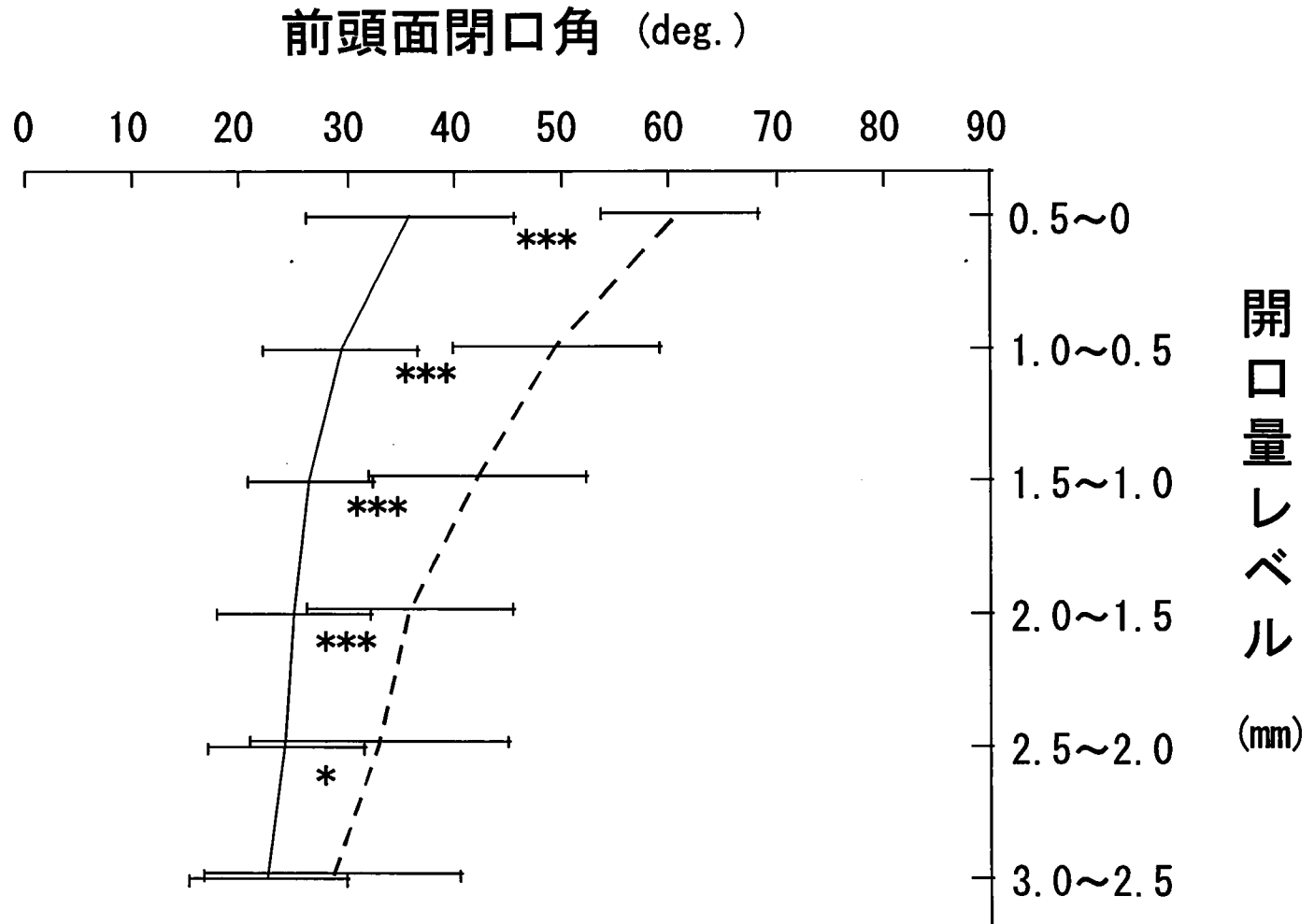


図10

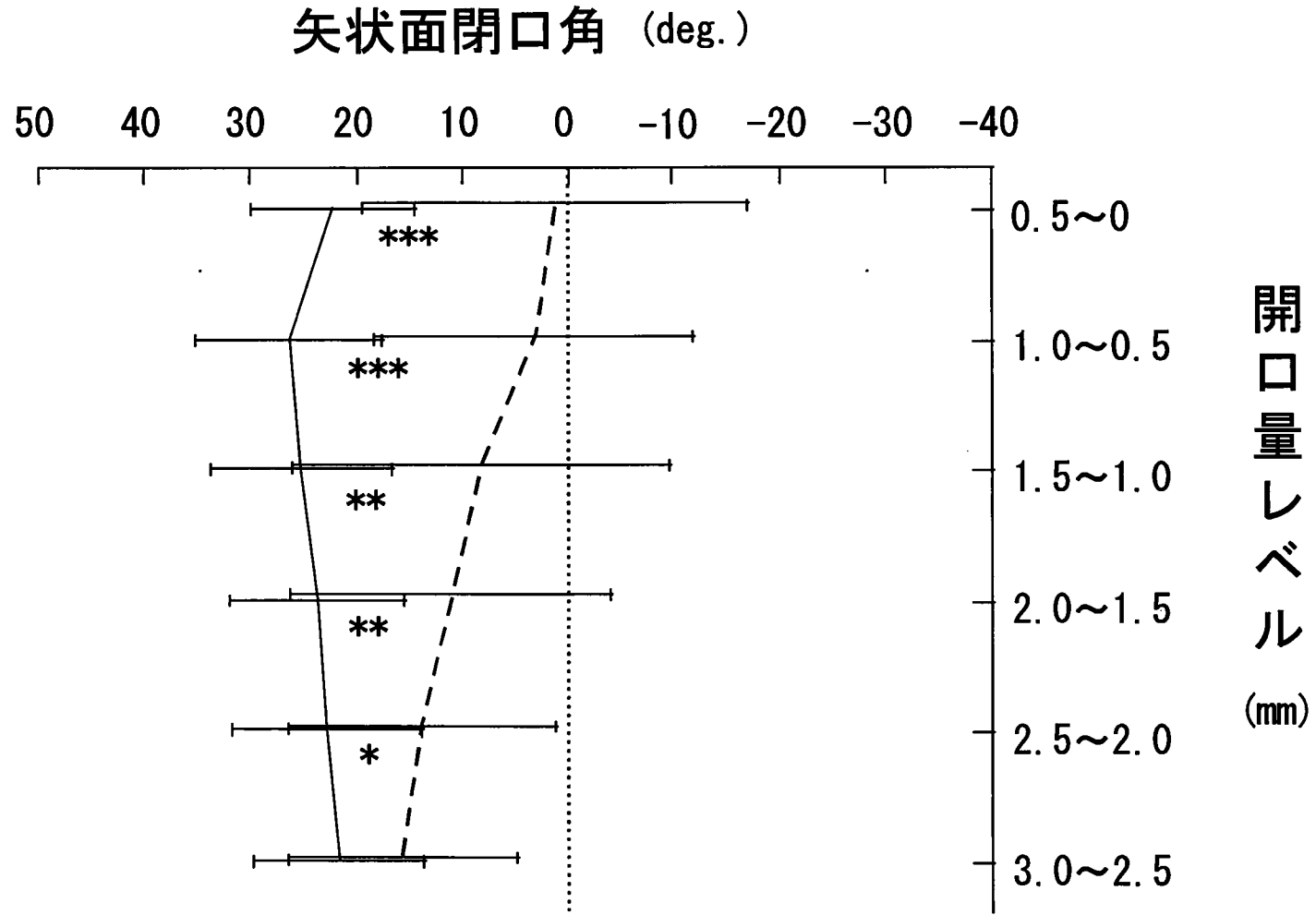


図11

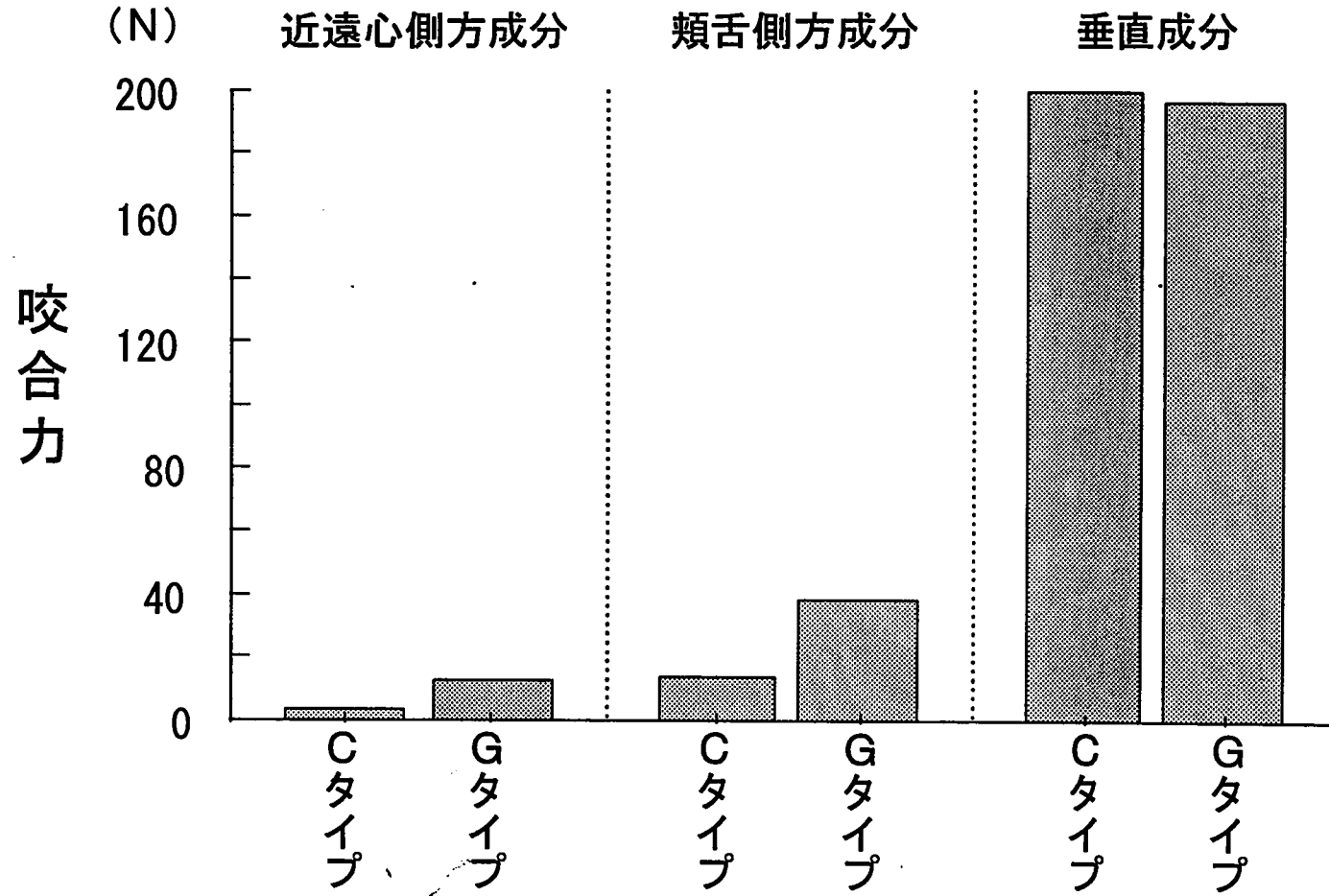


図12

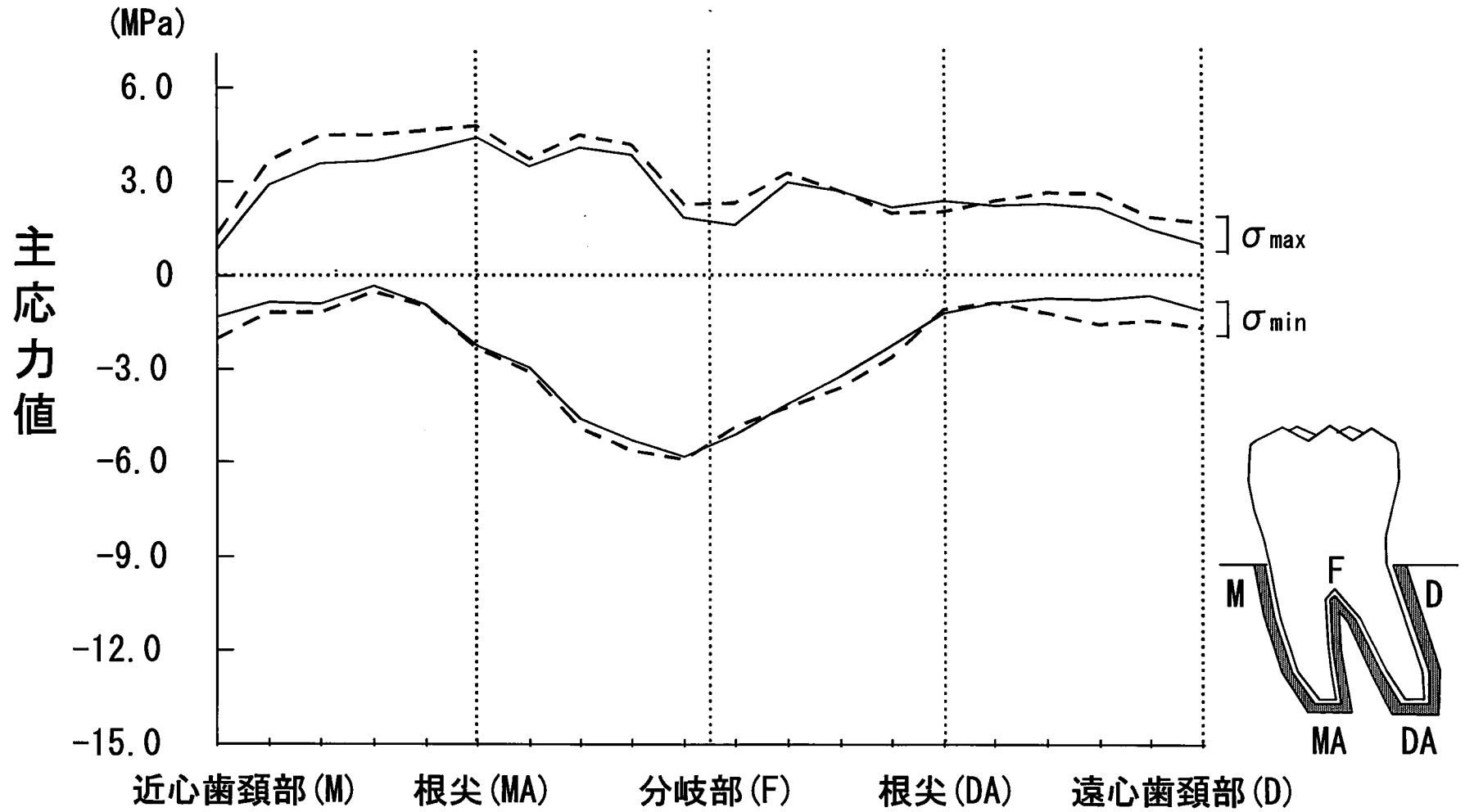


図13

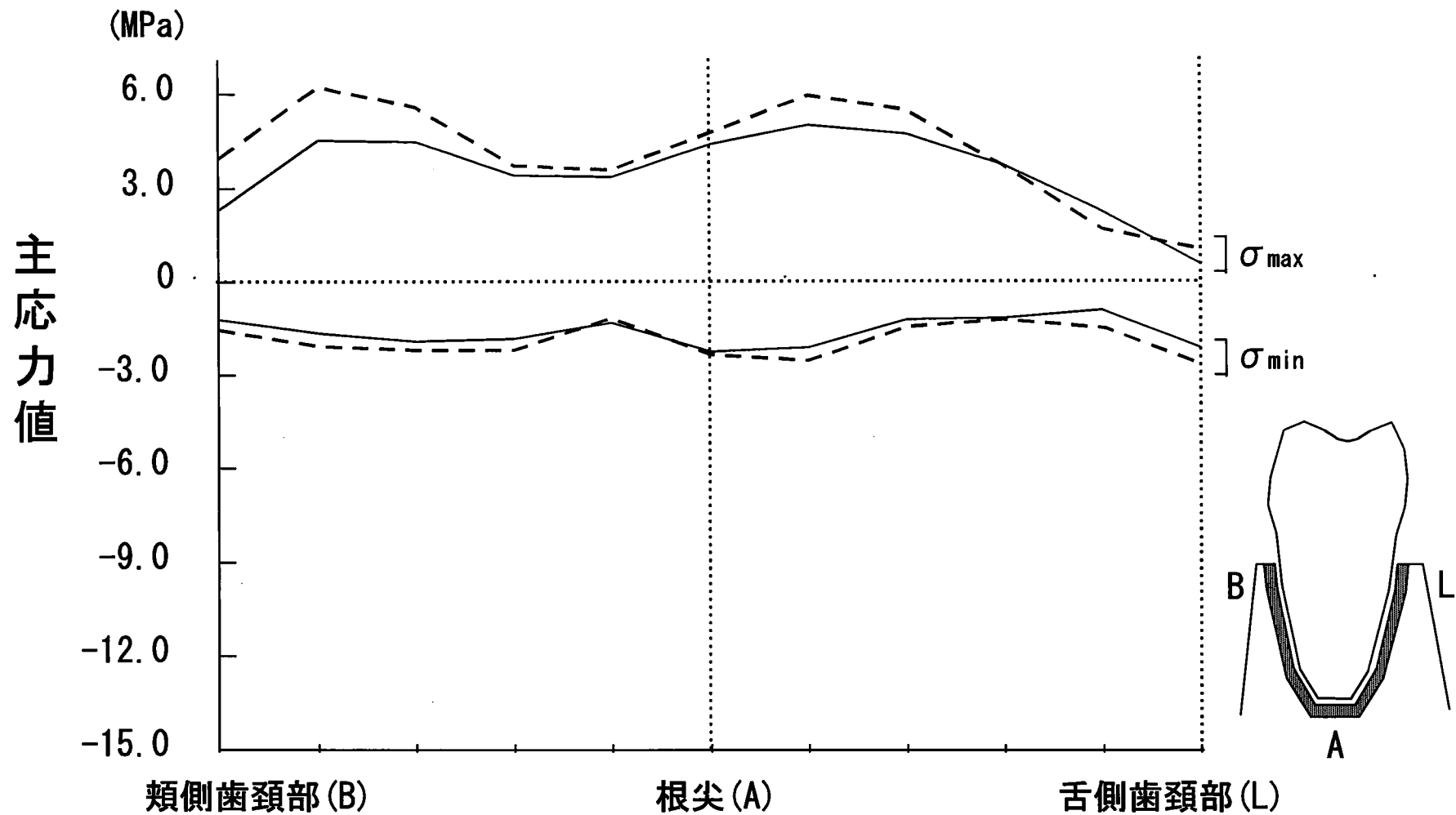


図14

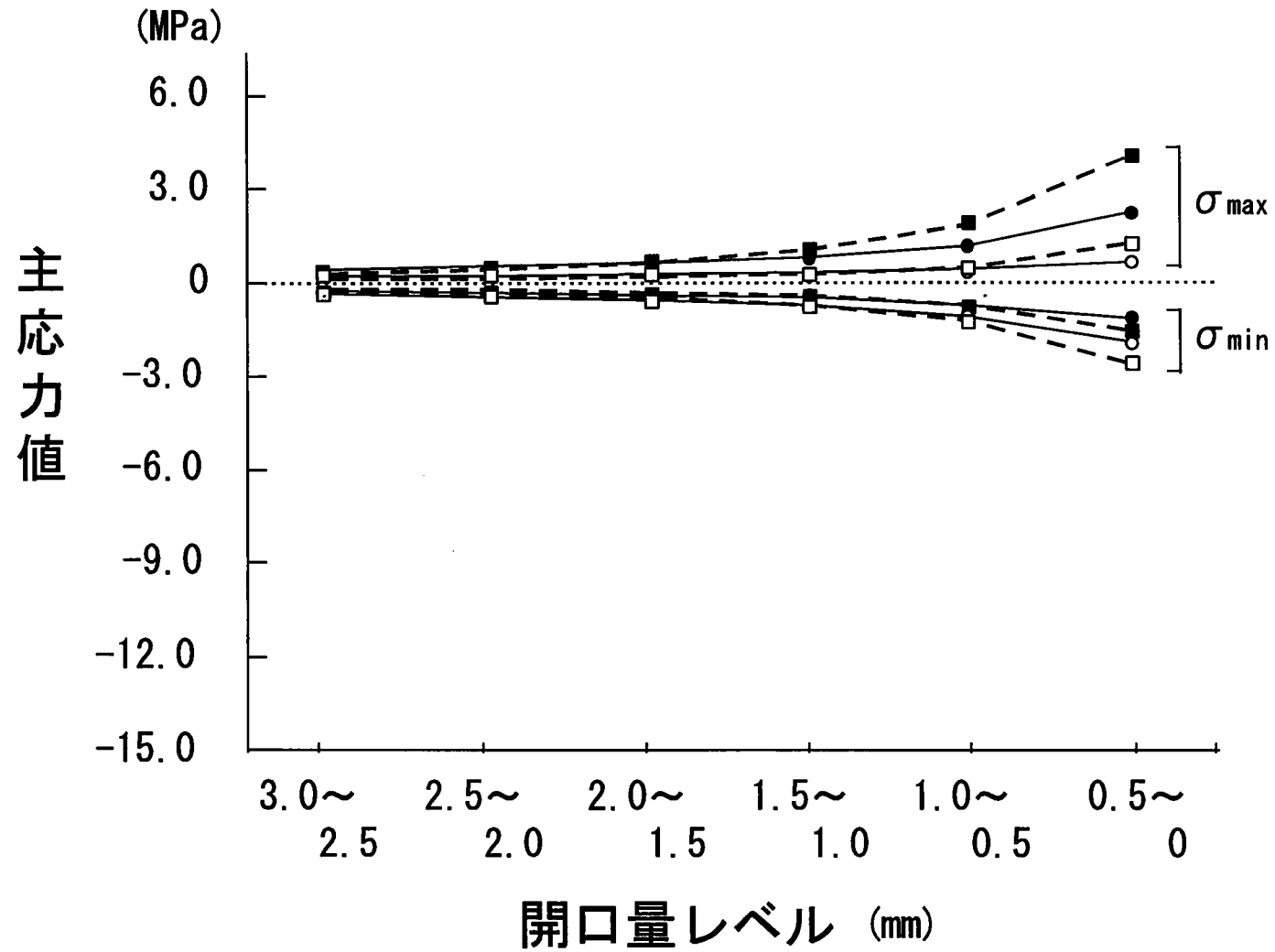


図15

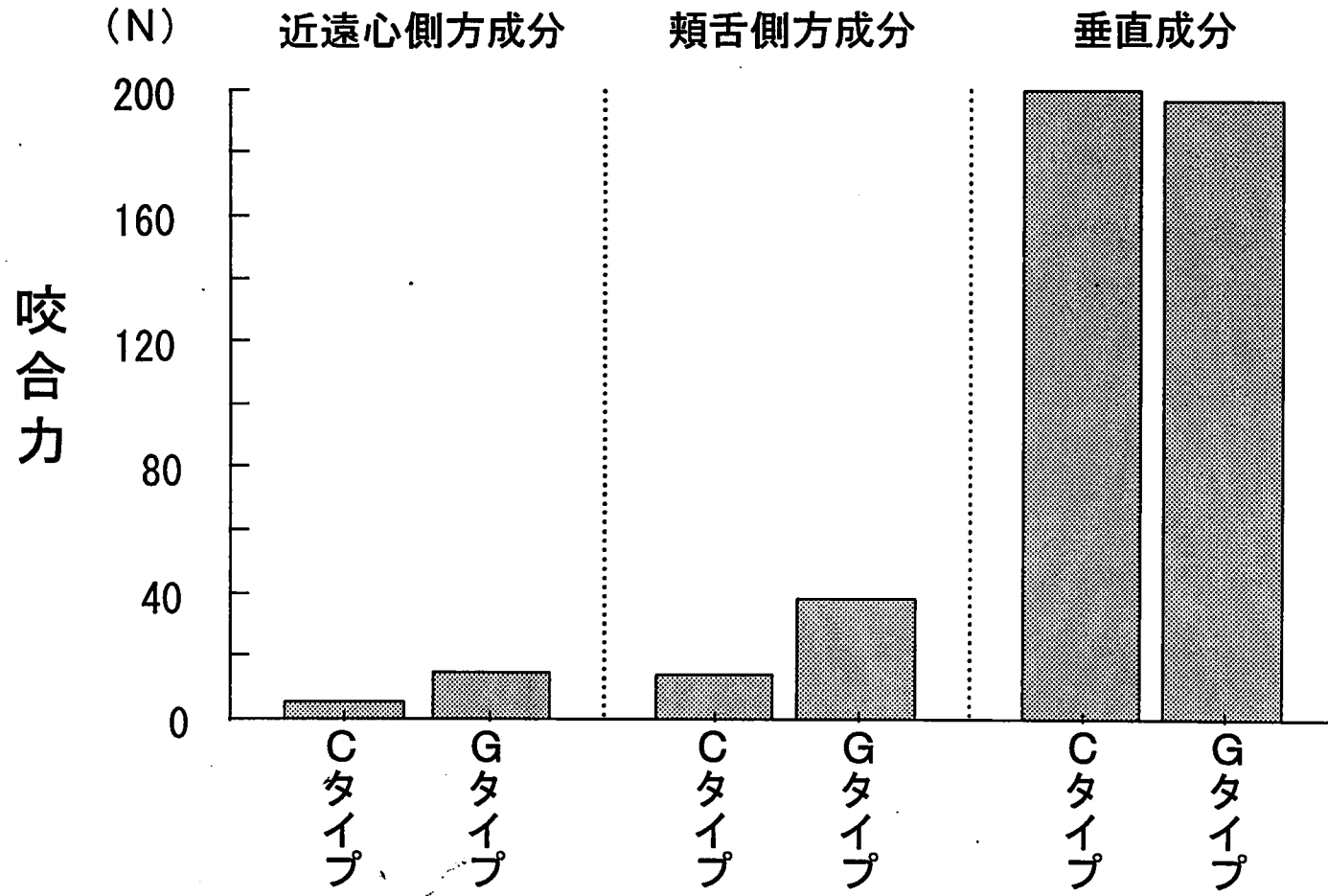


図16

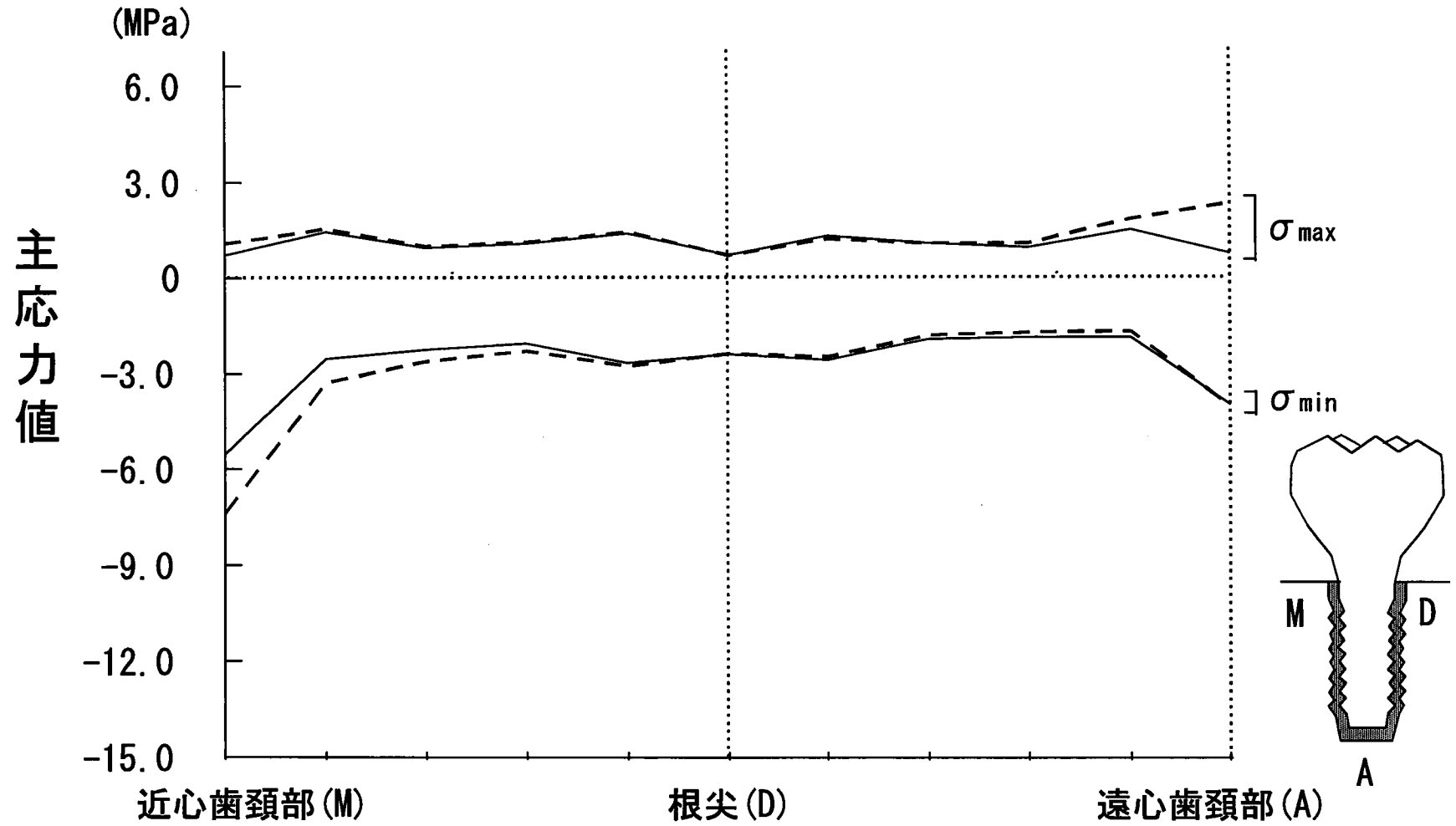


図17

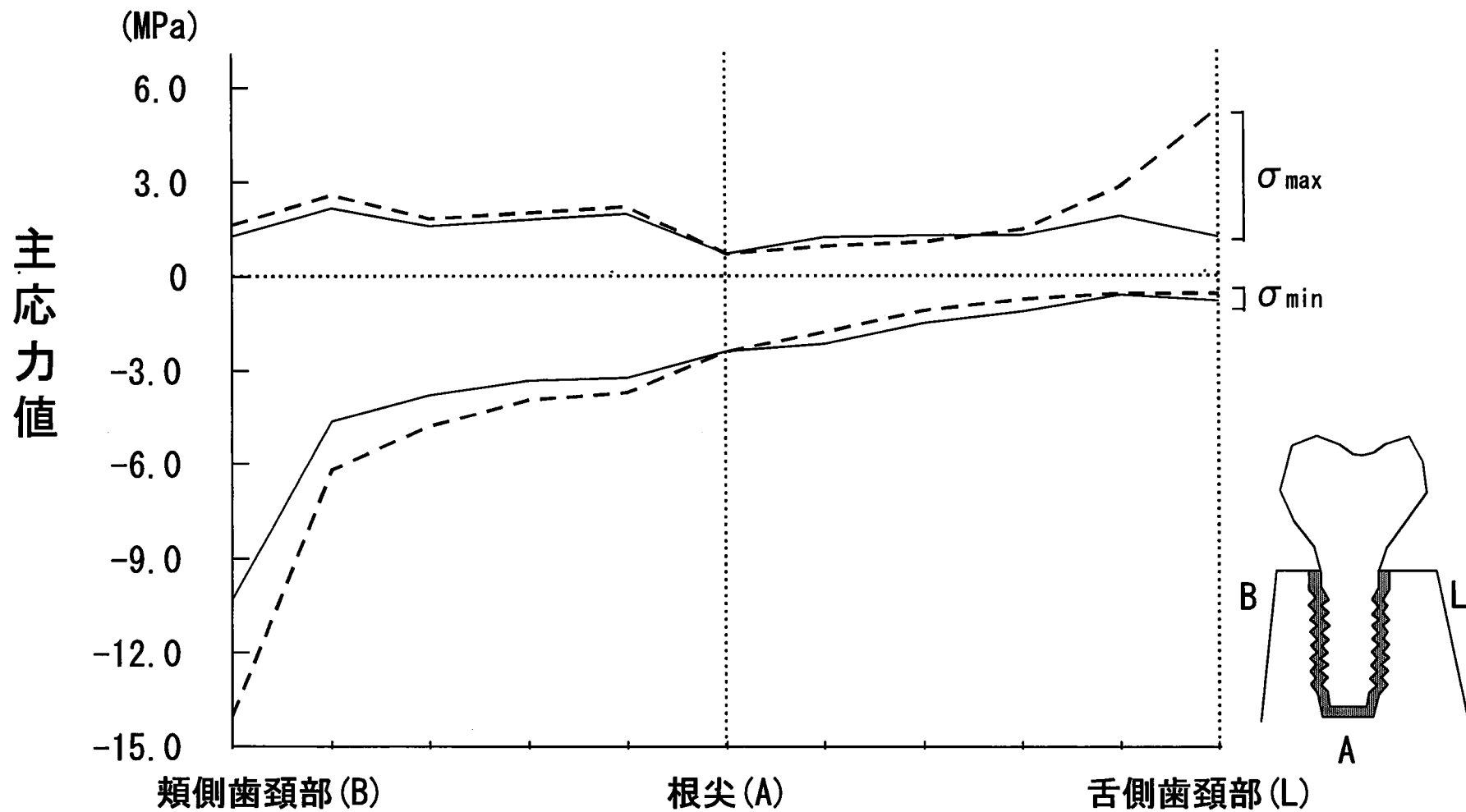


図18

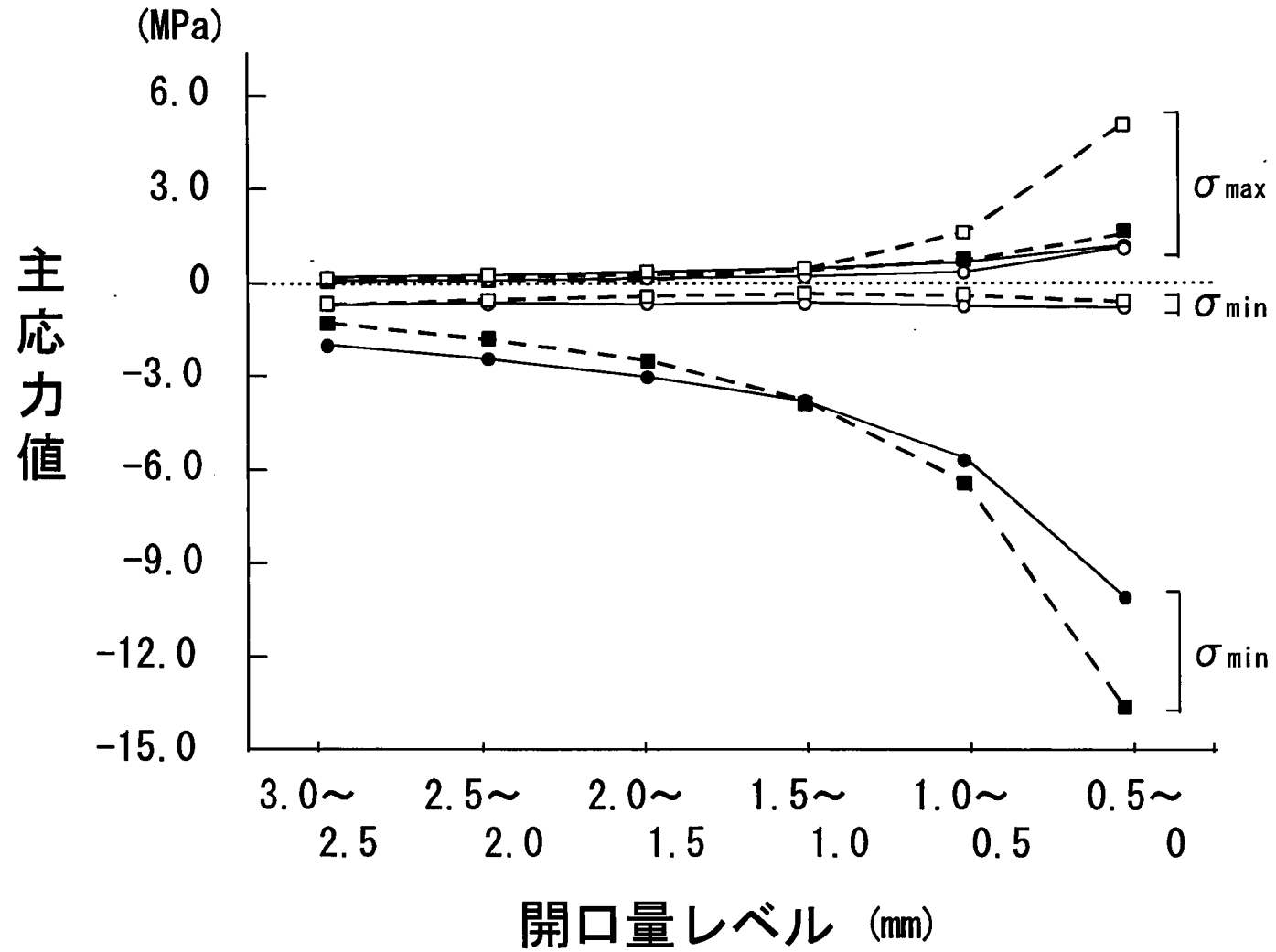


図19

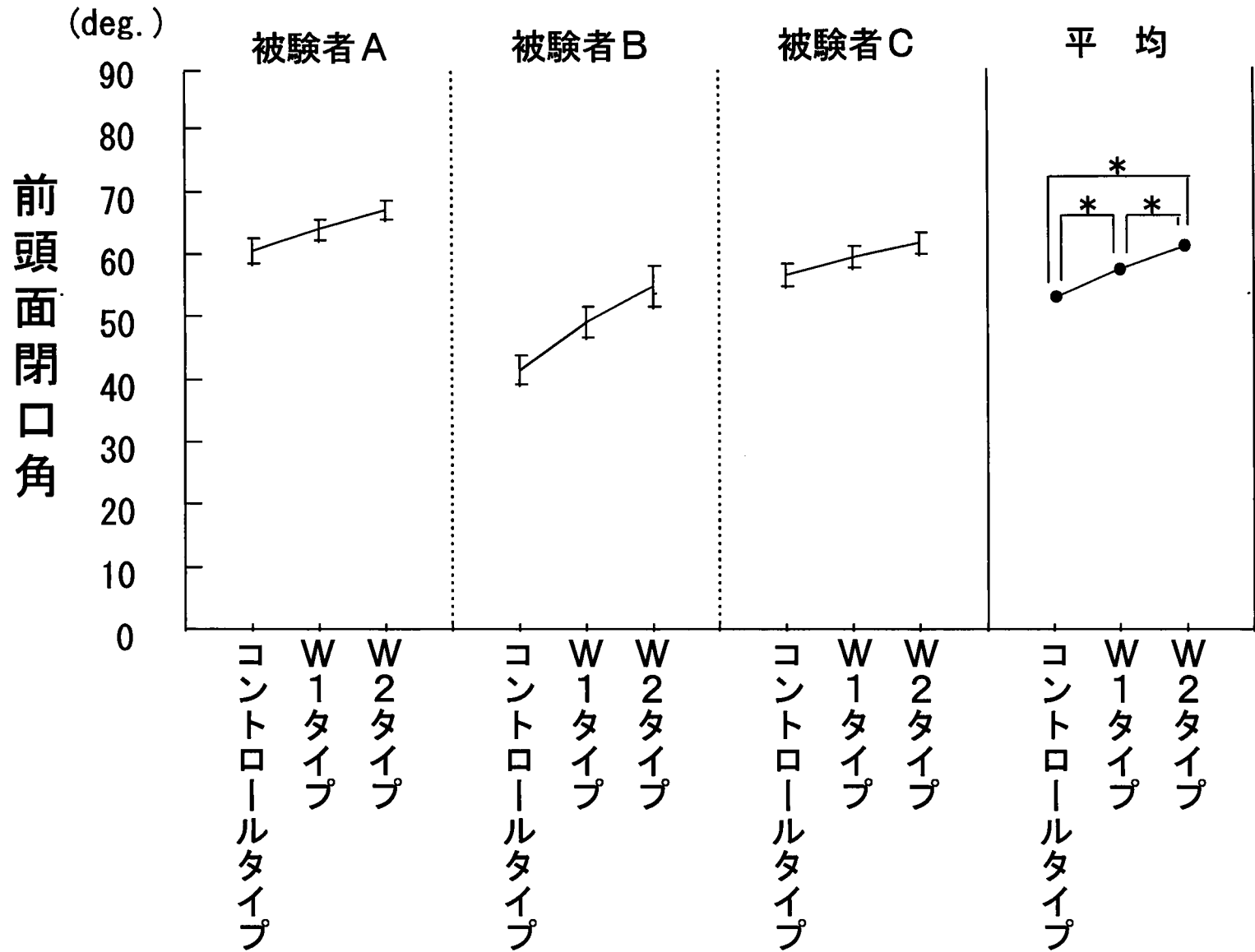


図20

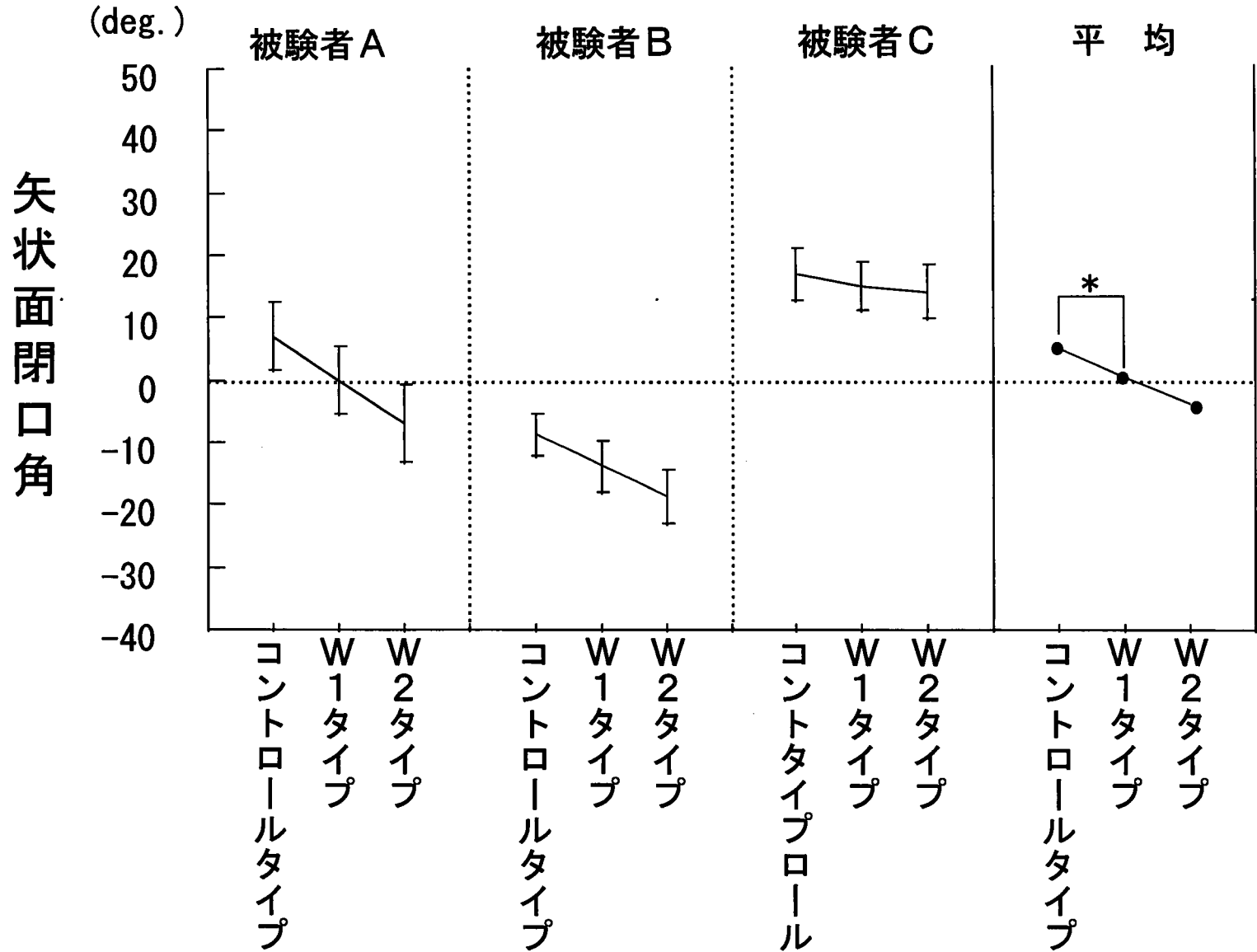


図21

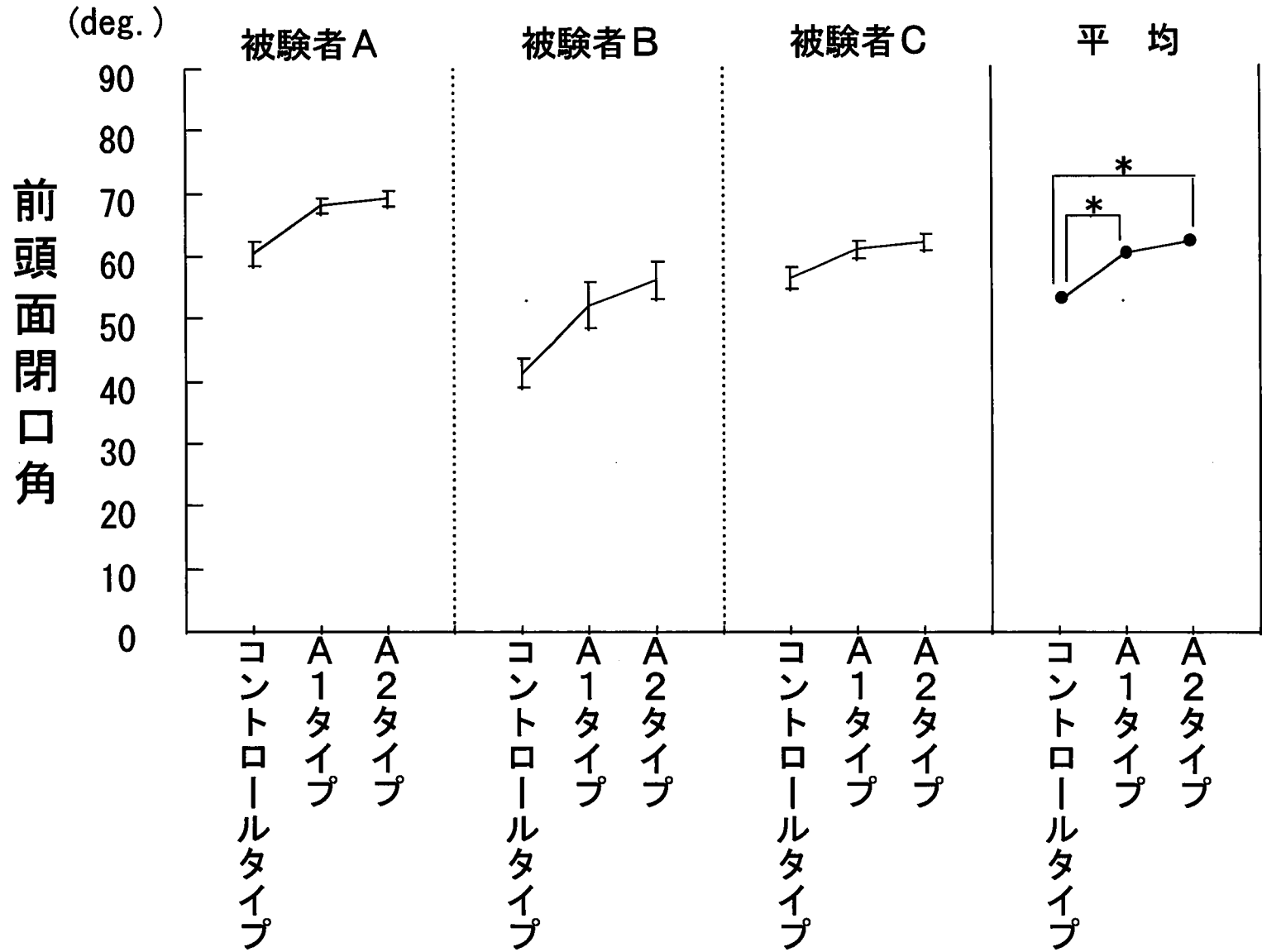


図22

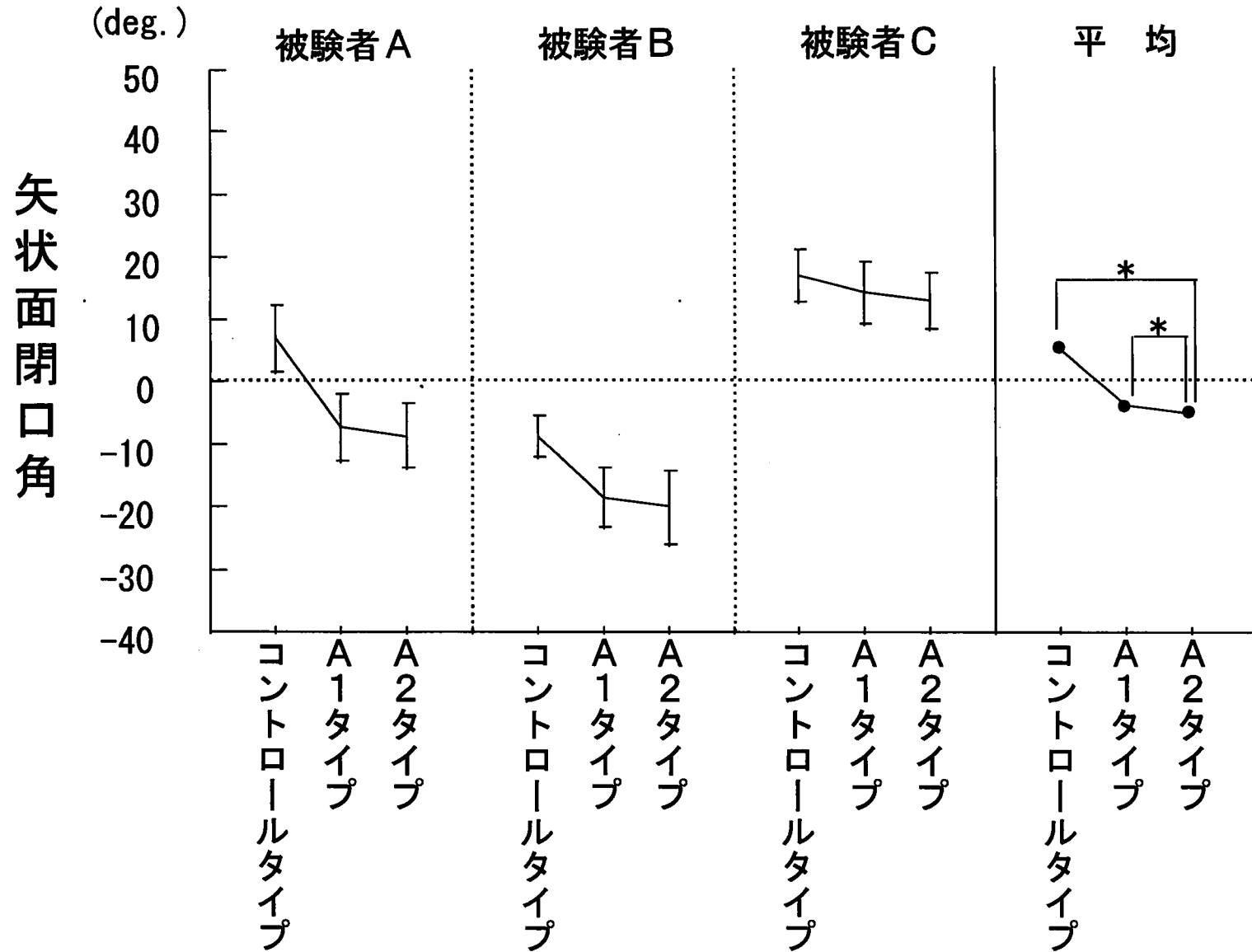


図23

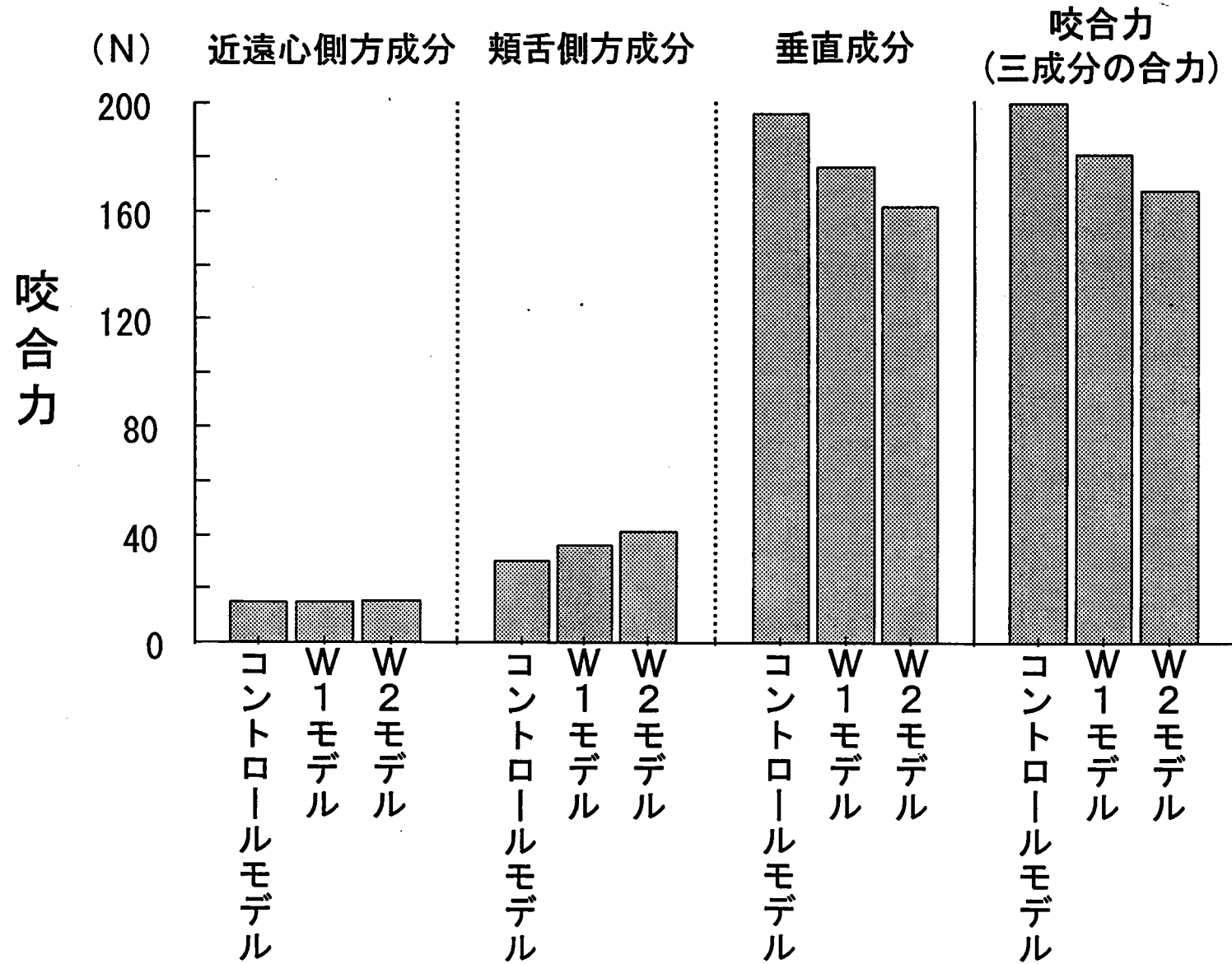


図24

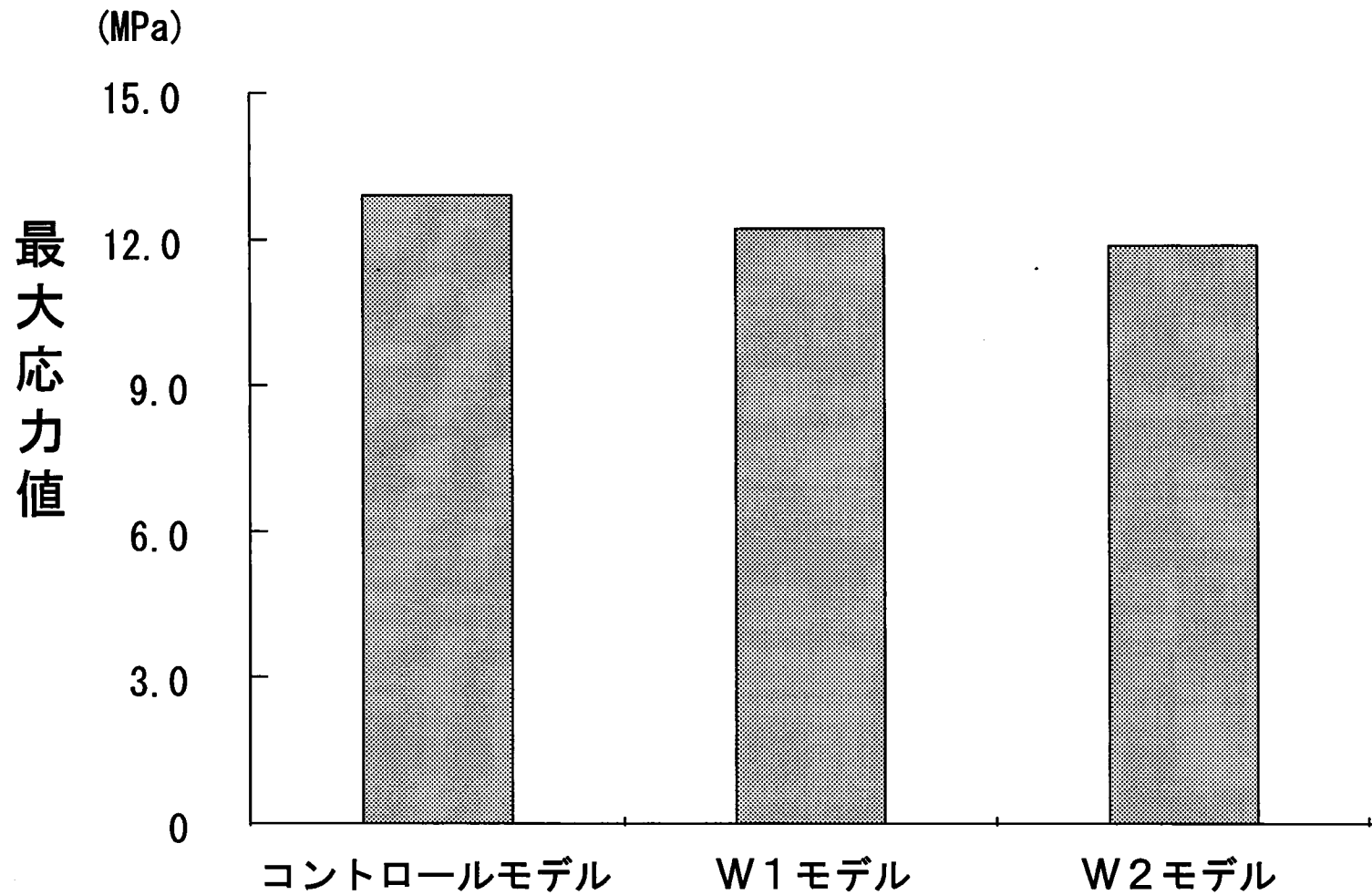


図25

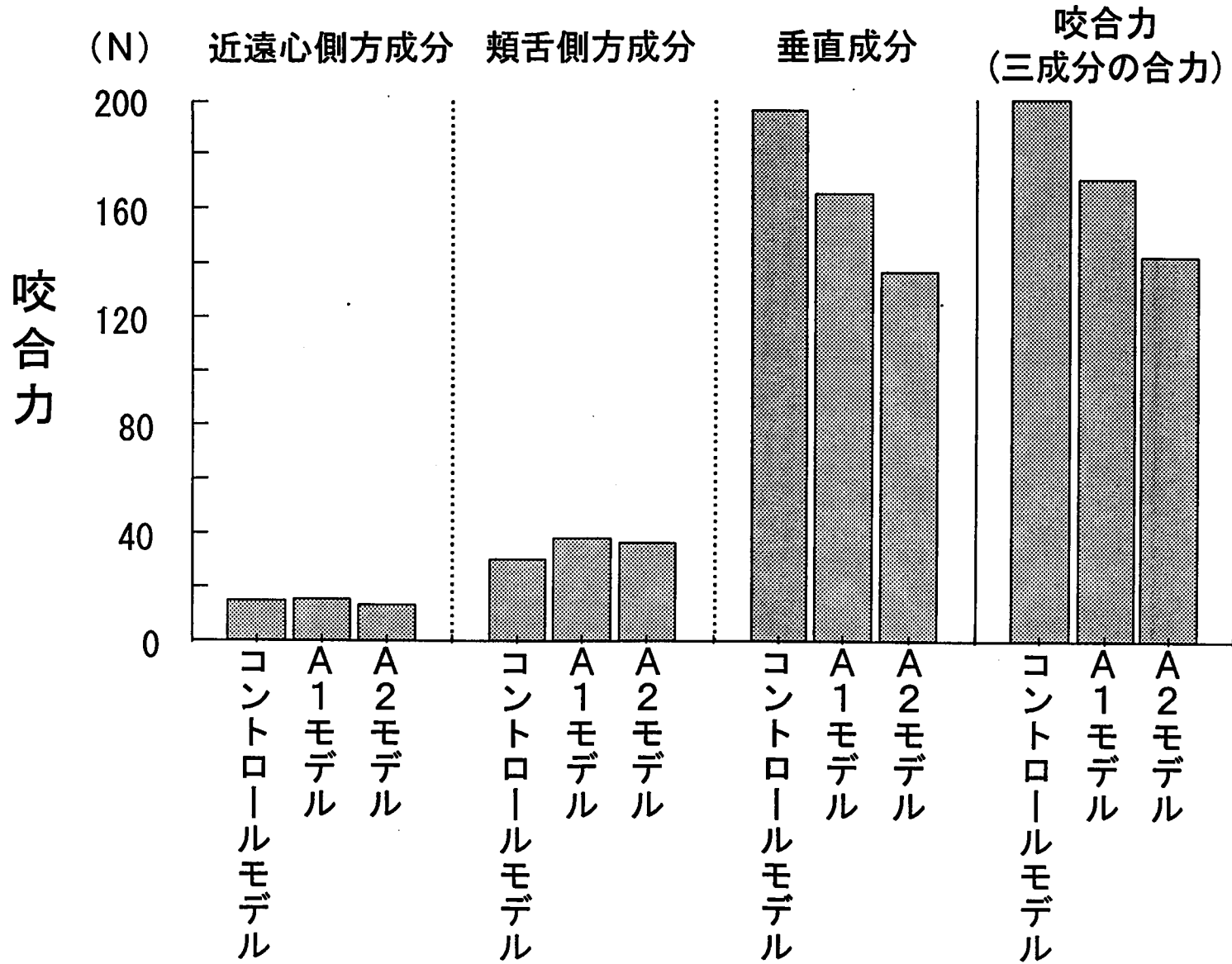


図26

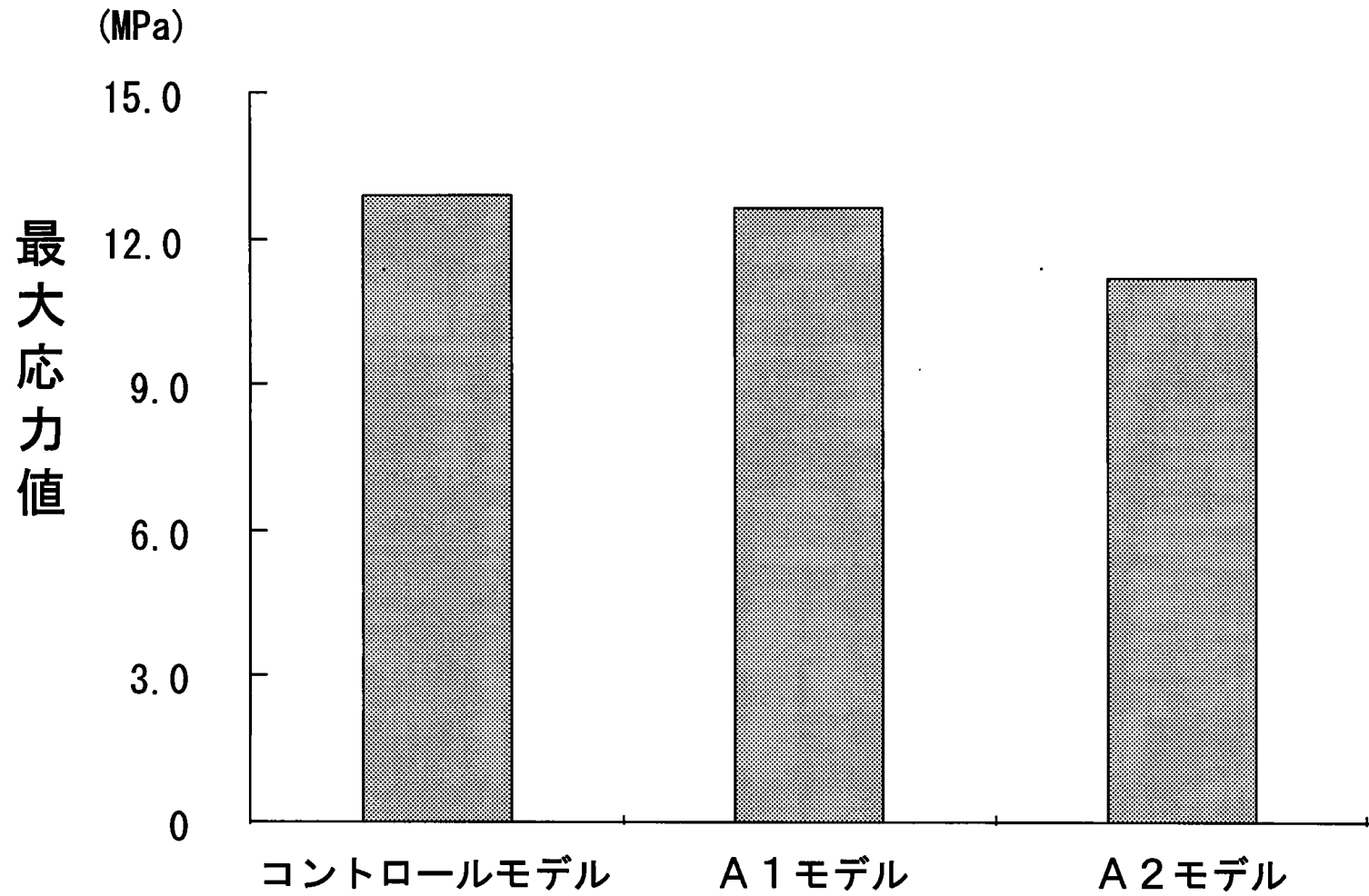


表 1

構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨	1.37×10^4	0.30
海綿骨	1.37×10^3	0.30
エナメル質	8.41×10^4	0.30
象牙質	1.40×10^4	0.15
歯髄	1.00×10	0.49
歯根膜	1.00×10	0.49
ポーセレン	6.72×10^4	0.30
金合金	9.10×10^4	0.33
チタン	1.07×10^5	0.33
食塊	1.00×10	0.30

表 2

圧縮応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最小値
Cタイプ	-2.75	0.65	0.24	-4.69
Gタイプ	-2.97	0.57	0.19	-4.52

最大剪断応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最大値
Cタイプ	0.94	0.24	0.26	1.61
Gタイプ	1.10	0.28	0.25	1.72

(単位：MPa)

表 3

圧縮応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最小値
Cタイプ	-2.75	0.66	0.24	-4.70
Gタイプ	-2.97	0.56	0.19	-4.52

最大剪断応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最大値
Cタイプ	0.94	0.25	0.26	1.61
Gタイプ	1.11	0.28	0.25	1.72

(単位：MPa)

表 4

	近遠心 側方成分	頬舌 側方成分	垂直成分	咬合力 (三成分の合力)	最大応力値
W 1 モデル	+2.3	+20.0	-10.0	-9.1	-5.4
W 2 モデル	+2.8	+35.4	-17.6	-15.8	-8.4

(単位：%)

表 5

圧縮応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最小値
コントロールモデル	-2.89	0.63	0.22	-4.76
W1モデル	-2.87	0.71	0.25	-5.08
W2モデル	-2.91	0.91	0.31	-5.39

最大剪断応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最大値
コントロールモデル	1.06	0.29	0.28	1.77
W1モデル	1.09	0.32	0.29	2.00
W2モデル	1.13	0.41	0.36	2.29

(単位：MPa)

表 6

	近遠心 側方成分	頬舌 側方成分	垂直成分	咬合力 (三成分の合力)	最大応力値
A 1 モデル	+5.4	+23.6	-15.6	-14.4	-2.3
A 2 モデル	+11.7	+19.7	-30.6	-28.9	-13.7

(単位：%)

表 7

圧縮応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最小値
コントロールモデル	-2.89	0.63	0.22	-4.76
A 1 モデル	-2.51	0.51	0.21	-4.43
A 2 モデル	-2.08	0.50	0.24	-4.02

最大剪断応力

	平均値	標準偏差	変異係数	最大値
コントロールモデル	1.06	0.29	0.28	1.77
A 1 モデル	0.95	0.23	0.24	1.60
A 2 モデル	0.78	0.17	0.22	1.38

(単位：MPa)