

インプラント支持を利用した片側遊離端部分床義歯
の力学的解析
ーインプラント埋入位置の影響ー

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

渋谷 哲勇

(指導：石上 友彦 教授)

要旨

近年、遊離端欠損症例において、インプラント支持を利用した可撤性部分床型オーバーデンチャー(Implant Assisted Removable Partial Denture ; IARPD)による補綴治療の頻度が高くなりつつある。IARPD はインプラント固定性装置に比べ、インプラント埋入本数が少なく、かつ短いインプラントでも応用することが可能であり外科的侵襲が少なく、インプラントによる咬合支持域の確保により義歯の機能性と安定性が向上するといわれているが、詳細は明らかではない。そこで本研究では、下顎片側遊離端欠損症例において IARPD で補綴治療した場合を想定し、欠損部顎堤へのインプラント埋入位置の相違が支台歯、義歯および床下組織に及ぼす力学的影響を三次元有限要素法を用いて検討した。解析モデルは、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯および第二大臼歯欠損とし、従来の遊離端義歯(Conventional Removable Partial Denture ; CRPD)のみで補綴治療を想定したモデルをコントロールとし、インプラント埋入部位の異なる IARPD での補綴治療を想定した3つのモデルの計4モデルとした。インプラント埋入位置は、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯および第二大臼歯相当部とした。その結果、インプラント埋入位置が最も遠心にあるモデルが、義歯および、直接支台装置を設置している支台歯の沈下を抑制することが認められた。

以上のことから、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯欠損症例に対し、IARPD で補綴治療をする場合、インプラントは最も遠心の第二大臼歯相当部に埋入することで、義歯および支台歯の変位を抑制し、義歯の安定や支台歯の保護に大変有用であると考えられた。

緒言

近年、インプラントを補助的な咬合支持要素とし、上部構造体を根面板形態として応用したオーバーデンチャータイプの可撤性部分床義歯 (Implant Assisted Removable Partial Denture ; 以後 IARPD) が多く使用されつつある。このような補綴処置は、インプラント埋入本数が少なく、かつ短いインプラントでも応用することができるため、インプラント治療の中でも外科的侵襲が少ない¹⁾。また、インプラントを支台装置として応用することで、支台歯間線を中心とした回転運動を制御し、義歯の沈下防止に有用であると報告されている¹⁻⁴⁾ことから、インプラントによる支持能力の補助は、義歯の安定に極めて有用であると考えられる。しかし、今だ文献的根拠に乏しく、詳細は明らかではない⁵⁾。これまでの研究で、下顎片側遊離端欠損症例に従来通りの遊離端義歯 (Conventional Removable Partial Denture ; 以後 CRPD) のみで補綴治療した場合と、同症例に対し第一大臼歯相当部にインプラントを埋入し IARPD による補綴治療した場合を、三次元有限要素法を用いて比較検討し、IARPD の有用性が報告されている⁶⁾。しかし、欠損部顎堤へのインプラント埋入位置の相違が義歯および生体におよぼす力学的影響についても検討する必要がある。

そこで本研究は、下顎片側遊離端欠損症例において IARPD で補綴治療をした場合を想定し、欠損部顎堤へのインプラント埋入位置の相違が支台歯、義歯、および義歯床下組織におよぼす力学的影響を三次元有限要素法を用いて検討することで、インプラント埋入位置選択の根拠を明らかにすることを目的とした。

材料および方法

1. 三次元有限要素モデルの構築

解析モデルの構成要素は、皮質骨、海綿骨、顎堤粘膜、歯、歯根膜、義歯床、支台装置、床連結子、金属冠、インプラントおよびアバットメントとした (第1図)。

解析モデルは、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯および第二大臼歯が欠損した症例を想定し、欠損部位へのインプラント埋入無しのモデルをモデル A、第二小臼歯相当部、第一大臼歯および第二大臼歯相当部にそれぞれインプラントを1本埋入したモデルをモデル B、C および D とし、計4モデルを製作した (第2図)。部分床義歯の設計は、内田⁶⁾の方法と同様とし、左側第一小臼歯に RPI クラスプ、右側第一小臼歯に近心レスト、右側第一大臼歯に近心レスト付二腕鉤を設置し、リングルバーにて連結した (第1図)。モデル B、C、および D のインプラント体は、仮想咬合平面に対し垂直に埋入し、アバットメントとインプラントの中心軸を一致させた。インプラント上面部は皮質骨骨頂部の高さとも一致させ、アバットメント上縁は、顎堤粘膜最上縁と同等の高さとした (第3図)。インプラント体と皮質骨の骨接触率は100%を想定した⁷⁻⁹⁾。

解析モデルの下顎骨外形は、頭蓋骨複製模型 (P10-SB.1, ニッシン) をデュプリコーン (松風) を用いメーカー指示にて印象採得後、デブコン ET (藤倉応用化工) を注入・成型したものをモデル原型とした。この原型をマルチディテクターCT (Asteion Super4 Edition, 東芝) に

より撮像し、その撮像データを基に高木¹⁰⁾の方法に準拠し、汎用 CAD プログラム Rhinoceros Ver.1.0 (Robert McNeel & Associates)、汎用有限要素解析プログラム ANSYS Re.14.5 (ANSYS Inc; 以後 ANSYS) および 3 次元ダイレクトモデラー (Space Claim Co.; 以後 SCDM) を用いて下顎骨外形を構築した。皮質骨、海綿骨、顎堤粘膜および義歯床のモデル寸法は、上条¹¹⁾、藤田¹²⁾、忠隈¹³⁾ および寺倉¹⁴⁾の報告 (第 1 表) を参考に ANSYS および SCDM を用いて構築した。インプラントはブローネマルクシステム (Brånemark System MKIII RP, Nobel Biocare Holding AG) のカタログ値を参考にプラットホームの直径を 4.1 mm、インプラントの直径を 3.75 mm、長さ 10.0 mm のスクリュータイプとした。

本解析モデルでは、各構成要素全接触面に対して、ANSYS の自動接触プログラムにより、接触要素を設定した¹⁵⁾。

解析モデルの構築に用いた絶対座標系は、XY 平面が前頭面、YZ 平面が矢状面、XZ 平面が水平面となる直交座標系であり、咬合平面は XZ 平面と平行になるように設定した。

2. 材料特性値

皮質骨¹⁶⁾、海綿骨¹⁶⁾、歯¹⁷⁾、顎堤粘膜¹⁸⁾、全部金属冠¹⁹⁾、支台装置¹⁹⁾、床連結子¹⁹⁾、義歯床²⁰⁾、インプラントおよびアバットメント²¹⁾の材料特性値は従来の報告を参考に設定した。歯根膜の材料特性値は、荷重変位特性が生体における実測値と近似するように設定した²²⁾ (第 2 表)。

3. 荷重条件

荷重条件は、左右両側臼歯部における噛みしめ時の筋収縮を想定した荷重とした。荷重量は、Koriath ら²³⁾の報告を参考に、第 3 表、第 4 表に示す各筋の走行方向および収縮量を、全体座標 (X, Y, Z) におけるベクトルに換算し、算出した。その値を咬筋浅部、咬筋深部、内側翼突筋、側頭筋前部、側頭筋中部、側頭筋後部、外側翼突筋下頭、外側翼突筋上頭および顎二腹筋前部の付着相当部に与えた。

4. 拘束条件

高木¹⁰⁾の報告を参考に、両側荷重時は両側下顎頭上面を完全拘束とした。また、上顎左右第一大臼歯の中心窩および遠心窩、ならびに下顎左右第二大臼歯の中心窩相当部にあたる天然歯および義歯床上の人工歯の咬合接触点 12 ヶ所²³⁾を完全拘束とした (第 4 図)。

5. 解析項目

支台歯および義歯床の変位についての解析とその評価は、支台歯および義歯床の皮質骨に対する相対的な変位について行った。さらに、各計測点の X, Y および Z 軸方向の変位量を算出し、それらを二乗した値の合計の平方根を総変位量として評価した。

支台歯における計測点は、頬側咬頭頂と根尖部とし (第 5 図)、義歯床の計測点は、義歯床内面の 16 点とした (第 6 図)。インプラント支台装置頸部周囲皮質骨の応力解析は、義歯床下相当部皮質骨における最小主応力分布図および最小主応力値について行った。

結果

1. 支台歯の変位について

直接支台装置を設置した下顎左側第一小臼歯における咬合面観および頬側面観の支台歯変位ベクトルを第 7 図に示す。CRPD モデルであるモデル A において、歯冠部計測点が歯根部計測点と比較して遠心へ大きく変位し、歯軸は遠心方向に傾斜しながら沈下した。モデル A と比較して、IARPD モデル (モデル B, C および D) における歯根部計測点の沈下方向への変位が極めて抑制された。歯冠部計測点における遠心方向への変位は、モデル A, B, C, D の順で減少した。

間接支台装置を設置した下顎右側第一小臼歯における咬合面観および頬側面観の支台歯変位ベクトルを第 8 図に示す。すべてのモデル間で変位方向および量に大きな差は認められなかった。間接支台装置を設置した下顎右側第一大臼歯における咬合面観および頬側面観の支台歯変位ベクトルを第 9 図に示す。すべてのモデル間で変位方向および量に大きな差は認められなかった。

支台歯の総変位量のグラフを第 10 図に示す。総変位量は、直接支台装置を設置した左側第一小臼歯において、歯冠部計測点 (L4a)、歯根部計測点 (L4b) とともに、モデル A, B, C, D の順で減少した。間接支台装置を設置している下顎右側第一小臼歯 (R4) と下顎右側第一大臼歯 (R6) において、モデル間での総変位量に大きな差は認められなかった。

2. 義歯床の変位について

舌側面観, 咬合面観および頬側面観における義歯床の変位ベクトルを第 11 図に示す。CRPD モデルであるモデル A において、義歯床全体が遠心舌側方向かつ沈下方向へ変位していた。すべての IARPD モデルにおける義歯床の変位方向は、モデル A と同様であったが、すべての計測点において、モデル B, C, D の順で変位量が減少した。さらに、沈下方向への変位量は、モデル B, C, D の順で顕著に減少した。

総変位量のグラフを第 12 図に示す。すべての計測点において、モデル A, B, C, D の順で総変位量が減少した。

3. 義歯床下相当部皮質骨の応力について

義歯床下皮質骨の最小主応力分布を第 13 図に示す。モデル B においてインプラント頸部遠心部に負の最小主応力, すなわち圧縮応力の集中が認められ, モデル C, D の順で遠心頬側部へと応力集中部位が頬側へ広がる変化が認められた。全ての IARPD モデルにおけるインプラント支台装置頸部周囲皮質骨の最小主応力値のグラフを第 14 図に示す。モデル B, C, D の順で圧縮応力の軽微な増加を認めた。

考察

1. 支台歯の変位について

すべての IARPD モデル（モデル B, C および D）における歯根部計測点の沈下方向への変位は、モデル A と比較して、極めて抑制されているのが認められた。これは、インプラントの支持能力により義歯床の沈下方向における変位が抑制されたためと考えられる。Cunha ら²⁴⁾は、IARPD における欠損部インプラント埋入位置に関して、本研究と同様に第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯の 3 ヶ所を比較したところ、いずれの位置にインプラントを埋入しても支台歯の変位を十分抑制することができるかと報告しており、本研究における IARPD モデルの変位様相と一致している。

また、直接支台装置を設置した歯冠部計測点における遠心方向への変位は、モデル A, B, C, D の順で減少した。これにより、より遠心部へのインプラント埋入が直接支台装置を設置した支台歯の変位の抑制に有用であることを示唆している。Ohkubo ら²⁵⁾は、遊離端欠損部前方に、インプラントを埋入することは、欠損側隣在歯のクラスプを省略でき、審美向上に寄与することができるかもしれないが、インプラント支持能力を十分に利用するには、より遠心側にインプラントを埋入することが、力学的に有効であると報告しており、本研究における IARPD モデル（モデル B, C および D）における歯冠部計測点の変位様相の結果と一致している。

CRPD モデルであるモデル A において、支台歯の歯冠部計測点が歯根部計測点と比較して遠心へ大きく変位し、歯軸は遠心方向に傾斜しながら沈下した。片側遊離端義歯において、直接支台装置を設置している支台歯は、支台歯の歯根膜と義歯床下粘膜の被圧変位量の差により、遠心方向に傾斜しながら沈下し^{26,27)}、本研究におけるモデル A の下顎左側第一小臼歯の変位様相が一致していることから、片側遊離端義歯における直接支台装置を設定している支台歯の挙動を再現していると考えられる。

間接支台装置を設置した下顎右側第一小臼歯と下顎右側第一大臼歯においては、モデル間での変位に大きな差は認められなかった。すなわち、アバットメントの高さを、顎堤粘膜最上縁と同等とし、把持機能がないものとした本研究では、インプラントによる支持能力の向上は、直接支台装置を設置した支台歯の保護には有効であるが、間接支台装置を設置した支台歯には、インプラントによる支持能力が機能しなかったと考えられる。

2. 義歯床の変位について

モデル A と比較して、すべての IARPD モデル（モデル B, C および D）における義歯床の遠心舌側への変位方向はモデル A と同様であったが、すべての計測点においてモデル B, C, D の順で変位量が減少し、かつ沈下方向への変位量もモデル B, C, D の順で顕著に減少した。

これは、遊離端欠損症例に対してインプラントによる支台装置を応用することで、支持様式が歯根膜粘膜支持から、歯根膜粘膜支持およびインプラントによる支持となることにより義歯床の変位量が減少し、さらに、支台歯から遠位の遊離端欠損部にインプラントによる支持があることで、より義歯床の挙動が抑制されたためと考えられる。Brudvik ら⁴⁾は、遊離端欠損症例を IARPD にて補綴治療をする場合、インプラントをできるだけ遠心に埋入すること

で、義歯床の安定を図ることができると述べているが、本研究における IARPD モデルの結果は、Brudvik ら⁴⁾の報告を支持する内容であった。

CRPD モデルであるモデル A において、義歯床全体が遠心舌側方向かつ沈下方向へ変位し、片側遊離端義歯の挙動として、西田ら²⁷⁾の報告と一致している。

また、本研究におけるインプラントアバットメントの高さは、インプラント支持機能のみを評価するため、顎堤粘膜最上縁と同等の高さを付与し、把持機能がないものとしたが、支台歯および義歯の沈下を抑制するには、インプラント支持のみで十分な効果が認められたと考えられる。

3. 義歯床下相当部皮質骨の応力について

CRPD モデルであるモデル A は、すべての IARPD モデル（モデル B, C および D）と比較して、顕著な応力集中を示さなかった。モデル A において、義歯床と義歯床下皮質骨の間に顎堤粘膜が介在することで、義歯床から伝わる応力が顎堤粘膜に緩衝されたためと考えられる。モデル B において、インプラント頸部遠心部に圧縮応力が集中し、モデル C, D の順で遠心頬側部へと応力集中部位が頬側へ広がる変化が認められ、モデル B, C, D の順で、インプラント頸部遠心部における圧縮応力の軽微な増加を認めた。これは、噛みしめ時の筋収縮を想定した荷重時における皮質骨の上方、近心および頬側方向へのたわみの影響²⁴⁾により、遠心部にあるインプラントほど、遠心頬側部へ圧縮応力が集中したと考えられる。また、力点である咀嚼筋付着部に近接した、より遠心部にあるインプラントが圧縮応力の軽微な増加をしめしたと考えられる。

以上のことから、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯欠損症例に対し、IARPD で補綴治療をする場合、インプラントは最も遠心の第二大臼歯相当部に埋入することで、インプラント支台装置としての支持効果は高く、義歯の挙動を抑制し、直接支台装置を設置した支台歯の沈下および傾斜を抑制することが示唆された。

結論

本研究は、下顎片側遊離端欠損症例において、インプラント支持による部分床型オーバーデンチャーを想定し、歯牙欠損部顎堤へのインプラント埋入位置の相違が、支台歯、義歯床および義歯床下皮質骨に及ぼす力学的影響について三次元有限要素法を用いて検討した結果、以下の結論を得た。

1. 支台歯の変位において、直接支台装置を設置している下顎左側第一小臼歯では、モデル A では沈下しながら遠心傾斜しているのに対し、インプラント支持を有するモデル B, C, および D は、沈下および遠心方向への変位が抑制された。変位量は、歯冠部、歯根部ともに、モデル A, B, C, D の順で減少した。間接支台装置を設置している下顎右側第一小臼歯および第一大臼歯については、すべてのモデル間で変位に大きな差は認められなかった。
2. 義歯床の変位方向において、すべてのモデルで、遠心舌側および沈下方向であり、変位量は、すべての計測点において、モデル A, B, C, D の順で減少した。
3. 義歯床下相当部皮質骨の応力において、インプラント頸部周囲皮質骨部に圧縮応力の集中が認められた。モデル B において、インプラント頸部遠心部に圧縮応力が集中し、モデル C, D の順で遠心頬側部へ応力集中部位が頬側へ変化し、かつ圧縮応力の軽微な増加を認めた。

謝辞

稿を終えるにあたり、懇切なるご指導およびご校閲を賜りました日本大学歯学部石上友彦教授に深い感謝の意を表します。また、専攻の立場からご指導を賜った日本大学歯学部祇園自信仁教授、清水典佳教授および米山隆之教授に心より感謝いたします。

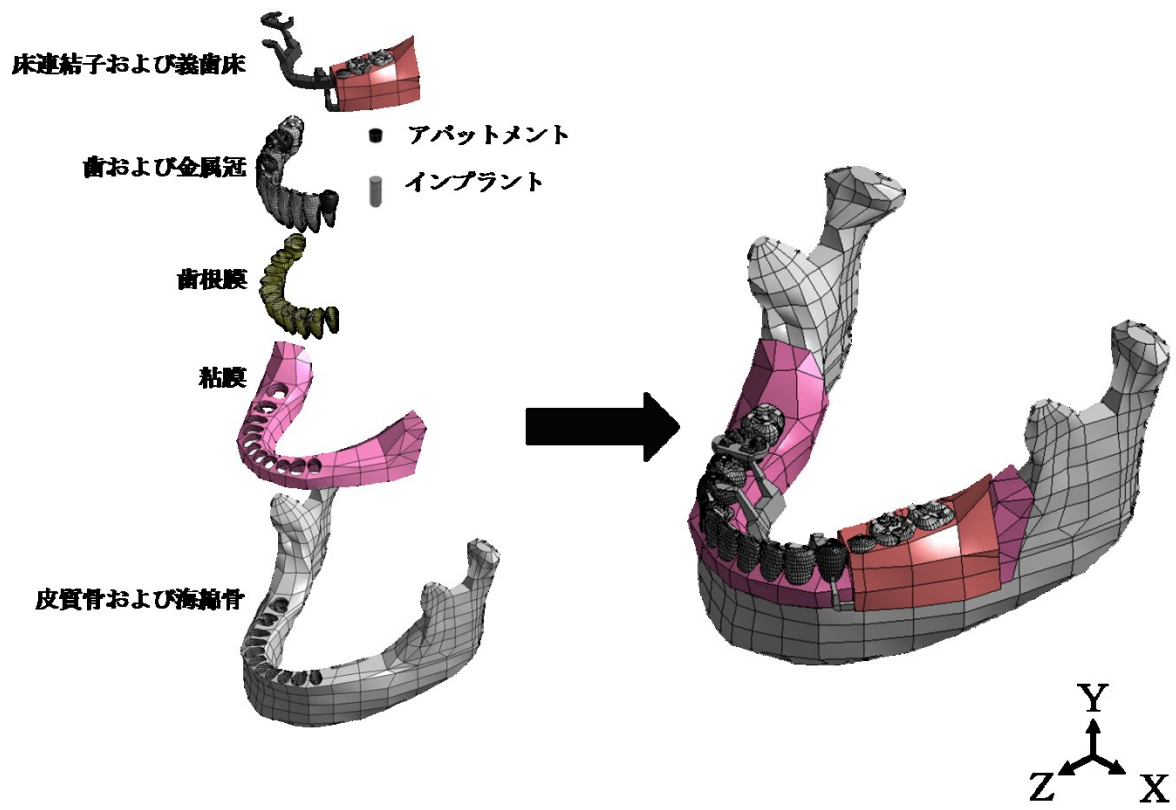
あわせて、本研究に対して多大なるご助言を頂きました日本大学歯学部大山哲生専任講師、ならびに本学局部床義歯学講座医局員、補綴学専攻大学院生各位、また、研究にご協力頂きました本学部放射線学教室に感謝の意を表します。

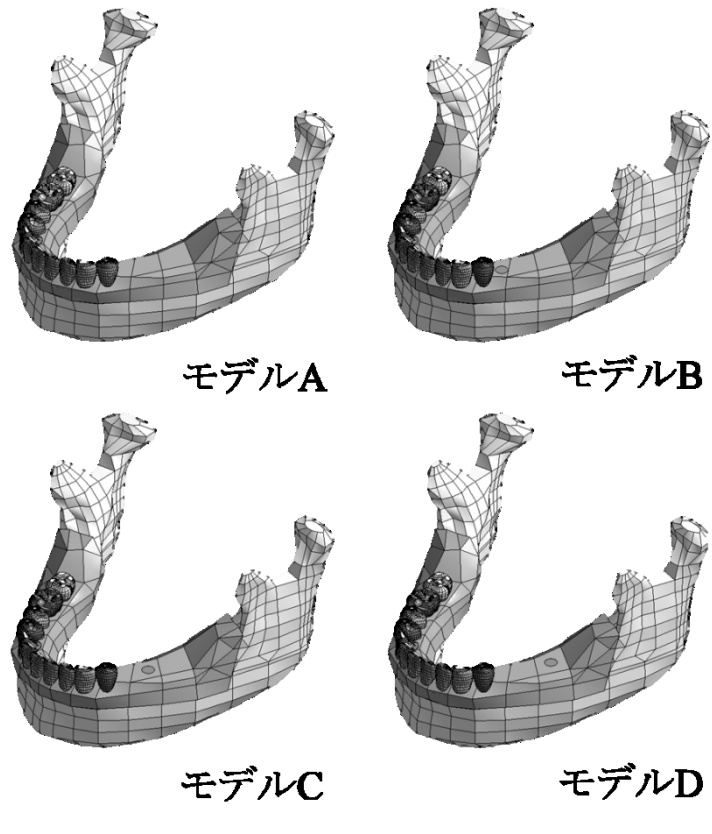
本研究は、平成 26 年度大学院歯学研究科研究費(学生研究費)の助成を受け行われました。

文献

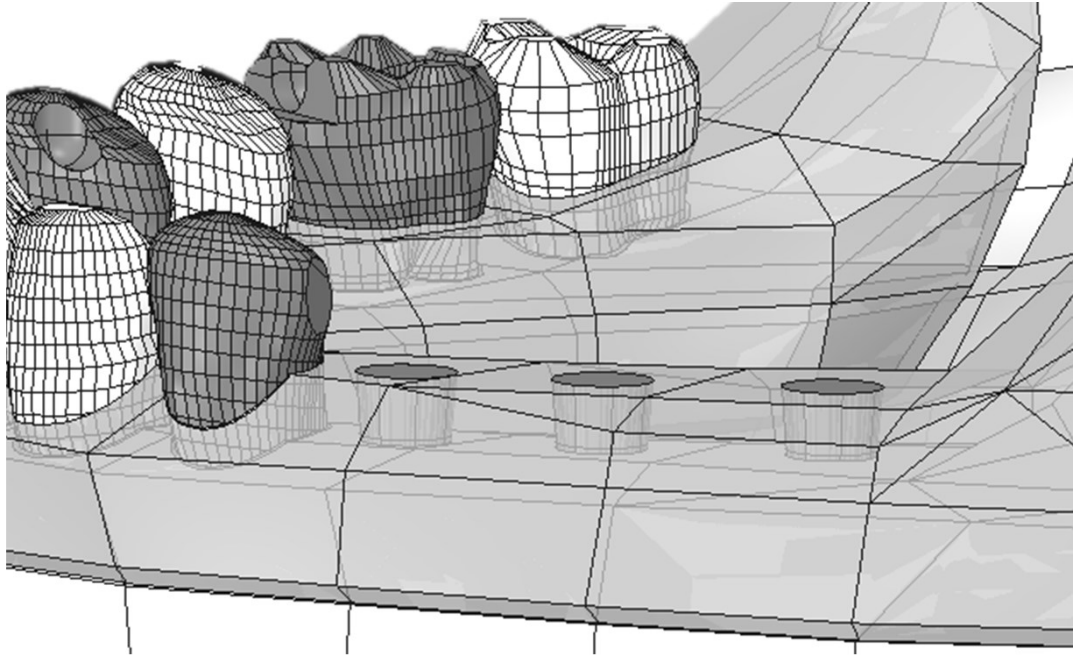
- 1) Keltjens HMAM, Käyser AF, Hertel R, Battistuzzi PGFCM (1993) Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: Considerations and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8, 208-213.
- 2) Fields HJ, Campfield RWJ (1974) Removable partial prosthesis partially supported by an endosseous blade implant. *J Prosthet Dent* 31, 273-278.
- 3) Halterman SM, Rivers JA, Keith JD, Nelson DR (1999) Implant support for removable partial overdentures: A case report. *Implant Dentistry* 8, 74-78.
- 4) Brudvik JS (1999) *Advanced removable partial dentures*. 1st edition, Quintessence Publishing, Chicago, 153-159.
- 5) Shamili RA, Atieh MA (2010) Mandibular Kennedy Class 1 implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 37, 225-234.
- 6) 内田天童 (2013) 片側遊離端部分床型オーバーデンチャー症例におけるインプラント支台装置の応用－有限要素法による検討－. *日大歯学* 87, 33-41.
- 7) Aita H, Hori N, Takeuchi M, Suzuki T, Yamada M, Anpo M, Ogawa T (2009) The effect of ultraviolet functionalization of titanium on integration with bone. *Biomaterials* 30, 1015-1025.
- 8) Ueno T, Yamada M, Suzuki T, Minamikawa H, Sato N, Hori N, Takeuchi K, Hattori M, Ogawa T (2010) Enhancement of bone-titanium integration profile with UV-photofunctionalized titanium in a gap healing model. *Biomaterials* 31, 1546-1557.
- 9) Iwasa F, Hori N, Ueno T, Minamikawa H, Yamada M, Ogawa T (2010) Enhancement of osteoblast adhesion to UV-photofunctionalized titanium via an electrostatic mechanism. *Biomaterials* 31, 2717-2727.
- 10) 高木有哉 (2005) 補綴装置の三次元有限要素法による力学的解析－下顎第二大臼歯1歯残存症例の支台装置の相違による検討－. *日大歯学* 79, 57-67.
- 11) 上條雍彦 (1966) *口腔解剖学*. 第2版, アナトーム社, 東京, 156-224.
- 12) 藤田恒太郎 (1967) *歯の解剖学*. 第22版, 金原書店, 東京, 35-78.
- 13) 忠隈 享 (1969) 日本人成人顎骨歯槽部の解剖学的研究. *歯科学報* 71, 1712-1775.
- 14) 寺倉 健 (1988) 顎堤粘膜厚径に関する研究－無歯顎補綴における診断への可能性について－. *日補綴歯会誌* 32, 546-560.
- 15) Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L (2000) Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech* 33, 1611-1618.
- 16) 横尾定美 (1952) 人の四肢骨の緻密骨および骨幹の圧縮試験. *京府医大誌* 51, 291-313.
- 17) Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GC (1960) Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc* 60, 746-756.
- 18) 岸 正孝 (1972) 歯槽堤粘膜の被圧変位性に関する加圧面の面積と変位量との関係についての実験的研究. *歯科学報* 72, 1043-1071.

- 19) 池田弘一, 中沢 勇, 松田浩一, 浜中人士 (1974) クラスプ用金属材料の機械的性質に関する研究 第1報 鋳造クラスプ用市販合金の弾性的性質について. 口腔病会誌 41, 233-246.
- 20) 新倉久市 (1981) 総義歯の応力解析に関する研究 第1報 成材料の力学的特性, とくにヤング率, ポアソン比について. 日補綴歯会誌 25, 24-43.
- 21) Long M, Rack HJ (1998) Titanium alloys in total joint replacement-A materials science perspective. *Biomaterials* 19, 1621-1639.
- 22) 後藤建機 (1971) 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究. 歯科学報 71, 1415-1444.
- 23) Korioto TW, Hannam AG (1974) Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 73, 56-66.
- 24) Cunha L D, Pellizzer E P, Verri F R, Pereira J A (2008) Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dentistry* 17, 278-287.
- 25) Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H (2008) Effect of implant support on distal extension removable partial dentures : In vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23, 1095-1101.
- 26) 斎藤正恭 (1987) 間接支台装置が義歯床と鉤歯の変位に与える影響 第1報 その形態および有無について. 日補綴歯会誌 31, 200-212.
- 27) 西田 圭, 小野高裕, 野首孝祠 (1999) 下顎片側遊離端欠損症例における垂直荷重時の義歯床の回転. 日補綴歯会誌 43, 830-838.

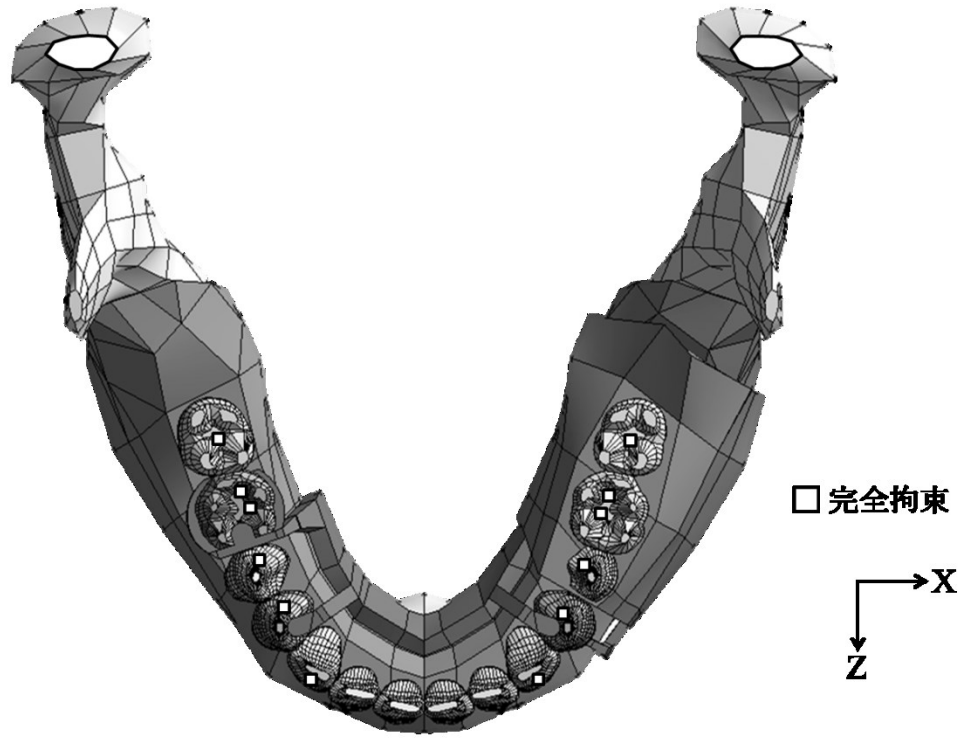




第2図 解析モデル

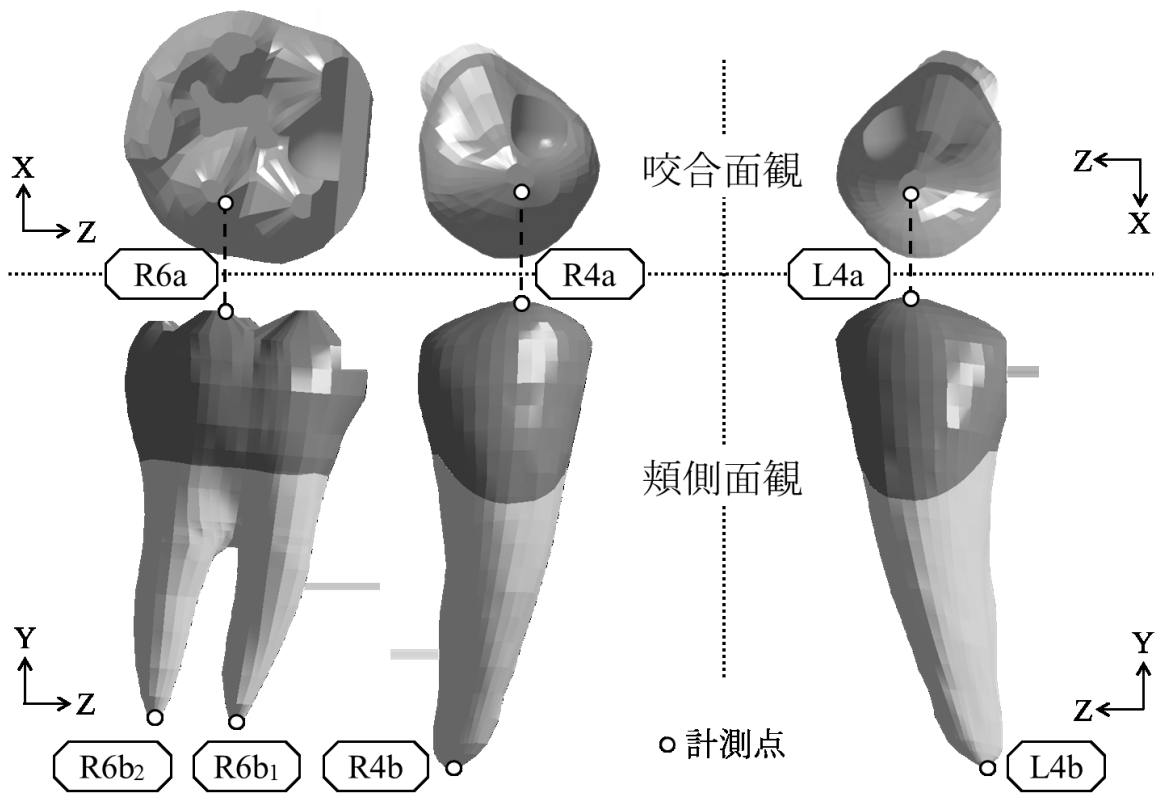


第3図 解析モデル：アバットメント

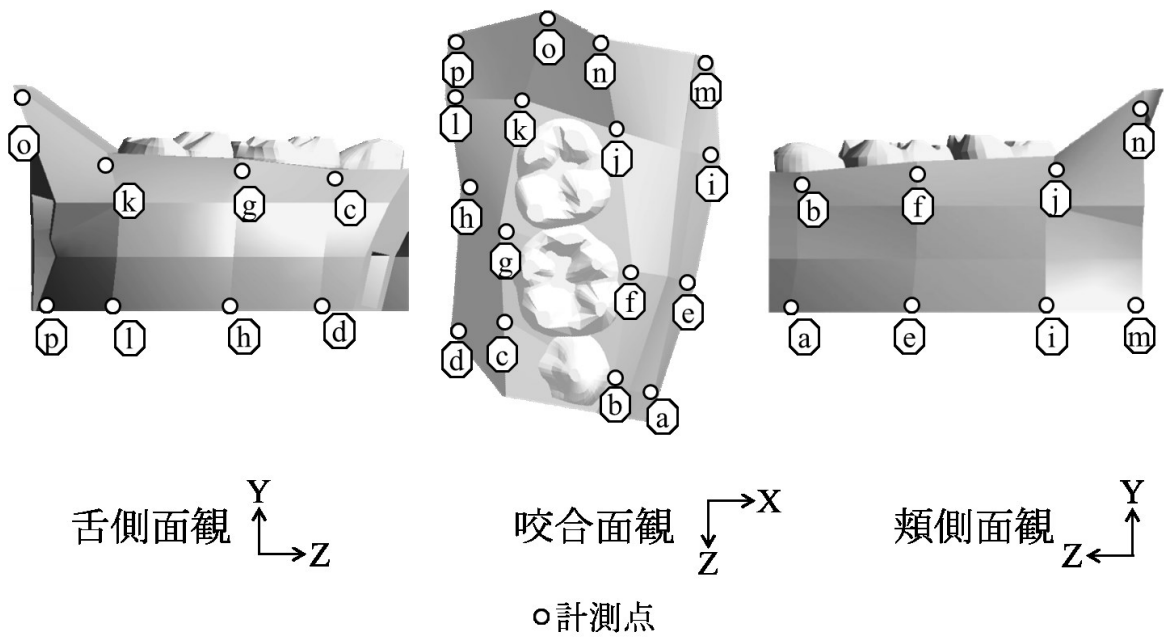


第4図 拘束条件

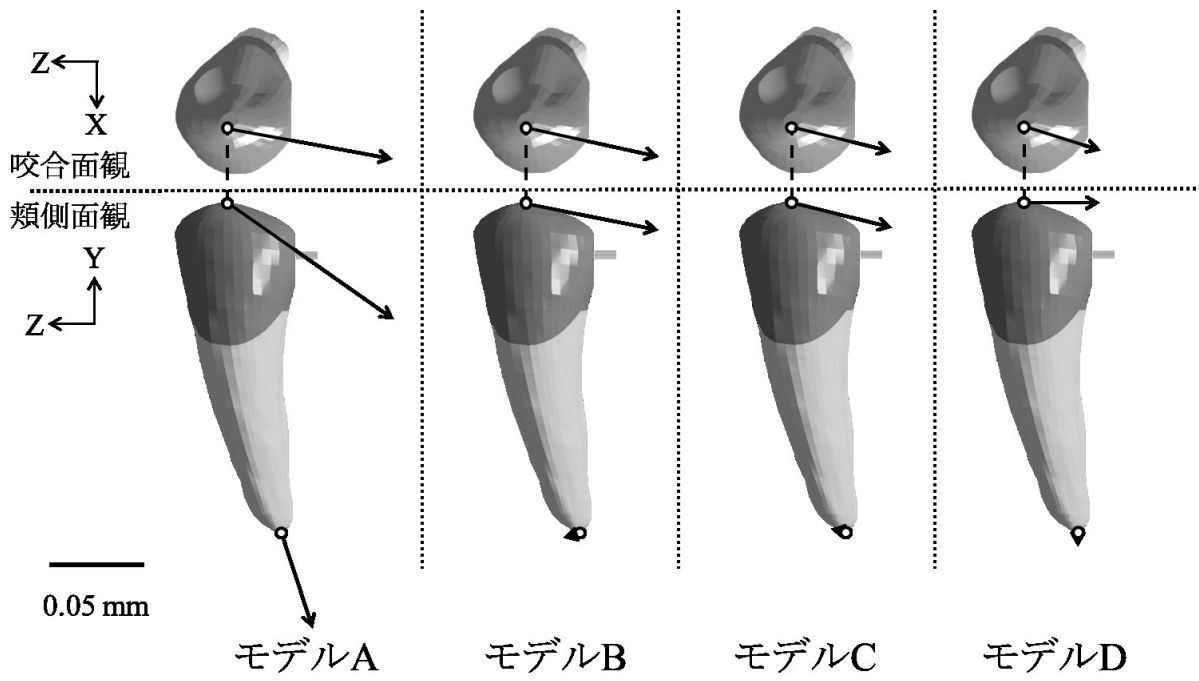
(文献10,23より引用)



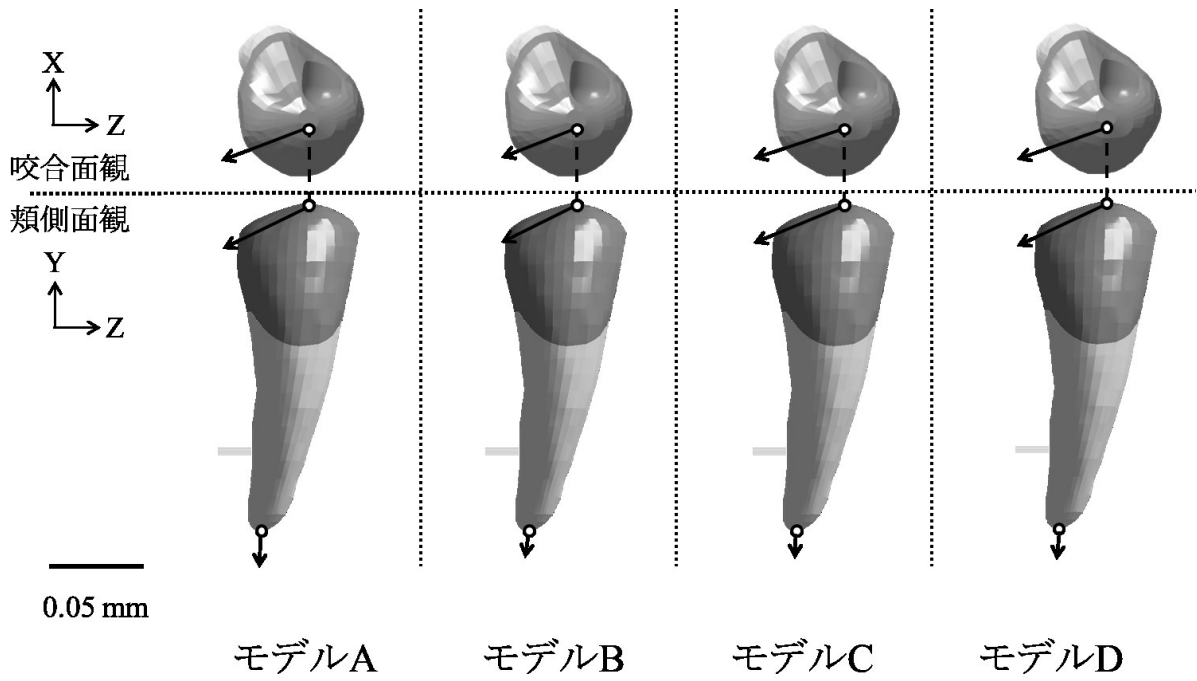
第5図 支台歯における計測点



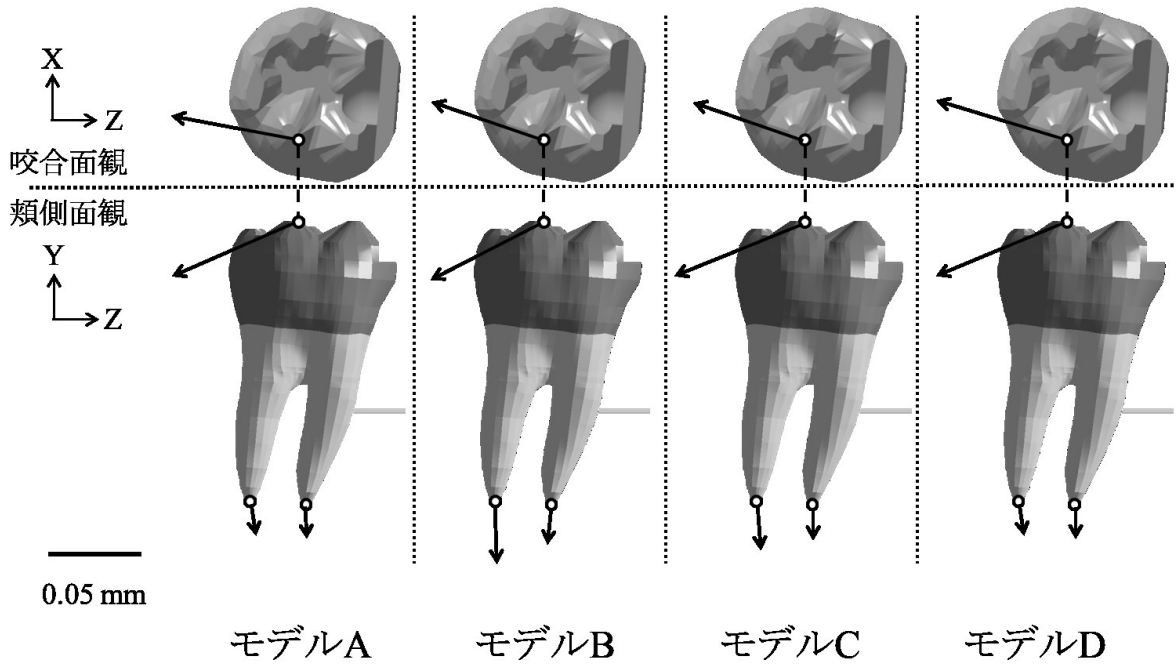
第6図 義歯床における計測点



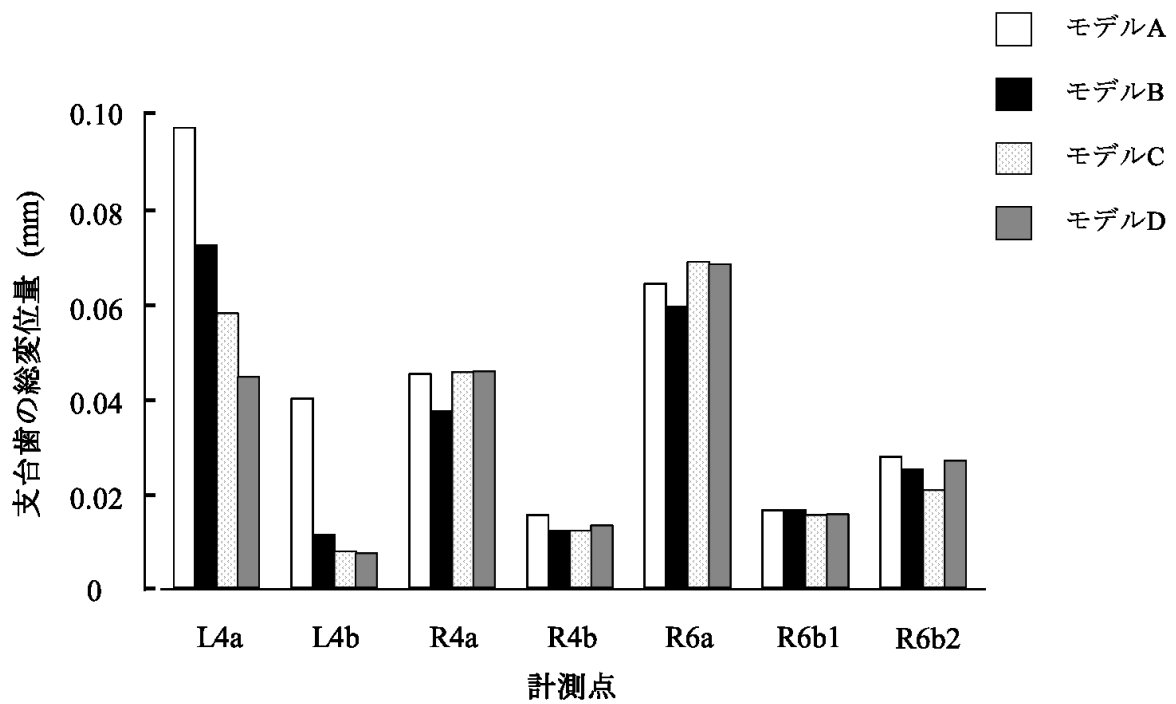
第7図 支台歯の変位ベクトル図：下顎左側第一小臼歯



第8図 支台歯の変位ベクトル図：下顎右側第一小白歯

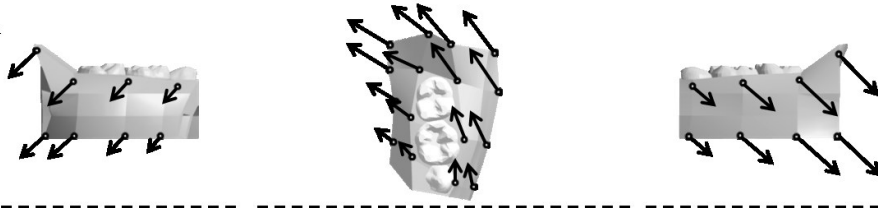


第9図 支台歯の変位ベクトル図：下顎右側第一大臼歯

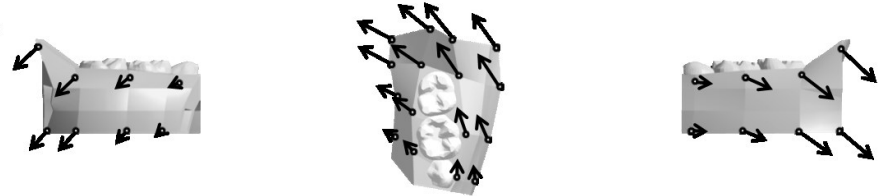


第10図 支台歯の総変位量

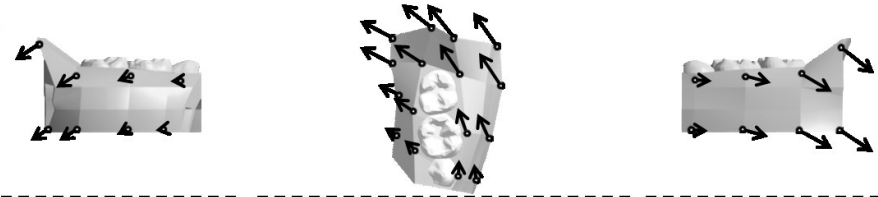
モデルA



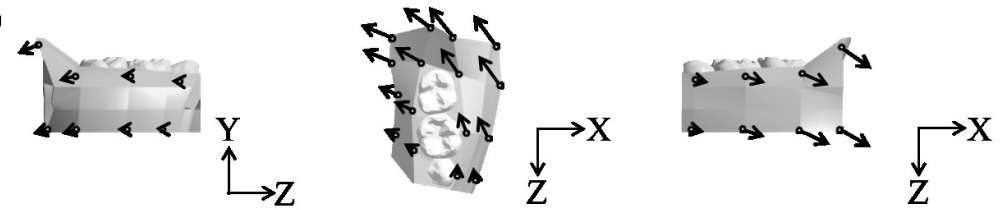
モデルB



モデルC

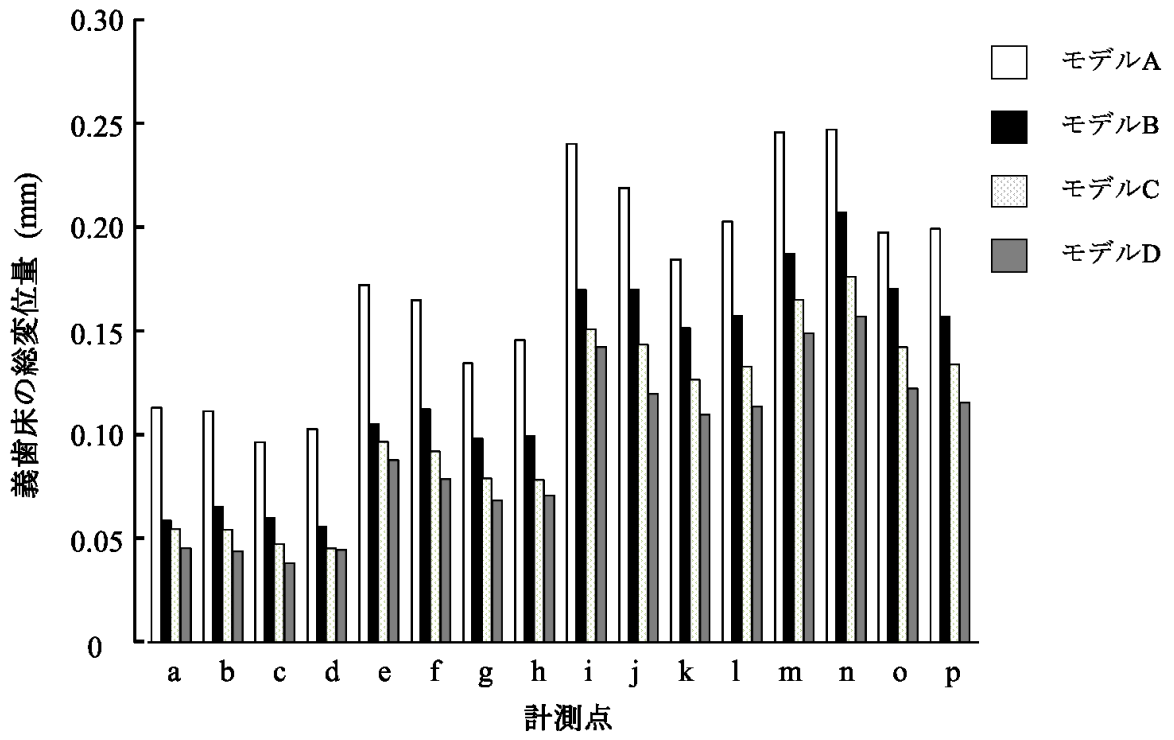


モデルD

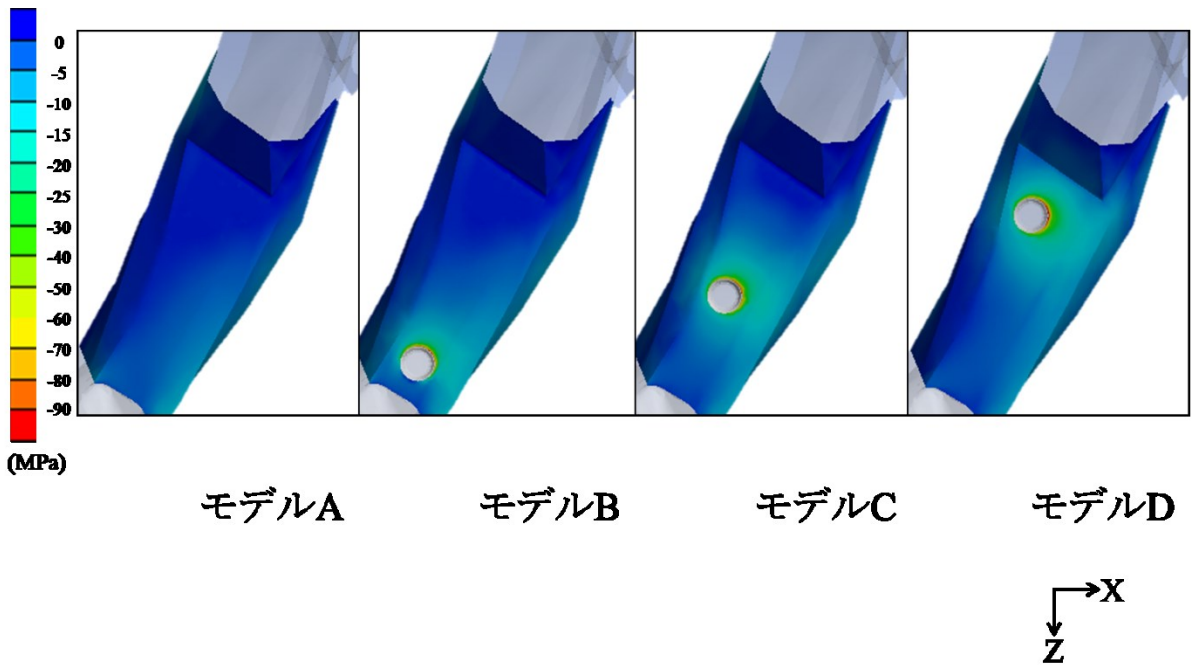


0.1 mm

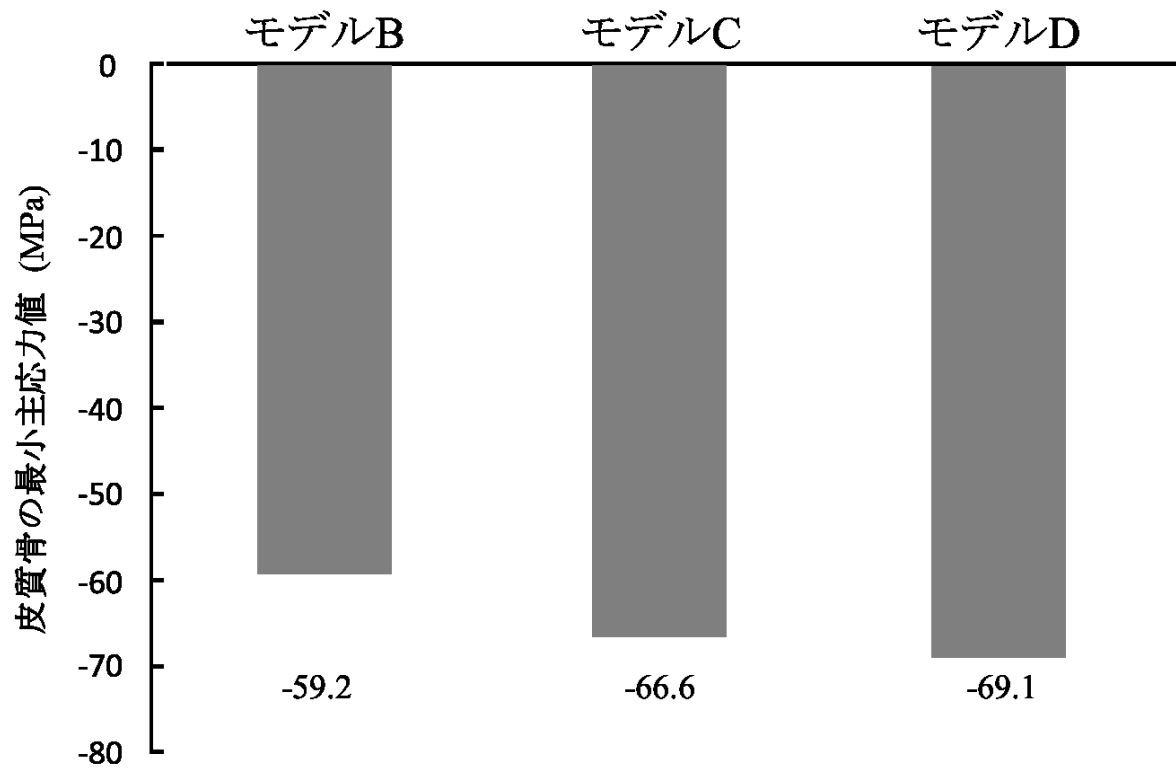
第11図 義歯床の変位ベクトル図



第12図 義歯床の総変位量



第13図 義歯床下皮質骨の最小主応力分布



第14図 インプラント周囲皮質骨の最小主応力値

第1表 解析モデルの寸法 (厚径: mm)

部位		上面部	頬側部	舌側部	臼後隆起部
顎堤粘膜		3.0	1.7	1.4	4.5
		顎堤上面	頬側部	舌側部	下顎枝部
	中切歯部	2.0	2.3	1.7	2.8
	側切歯部	2.0	2.3	1.7	3.0
	犬歯部	2.0	2.3	1.7	3.6
皮質骨	第一小臼歯部	2.0	2.9	1.9	3.2
	第二小臼歯部	2.0	2.1	2.2	3.2
	第一大臼歯部	2.0	2.1	2.6	3.1
	第二大臼歯部	2.0	2.0	2.8	2.9
	臼後隆起部	2.0	1.8	2.9	2.9
	下顎枝部	2.0	1.8	2.9	2.9
義歯床		2.0			

(文献11-14より引用)

第2表 解析モデルの材料特性値

構成成分	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨	1.041×10^4	0.30
海綿骨	8.830×10	0.30
歯	1.172×10^4	0.49
顎堤粘膜	4.500×10^{-2}	0.49
全部金属冠 (金銀パラジウム合金)	1.108×10^5	0.30
支台装置・床連結子 (Co-Cr合金)	2.000×10^6	0.33
義歯床	1.896×10^3	0.30
インプラント体 (Ti)	1.100×10^5	0.33
根面板 (Ti)	1.100×10^5	0.33
歯根膜 (第一荷重時)	4.900×10^{-3}	0.49
歯根膜 (第二荷重時)	3.000×10	0.49

(文献16-22より引用)

第3表 筋力の単位ベクトル

筋		右側			左側		
		cos-x	cos-y	cos-z	cos-x	cos-y	cos-z
咬筋	浅部	-0.207	0.884	0.419	0.207	0.884	0.419
	深部	-0.546	0.758	-0.358	0.546	0.758	-0.358
内側翼突筋		0.486	0.791	0.373	-0.486	0.791	0.373
側頭筋	前部	-0.149	0.988	0.044	0.149	0.988	0.044
	中部	-0.222	0.873	-0.500	0.222	0.837	-0.500
	後部	-0.208	0.417	-0.855	0.208	0.474	-0.855
外側翼突筋	下頭	0.63	-0.174	0.757	-0.63	-0.174	0.757
	上頭	0.761	0.074	0.645	-0.761	0.074	0.645
顎二腹筋	前部	-0.244	-0.237	-0.94	0.244	-0.237	-0.94

(文献23より引用)

第4表 筋力の大きさ

筋		節点数	荷重量 (N)
咬筋	浅部	14	190.4
	深部	5	81.6
内側翼突筋		11	132.8
側頭筋	前部	9	154.8
	中部	12	91.8
	後部	9	71.1
外側翼突筋	下頭	3	18.1
	上頭	3	17.0
顎二腹筋	前部	1	11.2

(文献23より引用)