

Title	インプラントデザインの差異が周囲骨と補綴装置に及ぼす力学的影響
Author(s)	山西, 康文
Citation	大阪大学, 2013, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/55460">https://hdl.handle.net/11094/55460</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

学 位 論 文

インプラントデザインの差異が周囲骨  
と補綴装置に及ぼす力学的影響

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

山西 康文

# 目次

---

## I. 緒言

## II. (実験 1) CAD モデルを用いた 3 次元有限要素法による応力解析

### 1) 目的

### 2) 実験方法

#### ① CAD モデルの作製と解析方法

#### ② 周囲骨の応力解析

#### ③ アバットメントスクリューのひずみの解析

#### ④ アバットメントのマイクロムーブメントの解析

### 3) 実験結果

#### ① 周囲骨の応力

#### ② アバットメントスクリューのひずみ

#### ③ アバットメントのマイクロムーブメント

### 4) 小括

## III. (実験 2) 3 次元有限要素解析と模型実験による検証

### 1) 目的

### 2) 実験方法

#### ① 模型実験で再現可能な 3 次元有限要素解析

#### ② 解析モデルを再現した模型実験

#### ③ 統計解析

### 3) 実験結果

### 4) 小括

## IV. (実験 3) デザインの差異が周囲骨と補綴装置の構成要素に及ぼす力学的影響の検討

### 1) 目的

### 2) 実験方法

#### ① 周囲骨の応力解析

#### ② アバットメントの変位解析

### 3) 実験結果

- ①周囲骨の応力
- ②アバットメントの変位
- 4)小括

## V. 考察

## VI. 結論

## VII. 謝辞

## VIII. 参考文献

## IX. 図表

## I. 緒言

---

近年、歯科インプラント治療は欠損補綴治療の一オプションとして認められるようになっており、すでに国際的なインプラント治療の成功の基準が定められている<sup>1)</sup>。その基準のひとつに、補綴装置装着から1年後のインプラント頸部の水平的な骨吸収の量が、デンタルX線写真上で2 mm以内という項目が設けられていることから明らかなように、現在でもインプラント治療後の骨吸収を完全に防ぐことは困難であることが知られている。この骨吸収が生じる原因として、①外科手技による侵襲<sup>2)</sup>、②過重負荷<sup>3)</sup>、③インプラント-アバットメント間のマイクロギャップからの微生物汚染<sup>4,6)</sup>、④インプラント-アバットメント間のマイクロムーブメント<sup>4,7-9)</sup>、⑤繰り返されるスクリューの締結と弛緩<sup>10)</sup>などが挙げられており、これらの原因をひとつでも多く取り除くことがインプラント治療の成功にとって重要である。

ところで、日々の動的応力により引き起こされる疲労から骨にはマイクロクラックが生じ、骨細胞のアポトーシスが誘導されると同時に、破骨細胞による骨吸収が起こることが知られている<sup>11,12)</sup>。また、骨は圧縮応力に対して最も強く、引張応力に対しては骨吸収の閾値が圧縮応力と比べて30%程度低く、せん

断応力に対しては 65%程度も低いとされる<sup>13,14)</sup>。それゆえ、骨吸収を最小限に留めるためには、皮質骨におけるせん断応力を減らすことが最も重要であると言われている<sup>14)</sup>。このような背景から、これまで咬合力による周囲骨への過剰な負担を減らすことを目的に、多層構造の物体の内部応力解析に有効とされる有限要素法を用いた応力解析が多く行われている<sup>15-20)</sup>。しかしながら、インプラントの構成要素のサイズは極めて小さく、形態も非常に複雑であることから、それらを精密に再現した解析モデルを用いるとデータ量が膨大となり、解析破綻を引き起こしてしまう。解析破綻を避けるためには、解析モデルを 2 次元とせざるを得ず<sup>15, 16)</sup>、たとえ 3 次元であってもインプラントとアバットメントが結合した 1 ピース型の非常に簡略化されたものを用いるより他に方法がなかった<sup>16-18)</sup>。2 次元の解析モデルは、解析の計算コストの点では優れるが、限られた情報しか得られないことは明らかであり、3 次元の解析モデルであっても、1 ピース型の場合はインプラントの実際の構造を反映しておらず、補綴装置の構成要素の応力分布を評価することは不可能である。

膨大なデータ量による解析破綻を解決するため、本研究では、精密に再現した解析モデルの作製から解析までを一つのソフトウェアで行うことを着想した。すなわち、Computer Aided Design (CAD) により解析モデルを独自に設計することにより、データ量の大幅な削減を実現した。その上で、精密な 3 次元有

限要素解析モデルを作製して解析を行った。それとともに、チタンで造形した **Computer Aided Manufacturing (CAM)** モデルを用いた模型実験によって解析結果を検証した。さらに、検討したいデザインだけに差異を限定した解析モデルを用いて 3 次元有限要素解析を行うことにより、インプラントのデザインが周囲骨と補綴装置に及ぼす力学的影響を詳細に比較検討した。

## II. (実験 1) CAD モデルを用いた 3 次元有限要素法による応力解析

---

### 1)目的

CAD ソフトウェアを用いて、精密な 3 次元有限要素解析モデルを作製し、インプラントデザインがインプラント周囲骨と補綴装置の構成要素に及ぼす力学的影響について検討することを目的とした。

### 2)実験方法

#### ①CAD モデルの作製と解析方法

CAD ソフトウェア (SolidWorks 2011, Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA) の製図機能を用いて、表 1 および図 1 に示す頸部形態が円錐型のエクスターナルジョイント (EJ)、頸部形態がストレート型のインターナルジョイント (IJ) および頸部形態が逆円錐型のコニカルジョイント (CJ) の 3 種類の 3 次元解析モデルを作製した。ねじ山の形態とピッチは各モデル間で同一にした。各アバットメントの形態は、インプラント体との連結様式に関わる部分を除いて、同一とした。インプラント体とアバットメントはアバットメントスクリューにて連結した。



皮質骨の厚さ 1.5 mm の上顎骨の前歯部を想定した解析モデルを作製し、各インプラントモデルを埋入した (図 2A)。X 軸の正の方向を唇側、Y 軸方向をインプラント軸方向、Z 軸方向を近遠心方向とした。解析に用いた骨とチタンの機械的特性を表 2 に示す。オッセオインテグレーションが達成されていることを想定して、インプラント体と骨の接触条件は完全固定とした<sup>15-19)</sup>。補綴装置の構成要素間には、微視的な滑りが生じうる接触条件とした。骨モデルの隣接面と底面を拘束し、インプラント軸に対して 45° 傾斜した方向からアバットメントの基底結節相当部分に 100 N の静的荷重を負荷した (図 2B)。解析に用いる要素の形態は四面体とした。

短い解析時間で正確な結果が得られる最適な要素サイズを決定するため、最大主応力を基準とした収束試験を行った。3次元有限要素解析には SolidWorks Simulation (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA) を使用した。

## ②周囲骨の応力解析

インプラント周囲骨 (皮質骨と海綿骨) における主応力、せん断応力、von Mises 応力をすべての要素について出力し、その中から各応力の最大値を記録した。

### ③アバットメントスクリューのひずみの解析

解析によって、近遠心的に中央の断面におけるアバットメントスクリューの相当ひずみ分布を評価した。相当ひずみが集中した部位をモデル間で比較検討した。

### ④アバットメントのマイクロムーブメントの解析

アバットメントの X 軸方向の主応力と、インプラント - アバットメント界面における Y 軸方向のせん断応力を、近遠心的に中央の断面で評価した。本研究では、アバットメントのマイクロムーブメントを次式のように定義した。

$$\text{Micromovement} = \frac{V_{\text{after}} - (V_{\text{before}} \cap V_{\text{after}})}{V_{\text{before}} \cup V_{\text{after}}} \times 100 \text{ (\%)} \quad \dots (1)$$

ここで、 $V_{\text{before}}$  と  $V_{\text{after}}$  は、それぞれ変位前と変位後のアバットメントの体積で、

$V_{\text{before}} \cap V_{\text{after}}$  は変位前後でアバットメントが重なりあう部分の体積であり、

$V_{\text{before}} \cup V_{\text{after}}$  は変位前後でアバットメントをたし合わせた部分の体積である。

式 (1) においては、アバットメントを含めた補綴装置全体が静的荷重によって変位しているため、アバットメントの最大変位値による単純な比較では不可能

であった真のマイクロモーメントの算出が可能となる。

### 3)実験結果

最大主応力を基準とした収束試験の結果、要素数はそれぞれ EJ が 69,030, IJ が 69,510, CJ が 96,642 であった (図 3)。

#### ①周囲骨の応力

EJ では、主応力はインプラント頸部に集中した。最大主応力の値は 11.4 MPa で、口蓋側の皮質骨に生じた (表 3, 図 4)。隣接面の皮質骨に、圧縮応力と引張応力との明らかな境界を認め (図 5A)、その部分にせん断応力が集中し、最大値は 5.2 MPa であった (表 3, 図 5B)。von Mises 応力はインプラント頸部の皮質骨に集中した。その最大値は 11.1 MPa で、唇側の皮質骨に認められた (表 3, 図 6A)。せん断応力の集中はほとんど認められず、最大値は 2.8 MPa であった (表 3, 図 6B)。

IJ では、主応力はインプラント頸部に集中した。最大主応力の値は 45.7 MPa で、唇側の皮質骨に生じた (表 3, 図 4)。隣接面の皮質骨において、圧縮応力と引張応力の境界は明らかではなく、せん断応力は唇側の皮質骨に集中し、最大値は 18.0 MPa であった (表 3, 図 5B)。von Mises 応力はインプラント頸部の皮質骨に集中した。von Mises 応力の最大値は 86.3 MPa で、唇側の皮質骨に認

められた(表 3, 図 6A). 唇側の皮質骨にせん断応力が集中し, 最大値は 13.1 MPa であった(表 3, 図 6B).

CJ では, 主応力はインプラント頸部に集中した. 最大主応力の値は 46.2 MPa で, 皮質骨の唇側に生じた(表 3, 図 4). 隣接面の皮質骨の圧縮応力と引張応力の境界も明らかではなく, せん断応力は皮質骨の唇側に集中し, 最大値は 20.7 MPa であった(表 3, 図 5B). von Mises 応力はインプラント頸部の皮質骨に集中した. その最大値は 61.9 MPa で, 唇側の皮質骨に認められた(表 3, 図 6A). 口蓋側にせん断応力が集中し, 最大値は 10.3 MPa であった(表 3, 図 6B).

## ②アバットメントスクリューのひずみ

IJ と CJ では, ひずみが口蓋側に均一に分布したのに対して, EJ ではスクリューの上部と中央部にひずみが集中した(図 7).

## ③アバットメントのマイクロムーブメント

EJ では, アバットメントスクリューが曲がり, X 軸方向の圧縮応力が口蓋側のアバットメント内面に集中した(図 8A). IJ では, せん断応力が一様に分布したが, CJ ではインプラント体とアバットメントの界面で, せん断応力のベクトルの方向が逆転した(図 8B).

EJ, IJ および CJ のアバットメントのマイクロムーブメントは, 単位体積当たりそれぞれ 0.2778, 0.2380 および 0.2375 であった.

#### 4)小括

CAD モデルを独自に設計し, 大幅にデータ量を削減することによって, 精密な解析モデルで 3 次元有限要素解析を行うことに成功した. 2 ピース型の解析モデルを用いたことにより, 補綴装置の応力分布を構成要素別に評価できた. さらに, アバットメントの変位量を評価できた. すべてのモデルにおいて, 主応力はインプラント頸部に集中した. IJ と CJ に比べて, EJ は周囲骨に加わる応力が小さい一方, アバットメントのマイクロムーブメントは大きかった.

### Ⅲ. (実験 2) 3次元有限要素解析と模型実験による検証

---

#### 1) 目的

有限要素法による解析は、要素のサイズや形態によって結果に差が生じるため、先の実験で実施した CAD ソフトウェアを用いた応力解析が現実とかけ離れていないことを検証する必要がある。そこで、新たに 3次元有限要素解析 (*in silico*) を行い、それを模型実験 (*in vitro*) で再現し、アバットメントの変位量を計測することで、有限要素解析結果の検証を行うことを目的とした。

#### 2) 実験方法

##### ①模型実験で再現可能な 3次元有限要素解析

SolidWorks 2012 を用いて、エクスターナルジョイントとインターナルジョイントの 2種類の 3次元解析モデルを作製した (図 9A, B)。2つの解析モデルにおいて、インプラント - アバットメント連結様式以外のデザインはまったく同一にした。各アバットメントの形態は、インプラント体との連結様式に関わる部分を除いて同一にした。インプラント体とアバットメントはアバットメントスクリューにて連結した。

皮質骨の厚さ 2 mm の皮質骨と海綿骨からなる 3次元解析モデル (35 mm×25 mm×27 mm) を作製し、各インプラントモデルをプラットホームの下 3 mm の深さまで埋入した (図 9C)。解析に用いた骨とチタンの機械的特性は表 4 に示す。オッセオインテグレーションが達成されていることを想定して、インプラント体と骨の接触条件は完全固定とした。補綴装置の構成要素間は、微視的な滑りが生じうる接触条件とした。インプラント軸に対して斜め 30° の角度でアバットメントの基底結節相当部分に設けた点に 20 N の静的荷重を負荷し、骨モデルの荷重方向に水平な側面と底面を拘束した (図 10A)。解析に用いた要素の形態は四面体とした。短い解析時間で正確な結果が得られる最適な要素サイズを決定するため、アバットメント変位量を基準として収束試験を行い、最大値を記録した。

## ②解析モデルを再現した模型実験

CAD で設計した解析モデルを ASTM 規格 Grade IV の純チタンで造形することで、まったく同一形態の 2 種類の模型を各々 6 つ作製した (図 9D, E)。インプラント体とアバットメントはアバットメントスクリューで締結した。デジタルトルクゲージ (BTG50CN, Tonichi Mfg. Co Ltd, 東京) を用いて 20 N で締結し、10 分後に再度デジタルトルクゲージを用いて緩みの有無を確認した。骨

と同様の機械的特性<sup>20)</sup>を有する工業用樹脂のポリフェニルサルファイド (Poly Phenylene Sulfide; 以下 PPS, 35 mm×25 mm×2 mm, Ensinger, 東京) とポリプロピレン (Poly Propylene; 以下 PP, 35 mm×25 mm×25 mm, Ensinger, 東京) を用いて解析モデルとまったく同一形態の骨モデルを作製した。PPS と PP はサンドペーパーで表面を荒く研磨した後, エポキシ樹脂接着剤 (アラルダイト, ニチバン株式会社, 東京) で接着し, 硬化中に PPS と PP がずれないように万力で固定し, 室温下で 24 時間放置した。完成した骨モデルに, 直径 5 mm のドリルを用いて深さ 10 mm の穴を形成し, インプラント体をプラットフォームから下 3 mm の部位まで埋入し, インプラント体と骨モデルの間はエポキシ樹脂接着剤で接着した (図 9F)。荷重負荷試験機 (800L Servo-All-Electronic™ Test System, TestResources, Minnesota, USA) を用いて骨モデルの荷重方向に水平な側面と底面を固定し, インプラント軸に対して斜め 30° の角度でアバットメントの基底結節相当部分に 20 N の静的荷重を負荷した (図 10B, C)。デジタルカメラ (IXY DIGITAL 910IS, Canon, 東京) を用いて荷重負荷の前後で撮影し, 実際は 5 mm であるインプラント直径の pixel 数を画像解析ソフト (Image J, NIH, Maryland, USA) で計測することで, アバットメントの変位量が最大となる点 (図 10B) の値を比例計算した。用いた数式を (2) に示す。



$$\text{Displacement} = \frac{D_{real}}{D_{image}} \times M \text{ (mm)} \dots (2)$$

式 (2) において、 $D_{real}$  は実際のインプラント直径 5 mm、 $D_{image}$  は画像上でのインプラント直径の pixel 数、 $M$  はアバットメントの変位量の pixel 数である。

### ③統計解析

模型実験のアバットメントの変位量の定量データは、危険率 5%にて

Mann-Whitney's U test にて有意差の検定を行った。統計解析には、Statcel (3rd ed., オーエムエス出版, 東京) を用いた。

### 3)実験結果

アバットメントの変位量を基準とした収束試験の結果、要素数はそれぞれエクスターナルジョイントが 139,639, インターナルジョイントが 71,680 であった (図 11)。有限要素解析の結果から、アバットメントの変位量はインターナルジョイントに比べて、エクスターナルジョイントの方が大きかった (図 12A)。模型実験の結果、アバットメントの変位量はインターナルジョイントに比べて、エクスターナルジョイントの方が有意に大きかった ( $p < 0.05$ , 図 12B)。

#### 4)小括

3次元有限要素解析 (*in silico*) と、それを再現した模型実験 (*in vitro*) の結果、アバットメントの変位量は、ともにエクスターナルジョイントの方が大きく、矛盾はみられなかった。模型実験による結果は、有限要素解析結果が現実をよく反映していることを実証するものと考えられた。

## IV. (実験 3) デザインの差異が周囲骨と補綴装置の構成要素に及ぼす力学的影響の検討

---

### 1)目的

実験 1 より，解析モデルのデザインの差異によって周囲骨と補綴装置に及ぼす力学的影響が異なることが明らかとなった．しかし，モデル間にデザインの差異が複数存在したことから，どのデザイン要素による影響であるかを厳密に比較検討することは不可能であった．そこで，検討したいデザイン要素のみに差異を限定した解析モデルを用いて解析し，詳細に比較検討を行うことで，デザインの差異が周囲骨と補綴装置に及ぼす力学的影響を解明することを目的とした．

### 2)実験方法

SolidWorks 2012 を用いて，アバットメント連結様式，アバットメント形態，プラットフォームスイッチング，インプラント頸部の形態の 4 つのデザインの差異を詳細に検討するための 6 種類の 3 次元解析モデルを作製した (図 13)．検討するモデル間でデザインの差異を 1 種類に限定した．インプラント体とアバ

ットメントはアバットメントスクリューにて連結した。

皮質骨の厚さ 1.5 mm の上顎前歯部を想定した解析モデルを作製し、各インプラントを埋入した (図 14A)。解析に用いた骨とチタンの機械的特性は実験 1 と同じである (表 2)。オッセオインテグレーションが達成されていることを想定して、インプラント体と骨の接触条件は完全固定とした。補綴装置の構成要素間には、微視的な滑りが生じうる接触条件とした。骨モデルの側面と底面を拘束し、インプラント軸に対して斜め 45° の角度でアバットメントの基底結節相当部分に 100 N の静的荷重を負荷した (図 14B)。解析に用いる要素の形態は四面体とした。短い解析時間で正確な結果が得られる最適な要素サイズを決定するため、最大主応力を基準として収束試験を行った。3次元有限要素解析は **SolidWorks Simulation** で行った。

#### ①周囲骨の応力解析

アバットメント連結様式の影響を検討するためにエクスターナルジョイント

(EM) とインターナルジョイント (IM) を、アバットメント形態の影響を検討するためにストレートアバットメント (SA) とテーパードアバットメント

(TA) を、インプラント頸部の直径よりも小さい直径のアバットメントを連結するプラットホームスイッチングの影響を検討するためにプラットホームスイ

ッシングあり (PS) とプラットホームスイッチングなし (IM) を、インプラント頸部形態の影響を検討するためにインプラント頸部がストレート (TA) と逆円錐 (RN) を比較し、各デザイン要素が周囲骨における最大主応力の分布に及ぼす影響を評価した。

## ②アバットメントの変位解析

SA と TA のアバットメント変位量の差異を評価した。

## 3)実験結果

最大主応力を基準とした収束試験の結果、各モデルの要素数は IM で 42,714, EM で 42,992, TA で 34,876, SA で 42,849, PS で 41,231, RN で 41,380 となった (図 15)。

### ①周囲骨の応力

周囲骨の応力分布を図 16 に示す。IM では、唇側に引張応力の集中を認めた。EM では、唇側に引張応力が集中し、口蓋側にも圧縮応力の集中を認めた。SA と TA では、周囲骨の応力分布に差は認められなかった。PS では、IM で認められた引張応力の集中が分散した。RN では、SA と比べてインプラント頸部に主応力が集中した。

## ②アバットメントの変位

TA では、SA に比べてアバットメントの変位量が少なかった（図 17）。

## 4)小括

インプラントの種々のデザイン要素が、頸部周囲骨に加わる応力やアバットメントの変位量に与える影響を明らかにすることができた。

アバットメント連結様式に関しては、エクスターナルジョイントはインターナルジョイントに比べて、頸部周囲骨への応力集中がより顕著であった。プラットフォームスイッチングによって頸部周囲骨への応力集中はより分散した。インプラント頸部形態に関しては、逆円錐型はより顕著な頸部周囲骨への応力集中を招いた。アバットメント形態に関しては、頸部周囲骨に加わる応力には影響を与えなかったが、テーパードアバットメントはストレートアバットメントに比べて、アバットメントの変位量を減少させた。

## V. 考 察

---

アバットメントのマイクロムーブメントとインプラント - アバットメント間のマイクロギャップの存在によって、2ピース型のインプラントにおいて、深刻なインプラント周囲骨の吸収が報告されてきた<sup>4,8,9)</sup>。骨吸収に関わる周囲骨や補綴装置の応力分布に関して臨床環境に近い情報を得るためには、インプラントの構造を精密に再現したモデルで解析を行う必要がある。一般に、複雑な構造に対して3次元有限要素解析を行う場合、計算コストが高くなることは避けられない。本研究では、CADにより解析モデルを独自に設計することでこの問題を解決した。そして、3次元の2ピース型のインプラント解析モデルを作製することで計算コストを下げ、これまでの研究に比べてより精密なモデルで解析を行った結果、周囲骨と補綴装置の応力分布を3次元で評価することに成功した。

食物の硬さにもよるが、平均的な咀嚼中の咬合力は20~100 Nであると報告されている<sup>22)</sup>。本研究では、これまでの研究を参考に咬合力による荷重を模倣するために100 Nの静的荷重を負荷した<sup>23,24)</sup>。

実験1では、最大主応力を基準とした収束試験の結果、要素数がEJは69,030、IJは69,510、CJは96,642を超えると最大主応力値が収束したため、最も短い

時間で解析可能なこの値を最適な要素数とした。1ピース型の解析モデルを用いた解析の結果<sup>18, 19)</sup>と同様に、本研究で構築した2ピース型の解析モデルにおいてもインプラント頸部周囲骨に最大主応力が集中した。骨は、引張応力や圧縮応力に比べてせん断応力に弱いことから、皮質骨の骨吸収においてせん断応力が重要な役割を担っていると考えられている<sup>14)</sup>。EJでは、隣接面の皮質骨に圧縮応力と引張応力の境界が明らかに認められたことから、アバットメント連結様式がエクスターナルジョイントのインプラントでは隣接面の骨吸収により大きな影響が及ぶものと考えられる。インプラント頸部形態がストレート型のIJでは、スカラー値で示したベクトルをもたないvon Mises 応力とXZ平面におけるベクトルを有するせん断応力が、ともに唇側のインプラント頸部周囲骨に著しく集中した。一方、インプラント頸部形態が逆円錐型のCJでは、IJよりもvon Mises 応力の集中が認められず、XZ平面におけるせん断応力は口蓋側に集中した。これらの結果は、逆円錐型のインプラント頸部形態はせん断応力の分布を変化させ、唇側におけるvon Mises 応力がより分散される可能性があることを示している。逆円錐型のインプラント頸部形態による骨のプラットフォームスイッチングは、歯槽骨頂の骨の保存につながる<sup>25)</sup>とされ、本研究結果もそれを支持している。すなわち、逆円錐形態は唇側の骨吸収を抑制することに役立つものと考えられる。



これまでのインプラントの応力解析では、応力の最大値を評価することで、インプラントデザインが周囲骨に与える力学的影響を評価してきた<sup>15-17, 19, 23)</sup>。本研究では、3つのモデルの間で、応力が最大となったのはIJあるいはCJであった。このことは、それらのアバットメント連結様式はアバットメントがインプラント体の内部まで深く入り込んで強固に連結する様式であり、インプラント頸部周囲骨に対して、より直接的に荷重を伝えることを示している。

本研究では、3次元の2ピース型の解析モデルにより、インプラントの補綴装置の各構成要素に生じる応力分布を3次元で評価することができた。IJやCJのようにアバットメントがインプラント体の内部まで深く入り込んで強固に連結される様式では、アバットメントスクリューのひずみが一様に分布した。それに対して、EJのようにアバットメントがインプラント体の上に乗るように連結される様式では、アバットメントスクリューの先端と中央にひずみが集中した。加えて、EJではアバットメント内面の口蓋側にX軸方向の圧縮応力が集中した。このことは、EJのアバットメントスクリューが大きく曲がり、繰り返される咬合力によって微視的に滑ることを意味し、より容易にアバットメントスクリューが緩む可能性があることを示唆している。IJでは、インプラント体とアバットメントの界面におけるY軸方向のせん断応力が均一に分布したのに対して、CJでは同界面でせん断応力のベクトルの方向が逆転した。このことは、

CJのアバットメントのテーパ形がインプラント体とアバットメント間の微視的な滑りに抵抗することを示している。

アバットメントのマイクロムーブメントはインプラント周囲骨のリモデリングに悪影響を及ぼすこと<sup>26)</sup>に加えて、アバットメントの上皮付着を破壊し、細菌の微小漏えいを引き起こすとされる<sup>10, 27)</sup>。本研究では、2ピース型の解析モデルによってマイクロムーブメントを再現し、連結様式による影響を評価することに成功した。3つのモデルにおけるマイクロムーブメントは、IJおよびCJと比較してEJが大きかった。アバットメントがインプラント体の上に乗るような連結様式であるEJにおいて最も大きかった結果は、アバットメントスクリューの相当ひずみが大きかったことと、アバットメント内面の口蓋側にX軸方向の圧縮応力が集中したことから説明できる。

有限要素法による解析は、要素のサイズや形態によって解析結果が現実と異なることがあり、生体との等価性が問題にされることが多い。そこで本研究では、解析結果が現実に近似していることを検証するため、模型実験でアバットメントの変位量の計測を行い、解析結果との比較を行った。CADモデルとまったく同じ形態のCAMモデルをチタンから削りだして造形するためには、インプラント体とアバットメントスクリュー、およびアバットメントのネジ部のピッチやテーパ角などを修正する必要がある。そこで実験2において、模型実験

で再現可能な CAD モデルを新たに作製し、3次元有限要素解析を行うとともに、市販インプラントと同じ純チタン（Grade IV）を用いて、解析モデルと同一の形状の模型を CAM により造形し、模型実験を合わせて行った。すべてのアバットメントスクリューは、デジタルトルクゲージを用いて 20 N で締結した<sup>27, 28)</sup>。アバットメントスクリューは締結後わずかに緩むことがあるため、アバットメントスクリューを再度締結する方法<sup>29-32)</sup>を採用し、締結 10 分後にデジタルトルクゲージを用いて緩みのないことの確認を行った。皮質骨と海綿骨それぞれに近似した機械的特性をもつ 2 種類の工業用樹脂（PPS および PP）を用いた骨モデルを作製した。PPS は過度に厚みを薄くすると歪んでしまうため、その厚みを 2 mm とした。骨吸収を想定して、プラットホームから 3 mm 下の部分まで埋入し、インプラント軸に対して斜め 30° の方向からアバットメントに静的荷重を負荷できるように荷重負荷試験機に固定した<sup>33)</sup>。固定用の治具が荷重方向と平行な側面を挟んでサンプルを固定するタイプであるため、荷重が大きいとサンプルごと変位する量が大きくなり、解析結果との誤差が大きくなる恐れがある。そのため、荷重の大きさを試験機の荷重の最小値である 20 N としたが、それでもサンプルを解析の拘束条件と同じように完全に固定することは困難であり、微小であるが治具ごと変位が生じた。また、模型実験のアバットメントスクリューには軸力が生じ、アバットメントがインプラント体に締結されてい

るが、本研究の解析ソフトウェアでは軸力を設定できないため、アバットメントはインプラント体に連結されただけの設定である。模型実験でのアバットメントの変位量レベルが、3次元有限要素解析での結果と比べて大きく異なったのは、その2点によるものと推察される。しかし、模型実験の結果、インターナルジョイントとエクスターナルジョイントのアバットメントの変位量に統計的に有意差が認められ、有限要素解析結果と傾向が等しいことから、模型実験の結果は3次元有限要素解析の結果が現実と矛盾していないことを実証するものとする。

市販のインプラントをモデル化すると、検討したいデザイン要素以外にも、インプラント間で直径やテーパの角度などに微妙な差異が存在するため、どの要素による影響かを厳密に比較検討することが困難である。実験1において用いた解析モデルは、市販されているインプラントに近いので、モデル間でインプラント頸部の形態や、アバットメントの形態など、デザインの差異が複数存在していた。そこで、実験3ではデザイン要素の差異を一つに限定したモデルを用いて詳細に比較検討を行った。アバットメント連結様式がエクスターナルジョイントであるEMはインターナルジョイントであるIMに比べて、インプラント頸部周囲骨に最大主応力の集中が起こりやすかった。アバットメント形態がテーパ型のTAと、ストレート型のSAの周囲骨の応力分布に差は認め

られなかった。そこで、周囲骨吸収の原因とされるアバットメントの変位<sup>10, 25, 26)</sup>について解析を行ったところ、SA に比べて TA の方が少ないという結果が得られた。インプラント頸部の直径よりも小さな直径のアバットメントを連結した PS では、インプラント頸部の直径と同じ直径のアバットメントを連結した IM で認められた唇側骨の主応力集中が分散した。インプラント頸部が逆円錐型の RN はストレート型の SA に比べて、インプラント頸部周囲骨に主応力集中が起こりやすいことが示された。これらの結果を組み合わせることで、現在、様々な製造社から販売されているインプラントを、個別に解析することなく、その特徴を総合的に理解して使用することが可能となるものと考えられる。

最後に、本研究では、インプラントデザインの差異による影響を厳密に評価するため、単一の骨モデルを用いて有限要素解析を行った。今後、皮質骨の厚みや海綿骨の密度など、デザインの異なる骨モデルを用いて有限要素解析を行い、骨の状態の違いが及ぼす力学的影響を明らかにすることで、より実際の症例に近い環境での知見が得られ、臨床における治療計画立案や使用するインプラントデザインの選択に大きく貢献できるものと期待される。

## VI. 結 論

---

CADにより解析モデルを独自に設計することでデータ量を大幅に削減し、精密なモデルで3次元有限要素解析を行うことに成功した。さらに、解析モデルをCAMモデルで再現した模型実験で、3次元有限要素解析の結果が現実とかけ離れていないことの実証も行った。また、検討したいデザイン要素のみに差異を限定した解析モデルを用いることで、そのデザイン要素が頸部周囲骨に加わる応力とアバットメントの変位量に与える影響が明らかとなり、インプラントデザインの工夫によりインプラント頸部周囲骨吸収の抑制を図れる可能性が示唆された。

今後は、骨密度や皮質骨の厚みなど、骨モデルの差異がインプラント頸部周囲骨の応力と補綴装置に及ぼす力学的影響を検討していくことで、各症例に最も適したインプラントと補綴装置の選択を科学的根拠に基づいて行うことが可能になるものと期待される。

## VII. 謝 辞

---

稿を終えるにあたり，本研究の機会を与えていただき，御指導と御高配を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の矢谷博文教授，歯科理工学教室の今里聡教授に対し，深甚なる謝意を表します。

また，本研究の遂行にあたり，大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の中野環助教，歯科理工学教室の山口哲助教に心より感謝申し上げます。

最後に，本研究を行うに際し，多大なる御協力と御助言を頂いた大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学教室ならびに歯科理工学教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます。

## VIII. 参 考 文 献

---

- 1) Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G and Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*, 2008; 17(1): 5-15.
- 2) Becker W and Goldstein M. Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005; 7 Suppl. 1: S21-S27.
- 3) Kim Y and Oh TJ. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 2005; 16(1): 26-35.
- 4) Hermann JS and Schoolfield JD. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 2001; 72(10): 1372-1383.



- 5) Weng D and Nagata MJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 2008; 19(11): 1141-1147.
- 6) Ericsson I and Persson LG. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*, 1995; 22(3): 255-261.
- 7) King GN and Hermann JS. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*, 2002; 73(10): 1111-1117.
- 8) Weng D, Nagata MJH, Bosco AF and Melo LGN. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011; 26(5): 941-946.
- 9) Hermann JS, Schoolfield JD, Scenk RK, Buser D and Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 2001; 72(10): 1372-1383.
- 10) Abrahamsson I and Berglundh T. The mucosal barrier following

- abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*, 1997; 24(8): 568-572.
- 11) Verborgt O, Gibson GJ and Schaffler MB. Loss of osteocyte integrity in association with microdamage and bone remodeling after fatigue in vivo. *J Bone Miner Res*, 2000; 15(1): 60-67.
- 12) Huiskes R and Ruimerman R. Effect of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*, 2000; 405(6787): 704-706.
- 13) Reilly DT and Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 1975; 8(6): 393-405.
- 14) Guo XE. Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. In: Cowin SC, 2nd ed. *Bone Mechanics Handbook*; CRC Press, 2001. pp. 1-23.
- 15) Schrottenboer J and Tsao YP. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite analysis. *J Periodontol*, 2008; 79(11): 2166-2172.
- 16) Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V and Wang HL. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant*

*Dent*, 2009; 18(3): 260-269.

- 17) Petrie CS and Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2005; 16(4): 486-494.
- 18) Hudieb MI, Wakabayashi N and Kasugai S. Magnitude and direction of mechanical stress at the osseointegrated interface of the microthread implant. *J Periodontol*, 2011; 82(7): 1061-1070.
- 19) Chang CL, Chen CS and Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25(2): 295-304.
- 20) Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E Jr, Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25(5): 911-919.
- 21) Bae JS and Jeong HY. Effects of material properties and hole designs of the jig on the fatigue life of dental implants. *J Mechanical Science and Technology*, 2012; 26(3): 759-766.

- 22) Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L and Stiesch M.  
Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity  
and failure mode of implants. *J Prosthodont*, 2011; 20(7): 510-516.
- 23) Tabata LF, Rocha EP, Barao VA and Assuncao WG. Platform switching:  
biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis.  
*Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011; 26(3): 482-491.
- 24) Natali AN, Pavan PG and Ruggero AL. Analysis of bone-implant  
interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral  
Implants Res*, 2006; 17(1): 67-74.
- 25) Danza M and Carinci F. Bone platform switching: a retrospective study  
on the slope of reverse conical neck. *Quintessence Int*, 2010; 41(1): 35-40.
- 26) Atieh MA, Ibrahim HM and Atieh AH. Platform switching for marginal  
bone preservation around dental implants: a systematic review and  
meta-analysis. *J Periodontol*, 2010; 81(10): 1350-1366.
- 27) Steinebrunner L, Wolfart S, Bobmann K, Kern M. In vitro evaluation of  
bacterial leakage along the implant-abutment interface of different  
implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2005; 20(6): 875-881.
- 28) Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Yip SW, Hsu ML. The effect of

- clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res*, 2012; 23(10): 1181-6.
- 29) Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*, 2009; 28(4): 373-381.
- 30) Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*, 2002; 28(2): 67-73.
- 31) Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2004; 6(3): 157-164.
- 32) Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*, 2004; 91(4): 326-334.
- 33) International Organization for Standardization. ISO14801: 2007, Dentistry- Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.

## IX. 図 表

---

表 1 3次元 CAD モデル

直径と長径 (mm)	頸部形態	アバットメント連結様式	略号
4.5 × 13	円錐型	エクスターナルジョイント	EJ
4.3 × 13	ストレート型	インターナルジョイント	IJ
4.3 × 13	逆円錐型	コニカルジョイント	CJ

表 2 機械的特性

構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨	13,000	0.3
海綿骨	1,370	0.3
チタン	117,000	0.3

文献 19 より引用.

表 3 骨における応力の最大値 (MPa)

モデル	EJ	IJ	CJ
主応力	11.4	45.7	46.2
せん断応力 (YZ 平面)	5.2	18.0	20.7
せん断応力 (XZ 平面)	2.8	13.1	10.3
von Mises 応力	11.1	86.3	61.9

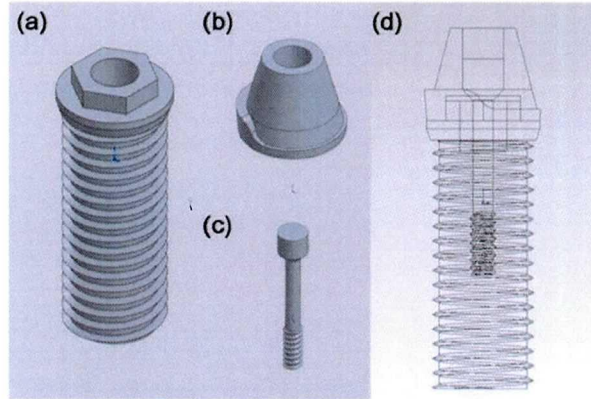


表 4 機械的特性

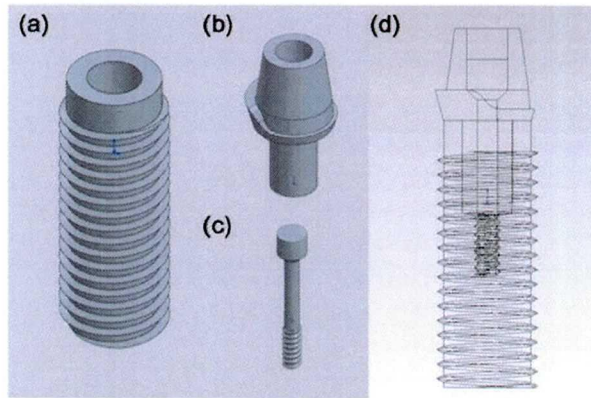
構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨	14,000	0.3
海綿骨	1,470	0.3
チタン	116,000	0.34

文献 20 より引用.

EJ



IJ



CJ

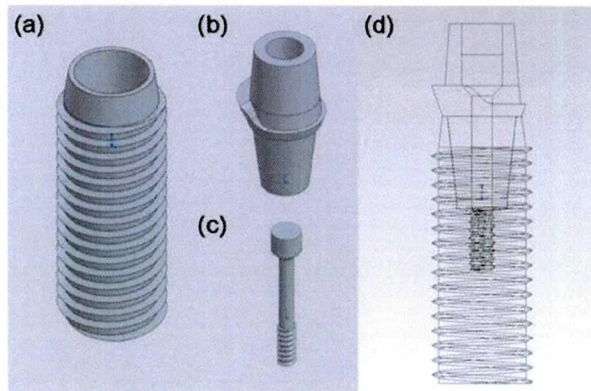


図1 3次元CADモデル

(a): インプラント体, (b): アバットメント, (c): アバットメントスクリュー,  
(d): (a)-(c)を統合したモデル.

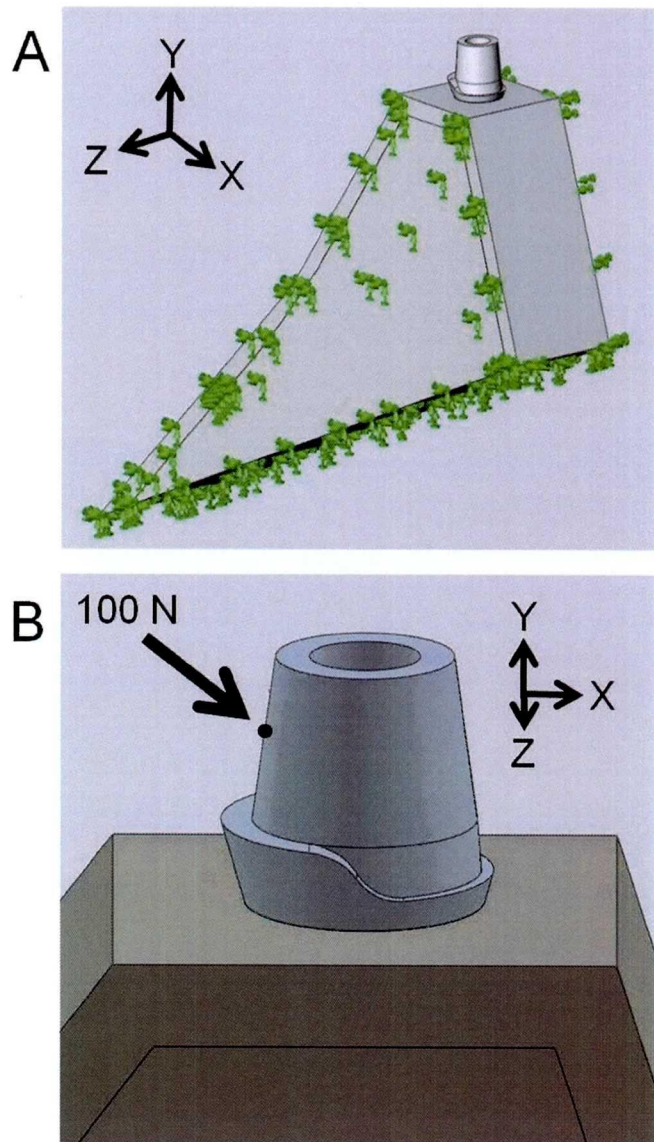


図 2 荷重負荷条件

A: 骨モデルとインプラントモデルの全体図。緑の矢印は拘束した面を示す。

B: インプラント軸に対して  $45^\circ$  傾斜した方向からアバットメント上に設けた黒丸で示した点に  $100\text{ N}$  の静的荷重を負荷した。

X 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す。Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれインプラント軸方向，近遠心方向を示す。

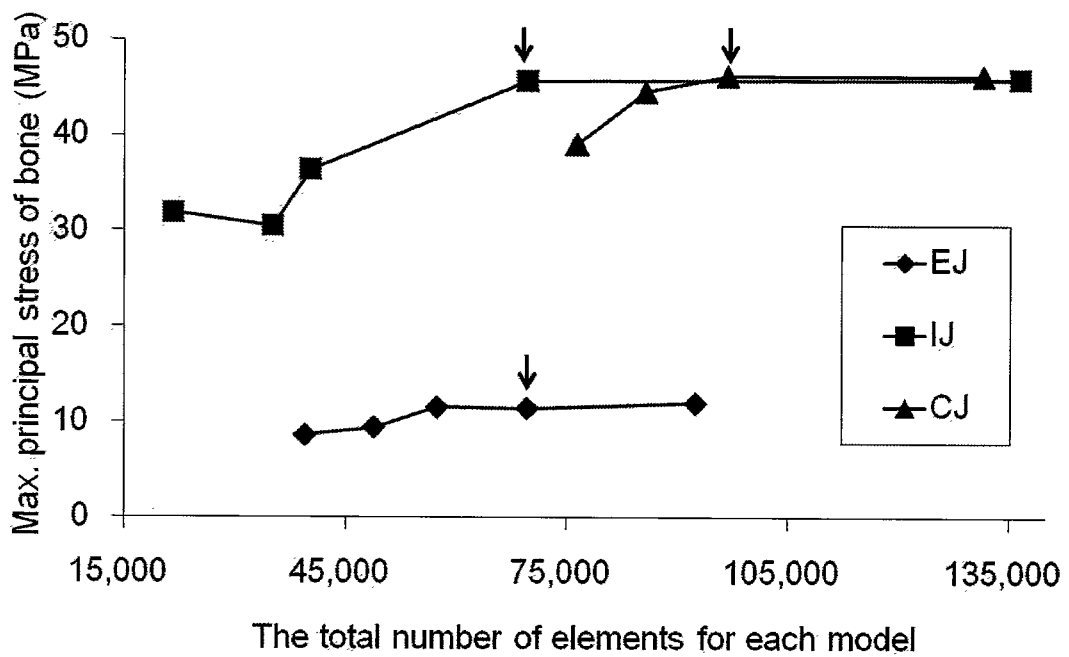


図3 骨の最大主応力を基準とした収束試験結果

黒い矢印は、最大主応力の値が収束した要素数を示す。

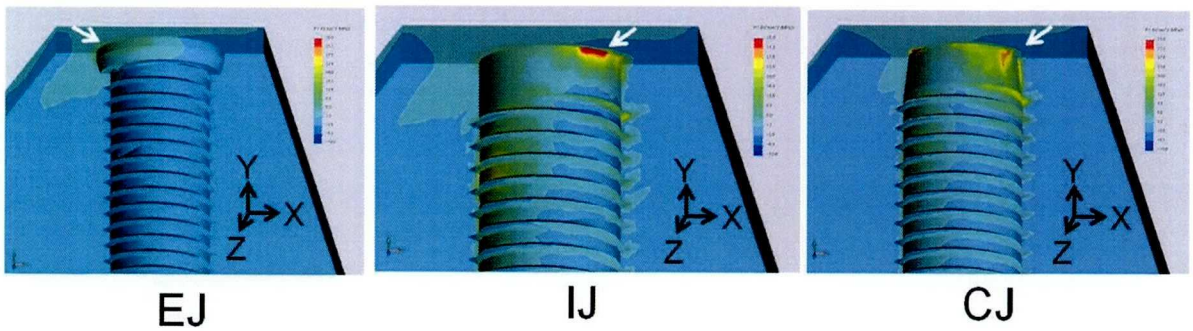
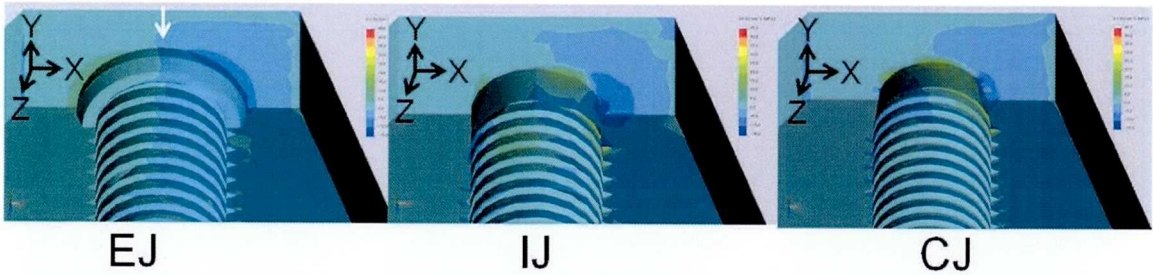


図 4 周囲骨の主応力

白い矢印は主応力が集中した部位を示す。X 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す。Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれインプラント軸方向，近遠心方向を示す。

A



B

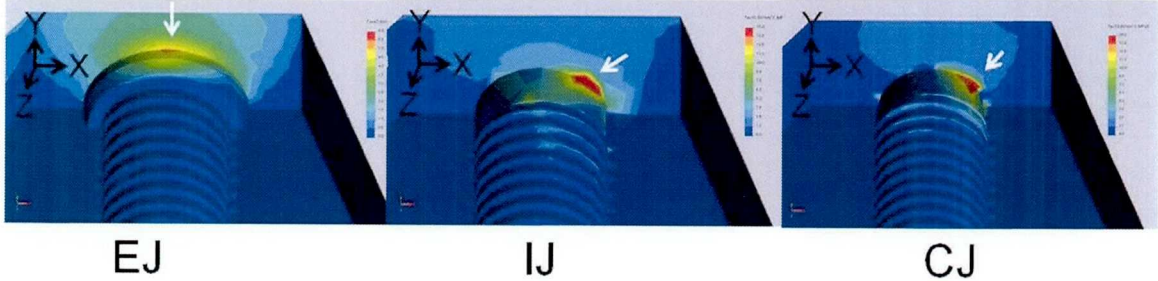


図5 周囲骨の X 軸方向の主応力と YZ 平面 Z 軸方向のせん断応力

A: インプラント隣接面の周囲骨における主応力の分布. 白い矢印は圧縮応力と引張応力の境界を示している,

B: インプラント周囲骨の隣接面におけるせん断応力の分布. 白い矢印はせん断応力が集中した部位を示す.

X 軸の正の方向が唇側, 負の方向が口蓋側を示す. Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれインプラント軸方向, 近遠心方向を示す.

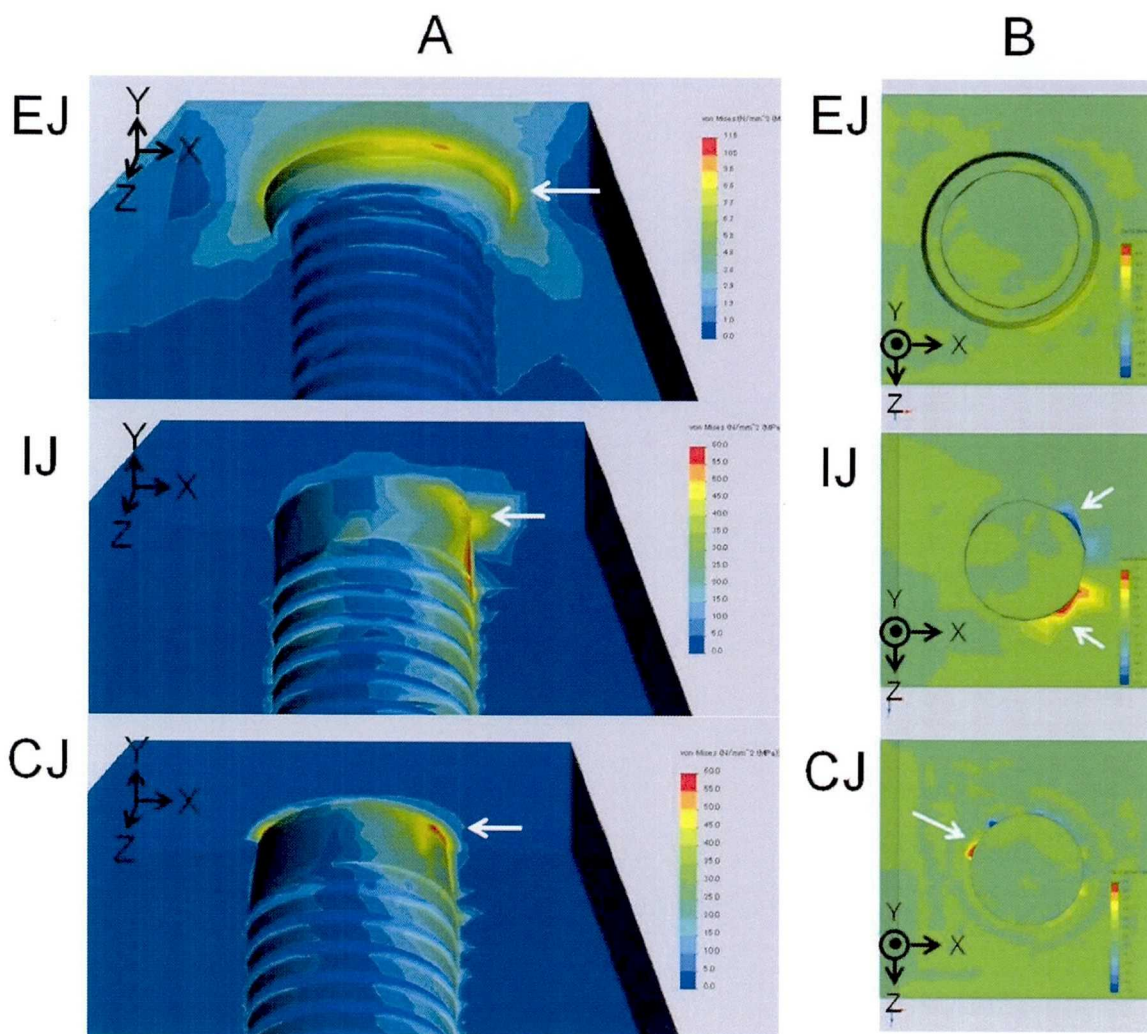


図6 インプラント頸部付近の von Mises 応力と XZ 平面 Z 軸方向のせん断応力

A: von Mises 応力

B: せん断応力

白い矢印は von Mises 応力とせん断応力が集中した部位を示す。X 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す。Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれインプラント軸方向，近遠心方向を示す。

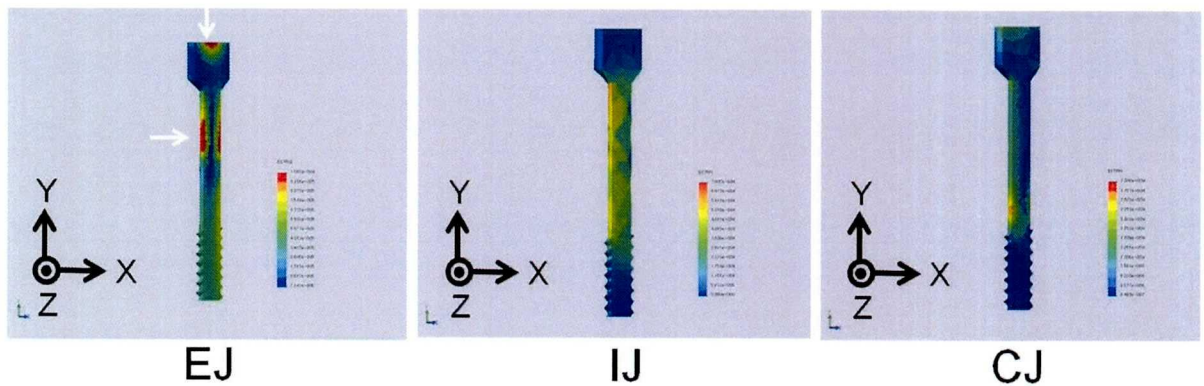


図7 アバットメントスクリューの相当ひずみ

白い矢印はアバットメントスクリューの先端と中央において、ひずみが集中した部位を示す。X軸の正の方向が唇側、負の方向が口蓋側を示す。Y軸方向およびZ軸方向はそれぞれインプラント軸方向、近遠心方向を示す。



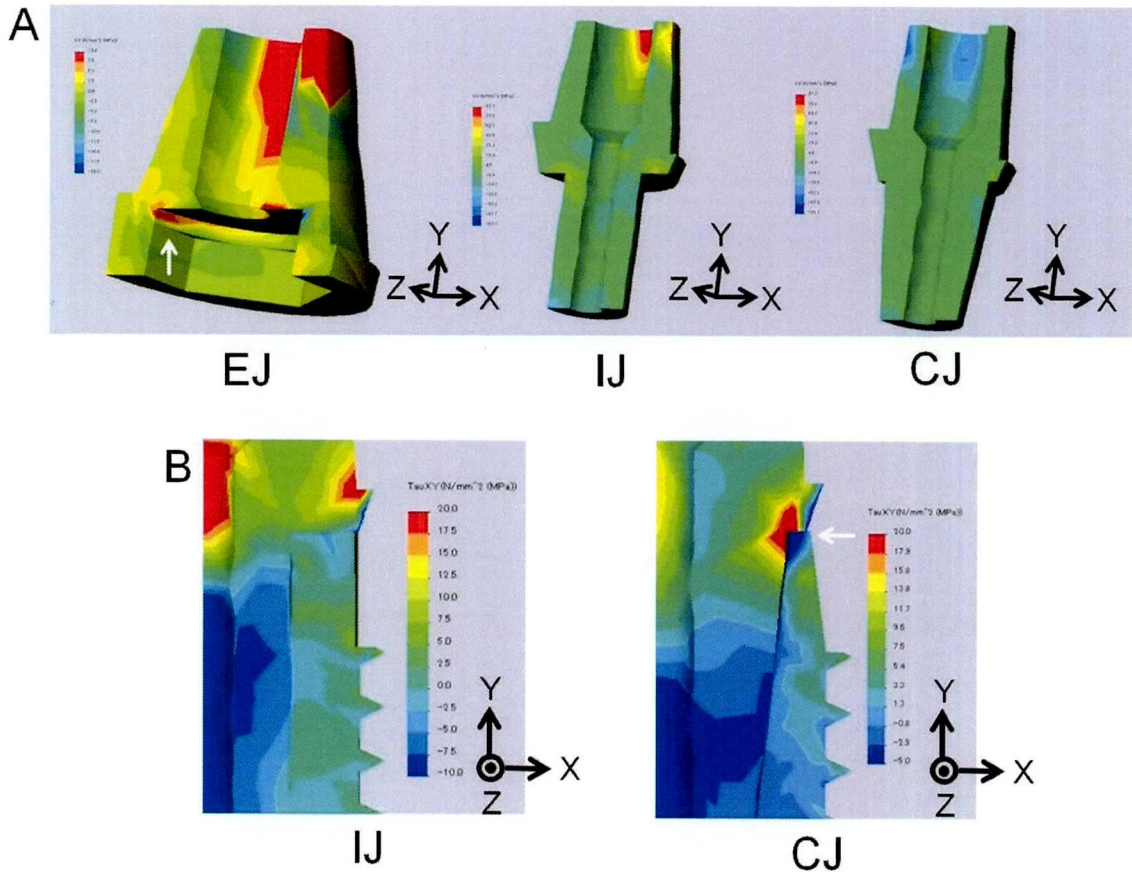


図 8 アバットメントにおける X 軸方向の主応力とインプラント - アバットメント界面における Y 軸方向のせん断応力

A: アバットメントにおける主応力の分布. 白い矢印はアバットメント内面の口蓋側における X 軸方向の主応力が集中した部位を示す.

B: インプラントとアバットメントの界面におけるせん断応力の分布. 白い矢印は同界面におけるベクトルの方向の逆転を示す.

X 軸の正の方向が唇側, 負の方向が口蓋側を示す. Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれインプラント軸方向, 近遠心方向を示す.

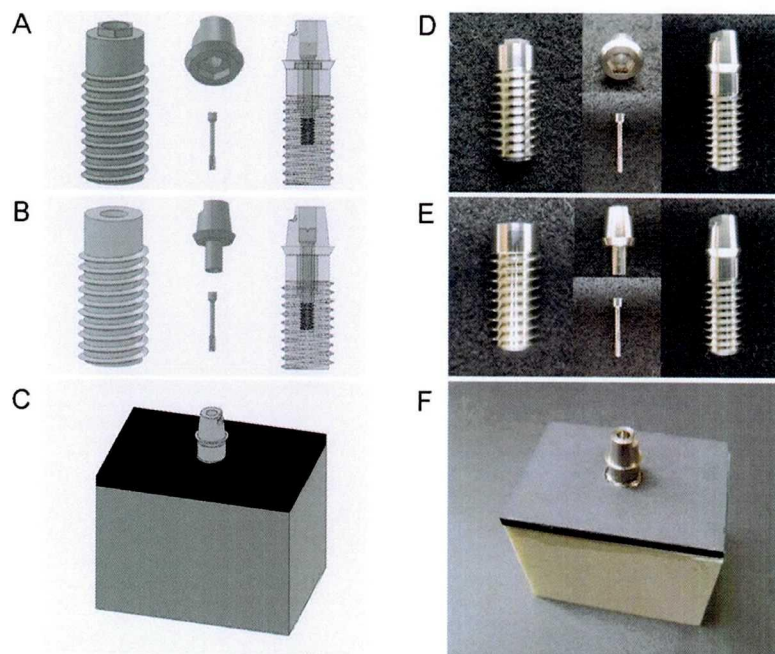


図9 CADモデルとCAMモデル

- A: CADモデル (エクスターナルジョイント)
- B: CADモデル (インターナルジョイント)
- C: CADモデル (インプラントモデルと骨モデルの全体図)
- D: CAMモデル (エクスターナルジョイント)
- E: CAMモデル (インターナルジョイント)
- F: CAMモデル (インプラントモデルと骨モデルの全体図)

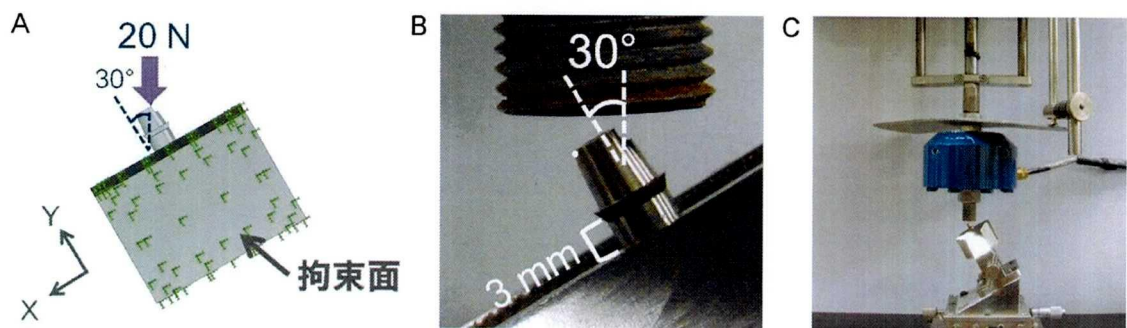


図 10 荷重負荷条件

A, B: インプラントのプラットフォームより 3 mm 下の部位を固定し、インプラント軸に対して  $30^\circ$  傾斜した方向から 20 N の静的荷重を負荷した。アバットメントの変位量が最大となる白丸で示した点の変位量を計測した。

C: 荷重負荷試験機

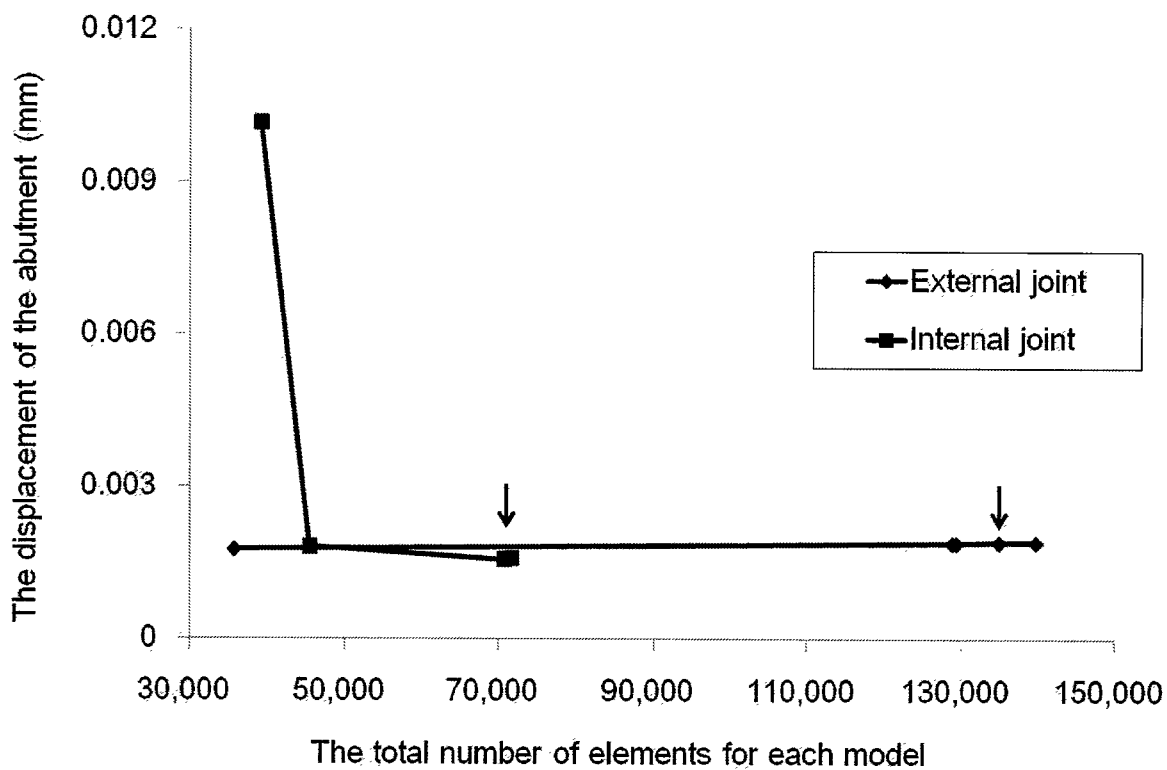


図 11 アバットメントの変位量を基準とした収束試験結果

黒い矢印は、アバットメントの変位量が収束した要素数を示す。

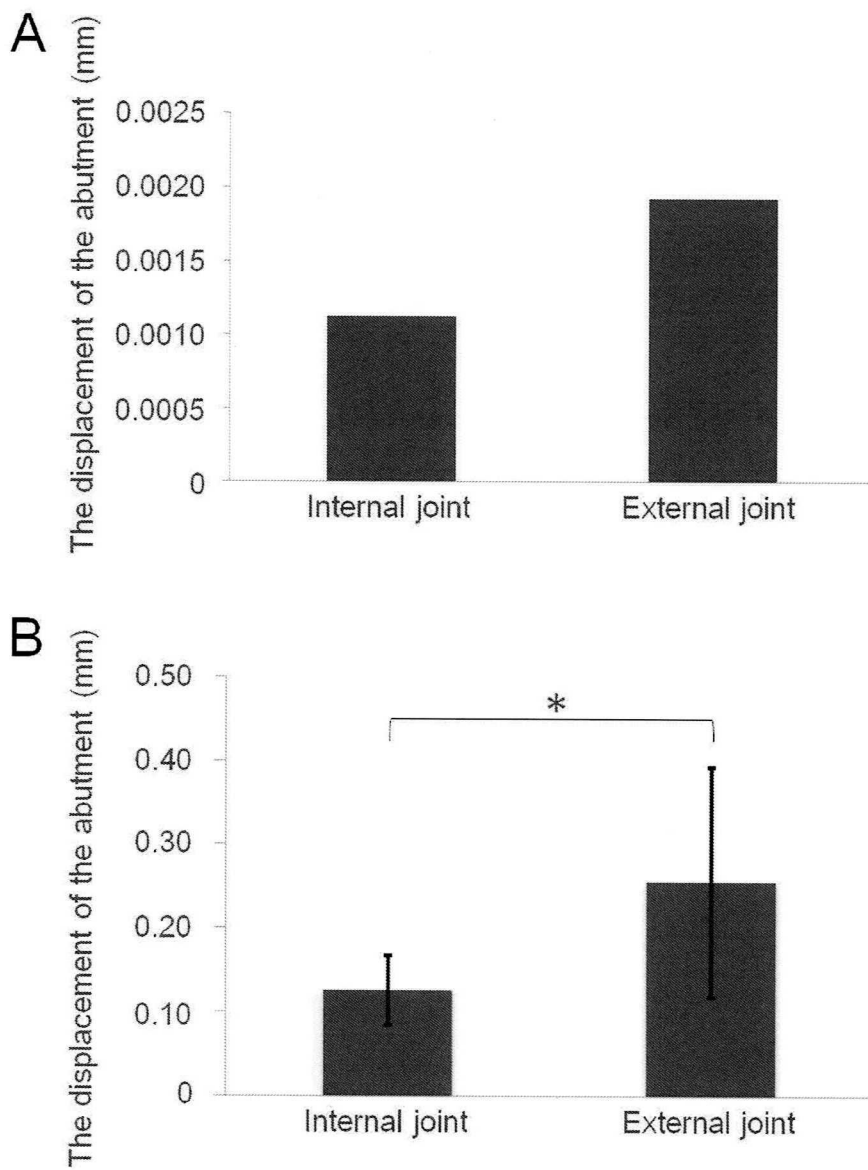


図 12 アバットメントの変位量

A: 有限要素解析結果

B: 模型実験結果

\*:  $p < 0.05$  (Mann-Whitney's U test),  $n = 6$

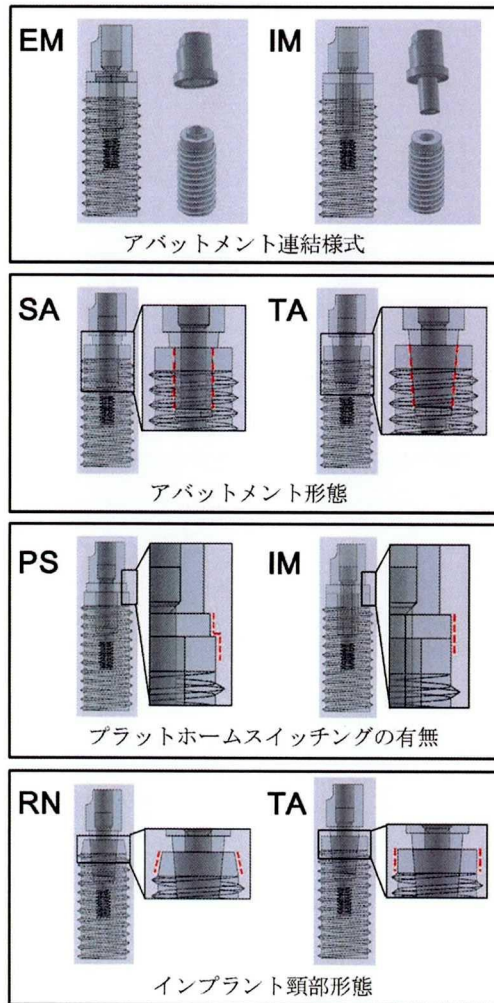


図 13 検討するデザイン要素と解析モデル

赤い点線は、デザイン要素の差異を示す。

EM: エクスターナルジョイント

IM: インターナルジョイント

SA: ストレートアバットメント

TA: テーパードアバットメント

PS: プラットホームスイッチング

RN: 逆円錐型インプラント頸部

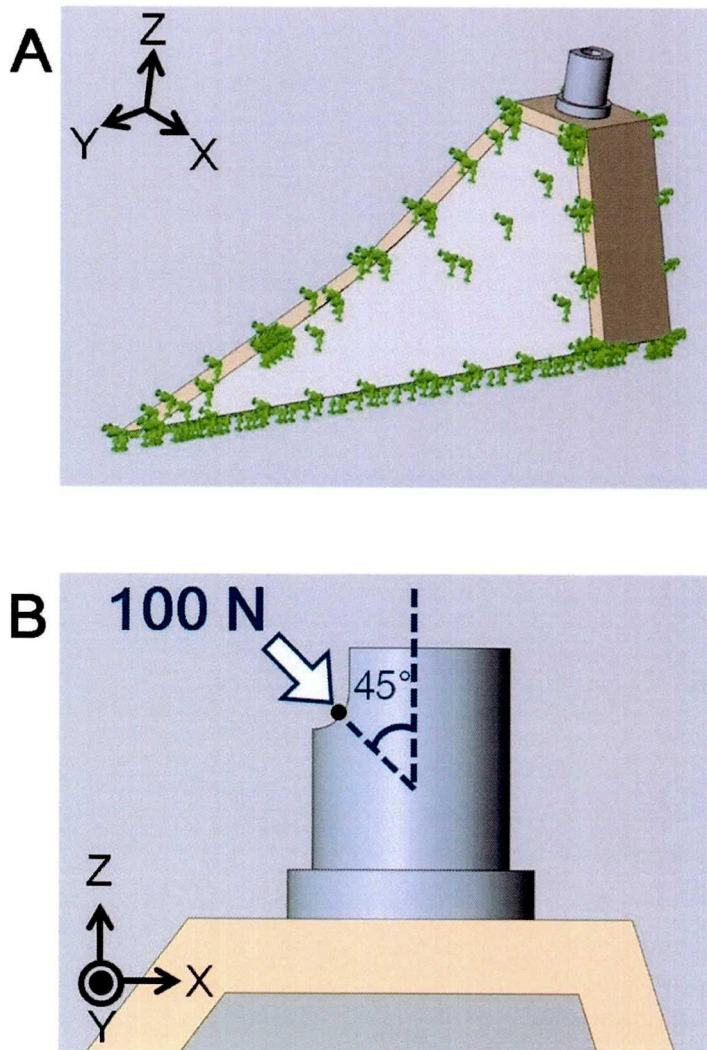


図 14 荷重負荷条件

A: 骨モデルとインプラントモデルの全体図. 緑の矢印は拘束した面を示す.

B: インプラント軸に対して  $45^\circ$  傾斜した方向から, アバットメント上に設けた点に 100 N の静的荷重を負荷した.

X 軸の正の方向が唇側, 負の方向が口蓋側を示す. Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向, インプラント軸方向を示す.

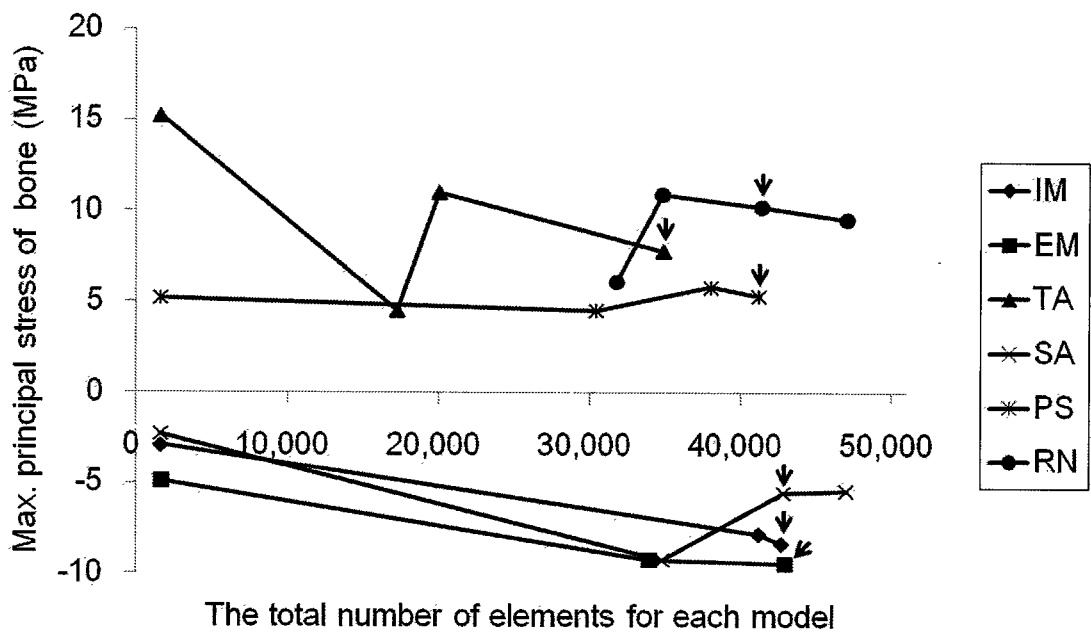


図 15 骨の最大主応力を基準とした収束試験結果

黒い矢印は、最大主応力の値が収束した要素数を示す。



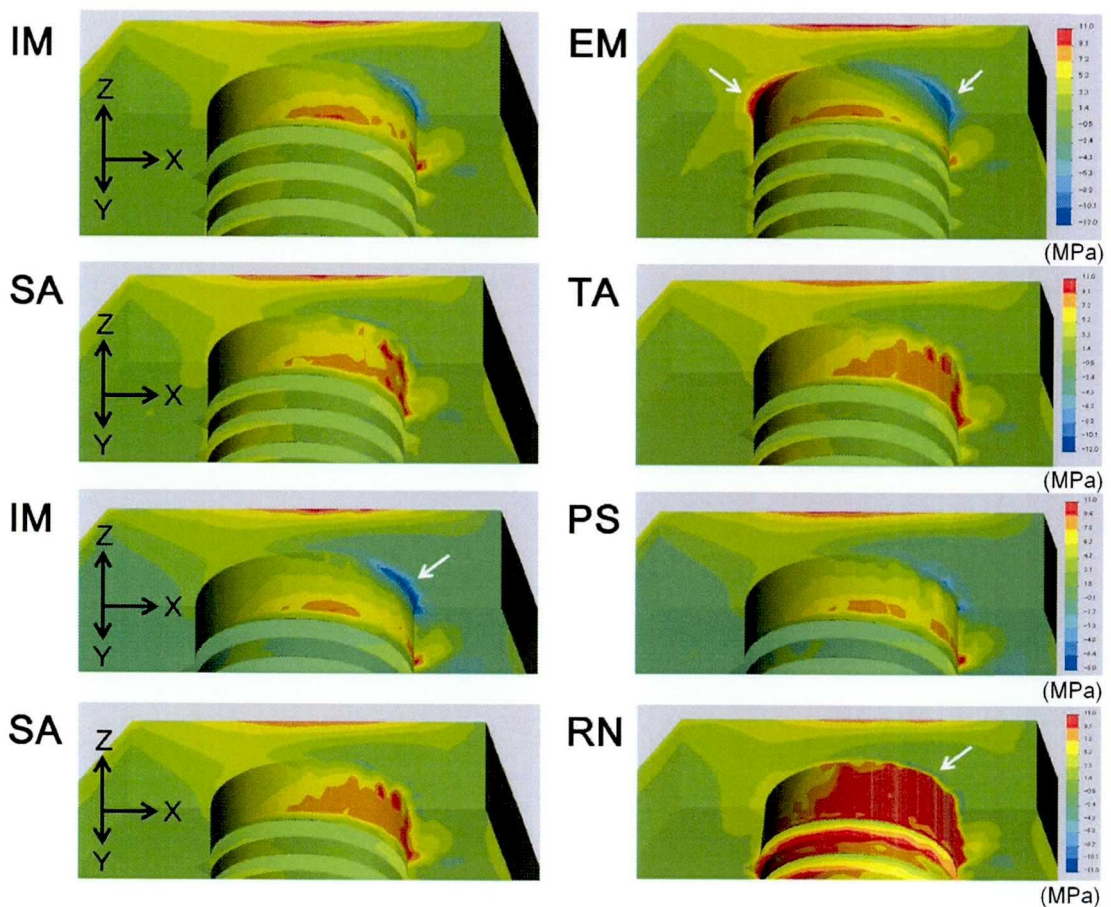


図 16 周囲骨の最大主応力

- EM: エクスターナルジョイント
- IM: インターナルジョイント
- SA: ストレートアバットメント
- TA: テーパードアバットメント
- PS: プラットホームスイッチング
- RN: 逆円錐型インプラント頸部

白い矢印は主応力が集中した部位を示す。X 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す。Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す。

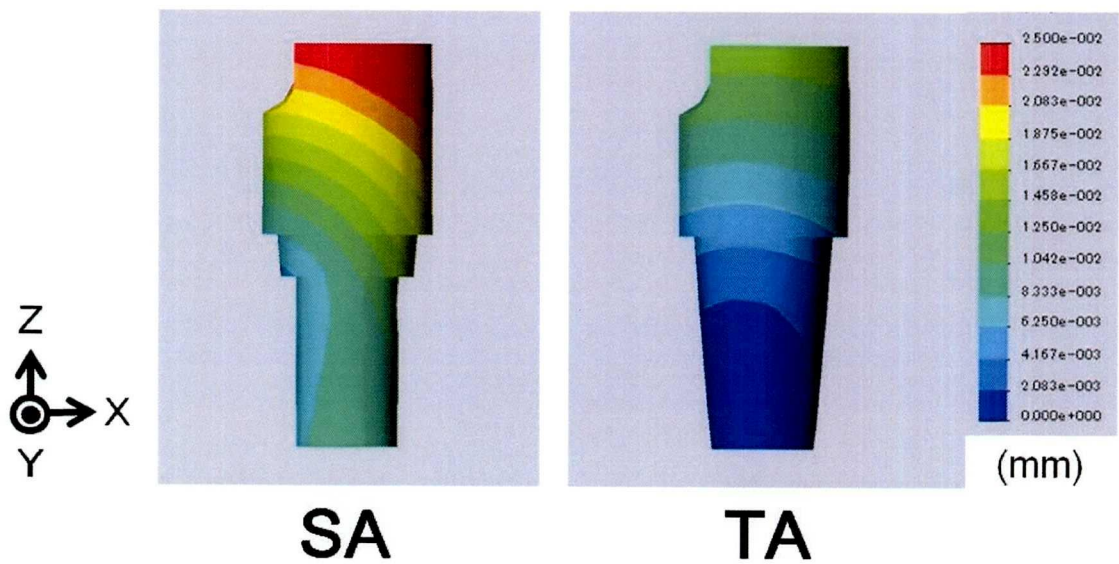


図 17 アバットメントの変位量

X 軸の正の方向が唇側，負の方向が口蓋側を示す．Y 軸方向および Z 軸方向はそれぞれ近遠心方向，インプラント軸方向を示す．

