

Title	上顎インプラントオーバーデンチャーに関する力学的検討
Author(s)	亀井, 孝一郎
Citation	大阪大学, 2013, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/55531
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

上顎インプラントオーバーデンチャーに
関する力学的検討

大阪大学大学院歯学研究科
顎口腔機能再建学講座
亀井 孝一郎

指導

大阪大学大学院歯学研究科
顎口腔機能再建学講座
前田芳信 教授

上顎インプラントオーバーデンチャーに
関する力学的検討

大阪大学大学院歯学研究科
顎口腔機能再建学講座
亀井 孝一郎

指導

大阪大学大学院歯学研究科
顎口腔機能再建学講座
前田芳信 教授

緒 言

近年，無歯顎症例に対する補綴治療において，インプラントオーバーデンチャーが臨床に多く利用されるようになってきている．インプラントオーバーデンチャーを用いることで，通常の全部床義歯よりも咬合力¹や咀嚼能力²，Quality of Life (QOL) が向上^{3,4}するといわれている．下顎だけでなく，上顎においても，通常の義歯による治療で患者の十分な満足度が得られない場合，インプラントオーバーデンチャーによる治療が可能となれば，患者満足度とQOLを向上し，社会的にも意義がある．また，下顎無歯顎症例に対するインプラントオーバーデンチャーは，現在では信頼性の高い治療法であり，成功率，患者満足度ともに高い．

一方，上顎無歯顎症例に対するインプラントオーバーデンチャーは下顎に比べて成功率が低いと言われている⁵⁻⁷．その原因として，顎骨の形態，性状によることが考えられる⁸⁻¹¹．こ

れまで 4 ～ 6 本のインプラントをバーで連結することにより，成功率が高くなると報告されている^{12,13}．しかし，上顎無歯顎症例に対して 2 本のインプラントしか埋入できない場合のインプラントオーバーデンチャーによる治療はこれまでに検討されていない．また，長期経過症例が多くみられるようになった現状では，上顎固定性上部構造の症例において可撤性上部構造に移行し，改変が必要になる場合もあり，その際の設計指針としてもこのことを明らかにする必要がある．

そこで，本研究では，上顎無歯顎症例において，2 本のインプラントでインプラントオーバーデンチャーを安定させ，インプラント周囲骨に生じる負担を小さくする埋入部位と埋入方向を明らかにすることを目的とした．まず実験 I において，上顎無歯顎患者におけるインプラント埋入部位を明らかにするために形態計測を行い，次に実験 II において，インプラント埋入条件を検討するために，埋入部位および埋入

本数ならびに埋入方向の違いについて三次元有限要素法により検討を行った。さらに実験Ⅲにおいて義歯に加わる咬合力の分散を図るために、義歯の剛性の違いについて三次元有限要素法により検討を行った。

実験Ⅰ．上顎無歯顎患者における インプラント埋入部位の検討

本実験では、インプラント埋入部位を明らかにすることを目的とし、インプラント埋入シミュレーションソフトウェアを用いて、臨床CT画像を元に解剖学的形態および骨質について検討を行った。

1．方法

1) 対象

対象者は、インプラント治療を希望して大阪大学歯学部附属病院に来院した776名を選択した。この中から、上顎に全部床義歯が装着されている無歯顎患者を抽出した結果50名となっ

た．次に，無歯顎顎堤の解剖学的形態および骨質について検討することが目的であるため，抜歯窩が残存している症例 18 例，インプラントが埋入されている症例 8 例，埋伏歯や残根が残存している症例 14 例を除外した．その結果，10 症例（男性 4 名，女性 6 名）が残った．そこで，対象者 10 症例の左右それぞれ，合計 20 側を独立した症例として検討することとした．なお，本研究は，本学倫理審査委員会の承認（H21-E8）を得て行った．

2) 計測方法

被験者らに対して CT 装置 (Veraviewepocs 3D, モリタ社, 京都) により撮影し, 撮影条件は管電流: 270mAs, 管電圧: 120kVp, 撮影領域は直径 8 mm 高さ 8 mm とした．得られた DICOM データをインプラント埋入シミュレーションソフトウェア LANDmarker Version 5.21 (アイキヤット社, 大阪) に取り込み, 各歯種において骨の高さ, 骨幅, 骨質, 角度を計測した．なお,

各歯種の位置は金川の方法¹⁴を参考に決定した。すなわち第二大臼歯の遠心端までの顎堤の近遠心的長さを参考とし、平均的歯冠幅径¹⁵を用いて比率配分し、各歯種の位置を設定した。咬合平面はカンペル平面と平行になるように設定を行い、インプラント断面は上顎歯列弓に対して垂直となる矢状断面とした（図1）。

骨の高さについては、歯槽頂から上顎洞底、眼窩底、鼻腔底までの距離を計測した。距離の計測方法は、歯槽骨の頬側と口蓋側の接線のなす角度の二等分線と底までの距離を計測した。骨幅については、骨頂から1 mmの部位を計測した。骨質については、インプラント周囲のハンスフィールド値（HU値）を計測した。角度については、歯槽骨の頬側と口蓋側の接線のなす角度の二等分線と咬合平面とのなす角度を計測した（図2）。

3) 統計解析

統計解析には、骨の高さ、骨幅、骨質、角度

について歯種間の差の検定を一元配置分散分析および多重比較検定（Tukey 検定）を用いて行った。なお，分析には統計解析ソフト SPSS（Ver.11，IBM 社，東京）を使用し，有意水準は 5 % とした。

2. 実験結果

1) 骨の高さ（図 3）

上顎中切歯相当部で平均 16.4 ± 3.6 (標準偏差，以後同様とする) mm であり，上顎第一大臼歯相当部で平均 7.1 ± 3.6 mm と臼歯部に比べ，前歯部で有意に高かった。Misch¹⁶によると，長さ 9 mm より短いインプラントで，インプラントのデザイン，表面性状，適用の条件に関係なく成功率は低いとしている。9 mm 以上の骨の高さがあったのは前歯部と小臼歯部であった。

2) 骨幅（図 4）

上顎中切歯相当部で平均 3.7 ± 1.5 mm であり，上顎第一大臼歯相当部で平均 5.6 ± 3.4 mm と臼歯部に比べ前歯部で骨幅が有意に狭かった。

Misch¹⁶によると、直径 4 mm のインプラントを埋入するためには、5 mm 以上の骨幅が必要であるとしている。骨幅が 5 mm 以上あったのは、小白歯部と大白歯部であった。

3) 骨質 (図 5)

Misch¹⁷によると、インプラントの生存率を最も減少させる要因は、骨質に起因しており、350HU 以下の骨質で成功率は低いと報告している。上顎中切歯相当部で平均 586.6 ± 182.6 HU、上顎第一小白歯相当部で平均 626.2 ± 195.9 HU、上顎第一大白歯相当部で平均 417.5 ± 156.6 HU とすべての歯種において 350HU 以上の骨質であったが、骨質が臼歯部に比べ、前歯部および小白歯部で有意に硬かった。

4) 角度 (図 6)

上顎中切歯相当部で咬合平面とのなす角度が平均 60.0 ± 7.5 度であり、上顎第一大白歯相当部で平均 87.3 ± 5.0 度と臼歯部に比べ、前歯部で

有意に小さかった。Misch¹⁶によると、許容される角度は咬合平面とのなす角度が70度～110度としている。70度より角度が大きかったのは、小白歯部と大白歯部であった。

3. 小括

骨の高さ，骨幅，骨質，角度について，Mischの基準値を100として，基準値に対しての各歯種の割合をグラフで表した（図7）。前歯部では骨幅と角度が基準を満たしておらず，大白歯部では骨の高さが基準を満たしていなかった。小白歯部はすべての基準を満たしていた。前歯部領域では長くて細いインプラントの埋入が可能であり，また臼歯部領域では短くて太いインプラントの埋入が可能であったことより，Mischの基準をすべて満たしており，標準的なインプラント埋入が可能であるのは小白歯部領域であることが示唆された。

実験Ⅱ．三次元有限要素法による埋入条件の

検 討

実験Ⅱ - a. 三次元有限要素法による埋入部位 の 検 討

実験Ⅰの結果より，高さ，骨幅が少なくても比較的インプラント埋入が可能な骨量が存在する可能性が高く，骨質も良い状態と予測される前歯部および小臼歯部に注目した．そこで本実験では，オーバードンチャーの支台として，前歯部と小臼歯部にインプラントを設置した2つのモデルにおいて，インプラント埋入部位の違いが顎骨，粘膜および義歯に与える影響を明らかにするために，三次元有限要素法を用いて，インプラント周囲骨および粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位について比較検討を行った．

1. 実験方法

1) モデル作成

上顎骨全体と顎堤粘膜と義歯を含む顎堤模型（G9 - AH. 01, ニッシン社, 京都）を CT 撮影し, 得られた DICOM データを三次元有限要素解析ソフトウェア MECHANICAL FINDER Ver.6.1 Extended Edition（計算力学研究センター社, 東京）に取り込み, 上顎骨, 顎堤粘膜, 義歯, 人工歯で構成された三次元有限要素モデルを作成した（図 8）。なお, モデルに使用したモデルは, 実験 I と同様の方法で計測した結果, 実験 I の 10 症例の散布図の範囲に収まっていた（図 9）。

インプラントを設置していないモデルと両側側切歯部にインプラントを設置したモデル（以下前歯部モデル）と両側第一小臼歯部にインプラントを設置したモデル（以下小臼歯部モデル）の 3 種類のモデルを作成した（図 10）。モデル内に直径 3.75mm, 長さ 8mm のインプラントを設置し, 解析の効率化を考え, スレッドのないシリンダー型とした。また, インプラントプラットフォームを骨と同じ高さに設置し,

埋入角度は，前歯部では歯槽骨の頬側と口蓋側の接線のなす角度の二等分線上とし，小白歯部では咬合平面に対して垂直とした．アバットメントの高さについては，歯肉縁から 2 mm とし，頂点部はドーム状とした¹⁸．

なお，インプラントと義歯ならびに粘膜の境界部は，インプラントと義歯，粘膜と義歯が接触する境界部を滑りや離れを許容する接触条件とし，他の境界条件は滑りや離れを許容しない固着条件とした．

2) 材料定数

各構成要素のヤング率とポアソン比は，過去の文献を参考¹⁹⁻²³に設定した（表 1）．

3) 荷重拘束条件

咬合時の義歯の沈下を想定し，第二小白歯，第一大臼歯，第二大臼歯に咬合平面に対して垂直な 49N の荷重を加え，上顎骨の上部を拘束し解析を行った（図 11）．要素と節点については，

モデル表面は三角形要素のシェル，内面は四面体要素のソリッドからなり，総節点数は 57591～59479，総シェル要素数は 15286～15334，総ソリッド要素数は 282260～292533 であった．

4) 解析方法

以上の解析条件を設定し，三次元有限要素解析ソフトウェア MECHANICAL FINDER を用いて線形解析を行った．インプラント周囲骨の相当応力については，インプラント周囲骨の応力集中が生じた部位を確認し，応力集中部位の最大相当応力の比較検討を行った．粘膜の相当応力については，粘膜の応力集中が生じた部位を確認し，応力集中部位の最大相当応力の比較検討を行った．また義歯の変位については，大きな変位が認められた義歯前方部と義歯後方部での最大変位の比較検討を行った．

2. 実験結果

1) インプラント周囲骨の最大相当応力

前歯部モデルおよび小白歯部モデルのいずれにおいても，インプラント周囲骨に応力集中が認められた．図 12 は前歯部モデルの場合と小白歯部モデルの場合の顎骨の応力分布を示す．

応力集中の認められたインプラント周囲における最大相当応力は，前歯部モデルでは 1.2MPa，小白歯部モデルでは 5.1MPa となり，前歯部モデルの方が小白歯部モデルに比べてインプラント周囲骨の最大相当応力が小さかった（図 13）．

2) 粘膜の最大相当応力

前歯部モデルおよび小白歯部モデルのいずれにおいても，粘膜の後縁部に応力集中が認められた．図 14 は前歯部モデルと小白歯部モデルの粘膜の応力分布を示す．

応力集中の認められる粘膜の後縁部における最大相当応力は，前歯部モデルでは 4.0×10^{-2} MPa，小白歯部モデルでは 3.0×10^{-2} MPa

となり，小白歯部モデルの方が前歯部モデルに比べて粘膜の最大相当応力が小さかった（図 15）。

3) 義歯の最大変位

インプラントを設置していない場合とインプラントを前歯部および小白歯部に設置した場合の義歯の変位図を示す（図 16）。インプラントを設置していない場合は義歯の前方部で変位が大きく，前歯部および小白歯部に設置した場合には義歯の後方部で変位が大きかった。変位の大きい義歯の前方部と後方部において，インプラントを設置していない場合と前歯部および小白歯部に設置した場合の最大変位の比較検討を行った。

義歯の前方部では，インプラントを設置していない場合の 1.8mm と比べて，前歯部に設置した場合には 0.26mm と最大変位が 80% 減少し，小白歯部に設置した場合には 0.29mm と 81% 減少した。

義歯の後方部では，インプラントを設置していない場合の 0.87mm と比べて，前歯部に設置した場合は 0.87mm と最大変位は同じであり，小白歯部に設置した場合には 0.41mm と 55% 減少した（図 17）。

実験Ⅱ - b. 三次元有限要素法による埋入本数の検討

実験Ⅱ - a の結果より，2本のインプラントにおいて義歯の安定が得られる可能性が示唆された第一小白歯部に注目し，両側側切歯部と両側第一小白歯部に計4本のインプラントを設置した場合と比較し，インプラントの本数の違いが，顎骨，粘膜および義歯に与える影響を明らかにするために，インプラント周囲骨および粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位について比較検討を行った。

1. 実験方法

1) モデル作成

モデルの作成方法は実験Ⅱ - a と同様とし、実験Ⅱ - a の両側第一小白歯部にインプラントを設置したモデル（以下小白歯部2本モデル）と実験Ⅱ - a の両側側切歯部と両側第一小白歯部に計4本のインプラントを設置したモデル（以下4本モデル）を作成した。なお、材料定数、荷重拘束条件および要素と節点については、実験Ⅱ - a と同様とした。

2) 解析方法

解析方法は、実験Ⅱ - a と同様とし、インプラント周囲骨および粘膜の最大相当応力と義歯の前方部と後方部での最大変位の比較検討を行った。

2. 実験結果

1) インプラント周囲骨の最大相当応力

小白歯部におけるインプラント周囲骨の最大相当応力は、小白歯部モデルでは 5.1MPa、4

本モデルでは 4.9MPa となり，4本モデルの方が小臼歯部モデルに比べてインプラント周囲骨の最大相当応力が小さかった（図 18）.

2) 粘膜の最大相当応力

粘膜の最大相当応力は，小臼歯部モデルでは 3.0×10^{-2} MPa，4本モデルでは 1.7×10^{-2} MPa となり，4本モデルの方が小臼歯部モデルに比べて粘膜の最大相当応力が小さかった（図 19）.

3) 義歯の最大変位

義歯の前方部での最大変位は，小臼歯部2本モデルで 0.29mm，4本モデルで 0.19mm であった．義歯の後方部での最大変位は，小臼歯部モデルで 0.40mm，4本モデルで 0.27mm であった（図 20）．4本モデルの方が小臼歯部モデルに比べて義歯の最大変位が小さかった．

実験Ⅱ - c. 三次元有限要素法による埋入方向の

検討

実験Ⅱ - a, b より，義歯を安定させ，インプラント周囲骨の負担を小さくする可能性が示唆された小臼歯部に注目した．本実験では，インプラント埋入方向の違いが顎骨，粘膜および義歯に与える影響を明らかにするために，インプラント周囲骨および粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位について比較検討を行った．

1. 実験方法

1) モデルの作成

使用したモデルは，実験Ⅱ - a で使用した三次元有限要素モデルとし，インプラントの埋入方向は，実験Ⅱ - a での方向を垂直とし，近心，遠心，頬側，口蓋側にそれぞれ 15 度インプラントを傾斜した 5 種類とした（図 21）．なお，材料定数，荷重拘束条件および要素と節点ならびに解析方法については，実験Ⅱ - a と同様とした．

2. 実験結果

1) インプラント周囲骨の最大相当応力

インプラント周囲骨の最大相当応力は、垂直で 4.6MPa, 近心で 5.3MPa, 遠心で 6.0MPa, 頬側で 6.8MPa, 口蓋側で 9.8MPa であった(図 22).

2) 粘膜の最大相当応力

粘膜の最大相当応力は、垂直で 3.0×10^{-2} MPa, 近心で 3.6×10^{-2} MPa, 遠心で 1.9×10^{-2} MPa, 頬側で 0.7×10^{-2} MPa, 口蓋側で 0.8×10^{-2} MPa であった(図 23).

3) 義歯の最大変位

義歯前方部での最大変位は、インプラント埋入方向にかかわらずほとんど変わらなかった。義歯後方部での最大変位は、インプラント埋入方向が遠心方向で最も小さくなり、垂直方向、口蓋側方向および頬側方向の順で大きくなり、近心方向で最も大きかった(図 24).

3 . 小 括

埋入部位については，インプラント設置部位が小白歯部に比べ前歯部の方がインプラント周囲骨の最大相当応力は小さく，粘膜の最大相当応力は大きかった．義歯の最大変位は，インプラントを設置していない義歯に比べてインプラントを設置している義歯の方が義歯の動きが抑制され，義歯後方部においてインプラント設置部位が前歯部より小白歯部の方が義歯の最大変位は小さかった．

埋入本数については，インプラントが小白歯部に2本の場合と4本の場合で，インプラント周囲骨の最大相当応力は大きな差がみられなかった．インプラントが小白歯部に2本の場合より4本の場合の方が，粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位は小さかった．

小白歯部における埋入方向については，咬合平面に垂直でインプラント周囲骨の最大相当応力は最も小さく，頬側方向で粘膜の最大相当

応力は最も小さく，遠心方向で義歯の最大変位は最も小さかった．

実験Ⅲ．三次元有限要素法による義歯の剛性の検討

義歯に加わる咬合力の分散をコントロールする上で，義歯の剛性の違いが，顎骨，粘膜および義歯に与える影響を明らかにするため，インプラント周囲骨および粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位について比較検討を行った．

1．実験方法

1) モデル作成

実験Ⅱ - a, b で作成したインプラントを設置していないモデルと両側側切歯部にインプラントを設置したモデル（以下前歯部モデル），両側第一小臼歯部にインプラントを設置したモデル（以下小臼歯部モデル）ならびに両側側

切歯部と両側第一小白歯部にインプラントを設置したモデル（以下4本モデル）の4種類のインプラント埋入モデルに対して、義歯の剛性の違う、軟らかい義歯を想定したレジン床と、硬い義歯を想定した金属床（コバルトクロム合金）のモデルを作成した。なお、荷重拘束条件および要素と節点ならびに解析方法については、実験Ⅱ - a,bと同様とした。

2) 材料定数

各構成要素のヤング率とポアソン比は、実験Ⅱ - a,bと同様とした。レジン床は床用レジンとし、ヤング率 $2.8 \times 10^3 \text{MPa}$ 、ポアソン比 0.28とした²³。金属床はコバルトクロム合金とし、ヤング率 $2.0 \times 10^5 \text{MPa}$ 、ポアソン比 0.3とした

19.

2. 実験結果

1) インプラント周囲骨の最大相当応力

前歯部モデルでは、レジン床の場合 1.2MPa ,

金属床の場合 8.0MPa であり，小白歯部モデルでは，レジン床の場合 5.1MPa，金属床の場合 8.6MPa であった（図 25）．4本モデルの前歯部では，レジン床の場合 11.0MPa，金属床の場合 7.8MPa であり，4本モデルの小白歯部では，レジン床の場合 4.9MPa，金属床の場合 2.8MPa であった（図 26）．

2) 粘膜の最大相当応力

インプラントを設置していない場合では，レジン床の場合 11.3×10^{-2} MPa，金属床の場合 11.0×10^{-2} MPa であり，前歯部モデルでは，レジン床の場合 4.0×10^{-2} MPa，金属床の場合 3.3×10^{-2} MPa であった（図 27）．小白歯部モデルでは，レジン床の場合 3.0×10^{-2} MPa，金属床の場合 1.5×10^{-2} MPa であり，4本モデルでは，レジン床の場合 1.7×10^{-2} MPa，金属床の場合 0.6×10^{-2} MPa であった（図 28）．

3) 義歯の最大変位

義歯前方部において、インプラントを設置していない場合では、レジン床の場合 1.8mm、金属床の場合 1.8mm であり、前歯部モデルでは、レジン床の場合 0.26mm、金属床の場合 0.24mm であった（図 29）。小白歯部モデルでは、レジン床の場合 0.29mm、金属床の場合 0.12mm であり、4本モデルでは、レジン床の場合 0.19mm、金属床の場合 0.05mm であった（図 30）。

義歯後方部において、インプラントを設置していない場合では、レジン床の場合 0.87mm、金属床の場合 0.86mm であり、前歯部モデルでは、レジン床の場合 0.87mm、金属床の場合 0.69mm であった（図 31）。小白歯部モデルでは、レジン床の場合 0.41mm、金属床の場合 0.15mm であり、4本モデルでは、レジン床の場合 0.27mm、金属床の場合 0.07mm であった（図 32）。

3. 小括

インプラントが2本の場合は、義歯の剛性が高い方が、インプラント周囲骨の最大相当応力

は大きかった。また，義歯の剛性が高い方が，粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位は小さかった。

考 察

上顎インプラントオーバーデンチャーに関してのほとんどの文献ではインプラントの生存率が低いことと，上部構造に関する問題を指摘している⁵⁻⁷。また，これまでの報告において，特に上顎の症例において当初計画した固定性上部構造が実現できなくなった場合の次善策として用いられた場合の生存率が低いという問題がある¹³。一方，Sannaら²⁴は，2本のインプラントを連結したオーバーデンチャーにおいて良好な生存率を報告している。当初よりオーバーデンチャーを計画し，そのためにインプラント数と位置を考え，補綴装置の動きを考慮し，生体力学的な概念に基づいて製作した場合，成功率も高くオーバーデンチャーのリスク

も低下すると考えられる。

しかし，上顎無歯顎症例に対するインプラントオーバーデンチャーに必要なとされるインプラントの本数と埋入位置に関して，これまで明確な力学的根拠が示されていない。また，インプラント埋入部位の骨量や骨質の評価は，アバットメント装着までの初期の成否や，補綴後のインプラントの予後を左右するため重要である²⁵。さらに，義歯の剛性を高めることは，義歯の破折や顎堤吸収を抑制すると考えられている²⁶。

そこで本研究では，患者から得られた CT 画像を元にインプラント埋入シミュレーションソフトウェアを用いて解剖学的形態および骨質の点からインプラント埋入部位の検討を行い，三次元有限要素法を用いてインプラントオーバーデンチャーのインプラント埋入部位および埋入方向ならびに義歯の剛性について検討を行った。

1. 実験方法について

1) 実験Ⅰの実験方法について

(1) 対象者

本研究は、インプラント埋入シミュレーションソフトウェアのデータベースから対象者を抽出したため、対象者の年齢や全身疾患の有無については、データベース上になかったので確認できなかった。しかし、残存歯や欠損の状態により高齢者であり、全身疾患もある可能性があるが、詳細は不明である。

(2) 咬合平面

咬合平面はカンペル平面と平行に設定した。しかし、カンペル平面は軟組織を指標とするが、今回骨の指標しかなかったため、中沢らの文献²⁷を参考にし、鼻棘から外耳孔下縁を結んだ線をカンペル平面と平行とした。

2) 実験Ⅱ、Ⅲの実験方法について

(1) 三次元有限要素法

インプラントや顎骨，義歯に対する応力解析法としては，これまで光弾性法²⁸，熱弾性法²⁹，ひずみゲージ法^{30,31}，有限要素法³²⁻³⁵などが用いられている．その中で，光弾性法と熱弾性法は，応力分布を可視化し，広範囲かつ連続的に観測できる特徴を持っている．しかし，特殊な材料と計測装置が必要であり，模型をその都度製作する必要があることから，同様の利点を持つ有限要素法に比べて汎用性に欠ける³⁶といわれている．また，ひずみゲージ法は，ひずみの定量的な評価ができる一方で，計測結果が貼付部位に限定され，物体表面の情報しか得られず，内部の応力を知ることができない³⁷．

有限要素法は，複雑な形状のモデル設定が可能であり，モデルの境界条件や材料の特性の変更および特定の要素による影響についての検討なども比較的容易であることから^{33,38}，有用性の高い解析方法である³⁶．

本研究のように上顎骨や粘膜の応力分布，義歯の変位の検討を目的とした場合，複雑な形状

モデルの内部構造を再現し，応力解析できる有限要素法が適していると考えられる．

(2) モデルの妥当性

本研究に使用したモデルは，顎堤が平均的に吸収した模型であり，散布図の結果（図9）より，実験Iの10症例から逸脱していないモデルであるといえる．また，临床上，上顎骨の骨質が悪く，皮質骨がほとんどなく，海綿骨しかない状況を想定し，海綿骨の要素のみを設定して検討モデルとした．

(3) インプラントサイズ

Pierrisnardらの報告³⁹では，上部構造の歯冠長が一定であればインプラント周囲骨の応力は長さ8mmのインプラントで最小となるとされている．またHimmlovaら⁴⁰の理論的な計算からもインプラントにおいては長さよりも直径を増やすことの効果が大きいとされている．

本実験では，骨移植をせずに既存骨にインプ

ラントを埋入することを想定したため、インプラント直径については、骨幅が狭い症例で通常用いられる直径 3.7～4 mm の範囲内のものとし、また、直径 3.75 mm のインプラントを用いることにより、直径 3.7 mm 以下のインプラントと比べて、インプラントの破折の頻度が著しく低下したとの報告⁴¹が見られたため、直径 3.75 mm を選択した。インプラントの長さについては、上顎洞を回避するためにショートインプラントを選択しなければならない状況を想定し、9 mm より短いインプラントで成功率は低い¹⁶という報告がみられたが、8 mm のインプラントでインプラント周囲骨の応力は最小となる³⁹という報告を参考にし、今回は生体力学的観点から 8 mm を選択した。

(4) 義歯の設計

上顎インプラントオーバーデンチャーにおいて、患者が口蓋を覆わない形態を望む場合がある^{42,43}。上顎インプラントオーバーデンチャー

一の口蓋の被覆は，全部被覆から蹄鉄形まで，様々な形で良い結果が報告されている⁴⁴⁻⁴⁶が，上顎インプラントオーバーデンチャーにおいて埋入本数が少ない場合では義歯による口蓋の被覆は粘膜支持を得るために重要であると考えられる．

Stevenら⁴⁷は口蓋部を覆わない上顎インプラントオーバーデンチャーで最低限4本のインプラントが必要であり，口蓋部を覆う場合にはより良好な予後があると報告している．今回，2本のインプラントを想定しているため，義歯床口蓋部は全部被覆とした．

(5) 拘束荷重条件

本研究での荷重は全部床義歯における咬合力を参考に，49Nとした^{48,49}．拘束については荷重点から可及的に離れた部位の場合，応力分布に影響を及ぼさないことから，本解析モデルでは，上顎骨上部を完全拘束した．

(6) 応力の分析について

顎骨の吸収は圧縮応力，引張り応力いずれでも起こること⁵⁰から圧縮応力と引張り応力を評価対象としている相当応力の最大値について比較を行った。

2. 実験結果について

1) 実験 I の実験結果について

(1) 骨の高さ

骨の高さは臼歯部において低かったが，これは臼歯部において上顎洞の影響を受けているためと考えられる。また小白歯部において，第一小白歯部の方が第二小白歯部より高かったが，これはその部位に上顎洞の陥凹部が存在するためと考えられる。

(2) 骨幅

骨幅は前歯部において最も狭かったが，これは前歯部の唇側の骨が非常に薄く，抜歯後の骨吸収が大きく関係しているためと考えられる。

(3) 骨質

骨質とインプラントの成功率について、骨質が悪い方が成功率が低いという報告があり^{8,9,51}、上顎大白歯部が他の部位との比較において、骨質が最も悪く喪失率が高いと報告している^{52,53}。本研究においては、他の部位と比べて上顎大白歯部の骨質が最も悪く、上顎大白歯部は、インプラントの喪失率が高くなる可能性があると考えられる。

(4) 角度

前歯部においては、歯の喪失後の唇側の骨のアンダーカットと骨吸収によって、インプラントの埋入に角度を付けたり、あるいは埋入前に骨形態を修正することが必要になる⁵⁴と報告されている。本研究においては、前歯部は咬合平面とのなす角度が 90° よりも大きく傾斜する傾向が認められた。このことから、前歯部にインプラントを埋入する場合、インプラントに負

担がかりやすくなる可能性があると考えられる。

(5) 解剖学的形態ならびに骨質

解剖学的形態ならびに骨質については、これまで報告されている^{16, 17, 52-54}顎堤形態ならびに骨質の特徴と一致していた。つまり、一般に前歯部では長くて細いインプラント埋入が可能である。インプラントの破折の要因として、インプラントの直径が3.5mm以下^{41, 55}と小さかったことを挙げており、前歯部領域では強度的に破折の問題があり、また埋入方向に問題がある。

また大臼歯部では短くて太いインプラント埋入が可能であるが、上顎洞への骨造成の問題や骨質が悪いためにインプラントが喪失する可能性がある。一方、小臼歯部においては、標準的なインプラント埋入が可能である。

しかし、解剖学的形態ならびに骨質には個体差が大きかった。その理由として、抜歯の原因

となった疾患の位置によって，骨吸収の部位が異なり，骨吸収後の骨形態が様々な形態になることが考えられる．

2) 実験Ⅱの実験結果について

2 - 1) 実験Ⅱ - aの実験結果について

(1) インプラント周囲骨ならびに粘膜の相当応力

緒方ら⁵⁶や Andoら⁵⁷はインプラントの負担軽減について，生体における実験で，粘膜負担を与えることで義歯の支台装置への負担は軽減することができるとしている．本研究において，インプラント設置部位が小臼歯部に比べ前歯部の方がインプラント周囲骨の最大相当応力は小さかったが，これはインプラント部位が前歯部の方が小臼歯部より粘膜負担が大きくインプラント周囲骨への負担が減少したためと考えられる．

また，骨の吸収について，堤ら⁵⁸は相当応力が40MPa以下を生理的安全域，40MPa～60MPa

を臨界域とし，60MPa以上を骨吸収域としている．本研究のすべてのモデルでこれらの数値には達しておらず，骨の吸収の可能性は低いと考えられる．

しかし，咀嚼運動時に予想される臼歯部以外の荷重に対しては，権田¹⁸はオーバードンチャーにおける前歯部による咬合は側方力が大きく加わるために避けるべきとしており，前歯部による咬合は側方力が大きくなり，インプラント周囲骨への最大相当応力を増加させると考えられる．また，義歯床の不適合によりインプラントに生じる最大相当応力が堤らの骨吸収域⁵⁸を超えた場合は骨吸収が起こる可能性が考えられる．

(2) 義歯の変位

インプラントを設置しない場合より設置した場合の方が義歯の動きが抑制された．また，義歯の沈下は，前歯部にインプラントを設置した場合より小臼歯部にインプラントを設置し

た場合の方が小さかった。このことから前歯部より、小臼歯部にインプラントを設置する方が義歯を安定させることができると考えられる。

2 - 2) 実験 II - b の実験結果について

前田ら⁵⁹はオーバーデンチャーにおいて支台が4角形以上の多角形に存在すれば、機能力をインプラントのみで支えることが可能となり、可撤性ブリッジ形態のオーバーデンチャーが適応となるとしており、これは義歯床の回転が規制されるからであるとしている。本研究において、前歯部と小臼歯部に計4本のインプラントを設置している場合は、小臼歯部に2本のインプラントを設置している場合と比べて、義歯の最大変位および粘膜の最大相当応力は小さかったが、インプラント周囲骨の最大相当応力はほとんど同じであった。理由としては、いずれの場合においても、後方のインプラント部、すなわち小臼歯部のインプラントを結んだ線で義歯の回転が生じる状態で機能力をインプ

ラントと粘膜で負担するためと考えられる。

また、Damghaniら⁶⁰は *in vitro* の研究で、上顎の4本のインプラント間距離を16mm以上確保できれば、上顎の8本支台のインプラントオーバーデンチャーとの比較において、義歯床から口蓋骨に加わる荷重量に大きな差が認められないと報告している。本研究の4本支台のインプラントオーバーデンチャーと小臼歯部に2本支台のインプラントオーバーデンチャーの比較では、インプラント周囲骨の最大相当応力にほとんど差がみられなかったことから、小臼歯部に2本支台のインプラントオーバーデンチャーは義歯を安定させる上で有効であることが示唆された。

2 - 3) 実験Ⅱ - cの実験結果について

これまでにインプラントの埋入方向については、傾斜埋入を行うと側方荷重が増加するとする報告^{61,62}がある一方で、傾斜埋入の程度によっては臨床的に有利であるとする報告⁶³も

ある。本研究において，インプラントの傾斜は口蓋側でインプラント周囲骨の最大相当応力が最も大きく，荷重方向に対して垂直で，インプラント周囲骨の最大相当応力が最も小さかったが，それ以外の傾斜方向において，垂直の場合と大きな差が認められなかった。

この理由は，Misch¹⁶は，顎堤が狭い場合にはインプラントの傾斜角度は荷重方向に対して20度以内が好ましいとしているが，本研究では15度と許容範囲内であったため傾斜による影響があまり出なかったと考えられる。よってインプラント周囲骨の最大相当応力の点からは，インプラント埋入方向は荷重方向に対して垂直であることが望ましいが，顎骨の条件により垂直に埋入することが困難な場合は，傾斜して埋入することも，義歯を安定させるためにはひとつの方法であることが示唆された。

3) 実験Ⅲの実験結果について

前田ら²⁶は，義歯の剛性を高めることで，義

歯に加わる咬合力の分散をコントロールすることが可能となると報告している。本研究において、剛性を高めることによって、粘膜の最大相当応力ならびに義歯の最大変位は小さくなったことから、咬合力の分散を図ることができていると考えられる。なお、インプラントが2本の場合で、義歯の剛性が高い方がインプラント周囲骨の最大相当応力が大きかったのは、義歯の剛性が高い方が、インプラント周囲骨に広く応力を分散させたためと考えられる。このことは、義歯床下の顎堤の吸収の抑制にもつながると考えられる²⁶。

また、上顎インプラントオーバーデンチャーの破折率については下顎に比べ3倍以上であり⁶⁴、補強構造があれば破折率を有効に減少させるという報告⁶もあり、上顎オーバーデンチャーの剛性は必要であると考えられる。

4) 臨床的示唆

本研究は、模型を使用した均一モデルにおい

での三次元有限要素モデルを用いたシミュレーションであるが，その結果からはインプラントオーバーデンチャーにおける埋入部位ならびに設計に関して以下のように考察できる．

顎骨の状態が悪く2本のインプラントしか埋入できない場合，義歯の安定性が向上するためには，前歯部より小臼歯部にインプラントを埋入する方が良いと考えられる．しかし，前歯部にしかインプラントを埋入できない場合，義歯の安定性が向上するためには，2本のインプラントを連結する²⁴などの方法が考えられる．また，粘膜負担領域においては，義歯床下の顎堤の吸収に対応する必要がある⁶⁵が，顎堤粘膜に作用する義歯の力をコントロールし，顎堤吸収を抑制するためには剛性の高い義歯を使用する方が良いと考えられる．インプラント周囲骨の吸収については，堤ら⁵⁸の報告より骨吸収を引き起こす可能性は低いと考えられる．

一方，固定性上部構造で長期に経過した後インプラントを喪失し，オーバーデンチャーに

移行する必要がでた場合においては，戦略的にまず前歯部と小臼歯部のインプラントを残すこと，次に両側の小臼歯部のインプラントを残すことが勧められる．また前歯部にインプラントが残った場合には，連結するか側方力を回避できるアタッチメントの設定が，オーバーデンチャーを設計する上で重要であるといえる．

総括ならびに結論

本研究は，上顎無歯顎症例に対して，インプラントオーバーデンチャーを使用する際，2本のインプラントにより，義歯を安定させ，インプラントの負担を小さくするインプラント埋入部位と埋入方向を明らかにすることを目的とし，実際の患者のCT画像からインプラントの埋入部位の検討を行い，さらに三次元有限要素法を用いた実験を行い，以下の結論を得た．

1．解剖学的形態ならびに骨質を計測した結

果，インプラントを埋入する上で骨量が存在し，骨質が適した部位は小白歯部であった。

2． 三次元有限要素法による解析の結果，2本のインプラントで，オーバーデンチャーを安定させられるインプラント埋入部位は小白歯部であった。

3． オーバーデンチャーを安定させる小白歯部において，インプラント周囲骨への負担を最も小さくする埋入方向は咬合平面に垂直な方向であった。

4． 剛性を高くしたオーバーデンチャーは義歯の変位を減少させ，荷重を広く分散させた。

以上より，上顎無歯顎症例において2本のインプラントでのオーバーデンチャーを設計す

る場合には埋入位置として小臼歯部が適しており，咬合平面に対して垂直方向に埋入し，補強構造等で義歯の剛性を確保することで，インプラント周囲骨の負担を小さくしかつ義歯を安定させられることが示唆された。

謝 辞

稿を終えるにあたり，本研究を行う機会を与えていただき，かつ終始変わらぬ御指導，御校閲を賜りました，大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建学講座歯科補綴学第二教室前田芳信 教授に深甚なる謝意を表します．また，本研究の遂行にあたり御協力を頂きました，十河基文先生（アイキャット社），松永繁氏（元計算力学研究センター社）に心から謝意を表します．また，本研究に対して適切な御指摘，御指導を賜りました顎口腔機能再建学講座歯科補綴学第二教室 権田知也 講師をはじめ，教室員の皆様に心から御礼申し上げます．

文 献

- 1 . van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res.* 2002; 81: 170-173.
- 2 . van der Bilt A, van Kampen FM, Cune MS. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. *Eur J Oral Sci.* 2006; 114: 191-196.
- 3 . Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2005; 18: 99-105.
- 4 . Ellis JS, Burawi G, Walls A, Thomason JM.

- Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; ball attachment and magnets. Clin Oral Implants Res. 2009; 20: 1293-1298.
- 5 . Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7: 513-522.
- 6 . Smerdberg JI, Nilner K, Frykholm A. A six-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1999; 7(2): 51-56.
- 7 . Widbom C, Soderfeldt B, Kronstrom M. A retrospective evaluation of treatments with implant-supported maxillary overdentures. Clin Implant Dent Relat Res. 2005; 7(3): 166-172.
- 8 . Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden

- U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3: 129-134.
- 9 . Friberg B, Jemt T, Lelholm U. Early failures in 4641 consecutively placed Brånemark dental implants:A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6: 142-146.
10. Mecall RA, Rosenfeld AL. The influence of residual ridge resorption patterns on fixture placement and tooth position,Part1. *Int J Periodont Rest Dent*. 1991; 11: 9-23.
11. Mecall RA, Rosenfeld AL. The influence of residual ridge resorption patterns on fixture placement and tooth position, Part3: presurgical assessment of ridge augmentation requirements. *Int J Periodont Rest Dent*. 1996; 16: 33-51.

12. Rodriguez AM, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Survival of various implant-supported prosthesis designs following 36 months of clinical function. *Annals of periodontology/ the American Academy of Periodontology*. 2000;5:101-108.
13. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Vissink A. Implant-retained maxillary overdentures on milled bar suprastructures: a 10-year follow-up of surgical and prosthetic care and aftercare. *Int J Prosthodont*. 2009; 22: 181-192.
14. 金川 定子 . 無 齒 顎 の 解 剖 学 的 並 び に 臨 床 的 観 察 第 一 編 上 下 顎 の 対 向 関 係 に つ い て . 阪 大 歯 学 誌 . 1959; 4: 341-351.
15. 藤 田 恒 太 郎 . 歯 の 解 剖 . 東 京 : 金 原 出 版 ; 1976: 45-46.
16. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1990; 7: 9-17.

17. Misch CE. Bone character:Second vital implant criterion. Dent Today. 1988; 7(5): 39-40.
18. 権田知也. オーバーデンチャーにおける根面板の形態が支台歯に対する側方力に及ぼす影響. 阪大歯学誌. 1999;44:1-20.
19. 熊野弘一. 三次元有限要素法による Akers クラスプと RPI クラスプとの力学的解析. 愛知学院大学歯学会誌. 2006; 44(1): 71-83.
20. 黄恵蘭. 下顎全部床義歯における補強構造に関する力学的研究. 阪大歯学誌. 1998; 43(1): 1-15.
21. 岡田政俊. 上顎顎堤形態と臼歯部人工歯排列位置に関する力学的検討. 阪大歯学誌. 1992; 37: 8-30.
22. 伊藤喜昌. チタン物性的, 化学的, 機械的性質, チタンの歯科利用. 東京: クインテッセンス出版; 1988.
23. 歯科技工/別冊 義歯床用レジンと歯科技

- 工．東京：医歯薬出版株式会社；1982；28-37.
24. Sanna A, Nuytens P, Naert I, Quiryren M.
Successful outcome of splinted implants
supporting a 'planned' maxillary
overdenture: a retrospective evaluation
and comparison with fixed full dental
prostheses. Clin Oral Implants Res. 2009;
20: 406-413.
25. 古谷野潔，市川哲夫（編）．審美歯科・
インプラントワードブック：第1章インプ
ラント補綴．東京：医歯薬出版株式会社．
2008：24-25.
26. Maeda Y, Wood, WW. Finite element
method simulation of bone resorption
beneath a complete denture. J Dent Res.
1989;68:1370-1373.
27. 中沢勇．補綴学総論と全部床義歯の実際．
東京：永末書店；1953.
28. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S,
Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic

- analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent.* 2004;91:421-427.
29. 和田力, 北條了. オーバーデンチャーの義歯床に加わる応力について. *神奈川歯学.* 1996; 31: 233-251.
30. Takahashi T, Gonda T, Maeda Y. The influence of reinforcement on strain in maxillary complete dentures: a preliminary report. *Int J Prosthodont.* 2011; 24(3): 273-6.
31. Gonda T, Ikebe K, Dong J, Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J Dent Res.* 2007;86(7):667-71.
32. Sano M, Ikebe K, Yang TC, Maeda Y. Biomechanical rationale for six splinted implants in bilateral canine, premolar, and molar regions in an edentulous maxilla. *Implant Dent.* 2012; 21(3): 220-4.
33. 中村好徳. 有限要素によるオーバーデン

- チャーと磁性アタッチメントの力学的解析．補綴誌．1998；42：234-245．
- 34．坂本太郎．上顎埋入インプラント周囲骨に発生する応力の三次元有限要素解析
CTデータに基づいた頭蓋骨全体モデルの構築と拘束条件の検討．北海道医療大学歯学雑誌．2012；31(1)：11-18．
- 35．太田貴之．3次元有限要素法を用いたチタンインプラント周囲骨の応力解析 - インプラント体の直径と長径の違いが下顎骨の応力分布に与える影響 - ．北海道歯学雑誌．2012；32(2)：156-165．
- 36．Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. J Dent. 1994；22(5)：259-64．
- 37．高橋賞，河井正安．ひずみ計測入門，改訂新版．東京：大成社出版；1997.41-8．
- 38．戸川隼人．有限要素法へのガイド，初版．東京：サイエンス社；1979.1-18．

39. Pierrisnard L, Renounard, Renault P,
Barquins M. Influence of implant length
and bicortical anchorage on implant stress
distribution. Clin Implant Dent Relat Res.
2003; 5(4): 254-262.
40. Himmlova L, Dosraliva T, Kacovsky A,
Konvickova S. Influence of implant length
and diameter on stress distribution:a
finite element analysis. J Prosthet Dent.
2004; 91(1): 20-25.
41. Adell R, Eriksson B, Lekholm U,
Brånemark P-I, Jemt T. A long-term
follow-up study of osseointegrated
implants in the treatment of totally
edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac
Implants. 1990; 4: 347-359.
42. Seifert E, Runte C, Riebandt M,et al. Can
dental prostheses influence vocal
parameters?. J Prosthet Dent. 1999; 81:
579-585.

43. Darley FL:Speech pathology. In Laney WR, Gibilisco JA editors:Diagnosis and treatment in prosthodontics Philadelphia, 1983, Lea & Febiger.
44. Smedberg JI, Lothigius E, Bodin I, et al. A clinical and radiological two-year follow up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res. 1993; 4:39-46.
45. Palmqvist S, Sondell K, Swartz B. Implant-supported maxillary overdentures:outcome in planned band emergency cases. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9: 184-190.
46. Kramer A, Weber H, Benzing U. Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxilla using a bar-supported prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7: 251-255.

47. Steven J. Treatment considerations for maxillary implant overdenture: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007; 97: 340-348.
48. 作間靖信. 下顎全部床義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する実験的研究. 鶴見歯学. 1988; 14: 47-110.
49. 渡邊竜登美. 全部床義歯咀嚼時咬合力に関する研究. 口病誌. 1990; 57: 16-31.
50. Maeda Y, Sogo M, Okada M, Nokubi T, Okuno Y, Tsutsumi S. Prosthetic appliance and bone remodeling-removable and fixture supported appliances-, Advance Prosthodontics Worldwide, WCP Publication Committee, Hiroshima. 1991: 232-233.
51. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants results after 6 years of follow-up. Int J Oral Maxillofac

- Implants. 2003; 18: 417-423.
52. Minsk L, Polson A, Weisgold A, et al.
Outcome failures of endosseous implants
from a clinical training center. Compendium.
1996; 17(9): 848-859.
53. Schnitman PA, Rubenstein JE, Whorle PS, et
al. Implants for partial edentulism. J Dent
Educ. 1988; 52: 725-736.
54. Lam RV. Contour changes of the alveolar
process following extraction. J Prosthet
Dent. 1960; 10: 25-32.
55. Brånemark P-I, Hansson B, Adell R,
Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al.
Osseointegrated implants in the treatment
of the edentulous jaw. Experience from a
10-year period. Stockholm: Almqvist &
Wiksell. 1977.
56. 緒方彰, 五十嵐順正, 芝野潤, 北村俊介,
鈴木章. 遊離端義歯における咬合力の配
分. 補綴誌. 1997; 41: 423-428.

57. Ando T, Maeda Y, Wada M, Gonda T.
Measuring the load-bearing ratio between
mucosa and abutments beneath implant-and
tooth-supported overdentures:an in vivo
preliminary study. Int J Prosthodont.
2011; 24(1): 43-5.
58. 堤定美. インプラントの生体力学 末次
恒夫編, 松本直之編, 歯科インプラント.
東京: 厚徳社; 2000: 95-103.
59. 前田芳信. 構造力学, 生体力学と補綴.
ザ・クインテッセンス別冊インターディシ
プリナリーを考える. 東京: クインテッセ
ンス出版. 1996: 51-58.
60. Damghani S, Masri R, Driscoll CF,
Romberg E. The effect of number and
distribution of unsplinted maxillary
implants on the load transfer in
implant-retained maxillary overdentures:
an in vivo study. J Prosthet Dent. 2012;
107(6):358-365.

61. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z.
Comparison of stress distribution around
vertical and angled implants with
finite-element analysis. *Quintessence Int.*
1996; 27: 591-598.
62. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC,
Brantley WA. A three-dimensional finite
element stress analysis of angled
abutments for an implant placed in the
anterior maxilla. *J Prosthodont.* 1995; 4:
95-100.
63. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y.
Biomechanical rationale for intentionally
inclined implants in the posterior
mandible using 3D finite element analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants. 2005; 20:
533-9.
64. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J,
Heath MR, Hutton JE, et al. Prosthodontic
treatment, patient response, and the need

for maintenance of complete
implant-supported overdentures:an
appraisal of 5 years of prospective study.
Int J Prosthodont. 1997; 10: 345-54.

65. Crum RJ, Rooney GE Jr. Alveolar bone
loss in overdentures:a 5-year study. J
Prosthet Dent. 1978; 40(6): 610-613.

脚 注

大阪大学大学院歯学研究科統合機能

口腔科学専攻顎口腔機能再建学講座

(主任：前田芳信 教授)

図表の説明

- 表 1 各構成要素の材料定数
- 図 1 咬合平面とインプラント断面の決定
- 図 2 骨の高さ，骨幅，骨質，角度の計測方法
- 図 3 各歯種での骨の高さの比較
- 図 4 各歯種での骨幅の比較
- 図 5 各歯種での骨質の比較
- 図 6 各歯種での角度の比較
- 図 7 各歯種での骨の高さ，骨幅，骨質，角度の比較
- 図 8 作成した上顎骨，顎堤粘膜，義歯，人工歯の三次元有限要素モデル
- 図 9 実験 I の 10 症例とモデルに使用した模型の形態計測結果の散布図（中切歯，犬歯，第一小臼歯，第一大臼歯）
- 図 10 インプラント埋入部位
- 図 11 荷重拘束条件

図 12 顎骨の相当応力分布図

(前歯部と小臼歯部)

図 13 インプラント周囲骨の最大相当応力

(前歯部と小臼歯部)

図 14 粘膜の相当応力分布図

(前歯部と小臼歯部)

図 15 粘膜の最大相当応力

(前歯部と小臼歯部)

図 16 義歯の変位図 (インプラントなしと

前歯部と小臼歯部)

図 17 義歯の最大変位 (インプラントなしと

前歯部と小臼歯部)

図 18 インプラント周囲骨の最大相当応力

(小臼歯部のみと前歯部と小臼歯部の
計 4 本)

図 19 粘膜の最大相当応力

(小臼歯部のみと前歯部と小臼歯部の
計 4 本)

図 20 義歯の最大変位

(小臼歯部のみと前歯部と小臼歯部の

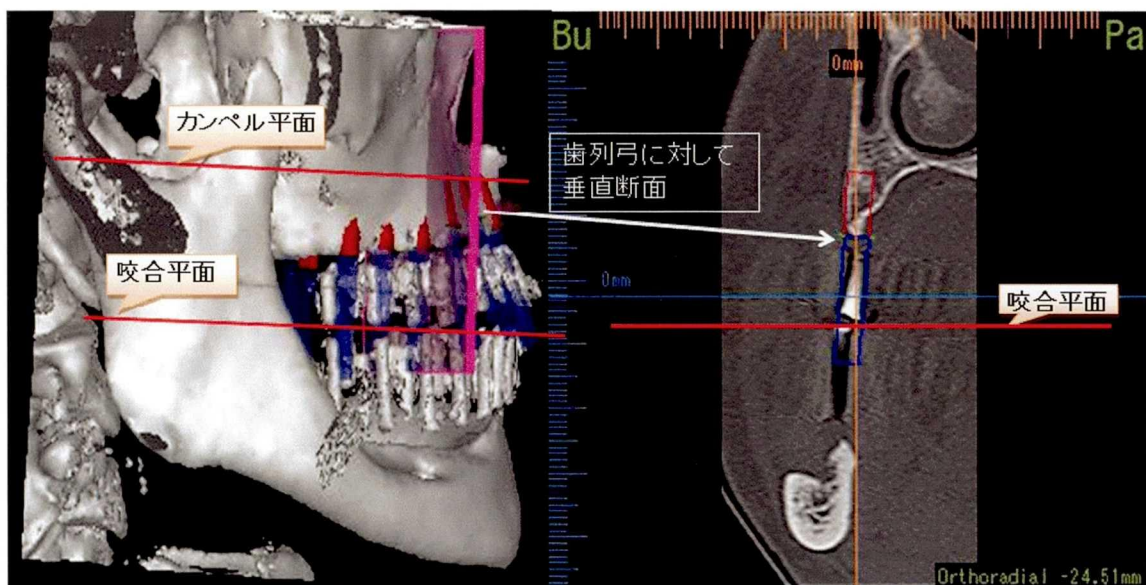
計 4 本)

- 図 21 インプラント埋入方向 (5 種類)
- 図 22 各埋入方向でのインプラント周囲骨
の最大相当応力
- 図 23 各埋入方向での粘膜の最大相当応力
- 図 24 各埋入方向での義歯の最大変位
- 図 25 インプラント周囲骨の最大相当応力
(レジン床と金属床)
- 図 26 インプラント周囲骨の最大相当応力
(レジン床と金属床)
- 図 27 粘膜の最大相当応力
(レジン床と金属床)
- 図 28 粘膜の最大相当応力
(レジン床と金属床)
- 図 29 義歯前方部の最大変位
(レジン床と金属床)
- 図 30 義歯前方部の最大変位
(レジン床と金属床)
- 図 31 義歯後方部の最大変位
(レジン床と金属床)

図 32 義歯後方部の最大変位
(レジン床と金属床)

表 1 各構成要素の材料定数

	ヤング率(MPa)	ポアソン比
歯槽骨	7.9×10^3	0.30
インプラント	1.1×10^5	0.34
義歯床(レジン)	2.8×10^3	0.28
義歯床(コバルトクロム合金)	2.0×10^5	0.30
人工歯	4.8×10^4	0.23
粘膜	0.1	0.40



(a) 側方面観

(b) インプラント断面

図1 咬合平面とインプラント断面の決定

(a) 頭蓋骨側方面観

(b) インプラント断面 (矢状断面)

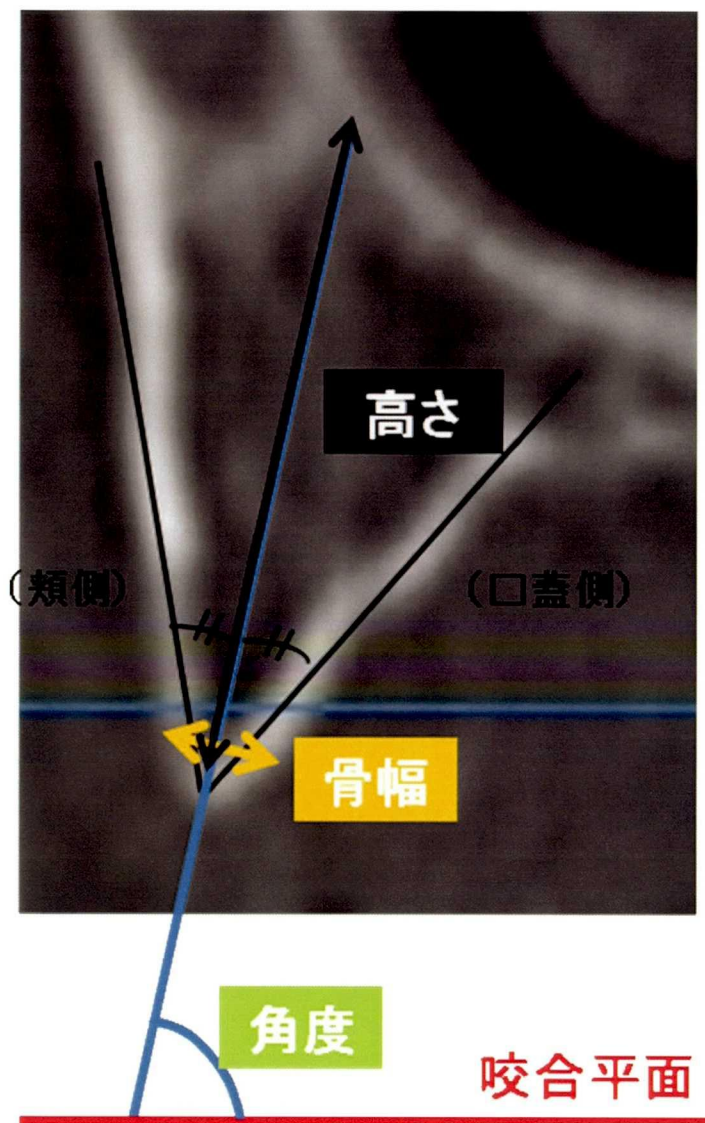


図2 骨の高さ，骨幅，骨質，角度の計測方法

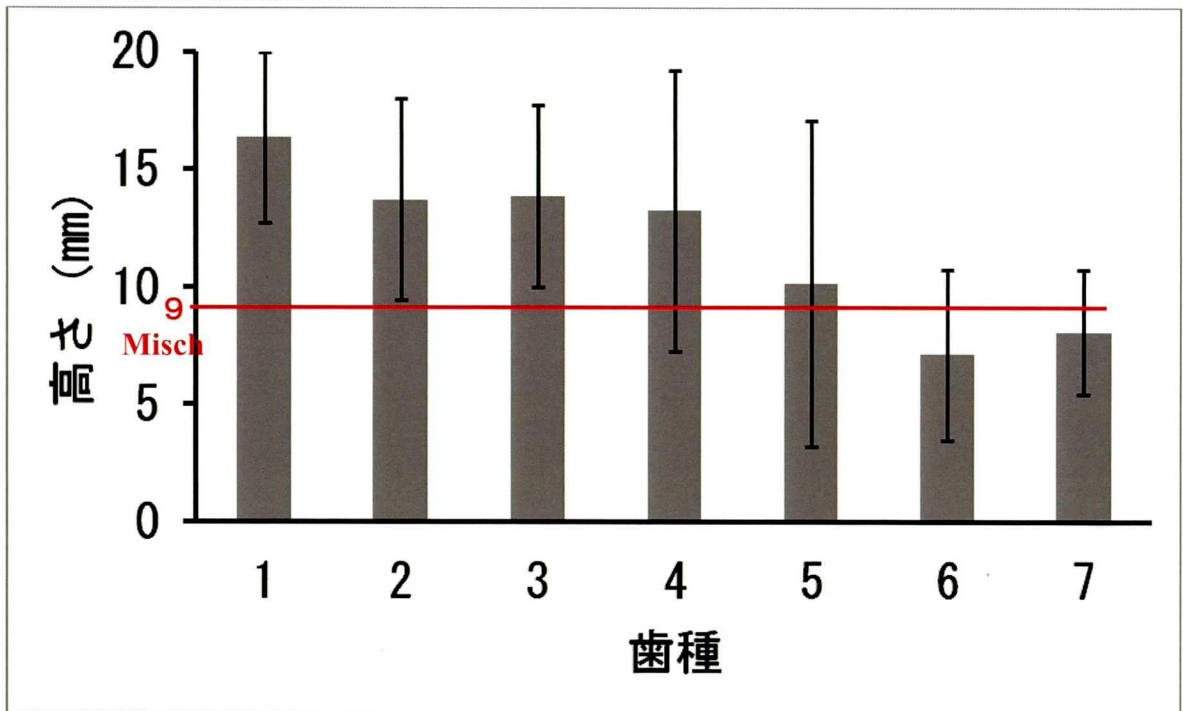
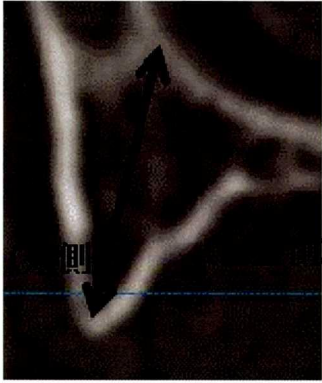


図3 各歯種での骨の高さの比較

Misch¹⁶によると、長さ9 mm より短いインプラントで、成功率は低いとしているので、骨の高さは9 mm を基準値とした。

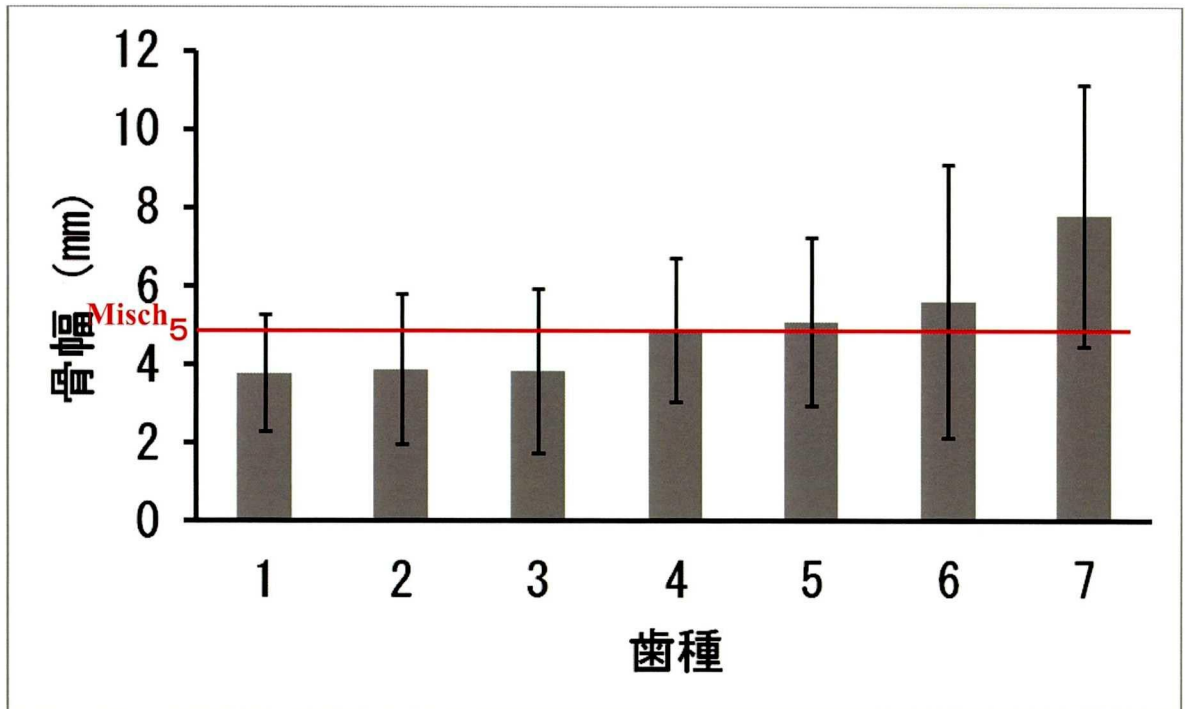
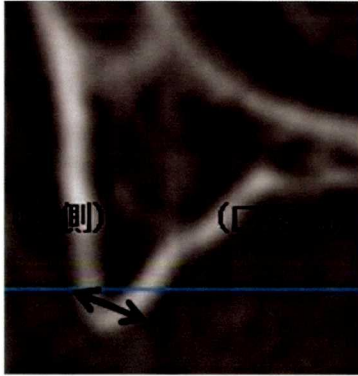


図4 各歯種での骨幅の比較

Misch¹⁶によると、直径4 mmのインプラントを埋入するためには、5 mm以上の骨幅が必要であるとしているので、骨幅は5 mmを基準値とした。

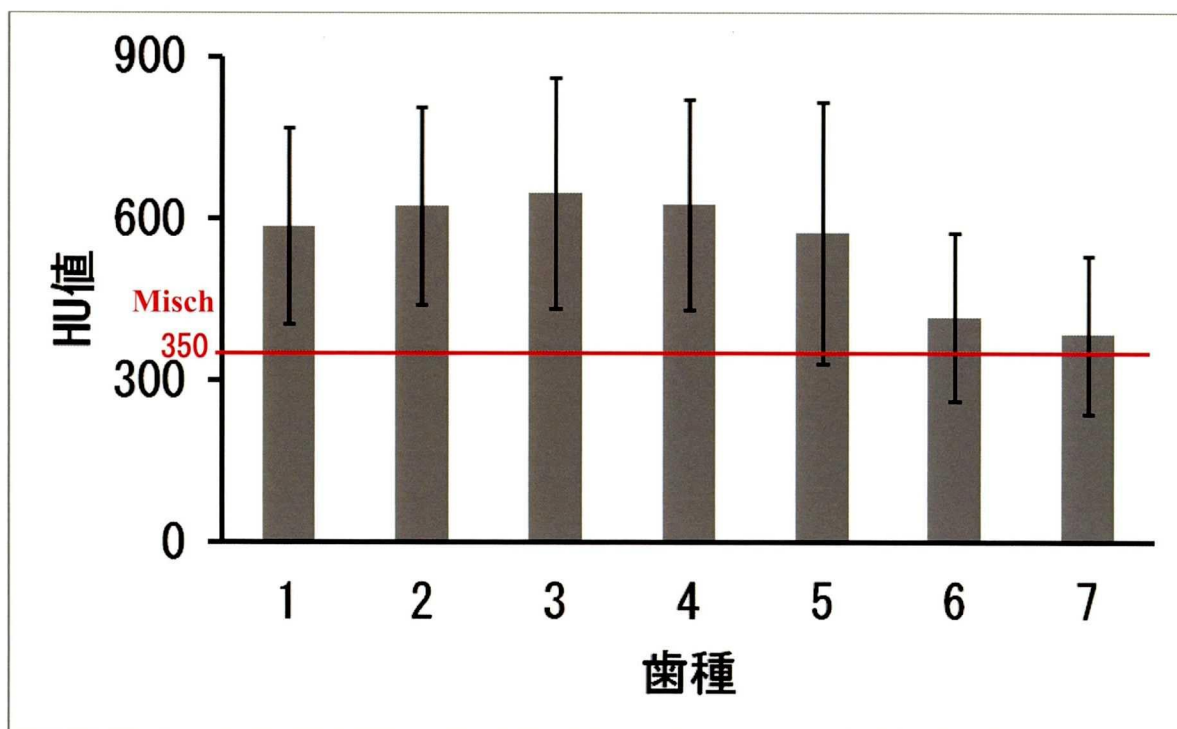


図5 各歯種での骨質の比較

Misch¹⁷によると、インプラントの生存率を最も減少させる要因は、骨質に起因しており、350HU以下の骨質で成功率は低いと報告しているため、骨質は350HUを基準値とした。

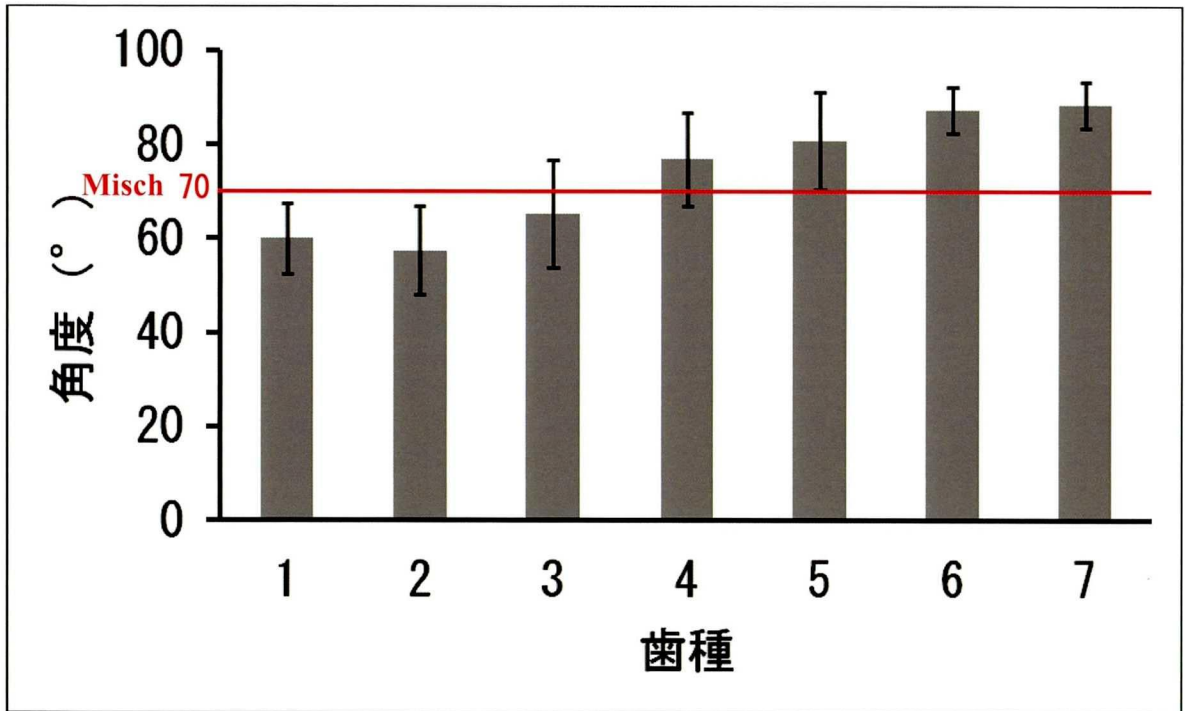
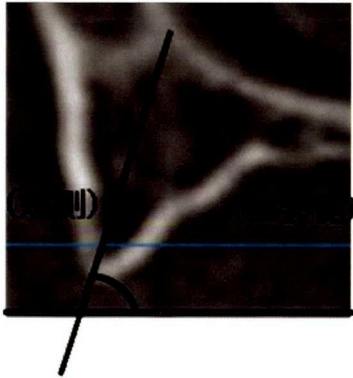


図6 各歯種での角度の比較

Misch¹⁶によると、許容される角度は咬合平面とのなす角度が70度～110度としているので、角度は70度を基準値とした。

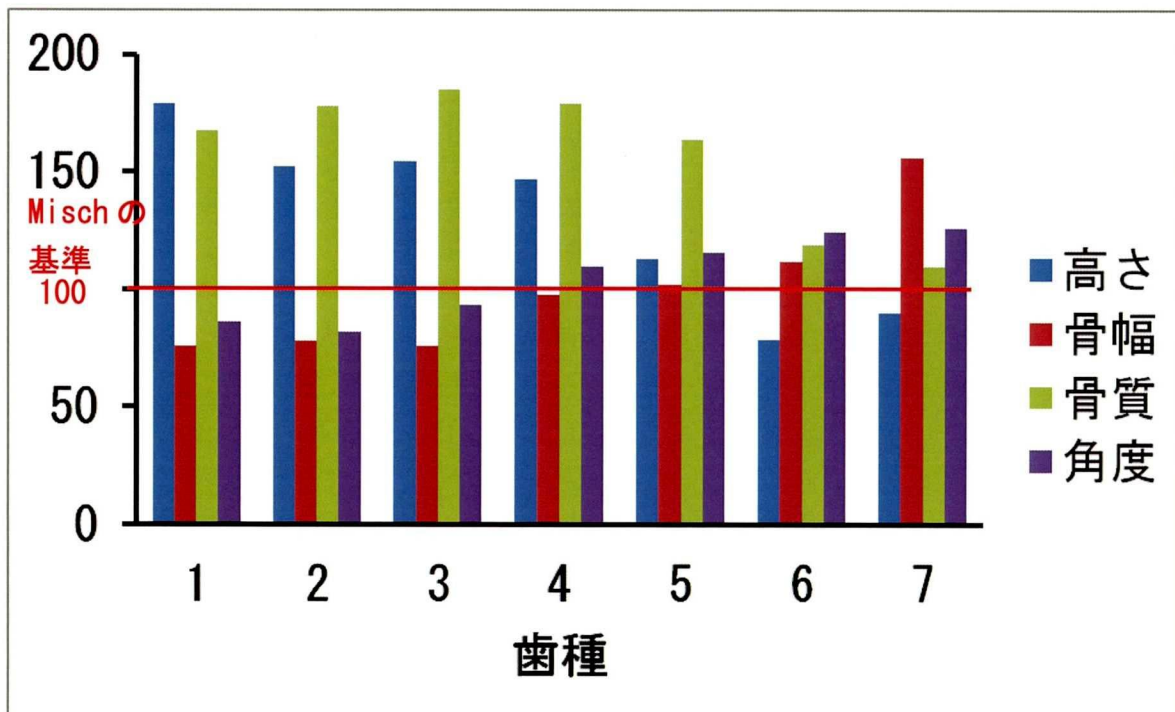
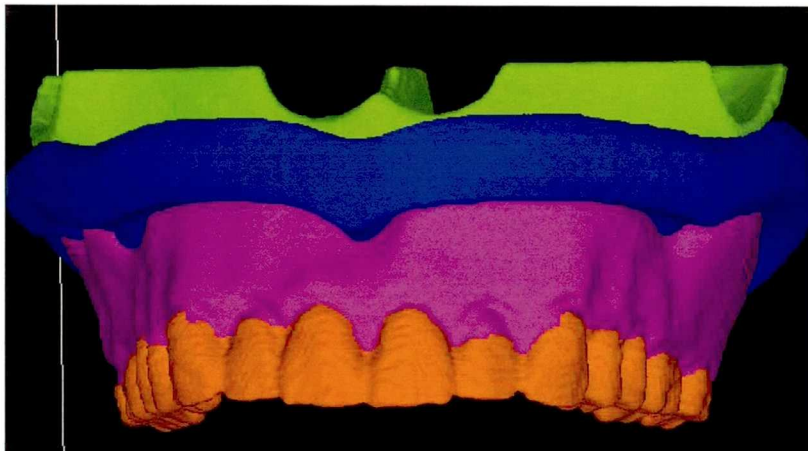


図7 各歯種での骨の高さ，骨幅，骨質，角度の比較

骨の高さ，骨幅，骨質，角度について，Mischの基準値を100として，基準値に対しての各歯種の割合をグラフで表した。



正面観



側方面観

図8 作成した上顎骨，顎堤粘膜，義歯，人工歯の三次元有限要素モデル

- 緑：上顎骨
- 青：顎堤粘膜
- 紫：義歯
- 橙：人工歯

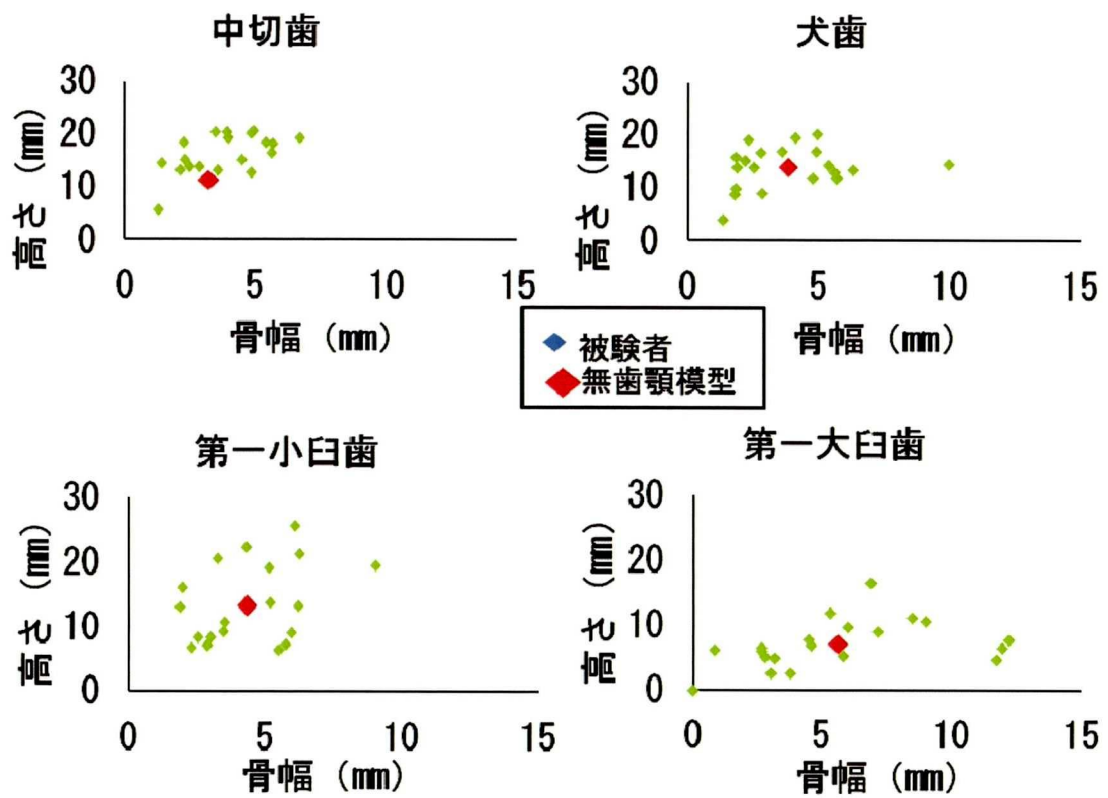
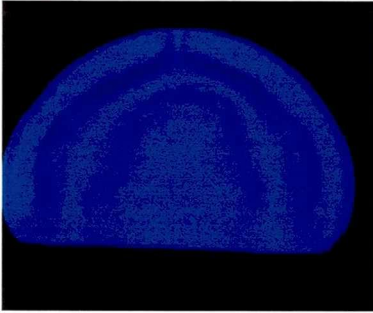
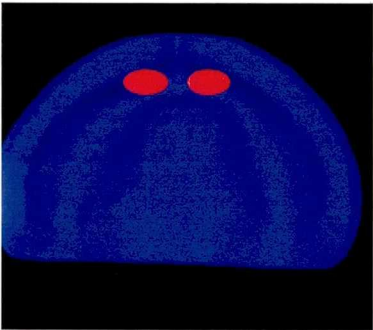


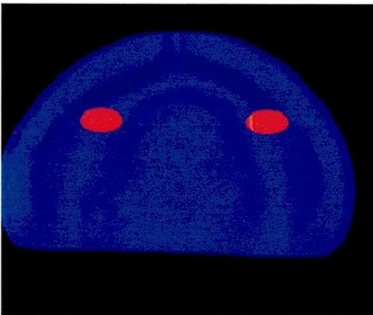
図9 実験 I の 10 症例とモデルに使用した模型の形態計測結果の散布図（中切歯，犬歯，第一小臼歯，第一大臼歯）



インプラントを設置していないモデル：
インプラントを設置していない
全部床義歯モデル



前歯部モデル：
インプラントを両側側切歯部に設置
したオーバーデンチャーモデル



小臼歯部モデル：
インプラントを両側第一小臼歯部に設置
したオーバーデンチャーモデル

図 10 インプラント埋入部位

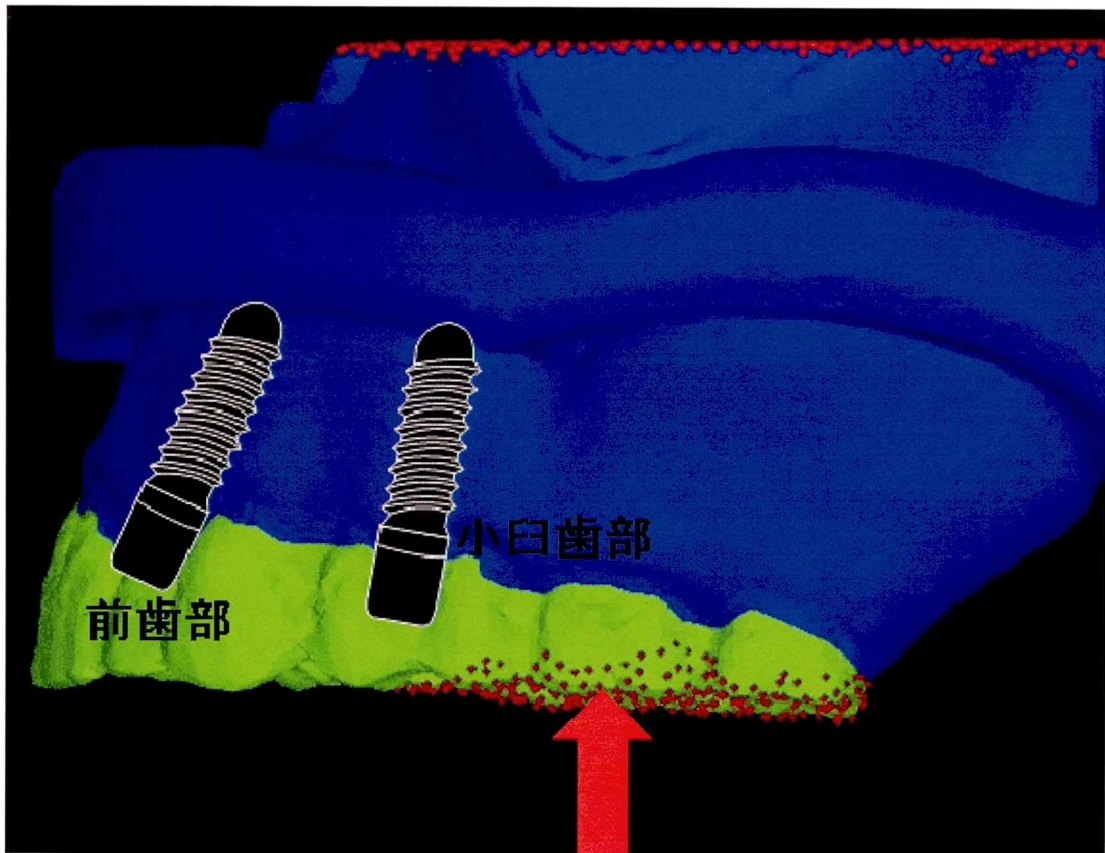


図 11 荷重拘束条件

荷重：第二小白歯，第一大臼歯，第二大臼歯への49Nの垂直荷重
拘束：上顎骨上部

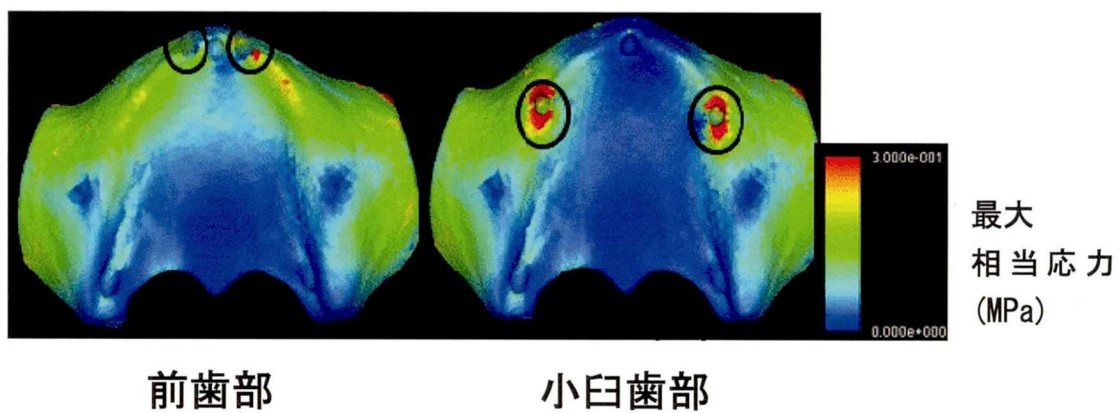


図 12 顎骨の相当応力分布図（前歯部と小臼歯部）

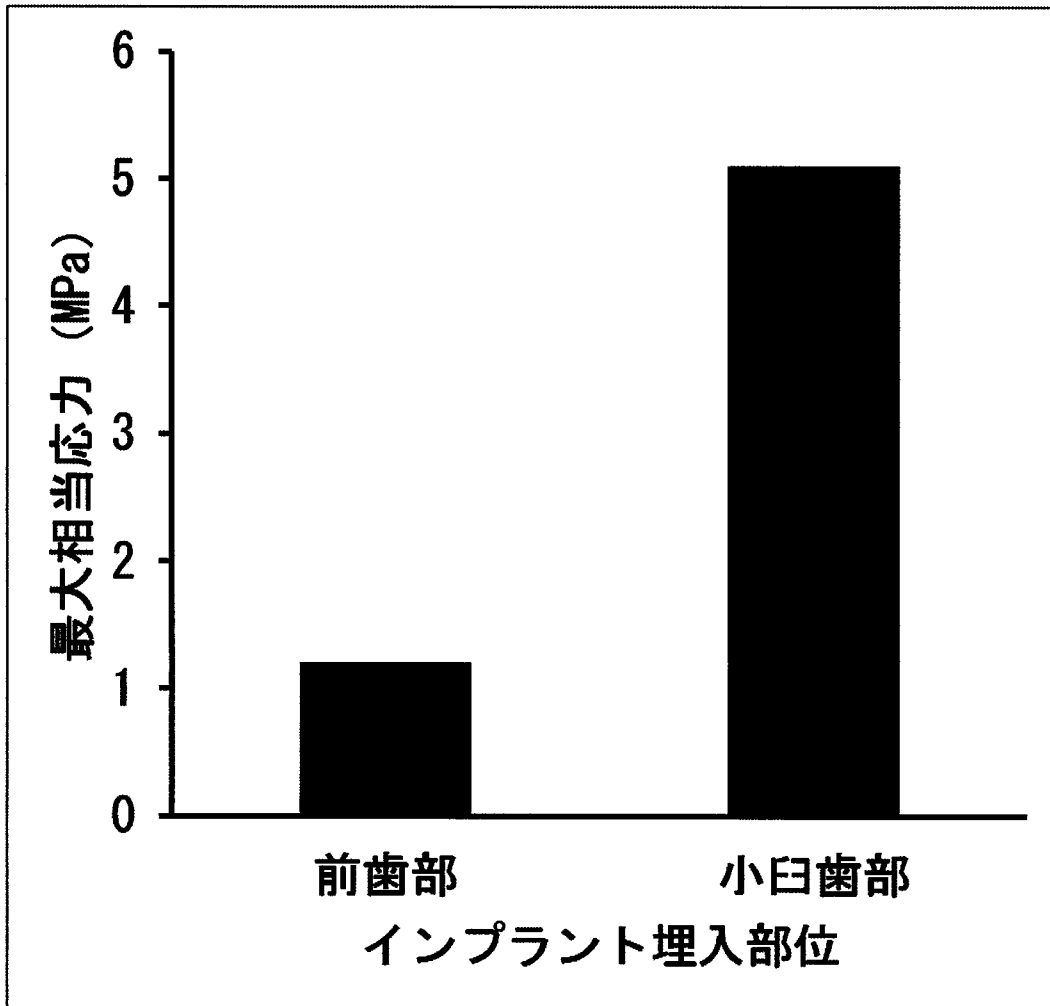


図 13 インプラント周囲骨の最大相当応力 (前歯部と小臼歯部)

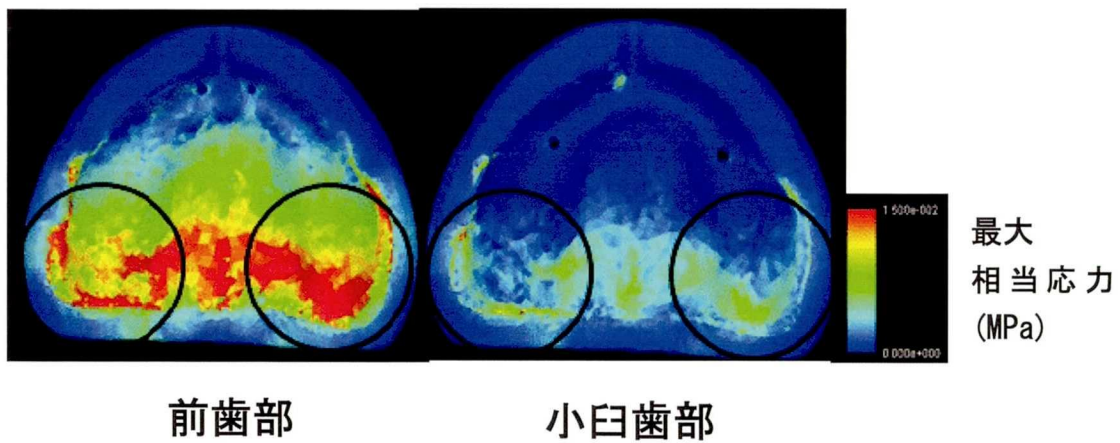


図 14 粘膜の相当応力分布図 (前歯部と小臼歯部)

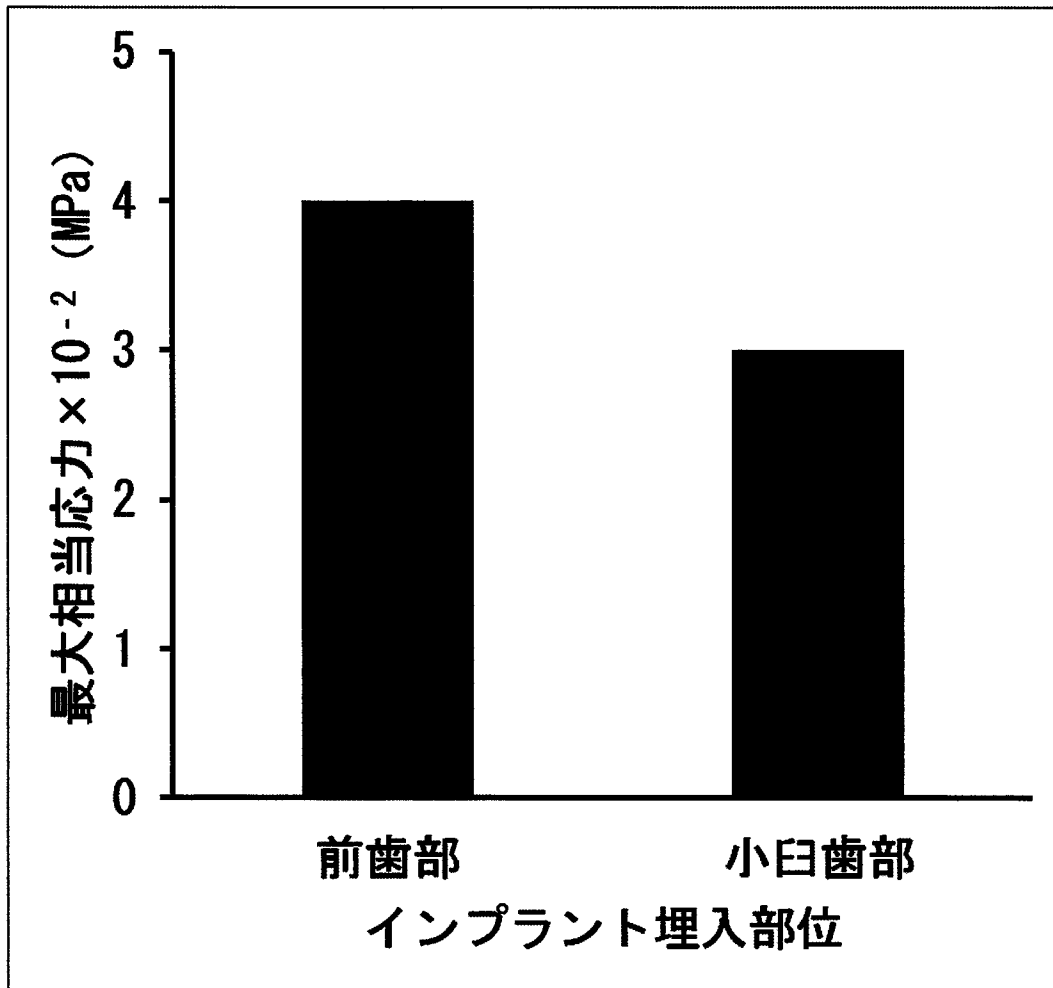
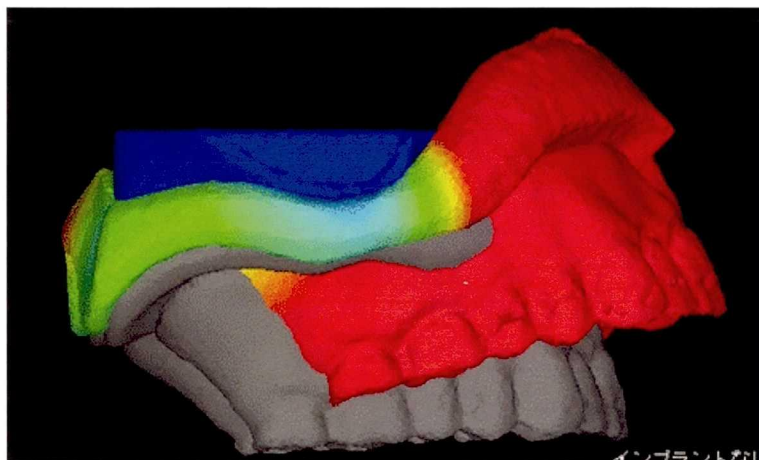
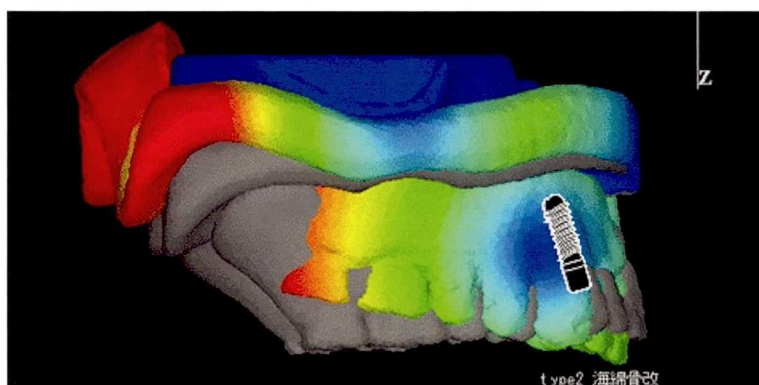


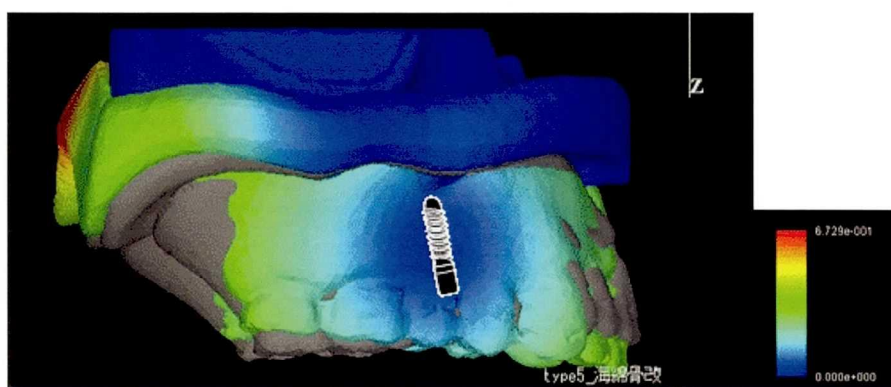
図 15 粘膜の最大相当応力 (前歯部と小臼歯部)



インプラントなし



前歯部



小臼歯部

最大
変位
(mm)

図 16 義歯の変位図 (10 倍) (インプラントなしと前歯部と小臼歯部)

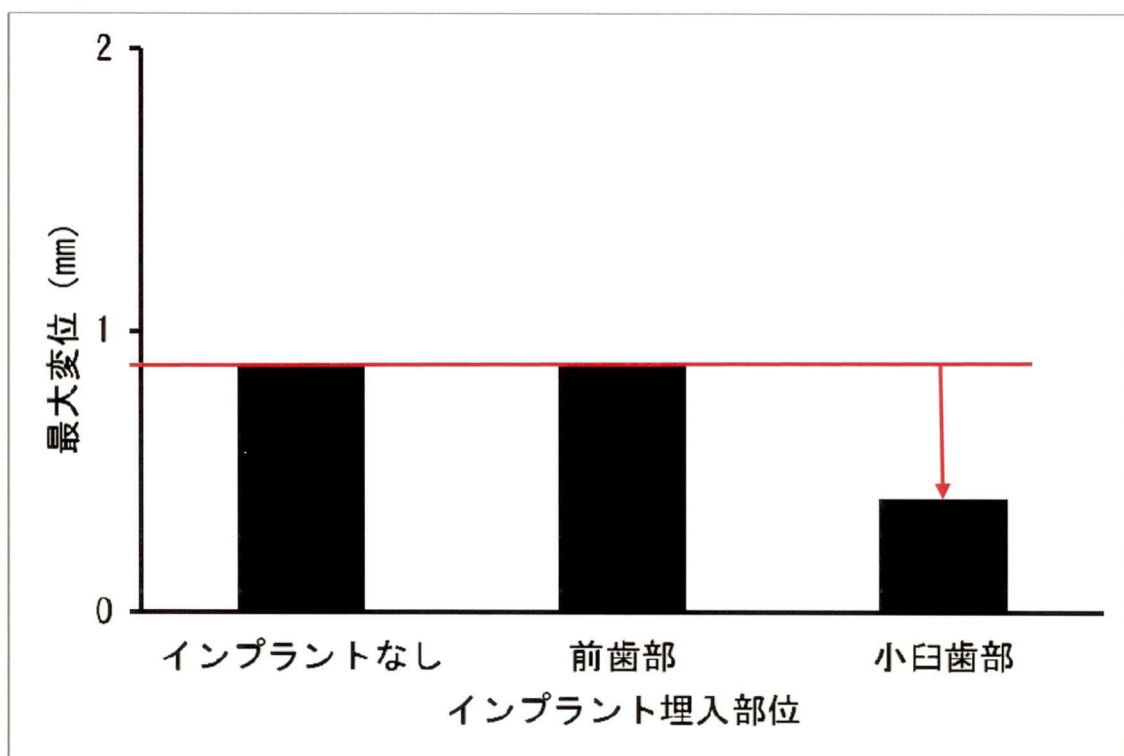
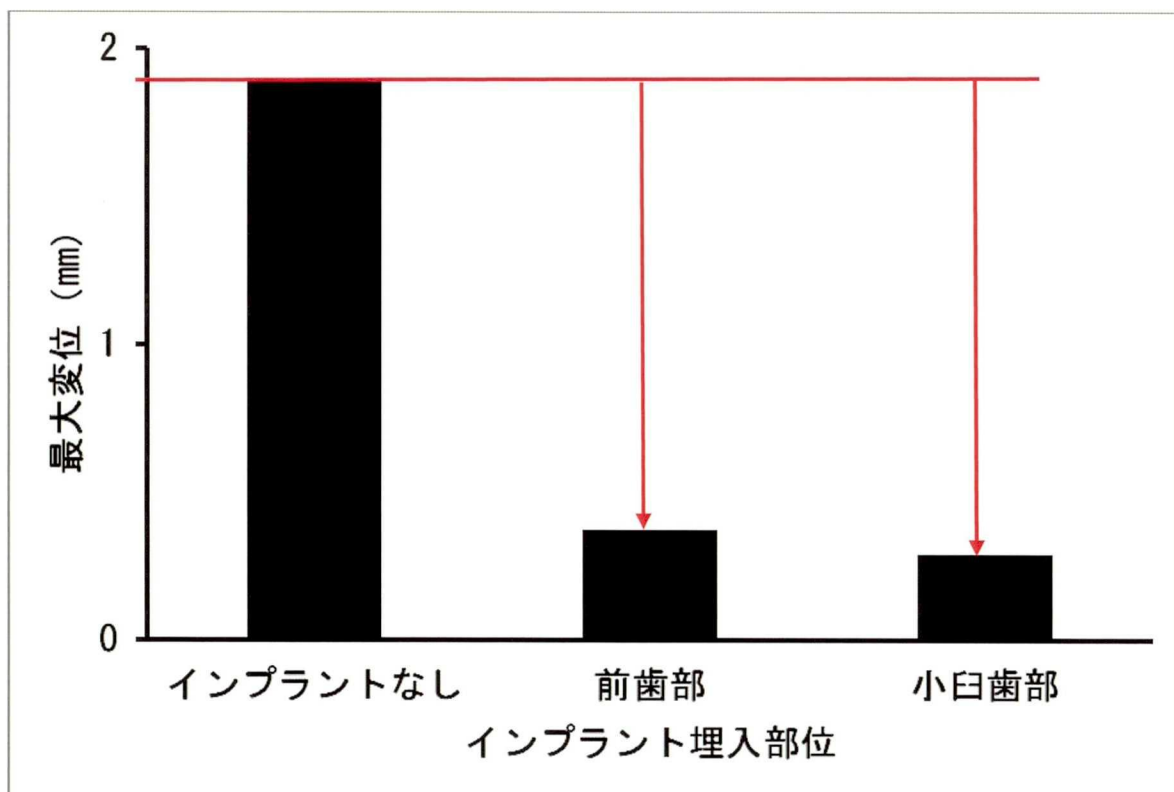


図17 義歯の最大変位 (インプラントなしと前歯部と小臼歯部)

上：義歯前方部

下：義歯後方部

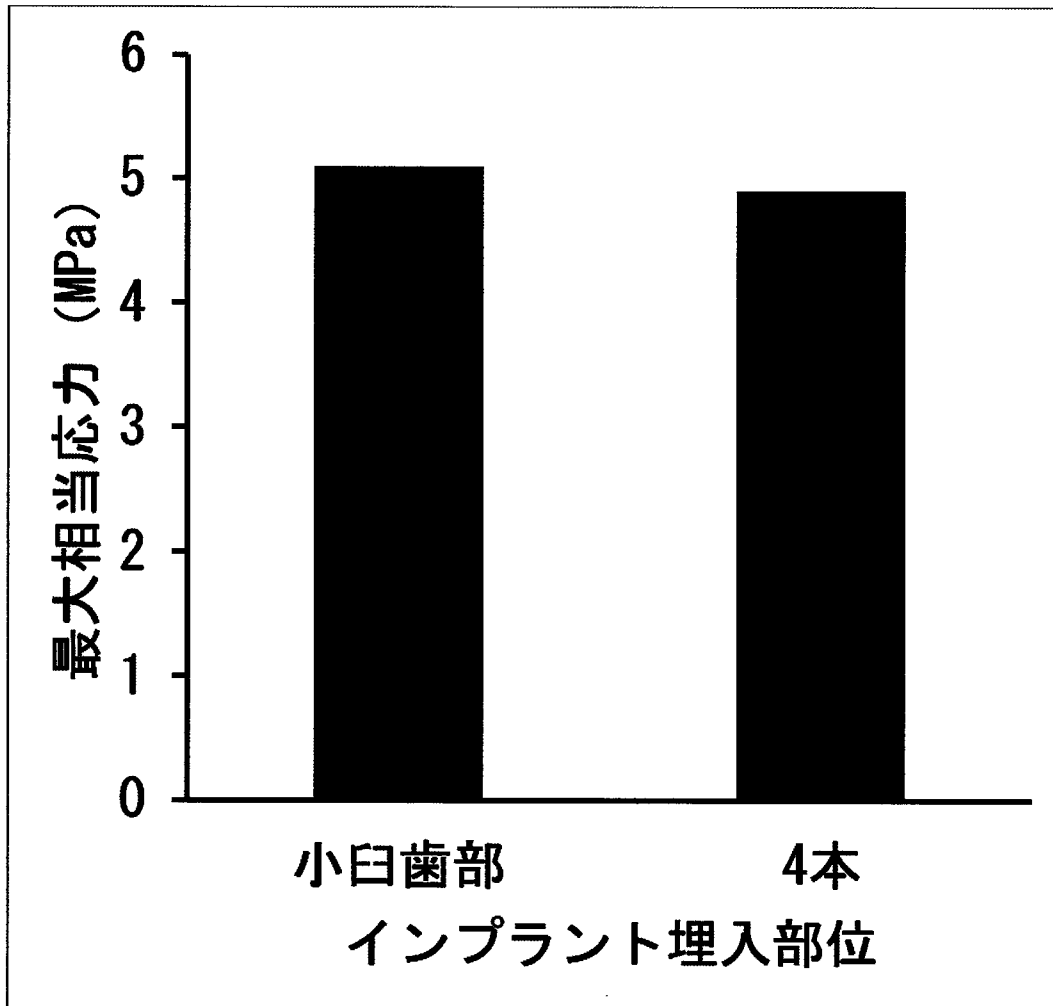


図 18 インプラント周囲骨の最大相当応力 (小白歯部のみと前歯部と小白歯部の計 4 本)

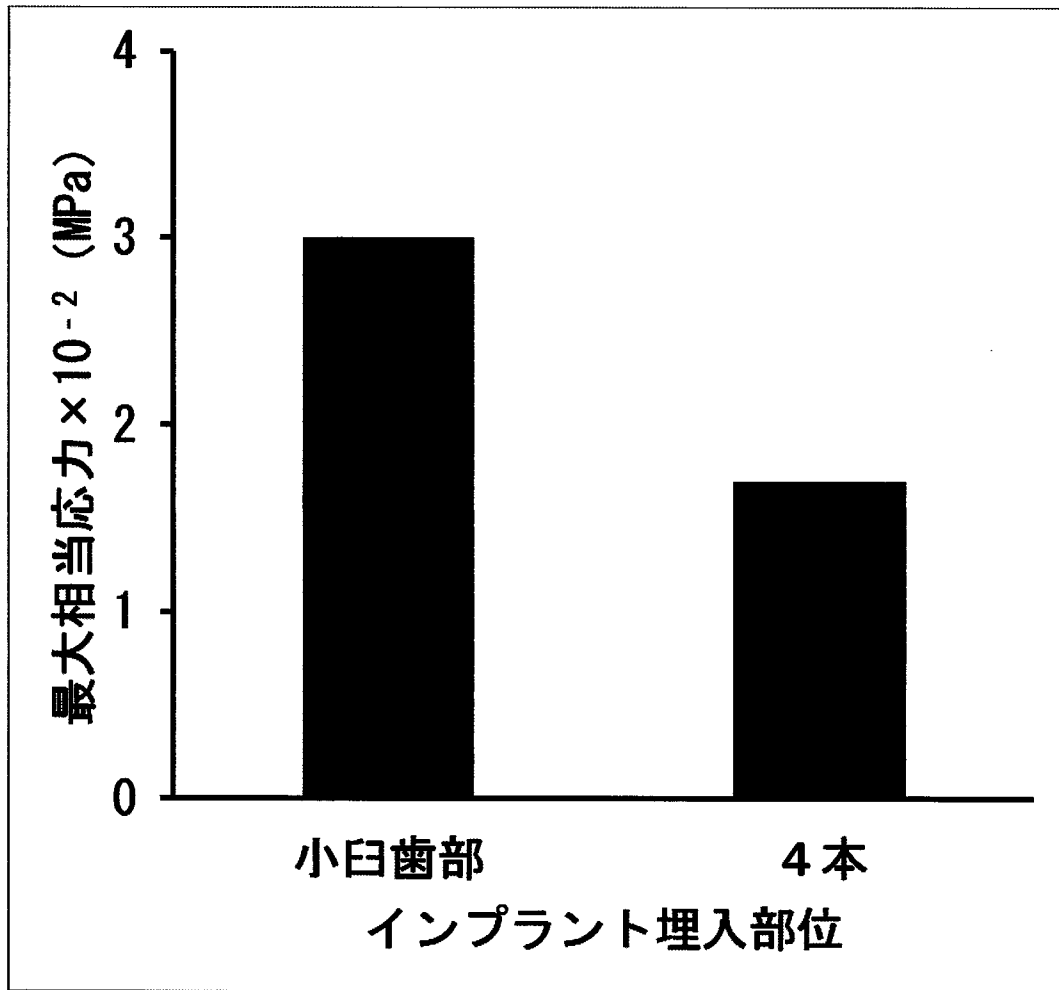


図 19 粘膜の最大相当応力 (小臼歯部のみと前歯部と小臼歯部の計 4 本)

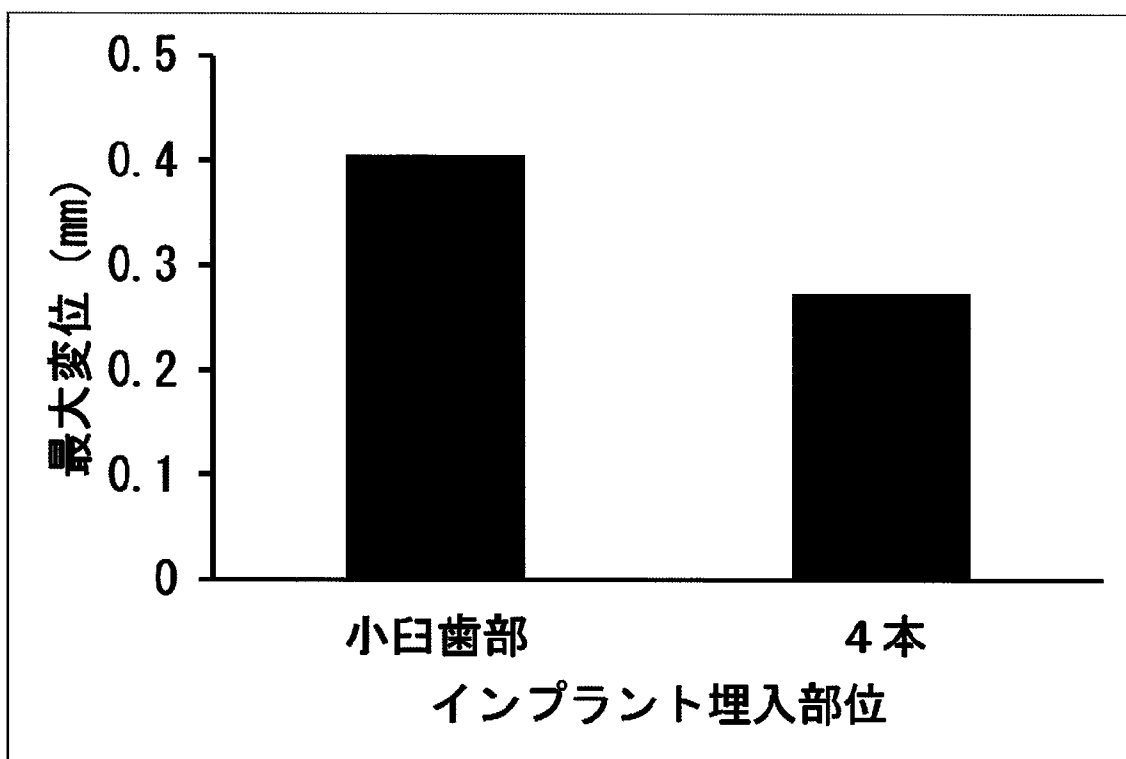
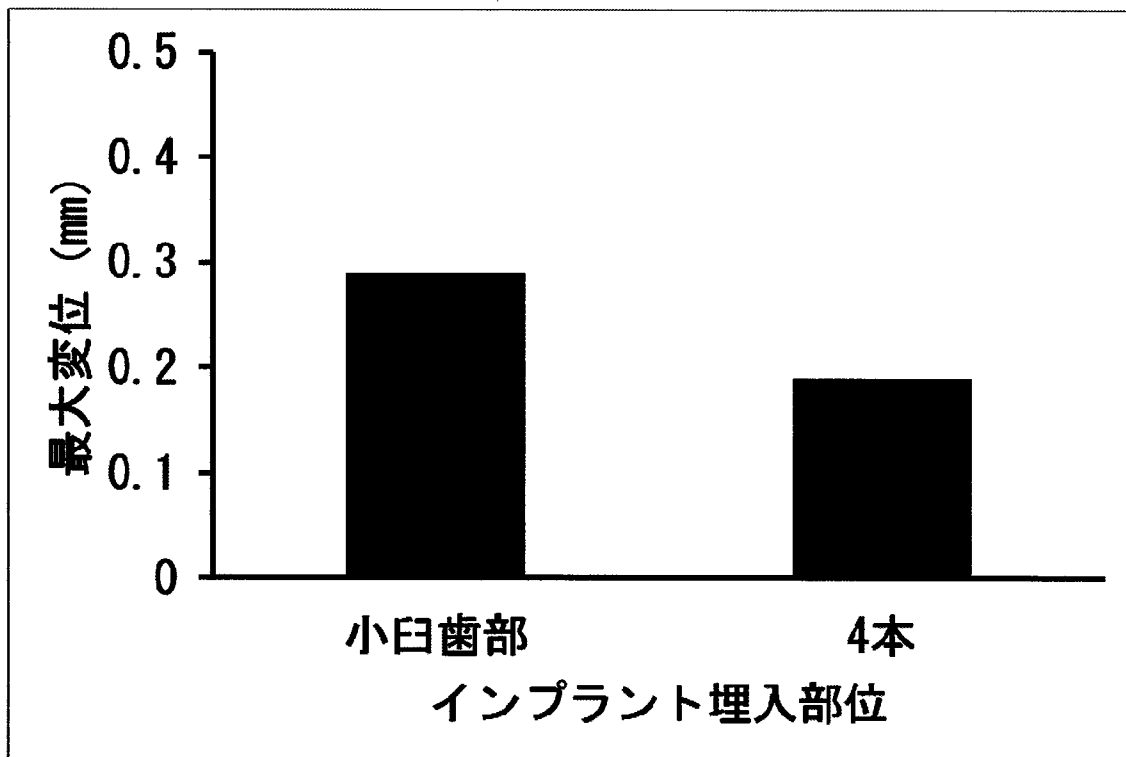


図 20 義歯の最大変位 (小臼歯部のみと前歯部と小臼歯部に 4 本)
 上：義歯前方部
 下：義歯後方部



図 21 インプラント埋入方向 (5種類)

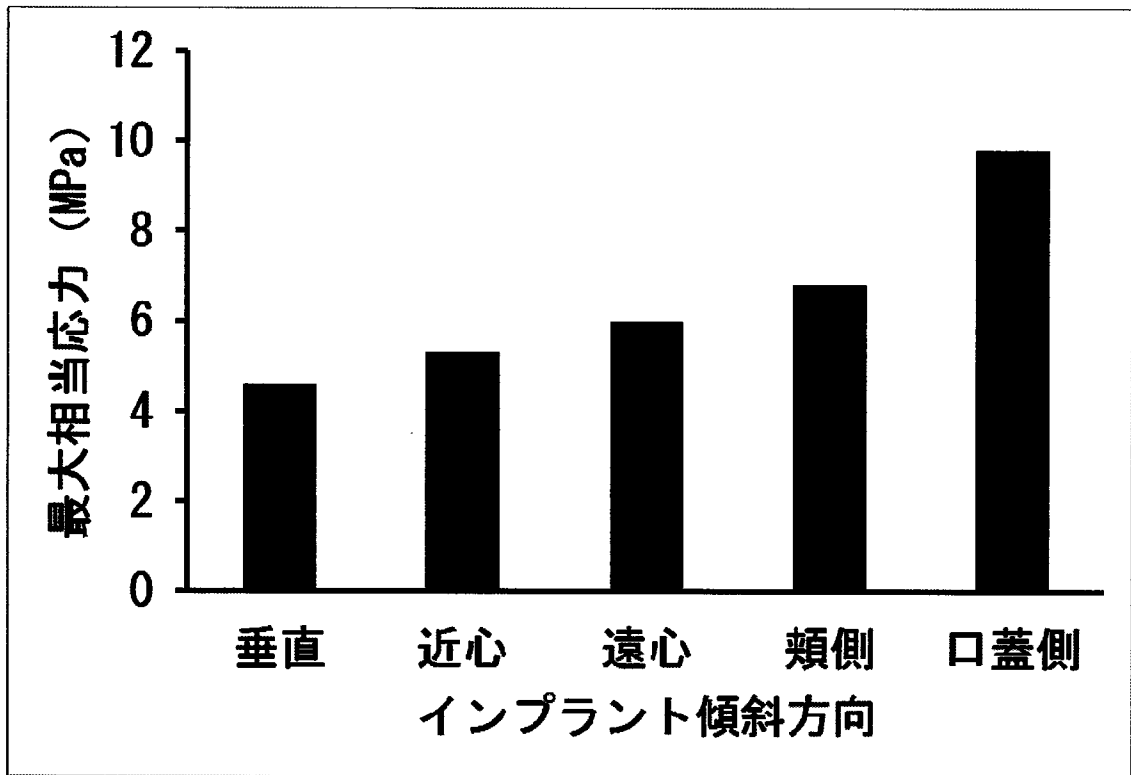


図 22 各埋入方向でのインプラント周囲骨の最大相当応力

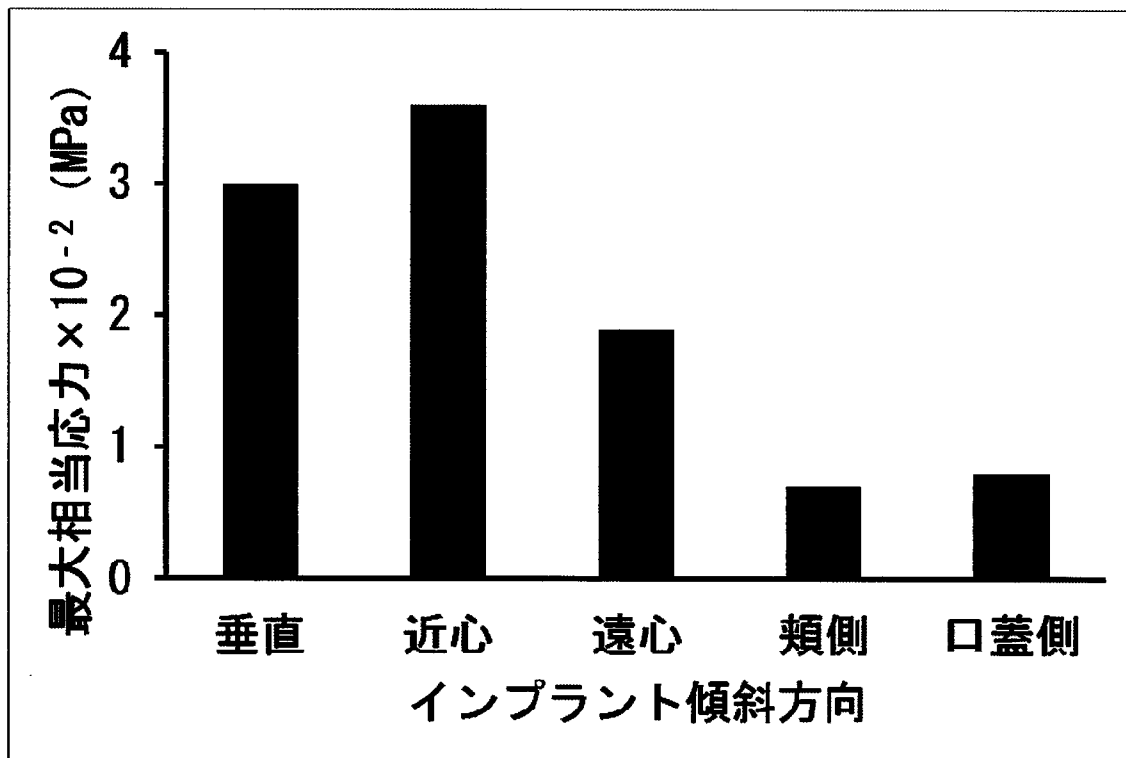


図 23 各埋入方向での粘膜の最大相当応力

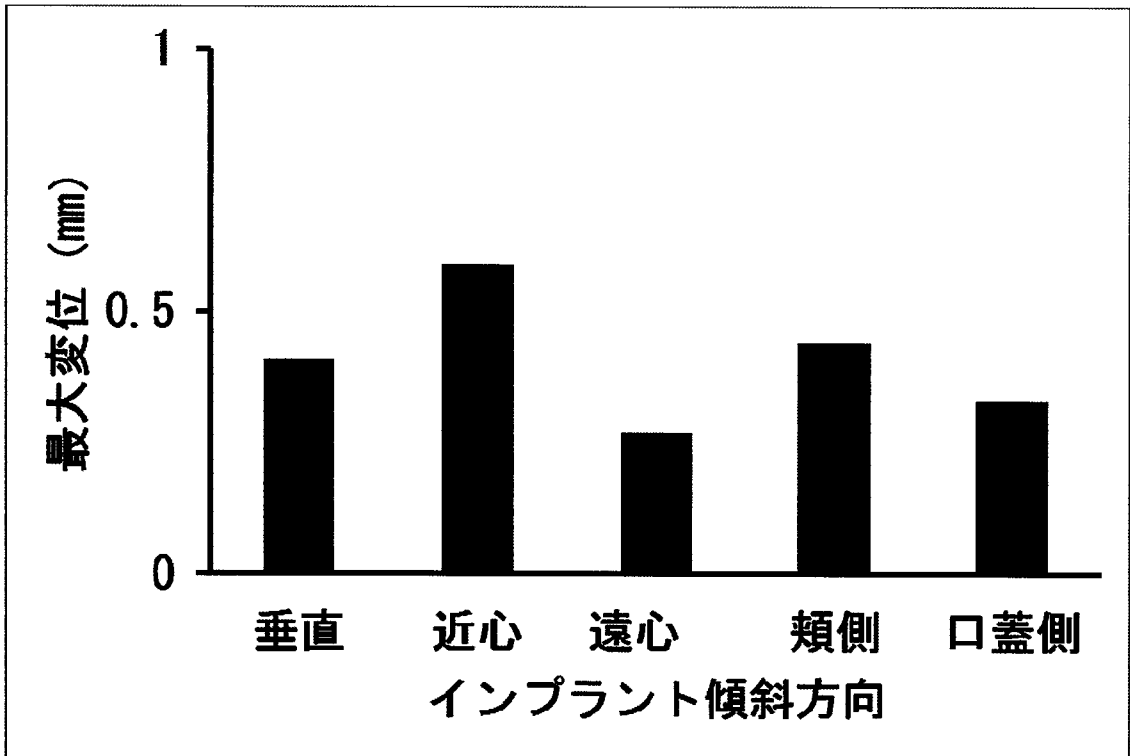
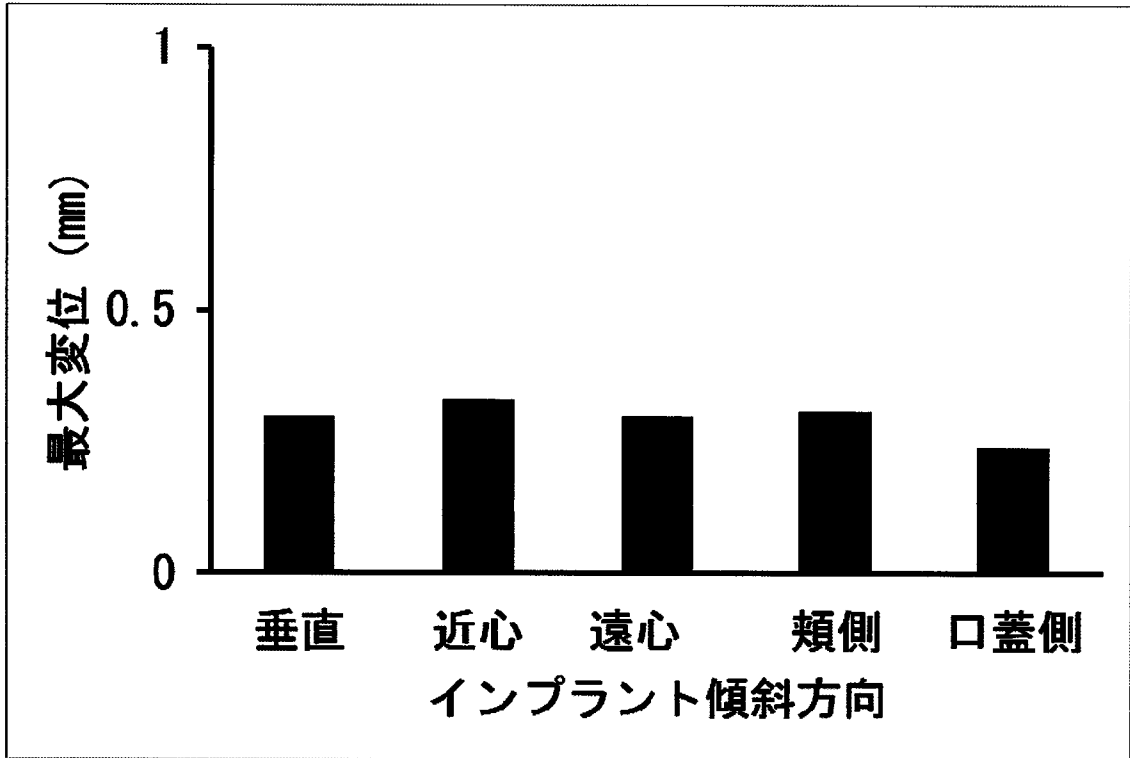


図 24 各埋入方向での義歯の最大変位

上：義歯前方部

下：義歯後方部

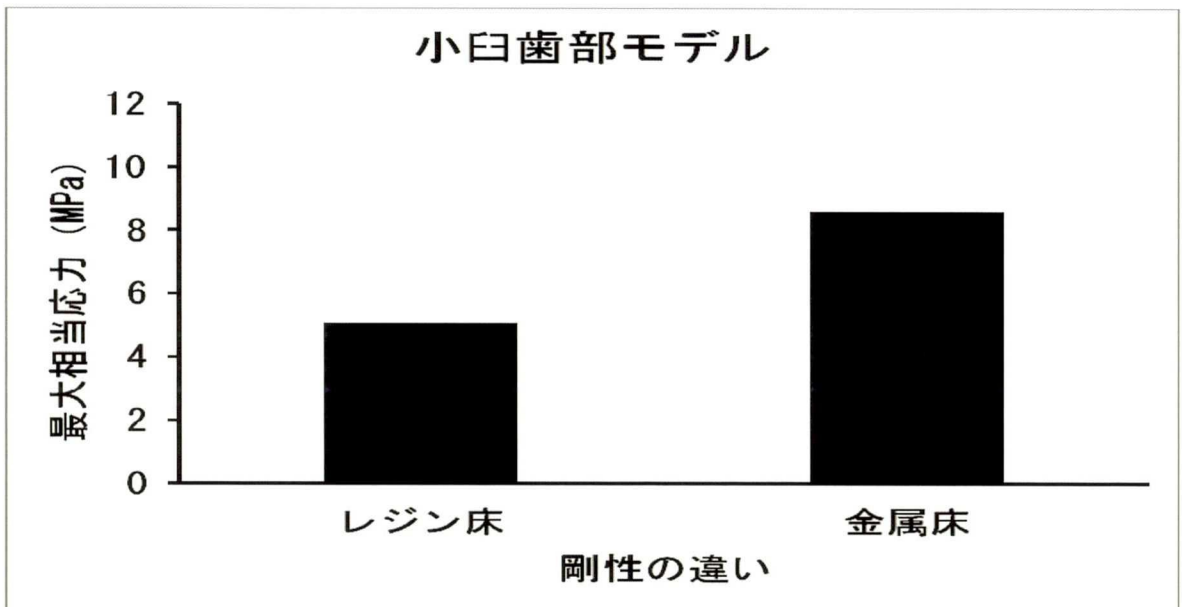
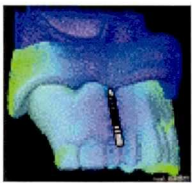
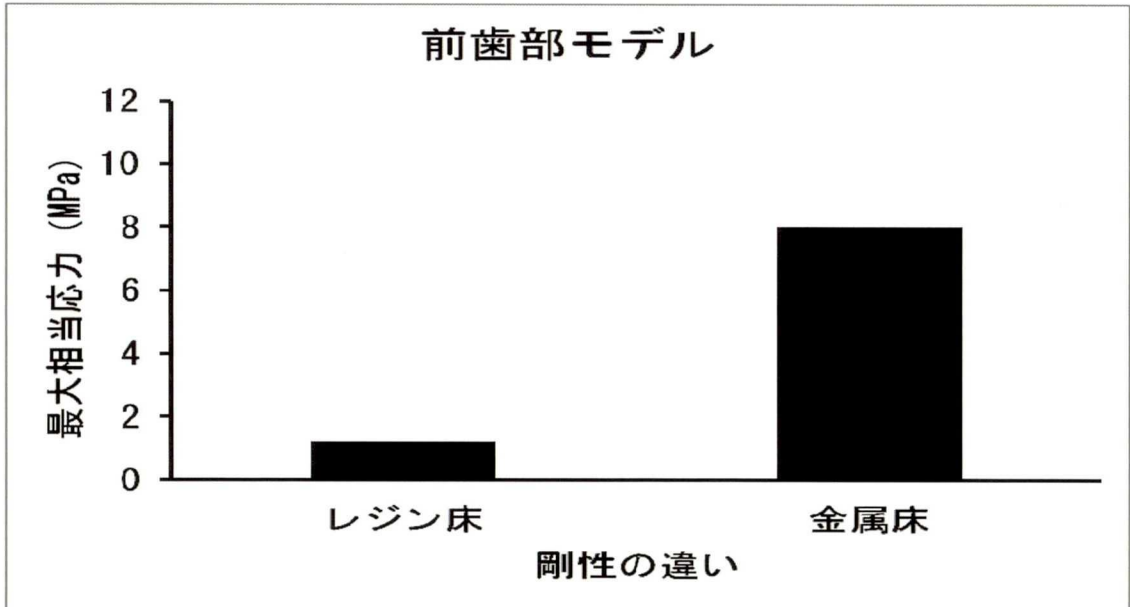
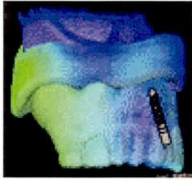


図 25 インプラント周囲骨の最大相当応力 (レジン床と金属床)
上：前歯部モデル 下：小臼歯部モデル

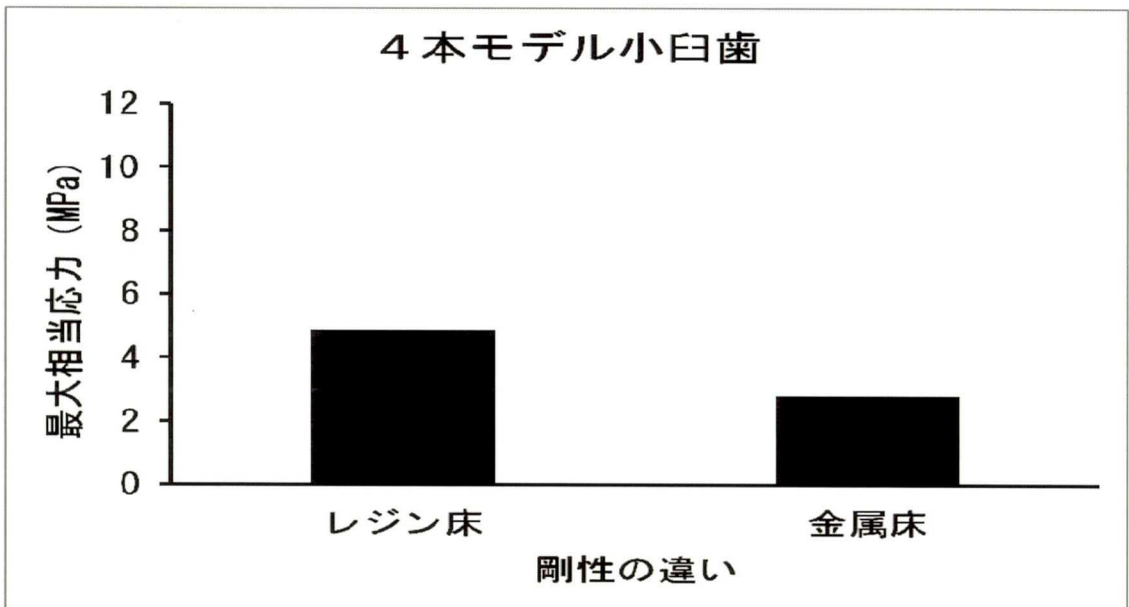
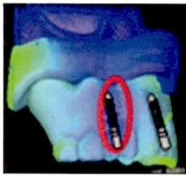
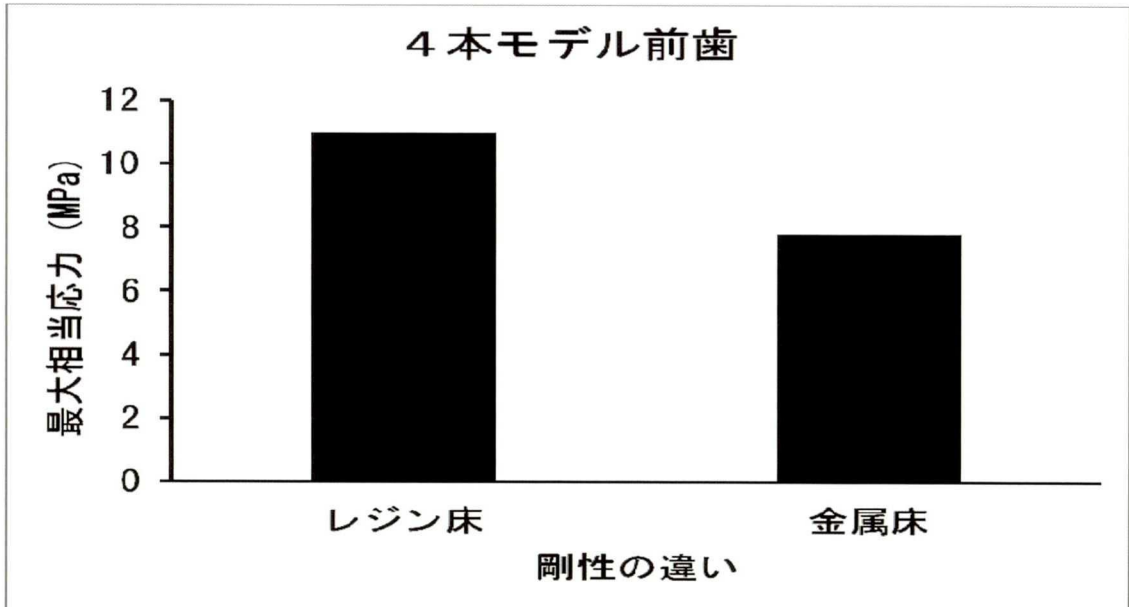
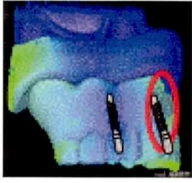


図 26 インプラント周囲骨の最大相当応力（レジン床と金属床）
上：4本モデル前歯部 下：4本モデル小臼歯部

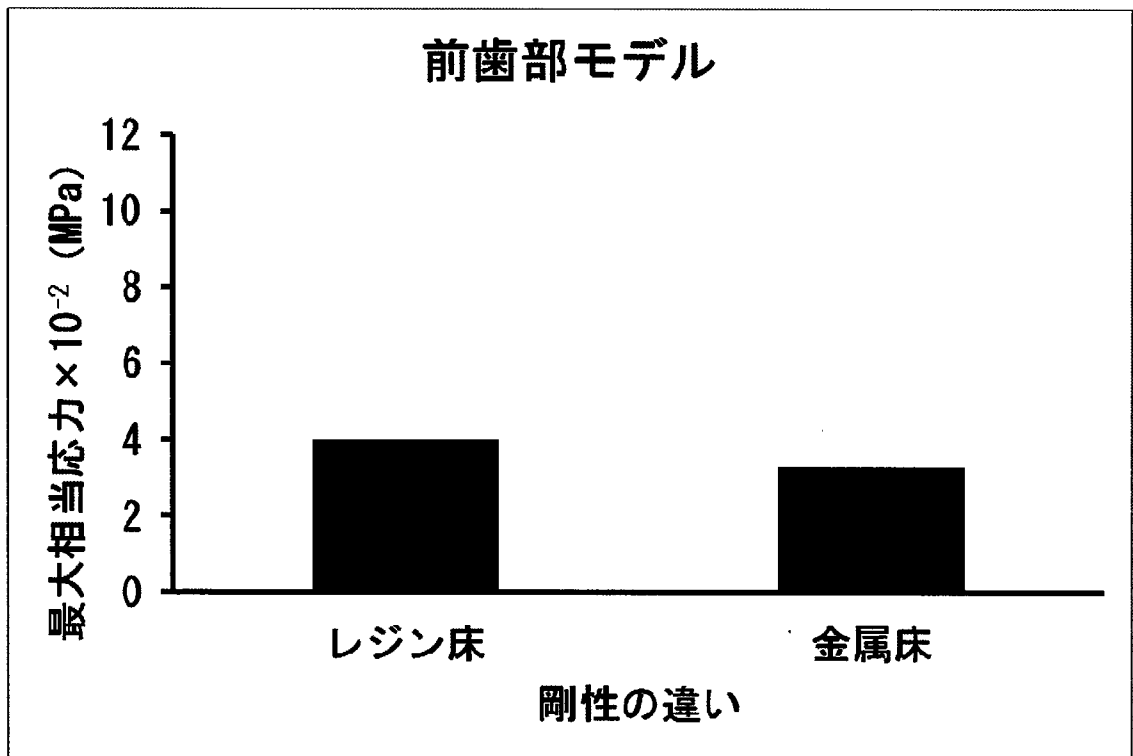
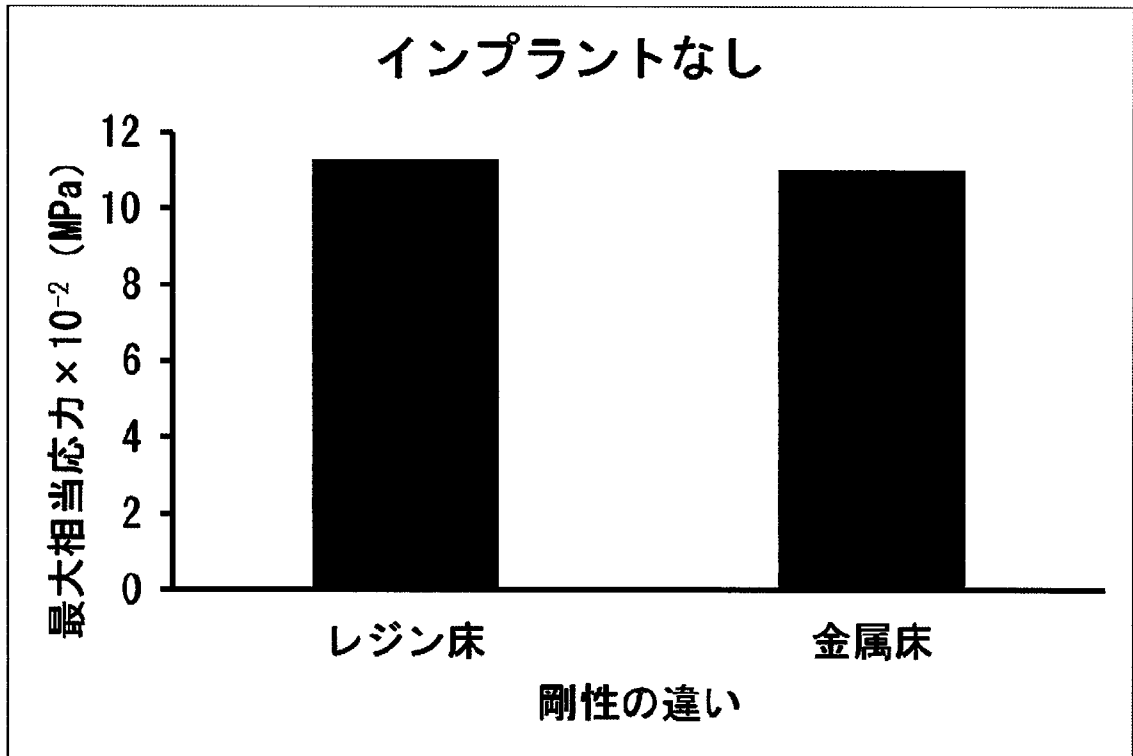


図 27 粘膜の最大相当応力（レジン床と金属床）
 上：インプラントを設置していないモデル
 下：前歯部モデル

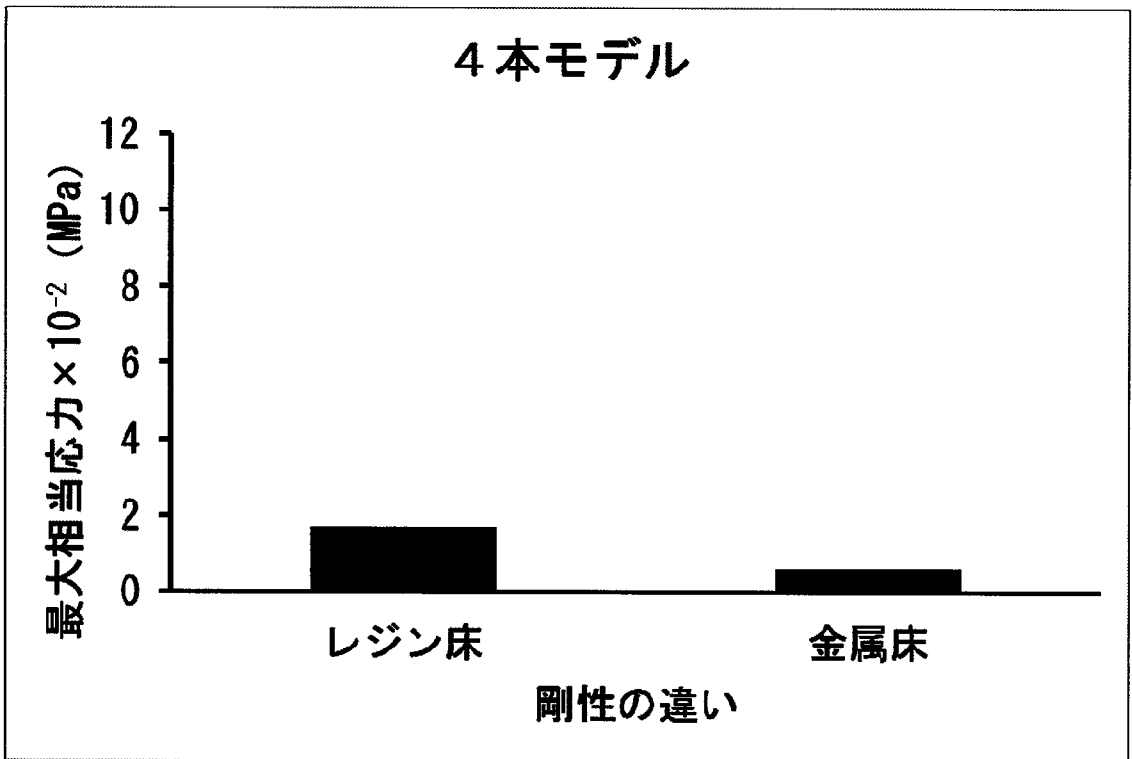
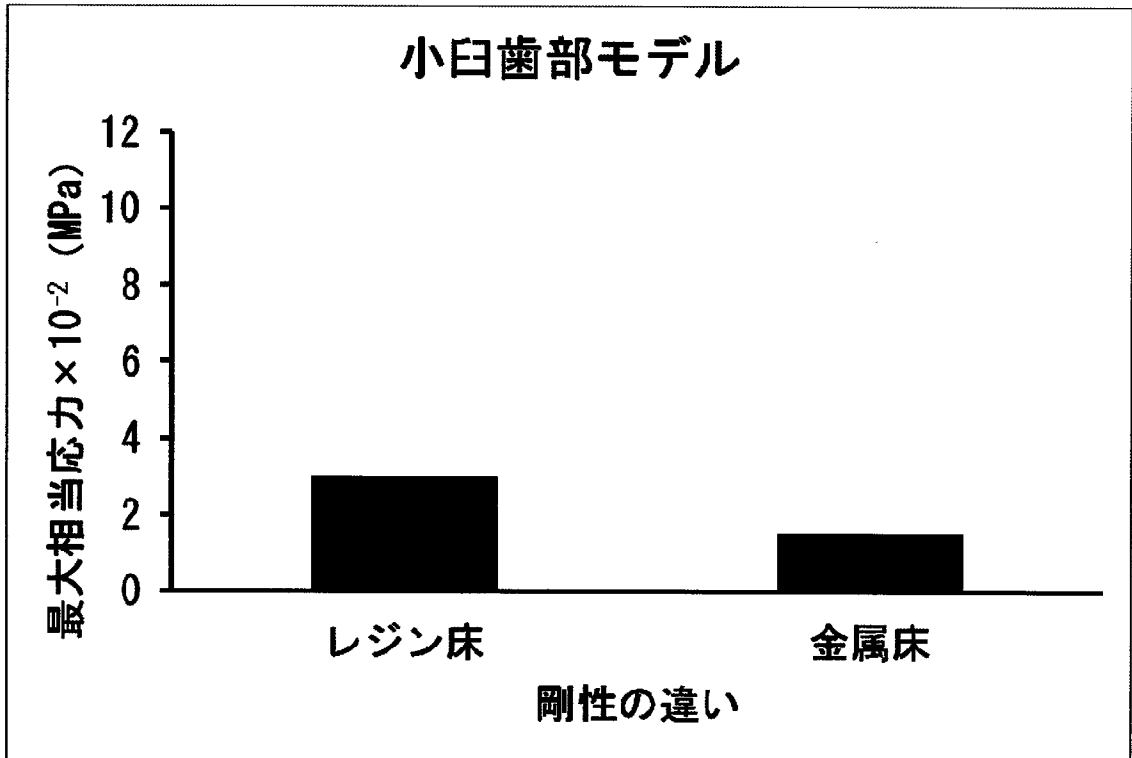


図 28 粘膜の最大相当応力 (レジジン床と金属床)

上：小臼歯部モデル

下：4本モデル

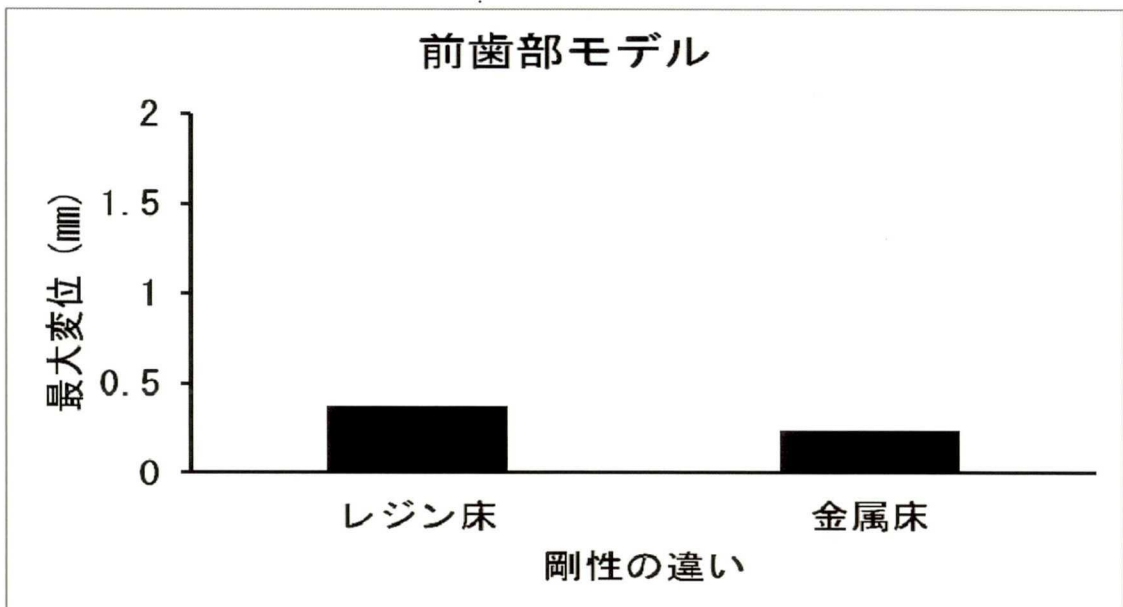
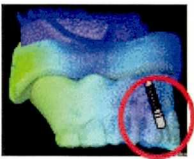
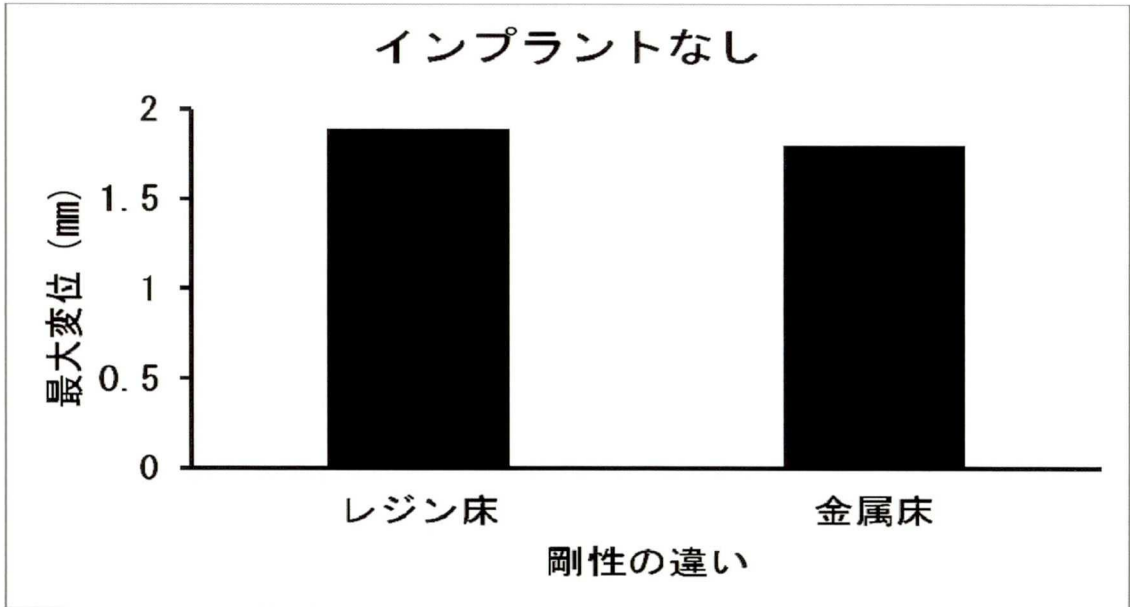
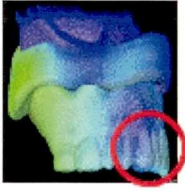


図 29 義歯前方部の最大変位

上：インプラントを設置していないモデル

下：前歯部モデル

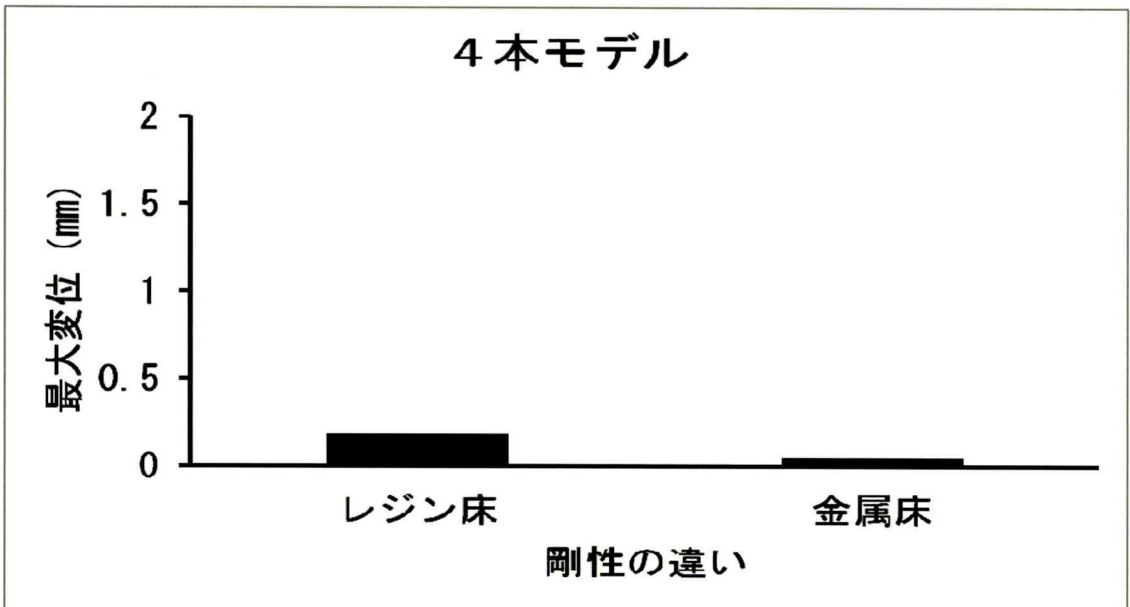
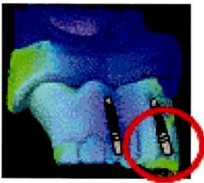
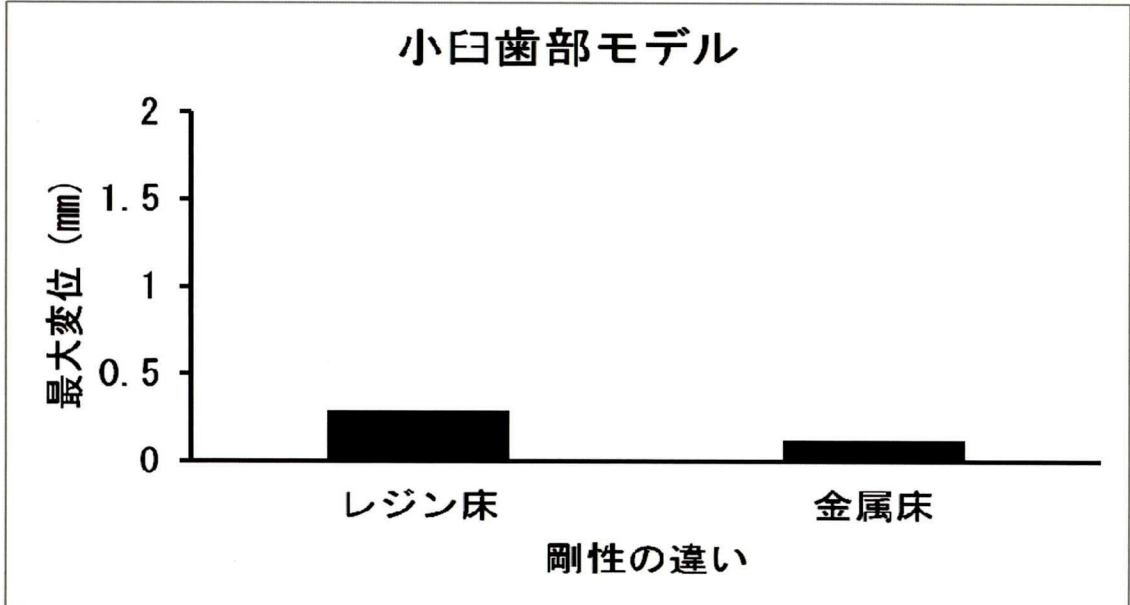
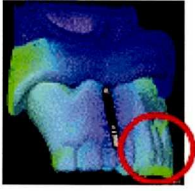


図 30 義歯前方部の最大変位
上：小臼歯部モデル 下：4本モデル

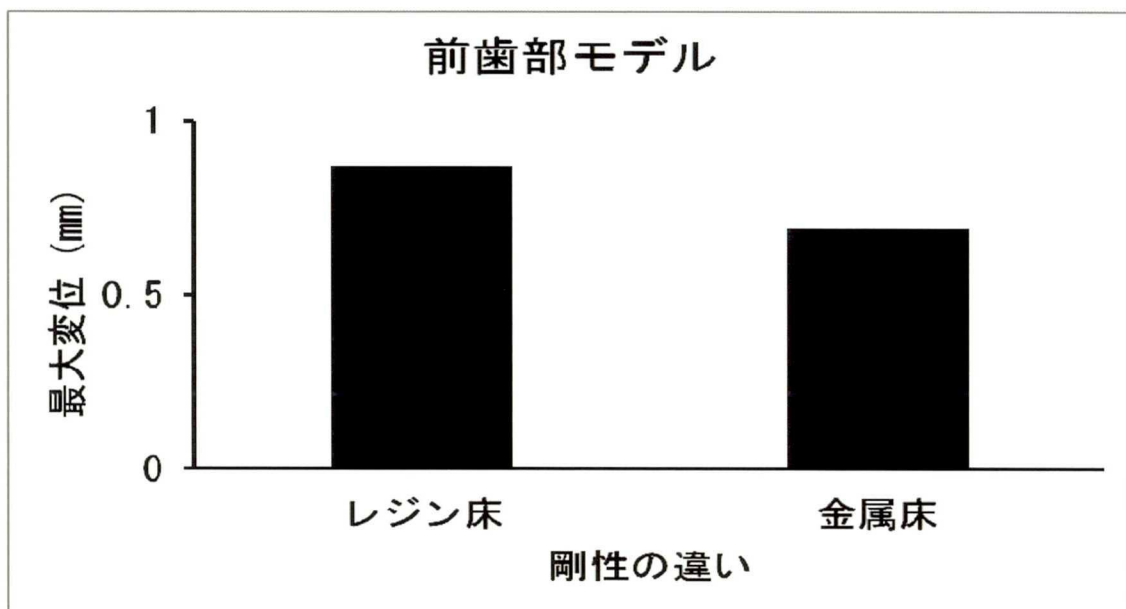
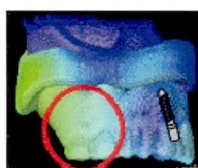
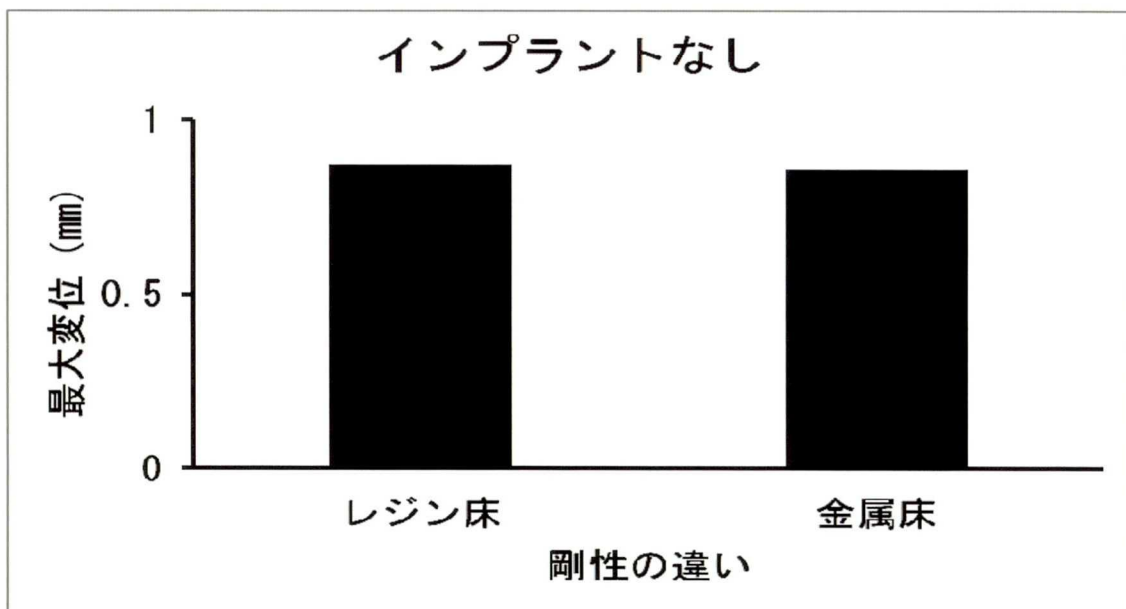
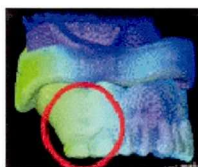


図 31 義歯後方部の最大変位

上：インプラントを設置していないモデル

下：前歯部モデル

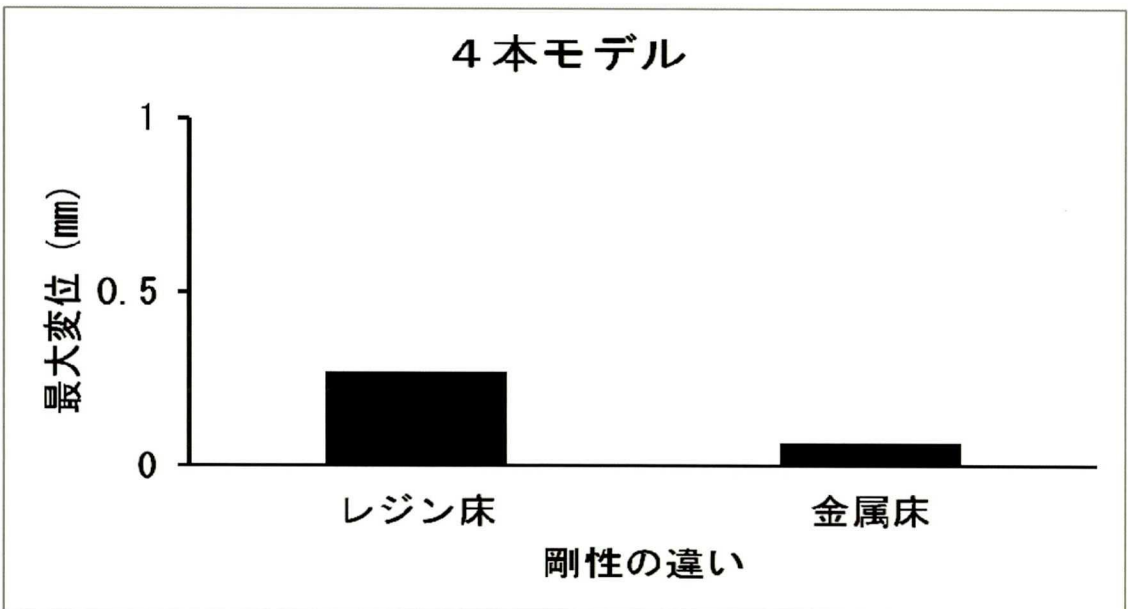
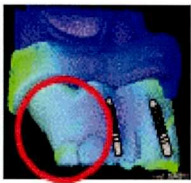
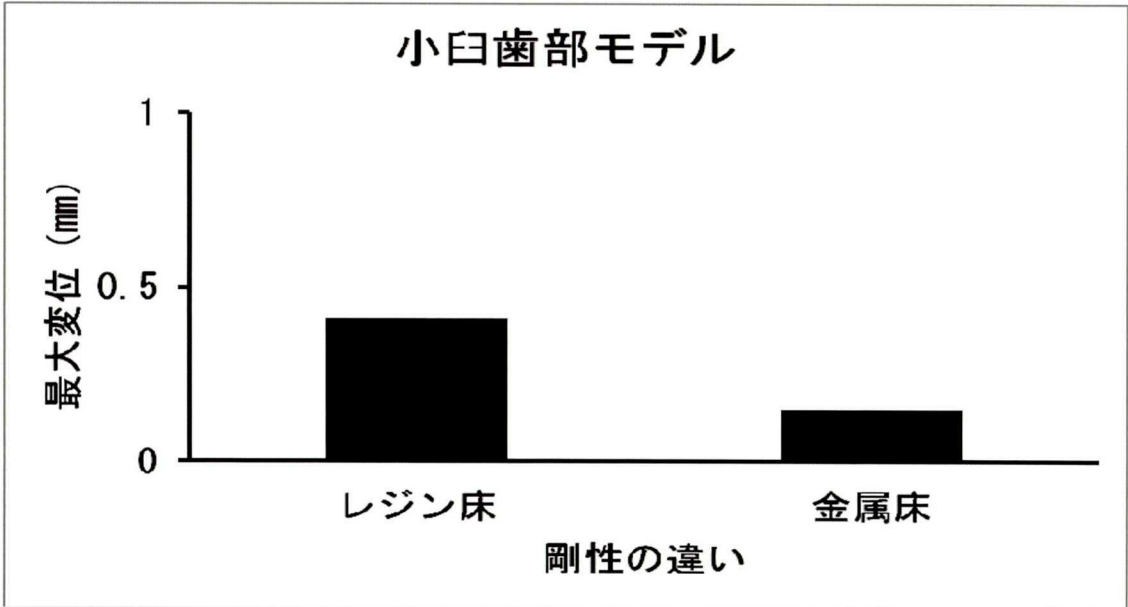
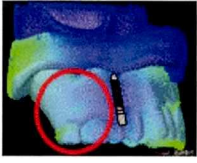


図 32 義歯後方部の最大変位
上：小臼歯部モデル 下：4本モデル

