

連結固定に対する歯科インプラント応用の試み  
— 骨レベルおよび連結条件による影響 —  
奥羽大学歯学研究科口腔機能回復学専攻

柴原 栄一郎

(指導教員：山森徹雄)

Application of Oral Implants to Tooth Splinting  
— Effect of Bone Level and Connecting Condition —  
Department of Oral Rehabilitation, Ohu University,  
Graduate School of Dentistry

Eiichiro Shibahara

(Director : Tetsuo Yamamori)

## 英文抄録

**Purpose:** The purpose of this study was to examine the possibility to apply oral implants to tooth splinting.

**Materials and methods:** Five 3D finite element models of the mandibular bone portions with 6 anterior teeth and 2 oral implants on the each distal portion were constructed. The crowns on anterior teeth and the superstructures on oral implants were contacted in model A and C, and those were bonded in model B, D and E. The crowns on canines and the adjacent superstructures were bonded with polyoxymethylene (POM) layer between them in model E. The bone portion of model C, D and E were reduced for 5.5 mm in height. Linear static analysis was carried out under the perpendicular loadings.

**Results:** The maximum von Mises stress around the implant bodies were bigger in model B and D than in model A and C, respectively. Von Mises stress around the teeth decreased by bonding the crowns and superstructures. Bone resorptions around the implants in model D and disuse atrophy of the tissue around the teeth in model B were supposed according to the Mechanostat theory. The stress values around teeth in model D and E approximated to those in model A, and those around implants decreased in model E when compared with model D.

**Conclusions:** It was suggested that oral implants might be applied to splinting the teeth with reduced tissue support by controlling the connecting condition.

**Key words :** oral implant, tooth splinting, implant-tooth connection, finite element analysis

英文抄録の和訳

目的：この研究の目的はインプラントを連結固定に適用する可能性を検討することである。

材料と方法：下顎骨部に6前歯および遠心に2本ずつ歯科インプラントを植立した三次元有限要素モデルを作成した。前歯のクラウンと歯科インプラントの上部構造は、モデルAとCで接触とし、モデルB、DとEで連結した。モデルEでは、犬歯と隣接する上部構造間にPOMを介在させた。モデルC、DとEでは、骨の高径を5.5mm減じた。垂直荷重を付与し線形静解析を行った。

結果：モデルAとCのインプラント体周囲骨における最大相当応力は、それぞれモデルBとDより大きかった。天然歯周囲骨の最大相当応力はクラウンと上部構造を連結することで減少した。メカノスタット理論によると、モデルDのインプラント周囲骨の骨吸収やモデルBの天然歯周囲の廃用性萎縮が疑われた。モデルD、Eの天然歯周囲骨の応力値はモデルAに近似した。

結論：連結条件を調整することによって、支持能力が減弱した歯の連結固定に応用できる可能性が示唆された。

キーワード：歯科インプラント，連結固定，インプラントと天然歯の連結，有限要素解析

## 緒言

連結固定は、歯周病等の理由により支持能力の減弱した歯に対する力をコントロールして、長期的に機能を維持することを目的とする<sup>1)</sup>。しかし、多数歯に動揺がある場合や欠損歯が多い場合には、その効果が得られにくい。これらへの対応として、動揺歯に隣接して埋入した歯科インプラント（以下インプラントと略記）と連結固定することに着想した。しかし、現状では天然歯とインプラントは連結しないのが一般的である<sup>2)</sup>。その理由としては、インプラントとの連結によって天然歯の沈下などの問題が報告されていることが挙げられる<sup>3~8)</sup>。しかし、咬合再構成にインプラントを併用する試みは古くからなされており<sup>9,10)</sup>、インプラントとの連結により天然歯の沈下が生じなかったという報告<sup>11,12)</sup>や、ノンリジッドの連結では天然歯の沈下が認められるがリジッドな連結では天然歯の沈下は認められないとの報告<sup>13,14)</sup>、天然歯の支持能力が減弱した症例では天然歯の沈下が認められないという報告<sup>14)</sup>などがなされており、連結の是非について一定の見解は得られていない。また、インプラントとの連結により天然歯が沈下する原因に関する仮説の一つに歯根周囲組織の廃用性萎縮<sup>15~17)</sup>がある。FrostのMechanostat theoryによると、骨に対する歪みや応力が小さい場合に廃用性萎縮を生じる<sup>18)</sup>ことになるため、天然歯とインプラントとの連結の是非を検討するためには、周囲組織における生体力学的挙動をとらえる必要がある。よって本研究では、連結固定にインプラントを応用する可能性を検討することを目的として、三次元有限要素法を用いて天然歯とインプラントを連結した場合に周囲組織に生じる変化を解析した。

## 材料および方法

### 1. 有限要素モデル

#### 1) 有限要素モデルの構成

##### (1) 基本的構造

有限要素モデルは、アーチ状の下顎骨部に下顎 6 前歯が存在し、左右側第一、第二小白歯部に歯科インプラントを植立した構造とした。下顎前歯歯冠部に支台形態を付与しチタン製クラウンを合着した(図 1)。

##### (2) 骨部

有限要素モデルの下顎骨部の設計に際しては、上條<sup>19)</sup>の報告した解剖学的計測値を参考に下顎骨のアーチを作成した。下顎骨高径を 24.5mm、下顎骨頬舌径を 12.0mm、皮質骨厚径を 2.0mm に設定し、下顎骨の唇側中央から下顎骨後縁までの長さを 30mm とした。

##### (3) 天然歯部

天然歯部は吉田<sup>20)</sup>や上條<sup>21~23)</sup>による日本人永久歯の平均値を参考に設計し、中切歯、側切歯を同一の寸法とし、切歯は全長 20.17mm、歯根長 10.87mm、犬歯は全長 25.15mm、歯根長 14.55mm の単純化したモデルとした。歯根膜部は、歯根の形態を拡大して作成し、黒川<sup>24)</sup>の報告に基づき 0.25~0.31mm の厚みを付与した(図 2)。

##### (4) インプラント部

インプラント体は、古橋ら<sup>25)</sup>、渡辺ら<sup>26)</sup>や渡辺<sup>27)</sup>の報告をもとに、直径 3.75mm 長径 10mm のスレッド型とした(図 3)。

#### 2) 有限要素モデルの種類

クラウンとインプラント上部構造との連結様式と骨レベルとの組み合わせから、5種類のモデルを作成した。モデル A はモデルの天然歯のクラウンとインプラント上部構造の隣接接触面の境界条件をすべて「接触」とした(図

4). モデル A の隣接接触面の境界条件をすべて「連結」としたものをモデル B とした(図 5)。モデル C では, 骨レベルを 5.5mm 低下させ, 天然歯のクラウンとインプラント上部構造の隣接接触面の境界条件をすべて「接触」とした(図 6)。モデル C の隣接接触部の境界条件をすべて「連結」としたものをモデル D とした(図 7)。モデル E では, 骨レベルを 5.5mm 低下させ, 天然歯のクラウンとインプラント上部構造の隣接接触面の境界条件をすべて「連結」とし, 左右側犬歯と第一小臼歯部インプラント間の連結部に厚径 0.3mm のポリオキシメチレン<sup>28)</sup>(以下 POM と略記)を介在させた(図 8)。

## 2. 有限要素モデル作成および有限要素解析方法

### 1) ハードウェアおよびソフトウェア

解析モデルの作成には, 汎用三次元 CAD ソフトウェア (SolidWorks 2012, Dassault Systemes SolidWorks Corp., USA), 解析には汎用有限要素法プログラム (SolidWorks Simulation 2012) とパーソナルコンピュータ (CanBe, IBM PC/AT Compatibles) を用いた。

### 2) 解析モデルの構成要素と物性値

解析モデルの構成要素は, インプラント体, 上部構造, クラウン, 象牙質, 歯根膜, 皮質骨, 海綿骨および POM とした。歯根膜以外の構成要素は線形等方性弾性体とし, それぞれの弾性係数とポアソン比は, 従来<sup>25~27,29)</sup>の報告を参考に設定した(表 1)。歯根膜は予備解析で求めた直交異方性を与えた物性値に設定した。インプラント体, 上部構造, およびクラウンに使用する金属はチタンと設定した。

## 3. 解析条件

#### 1) 拘束条件

有限要素モデル下顎骨部の遠心断面上の全節点を完全拘束とした。

#### 2) 荷重条件

天然歯およびインプラント上部構造の切縁および咬合面に、それぞれ 5,000gf の垂直荷重を付加した。

#### 3) 解析条件

線形静解析を施行したが、インプラント体と周囲骨間に Gap 要素を設定したため、幾何学的非線形性が一部に付与された。

#### 4) 解析対象

本研究では天然歯部として下顎右側中切歯、インプラント部として右側第一小白歯部周囲骨における相当応力を解析対象とした。

## 結果

### 1. インプラント部，天然歯部の被圧変位量

天然歯における被圧変位量の目標値は、後藤<sup>30)</sup>の報告を参考にして側方荷重 1,000gf 時に 50～100 $\mu\text{m}$ 、垂直荷重 1,000gf で 30～60 $\mu\text{m}$  の変位量とした。歯根膜の物性値は直交異方性弾性体として設定し、側方荷重 1,000gf で 61.7 $\mu\text{m}$ 、垂直荷重 1,000gf で 48.6 $\mu\text{m}$  の被圧変位量となった。

堀田<sup>31)</sup>の報告に基づき、インプラント部の被圧変位量が 2,000gf の側方荷重時に 41.0 $\mu\text{m}$ 、5,000gf の垂直荷重時に 3.6 $\mu\text{m}$  となることを目標とした。古橋ら<sup>25)</sup>の報告を参考としてインプラント頸部に 15.0 $\mu\text{m}$ 、インプラント底面に 20.0 $\mu\text{m}$  の Gap 要素を付与したところ、2,000gf の側方荷重時に 40.4 $\mu\text{m}$ 、5,000gf の垂直荷重時に 2.9 $\mu\text{m}$  の変位量

となった(表 2)。

## 2. 応力分布について

### 1) 下顎中切歯部周囲組織での応力分布

中切歯周囲骨における最大相当応力のコンター図(図 9)では、モデル A では舌側歯頸部と根尖部に応力値の高い部分が認められた。モデル B では根尖部の応力値は低下し、舌側歯頸部に応力値の高い部分が認められた。モデル C では骨レベルの低下により舌側歯頸部と根尖部に応力の集中を認めた。モデル D では根尖部の応力値は低下し、舌側歯頸部にのみ応力が集中する領域が認められた。モデル E ではモデル D と同等の応力分布が認められた。

中切歯周囲骨における最大相当応力は、正常な支持組織であるモデル A では皮質骨で 8.0MPa、海綿骨で 3.0MPa、天然歯とインプラントを連結したモデル B では皮質骨で 2.8MPa、海綿骨で 1.2MPa で最少となった。また骨レベルの低下したモデル C では、皮質骨で 17.3MPa、海綿骨で 8.2MPa、モデル D では皮質骨で 5.7MPa、海綿骨で 2.5MPa、モデル E では皮質骨で 5.3MPa、海綿骨で 2.7MPa であった(図 10)。

### 2) インプラント周囲組織での応力分布

インプラント周囲骨の最大相当応力のコンター図(図 11)では、モデル A では応力値の高い部分は認められなかった。モデル B ではインプラント頸部周囲骨に応力の集中を認めた。モデル C ではインプラント頸部周囲骨に応力値の増大を認めた。モデル D ではインプラント頸部周囲骨に応力集中を認め、モデル E ではインプラント頸部周囲骨の応力集中が緩和され、頸部からスレッド部にかけて広範囲に応力が生じていた。



インプラント周囲骨における最大相当応力は正常な支持組織であるモデル A では皮質骨，海綿骨で 5.9MPa，1.2MPa 天然歯とインプラントを連結したモデル B では皮質骨，海綿骨で 23.9MPa，4.9MPa となった。骨レベルの低下したモデル C で皮質骨，海綿骨で 41.0MPa，11.3MPa であった。モデル D では皮質骨，海綿骨で 44.7MPa，13.8MPa となり，モデル E の皮質骨，海綿骨で 23.6MPa，8.3MPa であった（図 12）。

## 考察

### 1. 解析モデルについて

#### 1) 設計の根拠

有限要素法を応用したインプラント周囲組織の解析に関する報告の中には，個人の顎骨形態の CT 像からモデルを作成しているものがみられる<sup>32,33)</sup>。個人の CT データを使用することで，対象とする被験者の正確な解析を行うことができるため，個々の解析をするには最適な手法であるといえる。しかし本研究では，骨レベルの低下に関連して，天然歯とインプラントとの連結や POM 介在による影響をどのように捉えるかについての一般的な見解を見出すことを目的としている。したがって，骨格や歯の大きさ等の平均値を用いてモデルを構築するのが合理的である。本研究では，下顎骨の寸法，アーチの形態，歯の大きさを上條<sup>19,21~23)</sup>や吉田<sup>20)</sup>の報告を参考に解析モデルを作成した。骨レベルは支持能力が正常なモデルと支持能力が低下したモデルを作成し，骨レベルの違いにより天然歯やインプラント周囲骨に及ぼす影響や連結の違いによるインプラント周囲骨における応力の分散などの影響を検討した。

## 2) 被圧変位量の再現程度とその意義

有限要素法では、応力値は変位量に基づいて導き出される。したがって、正確な応力値の算出のためには、生体における被圧変位量を実測値に近似させる必要がある<sup>34)</sup>。本研究では、天然歯の被圧変位量の設定に際して、後藤<sup>30)</sup>の報告した被圧変位量を参考にして側方荷重 100gf で 30~70 $\mu\text{m}$ 、1,000gf で 50~100 $\mu\text{m}$  の変位量と、垂直荷重 100gf で 15~35 $\mu\text{m}$ 、1,000gf で 30~60 $\mu\text{m}$  の変位量となることを目標とした。歯根膜の物性値は篠原が報告した値を参考に直交異方性弾性体として設定し<sup>35)</sup>、X 軸方向、Y 軸方向、Z 軸方向の弾性係数とポアソン比を試行錯誤的に当てはめ、側方荷重 1,000gf で 61.7 $\mu\text{m}$ 、垂直荷重で 1,000gf で 48.6 $\mu\text{m}$  の被圧変位量となり、上記の目標値に合致した。

一方、インプラントの被圧変位量を設定する際には、堀田<sup>31)</sup>の報告を参考に、2,000gf の側方荷重時に 41.0 $\mu\text{m}$ 、5,000gf の垂直荷重時 3.6 $\mu\text{m}$  になるように目標値を設定した。設定の変位量を再現するために、古橋ら<sup>25)</sup>の報告を参考に、インプラント頸部に 15 $\mu\text{m}$ 、インプラント底面に 20.0 $\mu\text{m}$  の Gap 要素を付与したところ 2,000gf の側方荷重時に 40.4 $\mu\text{m}$  の変位量、5,000gf の垂直荷重時に 2.9 $\mu\text{m}$  となり、目標値に近似した。

## 2. インプラントと天然歯との連結条件について

天然歯とインプラントの連結は一般的には避けるべきとされている<sup>2)</sup>。その根拠として、天然歯は歯根膜を介して骨と結合するのに対してインプラントは骨と直接結合しているため被圧変位量の極端な差がある<sup>36)</sup>ことや、天然歯の沈下が生じるとともに、生存率が低いことによるものと考えられる。Lang ら<sup>6)</sup>によると、選択基準を満た

した 13 の論文から，天然歯と連結したインプラントの生存率は 5 年で 90.1%，10 年で 82.1% であり，天然歯支台のブリッジの生存率は 5 年で 94.1%，10 年で 77.8% であった。また 5 年間の観察期間後の天然歯沈下の割合は 5.2% と報告している。天然歯沈下の原因として，disuse atrophy 説<sup>15~17)</sup>，differential energy dissipation 説<sup>37,38)</sup>，mandibular flexure 説<sup>3,39,40)</sup>，fixed partial denture flexure 説<sup>17,39)</sup>，impaired rebound memory 説<sup>3,39)</sup>，ratchet effect 説<sup>3,39)</sup>，debris impaction 説<sup>41)</sup> など諸説がある。これらの中で disuse atrophy は Mechanostat theory によって定量的に評価できる。すなわち Mechanostat theory では，骨に伝達される応力が 1~2MPa 以下の場合に廃用性萎縮が生じ，2~40 MPa で生理的に適合，40~60 MPa で負担過重となり，60 MPa 以上で骨吸収をきたすとされている<sup>18)</sup>。本研究の結果でも，モデル B の歯根膜周囲骨における最大相当応力値で 1.2MPa，モデル D のインプラント周囲骨における最大相当応力値で 44.7MPa と算出されていることから，天然歯とインプラントを連結すると条件によっては歯根膜の廃用性萎縮や，負担過重によるインプラント周囲骨の吸収を招く可能性があることになる。さらに Muddugangadhar ら<sup>42)</sup> のメタ分析では，装着後 5 年間ににおける生存率はインプラント支台単冠で 96.36%，インプラント支台ブリッジで 94.53%，天然歯とインプラント支台のブリッジで 91.27% であった。天然歯とインプラント支台ブリッジは，インプラント支台の単冠やブリッジに比較して生存率が低いため，天然歯とインプラントを連結する治療は優先されないとしている。

一方，インプラントと連結した天然歯の沈下については，連結条件により異なることも報告されている。すなわち天然歯をインプラントとリジッドに連結すれば天然

歯の沈下は認められないが、ノンリジッドな連結では天然歯の沈下が生じたとする報告や<sup>13,14)</sup>、天然歯とインプラントをリジッドに連結したところ、3年間にわたる経過観察で沈下した天然歯はなかったとの報告<sup>11)</sup>がある。以上のことから、連結を考えるのであれば、ノンリジッド連結を回避するのが望ましいと考えられた。ノンリジッド連結は、多くの場合 key and keyway や精密性アタッチメントを用いた半固定性の連結であった<sup>6,~11,13,14)</sup>。本研究におけるモデル B, D は明らかにリジッドな連結であり、モデル E では弾性係数の小さな POM を介してはいるものの、可動機構はないためノンリジッド連結には含まれないものと考えられた。

### 3. 本研究の結果について

正常な歯周組織や顎骨が存在するモデルのうち、クラウンおよび上部構造間を接触としたモデル A は、天然歯をインプラントに連結しない状況を再現していることになり、このモデルにおける応力値がベースラインと考えられた。本モデルにおける応力値を **Mechanostat theory**<sup>18)</sup> に当てはめて比較すると、いずれも生理的に適合する範囲にあった。一方、モデル B は、モデル A のクラウンと上部構造間を連結したモデルである。モデル B で中切歯歯根膜周囲骨の応力値が海綿骨部で 1.2MPa であったことから、連結により天然歯への負荷は減少し廃用性萎縮が生じる可能性が否定できない結果となった。またインプラント周囲の皮質骨における応力値は、モデル A の 5.9MPa からモデル B では 23.9MPa と約 4 倍となった。これは被圧変位量が小さいインプラントの周囲組織が咬合力による負荷を多く担うことになったためと考えられる。

一方、骨レベルの低下したモデルでは、モデル D の中

切歯部海綿骨で応力値が 2.5MPa となり，天然歯とインプラントとを連結した場合でも天然歯周囲骨における応力値は生理的に適応可能な範囲となった。この理由としては，中切歯部の応力値を比較したときに，正常な歯周組織を有するモデル A に対して，支持能力を減弱させたモデル C の応力値が増大したことが考えられた。Cordaro ら<sup>14)</sup>によると支持能力の減弱した 9 名と正常な支持能力の 10 名に天然歯とインプラントを連結し約 2～8 年経過をみたところ，支持能力の減弱した症例では天然歯の沈下が見られず，正常な支持能力でノンリジッドな連結を行った症例のみで沈下が生じたと報告している。本研究の結果は，この報告において支持能力の減弱した天然歯をインプラントと連結しても沈下しなかったことを裏付けていると考えられた。したがって，インプラントを支持能力の減少した天然歯の連結固定に利用する場合には，天然歯の沈下などは生じない可能性が示唆された。

しかしモデル D のインプラント部では皮質骨での最大相当応力値が 44.7MPa となり，周囲骨の吸収を招く可能性もあることが示された。渡辺<sup>27)</sup>は，天然歯とインプラントをブリッジ支台歯として連結する際に POM を介在させることで被圧変位性の異なる天然歯とインプラントとの応力分散の適正化を試み，有効性を報告<sup>27)</sup>している。よって，本研究では天然歯とインプラントとの界面に POM を介在させることを考えた。POM を介在させたモデル E では，中切歯部海綿骨での応力値は 2.7MPa と大きな違いを生じることなく，モデル D に比較して，インプラント周囲骨における皮質骨部での応力値を 23.6MPa に減ずることができた。この結果から天然歯とインプラントとの連結条件を適正化することで，応力分散をコントロールできる可能性が示唆された。

## 結論

連結固定にインプラントを応用する可能性を検討することを目的として、三次元有限要素法を用いて天然歯とインプラントを連結した場合に周囲組織に生じる変化を解析した結果、以下の結論を得た。

1. 正常な歯周組織を有する条件で天然歯をインプラントと連結固定した場合、天然歯部に廃用性萎縮を招く可能性があることが示された。

2. 支持能力が減少した条件で天然歯とインプラントを連結固定すると、天然歯部の応力値は生理的に適応可能な範囲であった。

3. 支持能力が減少したモデルで天然歯とインプラントを連結した場合、インプラント周囲骨の応力値は骨吸収を招きかねない程度まで増大した。

4. 天然歯とインプラントとの連結部に POM を介在させることで応力の分散が可能であった。

以上のことから、支持能力の減じた歯の連結固定にインプラントを利用できる可能性が示唆された。

## 利益相反

本論文に関して、開示すべき利益相反状態はない。

## 文献

- 1) 古木 譲 : 連結固定が歯牙の変位様相に及ぼす影響  
J Jpn. Prosthodont Soc, 37: 26-40, 1993.
- 2) 公益社団法人日本口腔インプラント学会編 ; 11 インプラント補綴法, 口腔インプラント治療指針 2012 第1版 ; 40 医歯薬出版株式会社, 2012.
- 3) Rieder, C.E. and Parel, S.M. : A survey of natural tooth

- abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int. J. Periodontics & Restorative Dent.* 13 ; 334-347 1993.
- 4) Neart, I.E, Duyck, J.A.J, Hosny, M.M., van Steenberghe, D. : Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patient. *Clin Oral Impl Res* 12 ; 237-244 2001.
  - 5) Lindh, T., Dahlgren, S., Gunnarsson, K., Josefsson, T., Wilhelmsson, P. and Gunne, J.: Tooth-implant supported fixed prostheses : A retrospective multicenter study. *Int. J. Prosthodont.* 14 ; 321-328 2001.
  - 6) Lang, N. P., Pjetursson, B. E., Tan, K., Brägger, U., Egger, M. and Zwahlen, M. : A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II .Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin. Oral Impl. Res.* 15 ; 643-653 2004.
  - 7) Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P. and Zwahlen, M. : Comparison of survival and comparison rates of tooth-supported fixed dental prostheses(FPDs) and implant-supported FPDs and single crowns(SCs).*Clin. Oral Implants Res.* 18;97-113 2007.
  - 8) Winston , W. C., Nikitas M. : Tooth-to-Implant connection : A systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clin Implant Dent. Relat. Res.* 12 ; 122-133 2010.
  - 9) Langer, B., Sullivan, D.Y.: Osseointegration:its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry. Part 3.Periodontal prosthesis

- redefined. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*;9(4):  
240-261 1989.
- 10) Langer, B., Sullivan, D.Y.: Osseointegration : its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry. II . *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 9(3) : 165-184 1989.
  - 11) Palmer, R.M., Howe, L.C., Palmer, P.J.: A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin. Oral Impl. Res.* 16;302-307 2005.
  - 12) Mijiritsky, E., Lorean, A., Levin, L.: Implant tooth -supported removable partial denture with at least 15-year long-term follow-up. *Clin. Implant Dent. Related Research.* 17(5) ; 917-922 2015.
  - 13) Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Glantz , P.O. and Myman, S. : A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin. Periodontol.* 13 ; 307-312 1986.
  - 14) Cordaro, L., Ercoli, C., Rossini, C., Torsello, F. and Feng, C. : Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *J. Prosthet. Dent.* 94 ; 313-320 2005.
  - 15) Cohn, S.A.: Disuse atrophy of the periodontium in mice. *Arch. Oral Biol.* 10 ; 909-919 1965.
  - 16) Cohn, S.A: Disuse atrophy of the periodontium in mice following partial loss of function. *Arch. Oral Biol.* 11 ; 95-105 1966.
  - 17) Mazurat, R.D., Love, W.B. and Pesun, I. J.: The role of



- the restorative dentist in the diagnosis and maintenance phases of implant therapy-Part II : Prosthetic planning. J. Can. Dent. Assoc. 60 ; 814-818 1994.
- 18) Frost, H. M.: Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell Evol. Biol. 275 ; 1081-1101 2003.
- 19) 上條 雍彦 : 4.下顎骨の内部構造.口腔解剖学 第 1 巻 骨学 第 6 版 ; 222-223,261,271 アナトーム社 東京 1975.
- 20) 吉田 美子 : 日本人永久歯の大きさ.口腔解剖学提要 歯の編 ; 160 金原出版株式会社 東京 1978.
- 21) 上條 雍彦 : 第 3 項.下顎中切歯.日本人永久歯解剖学 第 11 版 ; 31-42 アナトーム社 東京 1980.
- 22) 上條 雍彦 : 第 2 項.下顎第 1 小白歯.日本人永久歯解剖学 第 11 版 ; 58-64 アナトーム社 東京 1980.
- 23) 上條 雍彦 : 第 3 項.下顎中切歯.日本人永久歯解剖学 第 11 版 ; 93-112 アナトーム社 東京 1980.
- 24) 黒川 博行 : 成人歯根膜の厚さと繊維の走行方向.日組織記録 1 ; 227-230 1950.
- 25) 古橋 拓哉,山森 徹雄 : インプラント周囲骨の応力解析.奥羽大学歯学誌 35 ; 51-60 2008.
- 26) 渡辺 浩秀,山森 徹雄 : インプラント支持オーバーデンチャーの有限要素解析.奥羽大歯学誌 37 ; 13-20 2010.
- 27) 渡辺 聡 : 三次元有限要素法による歯科インプラントの生体力学的研究 - インプラントと天然歯の連結条件の検討 -. 奥羽大歯学誌 40 ; 79-92 2013.
- 28) 渡辺 文彦,畑 好昭 : 2 章 (2) POM の特徴.IMZ インプラントの臨床 第 1 版 ; 13 クインテッセンス出版 東京 1991.

- 29) 佐藤孝弘, 草刈 玄, 宮川 修: 下顎臼歯部に摘要したインプラント周囲骨の三次元有限要素法による応力解析—上部構造による連結の力学的影響—. 補綴誌 40; 682-694 1996.
- 30) 後藤建機: 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究. 歯科学報 71; 1415-1444 1971.
- 31) 堀田宏巳: 下顎 Osseointegrated implant 症例における Fixture の被圧変位特性に関する実験的研究. 歯科学報 92; 1-65 1992.
- 32) Tseng, C., Y Jiang, Y., Shih, K.: Mechanics comparison of various designs of implant-supported mandibular restoration. Journal of Biomechanical Science and Engineering. 3(2) 275-286 2008.
- 33) Frisardi, G., Barone, S., Razionale, A.V., Paoli, A., Frisardi, F., Tullio, A., Lumbau, A., Chessa, G.: Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis. Head Face Med. 29; 8-18 2012.
- 34) 岸 正彦: 2章 12 有限要素法の理論. 図解入門よくわかる最新有限要素法の基本と仕組み 第1版; 55 株式会社 秀和システム 東京 2011.
- 35) 篠原直幸: 歯科領域における構造力学の適用. 鹿歯紀要 16; 31-43 1996.
- 36) 公益社団法人日本口腔インプラント学会; 4 総合的評価 口腔インプラント治療指針 第1版; 9 医歯薬出版株式会社 2012.
- 37) Sheets, C. G. and Earthma, J. C.: Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: Evidence of and a hypothesis for the occurrence. J. Prosthet. Dent. 70; 513-520 1993.

- 38) Sheets, C. G. and Earthma, J. C. : Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. J. Prosthet. Dent. 77 ; 39-45 1997.
- 39) English, C. E.: Root intrusion in tooth-implant combination cases. Implant Dent. 2 ; 79-85 1993.
- 40) English, C. E.: Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. Implant Dent. 2 ; 221-242 1993.
- 41) Cho, G. C. and Chee, W.W. : Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis : a clinical report. J. Prosthet . Dent. 68 ; 3-5 1992.
- 42) Muddugangadhar, B.C, Amarnath, G.S. Sonika R, Chheda, P.S., Garg, A. : Meta-analysis of failure and survival rate of implant-supported single crowns, fixed partial denture, and implant tooth-supported Prostheses : Journal of International Oral Health 7(9) ; 11-17 2015.

## 付図説明

図 1 有限要素モデル

図 2 天然歯モデル

図 3 インプラントモデル

図 4 モデル A

図 5 モデル B

図 6 モデル C

図 7 モデル D

図 8 モデル E

図 9 中切歯周囲骨におけるコンター図

図 10 中切歯周囲骨における最大相当応力

図 11 インプラント周囲骨におけるコンター図

図 12 インプラント周囲骨における最大相当応力

表 1 材料特性

表 2 被圧変位量

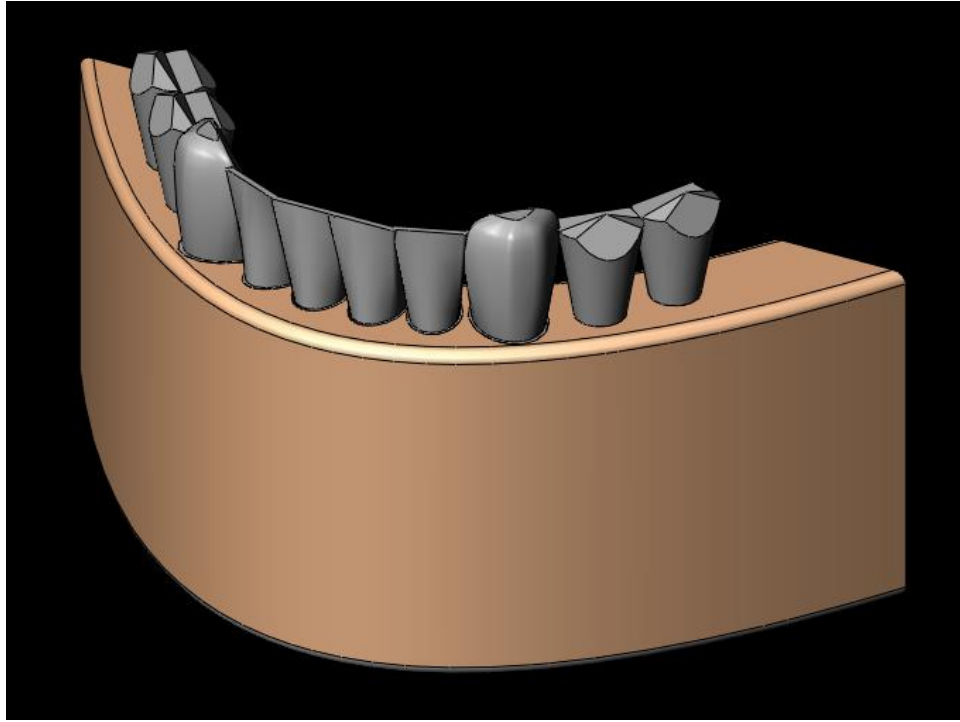


図 1 有限要素モデル

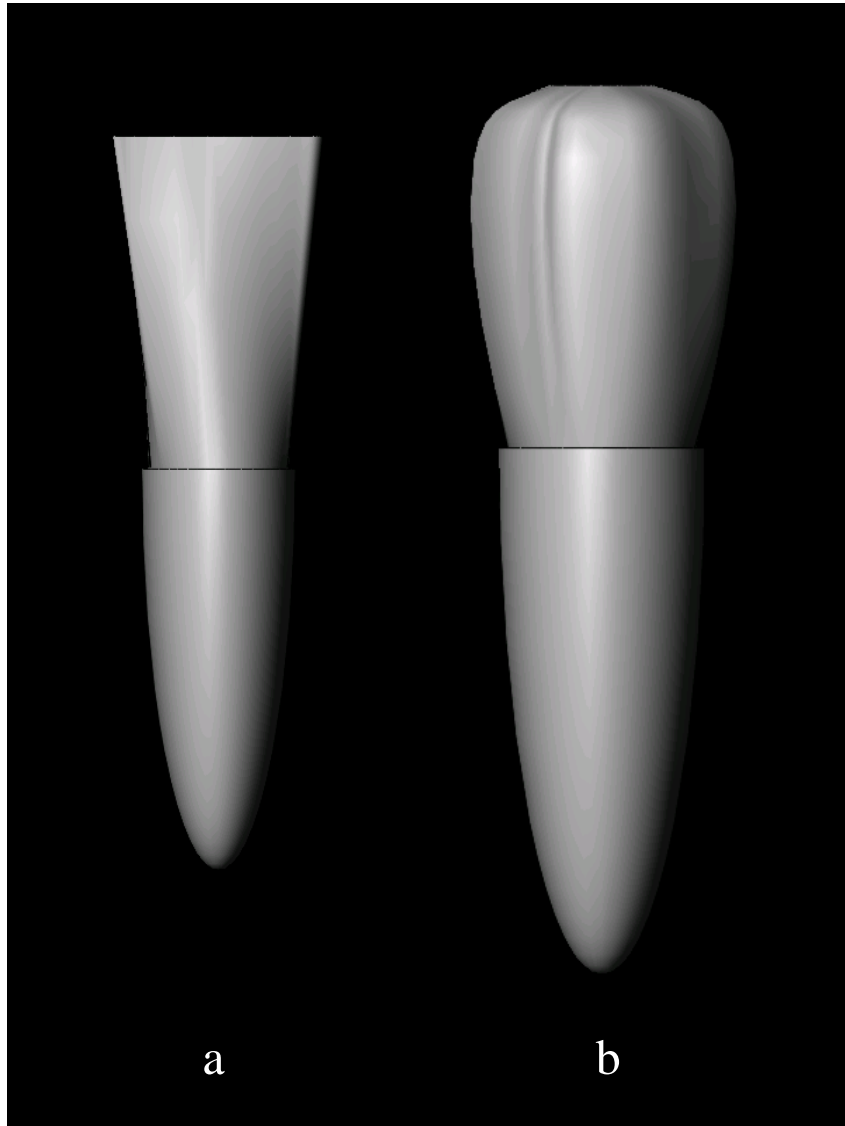


図 2 天然歯モデル

a : 切歯

b : 犬歯

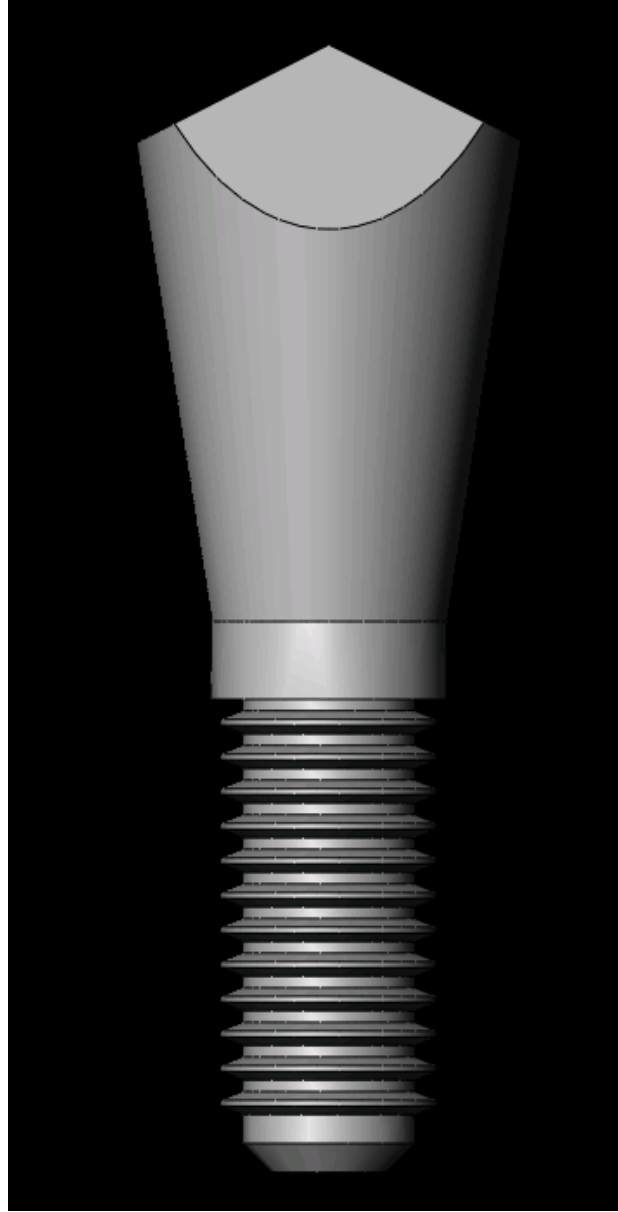


図 3 インプラントモデル

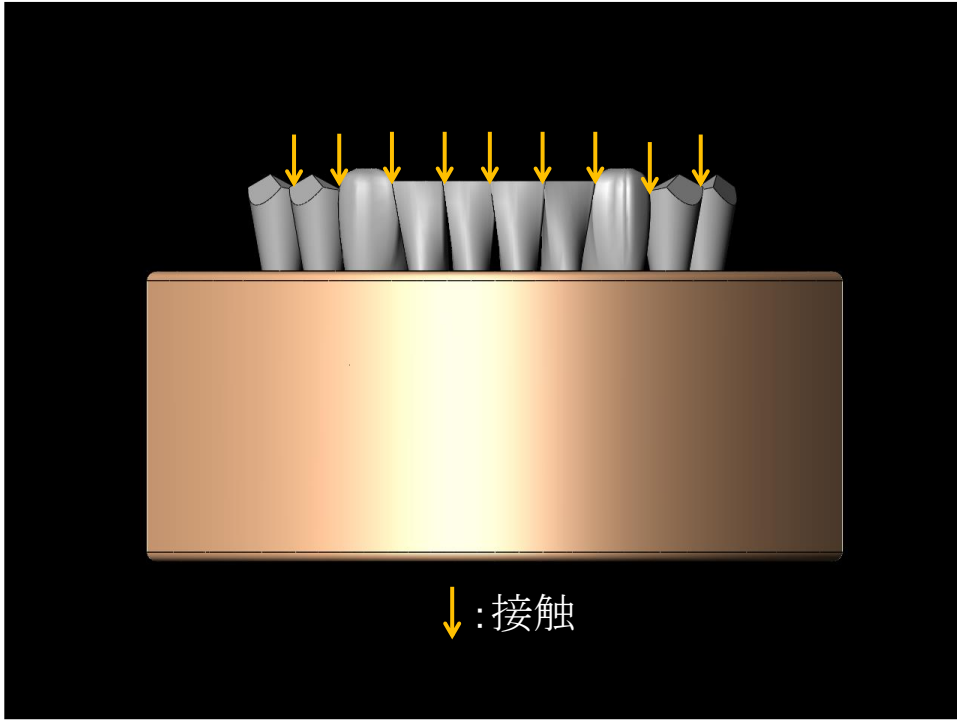


図 4 モデル A



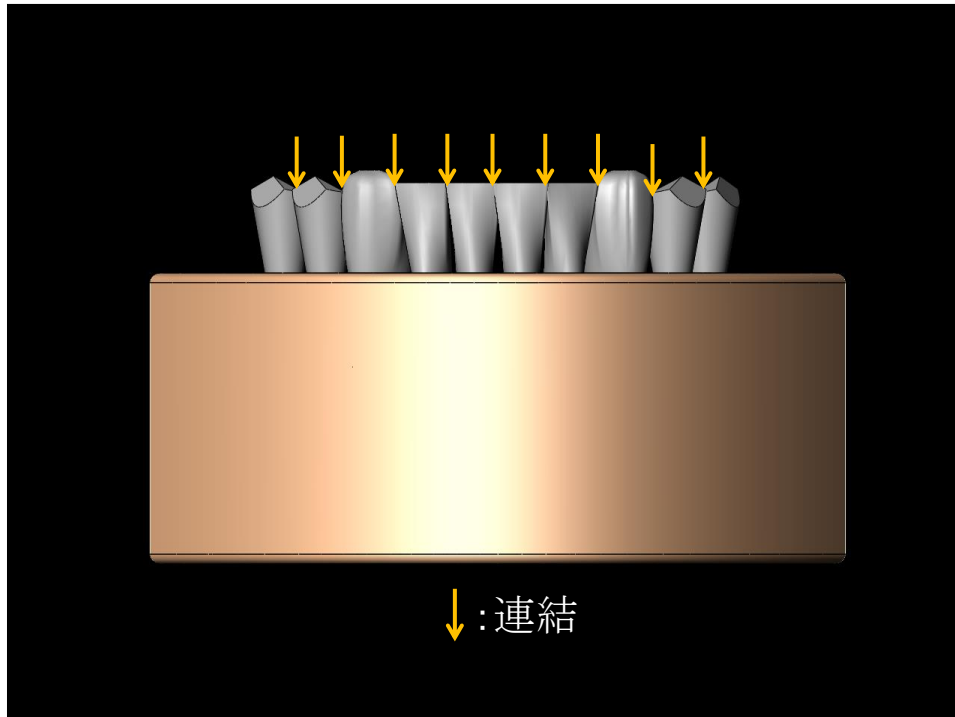


図 5 モデル B

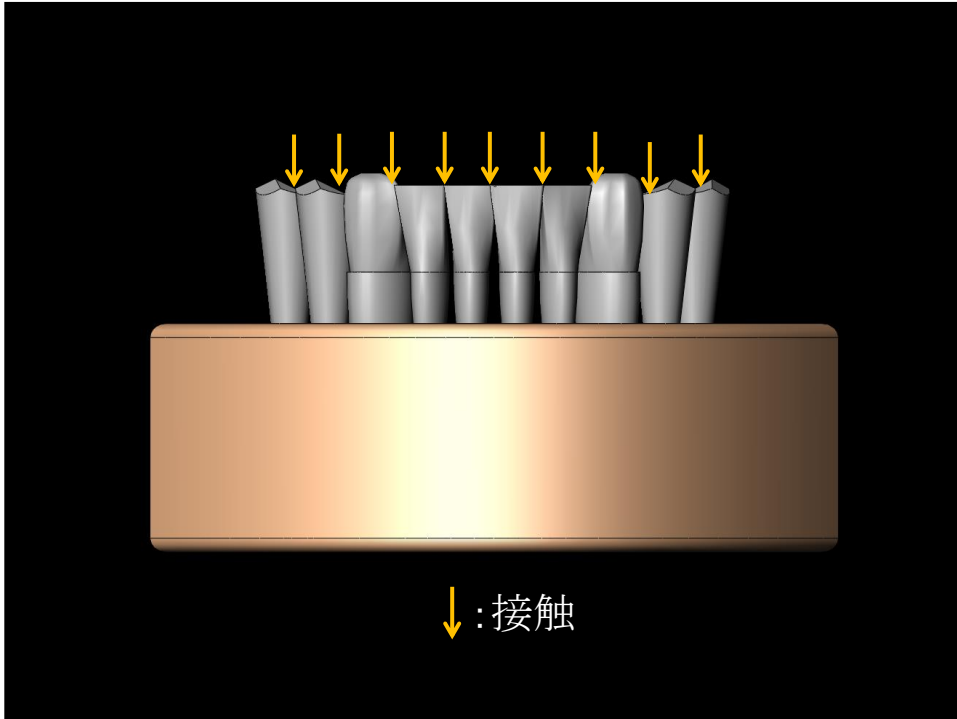


図 6 モデル C

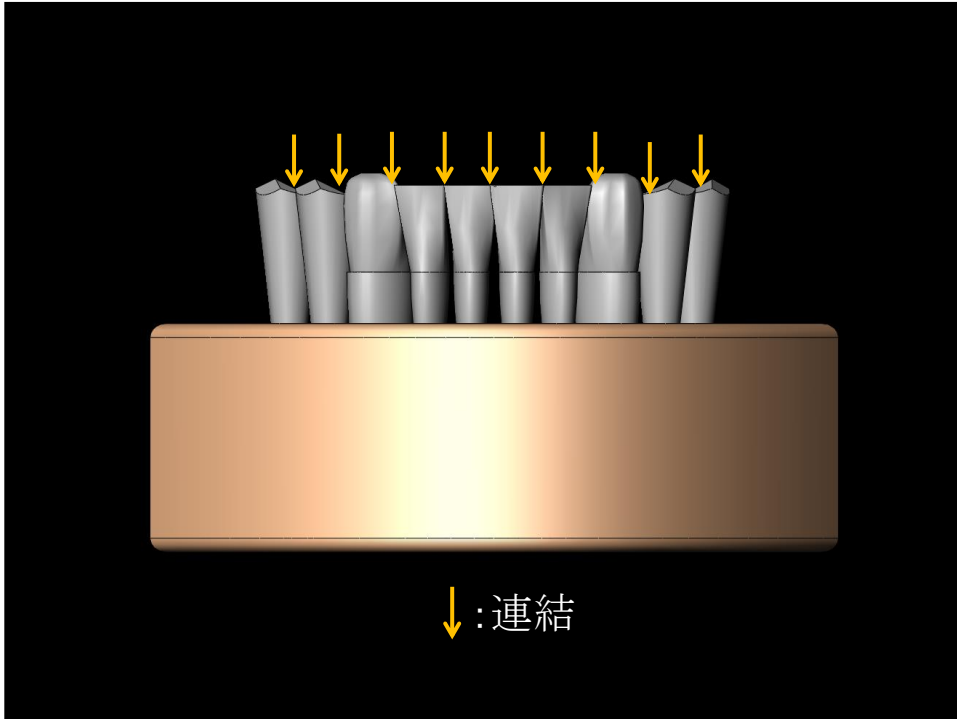


図 7 モデル D

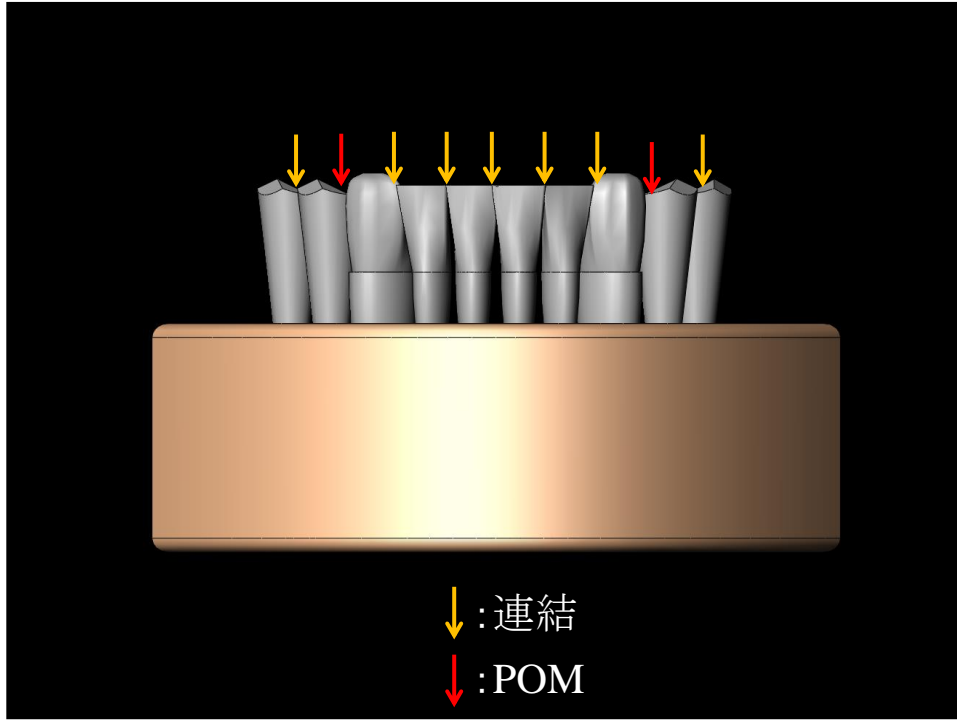


図 8 モデル E

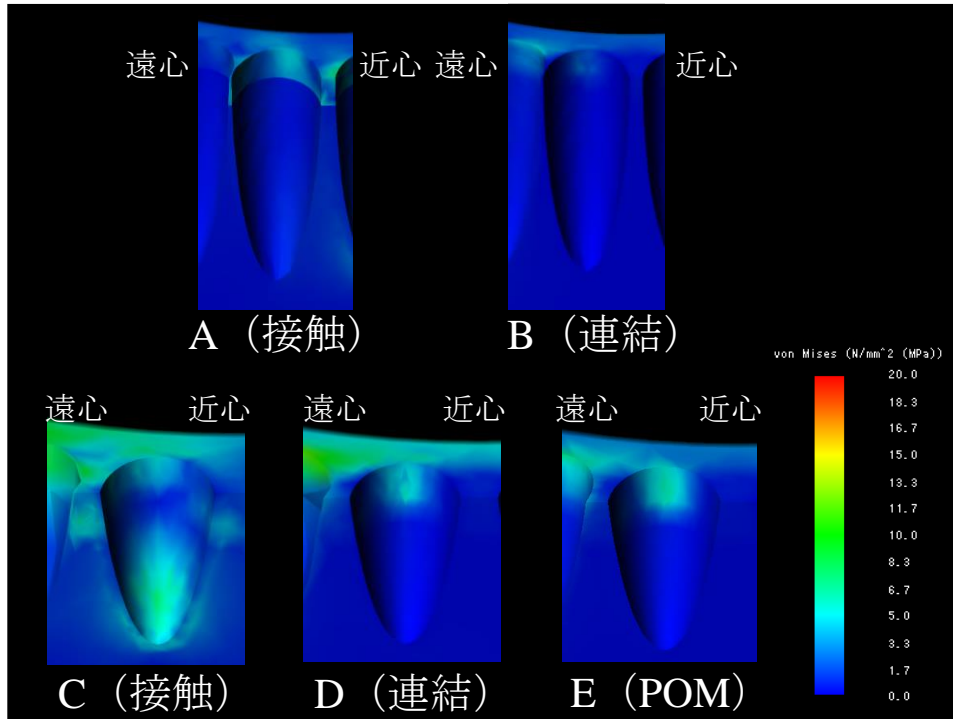


図 9 中切歯周囲骨におけるコンター図

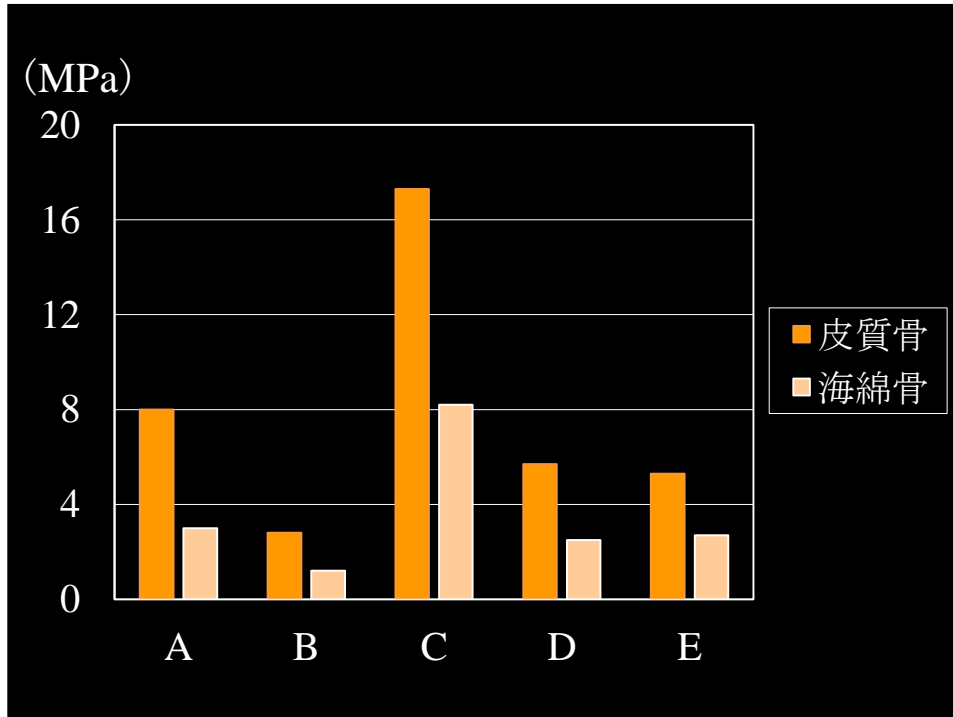


図 10 中切歯周囲骨における最大相当応力

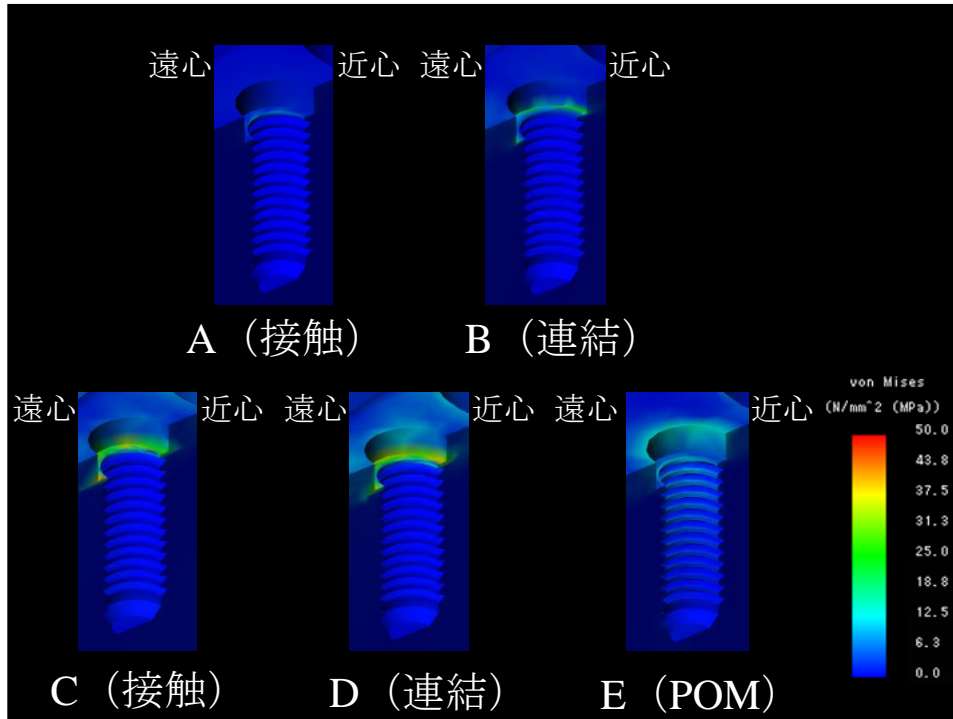


図 11 インプラント周囲骨におけるコンター図

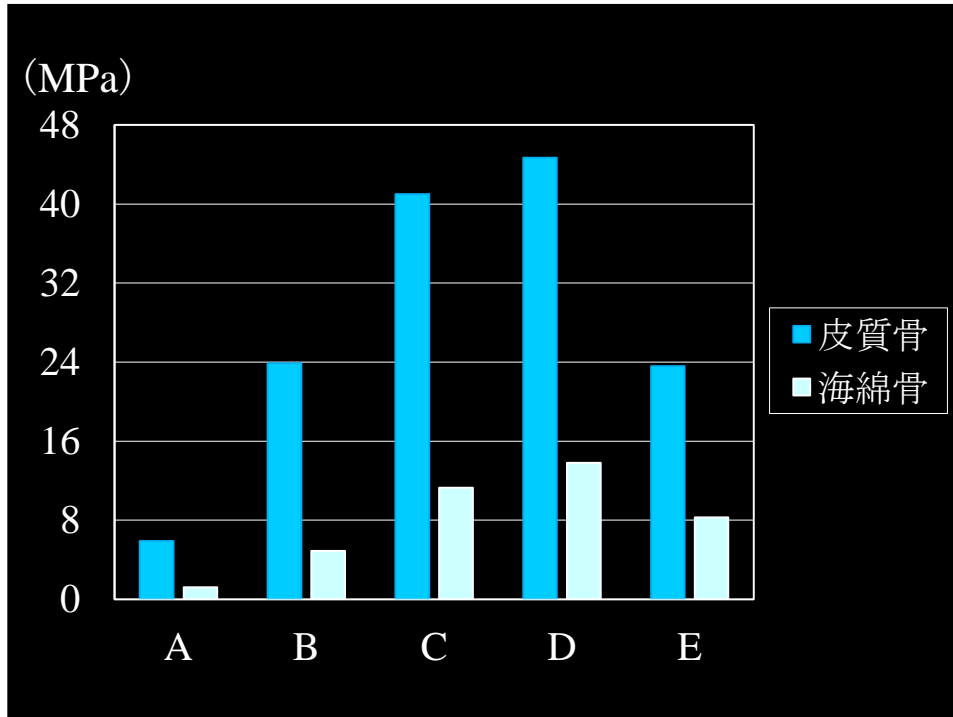


図 12 インプラント周囲骨における最大相当応力



構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
インプラント体, 上部構造, クラウン	110000	0.32
象牙質	14000	0.3
歯根膜 (直交異方性)	x軸方向 0.71 y軸方向 1.49 z軸方向 0.56	0.49
皮質骨	13000	0.3
海綿骨	1300	0.3
POM	2600	0.39

表 1 材料特性

天然歯 変位量 (μm)	垂直荷重		側方荷重	
	100gf	1000gf	100gf	1000gf
後藤報告の 目標値	15~35	30~60	30~70	50~100
直交異方性 モデル	4.9	48.6	6.3	61.7

インプラント 変位量 (μm)	垂直荷重 (5000gf)	側方荷重 (2000gf)
堀田の目標値	3.6	41.0
インプラント モデル	2.9	40.4

表 2 被圧変位量