



Title	3次元有限要素モデルを用いた垂直歯根破折のメカニズム解析
Author(s)	田中, 亮祐
Citation	大阪大学, 2022, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://doi.org/10.18910/87963">https://doi.org/10.18910/87963</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 学 位 論 文

## 3次元有限要素モデルを用いた 垂直歯根破折のメカニズム解析

大阪大学大学院歯学研究科  
口腔科学専攻（歯科保存学教室）

指導教員：林 美加子 教授

田中 亮祐

# 目次

---

I 緒言	1
II 実験 1. 垂直歯根破折を誘発する要因の探索	5
1. 目的	
2. 実験方法	
1) 単純化有限要素モデルの作成	
2) 材料特性および解析条件	
3) 荷重方向の違いによる検討	
4) 歯根象牙質の厚みの違いによる検討	
5) 歯根象牙質の断面形態の違いによる検討	
3. 実験結果	
1) 荷重方向の違いが応力分布に与える影響の評価	
2) 歯根象牙質の厚みの違いが応力分布に与える影響の評価	
3) 歯根の断面形態の違いが応力分布に与える影響の評価	
4. 小括	
III 実験 2. 上顎小白歯の形態を模倣した有限要素モデルを用いた解析	10
1. 目的	
2. 実験方法	
1) 上顎小白歯の形態を模倣した有限要素モデルの作成	
2) 材料特性および解析条件	
3. 実験結果	
1) 象牙質の破壊基準の検討のための定性的評価	
2) フェルールの有無や支台築造材料の違いが応力分布に及ぼす影響の評価	
3) 接着界面の状態が応力分布に与える影響の評価	
4. 小括	

IV 考察	17
V 結論	24
VI 謝辭	25
VII 参考文献	26
VIII 図表	36

## I. 緒言

---

近年、歯科医学の進歩と国民の口腔衛生意識の高まりに伴い、日本人の口腔内環境は格段に改善している[1]。一方で、30年間の長期臨床経過の報告によれば、う蝕および歯周病のメンテナンスを受けた患者においては、歯根破折が抜歯理由の最も多くを占めるとされている[2]。2008年の米国歯内療法学会の歯根破折の分類[3]では、Vertical Root Fractureは歯根の頬舌側に発生する垂直的な破折と定義されており、垂直歯根破折に相当する。垂直歯根破折の特徴としては、大部分が既根管治療歯に生じ、40～50歳代に好発し、上顎小臼歯および下顎大臼歯に多く認められ、予後が悪く多くは抜歯に至るとされる[4-13]。根管治療に至る歯は、う蝕や破折、あるいは根管治療の過程において、多量の歯質の切削を伴うことが多く、そのような歯は、健全な歯と比較して剛性が低下することが知られている[14-16]。残存歯質が十分でない場合、根管内ポストを用いた支台築造が行われ、代表的な支台築造材料であるメタルポストコアは、その高い弾性率と機械的強度によって修復物をより確実に保持すると考えられてきた。しかしながら、メタルポストコアを間接法にて作製する際はアンダーカットが許容されないために歯質の削除量が大きくなること、メタルポストコアと象牙質の弾性率が大きく異なることから、歯根破折の発生リスクが高まると指摘されている[17]。いくつかの臨床報告によれば、メタルポストコアはレジ

ンコアと比較して臨床成績が劣っていたとされている。[18-21]

そのため、近年では歯根破折の回避を目的として、象牙質に近似した弾性を有するグラスファイバー製のポスト（以下、ファイバーポスト）が開発され、象牙質への接着性を有するコンポジットレジンと併用することで、メタルポストコアに代わる支台築造として期待され、臨床応用が急速に広がってきた[22,23]。また、支台築造を行った歯に静的あるいは動的な荷重を加えることで、その破断荷重と破壊様相を観察するといった *in vitro* での研究報告が数多く行われてきた[24-33]。これらの *in vitro* 研究のメタアナリシスによると、メタルコアはレジンコアと比較して高い破壊抵抗を持つという、臨床とは相反する結論が導かれている[34]。しかしながら、これらの *in vitro* 研究の大部分において、破折線が歯頸部を起点として近遠心的に走行しており[35]、臨床で認められる垂直歯根破折を再現していないとの指摘がある[36]。

有限要素解析(Finite element analysis : FEA)は、外力によって生じる材料内部の応力分布を可視化するために有効である[37]。歯科分野では、インプラント[38]や補綴装置[39]における咬合力による応力分布を評価するにあたり、FEA は、インプラントの長さや太さといった様々な設計変数の影響を考慮して分析できる有用な手法である。ヒトの歯や牛歯を使用した *in vitro* 研究では、歯の個体差が大きいため、試験に用いられる試料間で結果が大きくばらつく傾向があるが、

FEA では歯やその周囲の構造の規格化が可能であるため、一つの要素のみに着目しての結果の比較検討が可能である。例えば、FEA を用いた Lertchirakarn らの報告[40]によると、楕円形の歯根は正円形の歯根と比較して、臨床における垂直歯根破折の発生部位に高い応力集中を認めている。

FEA では、一般的に設計図を作製した上で応力解析を行うが、医療で扱う生体組織においては設計図が存在せず、現実在即した形状で FEA を行うことが困難であった。この点を克服するために、本研究ではリバースエンジニアリングに着目した。リバースエンジニアリングとは、対象とする物体の形状を 3 次元的にスキャンすることによって、その形状データを取得し、Computer-aided Design (CAD) データを作成する手法であり、この方法を用いることで、天然歯の形態を模倣した有限要素(FE)モデルを作成することが可能となった。とりわけ、歯科用マイクロ CT によって天然歯をスキャンすることで、詳細な 3 次元 FE モデルの作成が可能になることが示されている[41]。これまでの報告においても、上顎前歯[35,42]、上顎犬歯[43–45]、下顎小白歯[46]の形態を模倣した 3 次元 FE モデルを作成し応力解析が行われており、ポストやクラウンの形状や材料特性が応力分布に与える影響が評価されている。しかしながら、より垂直歯根破折の発生頻度が高い上顎小白歯について、前述したような形態を模倣した FE モデルを作成し、応力解析を行った報告は未だ存在しない。

そこで本研究では、FEA を用いて歯の形態などの要素が応力分布に与える影響を評価するとともに、上顎小臼歯の形態を模倣した 3 次元 FE モデルを作成し、その力学的挙動から歯根破折の発生メカニズムを明らかにすることを目的とした。

## II. 垂直歯根破折を誘発する要因の探索

---

### 1. 目的

垂直歯根破折の誘因となり得る荷重の方向や歯根の形態が、歯根象牙質内に発生する応力に与える影響を評価することを目的とした。

### 2. 実験方法

#### 1) 単純化有限要素モデルの作成

Computer-aided Design(CAD)ソフトウェア (SOLIDWORKS Premium, Dassault Systems, Concord, USA) を用いて、モデルの作成および応力解析を行った。一つの要因に着目して解析を行うために、主に CAD ソフトウェアのスケッチ機能を用いて前歯の形態を単純化したモデルを作成した。支台築造体、歯根象牙質、根管充填材ならびに歯槽骨を模したモデルを作成し、それらを組み合わせて各モデルの集合体としてアセンブリを作成した。歯根の歯頸部の横断面形態は直径 6 mm の円形、歯根の長さを 12 mm、象牙質の厚みは 0.5 mm とし、根尖側の根管充填材の長さを 6 mm、歯冠側の支台築

造体の長さを 6 mm に設定した (図 1a)。

## 2) 材料特性および解析条件

過去の文献を参考に各材料の弾性係数とポアソン比を、アセンブリを構成する各モデルに適用した(表 1)。図 1a の黒矢印に示すように支台築造体の上面全体に 100 N の荷重を付与し、歯槽骨の底面ならびに側面を固定した。各アセンブリをメッシュ化し (メッシュサイズ 0.04 mm~0.2 mm, ヤコビアン点 4 点)、約 100,000 個の要素を得た。頬舌方向を X 軸、歯軸方向を Y 軸、近遠心方向を Z 軸とした。

## 3) 荷重方向の違いによる検討

図 1a に示すモデルを用いて、歯軸方向から X 軸方向に  $0^\circ$ 、 $15^\circ$ 、 $30^\circ$ 、 $45^\circ$  傾けた方向からなる 4 方向の荷重により解析を行い、歯根象牙質に生じる引張応力を解析した。

## 4) 歯根象牙質の厚みの違いによる検討

歯根象牙質の厚みが歯根象牙質における応力分布に与える影響を調べるために、象牙質の厚みを 0.5 mm、1 mm、あるいは 2 mm とした 3 種のモデルを作成した(図 1b)。荷重方向は歯軸方向から X 軸方向に 45° 傾けた荷重により解析を行い、歯根象牙質に生じる引張応力を解析した。

#### 5) 歯根象牙質の断面形態の違いによる検討

歯根象牙質の断面形態の違いが歯根象牙質における応力分布へ及ぼす影響を評価するために、歯根象牙質の歯頸部における水平断面の長径を 6 mm に固定したまま、短径を 2 mm、あるいは 3 mm としたモデルを作成した(図 1c)。荷重方向は歯軸方向および歯軸方向から X 軸方向に 45° 傾けた方向により解析した。

### 3. 実験結果

#### 1) 荷重方向の違いが応力分布に与える影響の評価

象牙質に生じた引張応力の最大値および最大主応力の分布を図 2 に示す。荷重方向と歯軸のなす角が 0°、15°、30°、45° と大きくなるにつれ、最大

主応力の最大値は、それぞれ 1.7 MPa、18.0 MPa、42.4 MPa、63.9 MPa と増加した。各アセンブリにおいて、荷重側の象牙質の外側に最大値を認めた。

## 2) 歯根象牙質の厚みの違いが応力分布に与える影響の評価

象牙質に生じた引張応力の最大値および最大主応力の分布を図 3 に示す。

最大主応力の最大値は、象牙質の厚みが 0.5 mm のモデルでは 63.9 MPa、1 mm のモデルでは 65.5 MPa、2 mm のモデルでは 66.0 MPa であった。応力分布の傾向に関しても、各モデルにおいて荷重側の象牙質の外側に最大値を認めたが、応力分布の傾向に明確な違いを認めなかった。

## 3) 歯根の断面形態の違いが応力分布に与える影響の評価

象牙質に生じた引張応力の最大値および最大主応力分布を図 4 に示す。象牙質における引張応力の最大値は、荷重の角度が 0° の場合、歯根断面の短径が 6 mm のモデルでは 1.7 MPa、3 mm のモデルでは 6.9 MPa、2 mm のモデルでは 18.1 MPa であった。荷重の角度が 45° の場合、歯根断面の短径が 6 mm のモデルでは 63.9 MPa、3 mm のモデルでは 129.8 MPa、2 mm のモデルでは 268.8 MPa であった。歯根の断面形態における短径が小さくなるにつれ、引張応力の最大値が増加した。荷重側の象牙質の外側に最大値を認めた。

#### 4. 小括

荷重の方向と歯軸方向とのなす角度が大きくなるにつれて象牙質に集中する引張応力が増大した。歯根象牙質の厚みは引張応力に影響を与えなかったが、歯根の断面形態が扁平になるにつれて引張応力の最大値が増加することが示された。

### III. 上顎小白歯の形態を模倣した有限要素モデルを用いた解析

---

#### 1. 目的

上顎小白歯の形態を模倣した FE モデルを作成し、フェルールの有無、支台築造方法、および接着状態が異なったモデルで FEA を行い、象牙質に生じる応力を比較することで、垂直歯根破折の発生に影響する要因を探索することを目的とした。

#### 2. 実験方法

##### 1) 上顎小白歯の形態を模倣した有限要素モデルの作成

う蝕の無い上顎小白歯をマイクロ CT ( $\mu$ -CT2, リガク, 東京)にて撮影し、Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) データを取得した。断層撮影は管電圧 90 kV、管電流 160  $\mu$ A、スライス幅 59  $\mu$ m の条件で行い、頬舌方向を X 軸、水平方向を Y 軸、歯軸方向を Z 軸とした。用いた小白歯の寸法は、補綴装置のフィニッシュラインから根尖部までの長さが 13.47 mm、フィニッシュライン部における頬舌側の長さが 9.80 mm、近遠心の長さが 5.15 mm であった。この DICOM データをイメージベース構造解析ソフトウェア

(VOXELCON2019, くいんと, 東京)のエクスポート機能を用いて Standard Triangulated Language (STL)データに変換した。その後、CAD ソフトウェア (SOLIDWORKS Premium)を用いてモデルを作成した(図 5)。ジルコニアクラウン、ポストコア、歯根象牙質、根管充填材、歯根膜ならびに歯槽骨からなるアセンブリの作成を行った (図 6)。このモデルを基本として編集を行うことで、フェルールの有無および支台築造方法が異なる 6 つのモデル (Model 1～Model 6)を作成した。各モデルは以下のように設計した(図 7)。

Model 1 : フェルール無し、メタルポストコア

Model 2 : フェルール無し、レジンコア

Model 3 : フェルール無し、ファイバーポストコア

Model 4 : フェルール有り、メタルポストコア

Model 5 : フェルール有り、レジンコア

Model 6 : フェルール有り、ファイバーポストコア

歯根膜の厚みは 0.25 mm とし、歯槽骨の寸法は 12 mm × 8 mm × 13 mm (頬舌方向×近遠心方向×歯軸方向)とした。

## 2) 材料特性および解析条件

過去の文献を参考に弾性係数とポアソン比を、アセンブリを構成する各モ

デルに適用した (表 2)。直交異方性を有するファイバーポストを除く、すべての材料を等方性とした。これらのモデルをメッシュ化 (メッシュサイズ 0.05 mm $\sim$ 1 mm、ヤコビアン点 16 点) し、約 300,000 個の要素を得た (図 6 d)。歯槽骨の底面ならびにすべての側面を固定した。クラウンの頬側中央隆線部に相当するサーフィスに、歯軸に対して X 軸方向に 45° 傾斜させた方向より 100N の荷重を付与した (図 6 c)。

接着界面の状態が応力分布に与える影響を評価するため、すべての界面が結合している状態での解析に加え、象牙質と支台築造体、象牙質とクラウン、支台築造体とガッタパーチャの界面に関して、接触する部品が共通の接点を持たず、それぞれの接点が自由に動けるように境界条件を設定することで、接着破壊が起こっている状態を再現した (図 8)。結合しているモデルを Bond モデル、接着破壊を起こしたモデルを Debond モデルとした。

応力解析に関しては、始めに象牙質の破壊基準を検討するため、Model 1 を用いて最大主応力およびせん断応力の解析を行った。続いて、Model 1 $\sim$ 6 を用いて Bond モデルおよび Debond モデルの最大主応力を解析し、その最大値と最小値を記録するとともに、象牙質およびモデル全体の応力分布図を作成した。最後に、Debond モデルにおけるフェルールの影響を評価するため、Model 1 $\sim$ 6 の Debond モデルにおける合成変位量および変位ベクトルの解析

を行った。変位分布図は、モデルの変形量を実スケールの 30 倍とした図を作成した。

### 3. 実験結果

#### 1) 象牙質の破壊基準の検討のための定性的評価

Model 1 での歯根象牙質における、最大主応力およびせん断応力の分布を図 9 に示す。最大主応力の検討では、実験 1 と同様に、歯根象牙質の頬舌側の近遠心的中央に最大主応力の集中を認めた。舌側の歯根の内側および外側に、引張応力の集中を認めた。また、唇側の歯根の外側に圧縮応力 (負の最大主応力) の集中を認めた。臨床的な垂直歯根破折の発生部位である頬舌側の近遠心的中央[3]と最大主応力の最大値および最小値の発生領域が一致していることから、最大主応力を破壊基準とすることが妥当であるものと考えられる。一方、せん断応力においては、XY 平面、YZ 平面、XZ 平面のいずれにおいても、せん断応力が集中した領域は、臨床で観察される垂直歯根破折の発生部位とは異なっていた。

#### 2) フェルールの有無や支台築造材料の違いが応力分布に及ぼす影響の評価

Bond モデルおよび Debond モデルの、象牙質における引張応力と圧縮応力

の最大値を図 10 に、Bond モデルの象牙質における最大主応力の分布を図 11 に、モデル全体における最大主応力の分布を図 12 に示す。Bond モデルを比較すると、メタルポストコアを使用した Model 1 と Model 4 は、ポストコアの広範囲にわたり引張応力の集中を認めた。一方で、象牙質に生じた応力に関して、カラーバーの赤色が示す高い引張応力の集中領域は、レジンコアあるいはファイバーポストコアを用いたモデルと比較して狭くなっていた。引張応力の最大値は、フェルールの存在する Model 4～6 では Model 1～3 と比較して低い応力が示されていた。引張応力が最も大きかったのは Model 6 の 31.8 MPa であり、最も小さかったものは Model 3 の 50.8MPa であった。また、圧縮応力が最も大きかったのは Model 3 の -11.9MPa であり、最も小さかったのは Model 4 の -4.6 MPa であった。

### 3) 接着界面の状態が応力分布に与える影響の評価

Debond モデルの象牙質における最大主応力の分布を図 13 に、モデル全体における最大主応力の分布を図 14 に示す。Debond モデルを比較した場合、Model 1 が引張応力と圧縮応力の両方において最大値を示した。フェルールの存在する Model 4～6 は、フェルールの存在しない Model 1～3 と比較して象牙質に集中する引張応力が低い傾向が認められ、その中でもレジンコアを用

いた Model 5 の引張応力の最大値は 61.7 MPa と群間で最も低い値を示した。

ファイバーポストを併用したモデルでは、レジンコア単体のモデルよりも象牙質に高い引張応力を認めた。圧縮応力に関しては、メタルポストコアを使用しフェルールの無い Model 1 が-89.7 MPa と顕著に大きな値を示し、最も小さい値を示したのは Model 5 における-13.2 MPa であった。モデル間での大きな差が認められ、Model 5 と Model 1 では約 7 倍の差が認められた。

Bond モデルと Debond モデルの比較においては、6 種のモデル全てにおいて Debond モデルは Bond モデルよりも高い引張応力ならびに圧縮応力を認めた。引張応力の最大値に関しては、Model 6 が Bond モデルで 31.8 MPa、Debond モデルで 69.2 MPa と 2 倍以上の差を認め、Bond モデルの最も高い応力集中を認めたモデル (Model 3 の 50.8 MPa) を Debond モデルの最も低い応力集中を認めたモデル (Model 5 の 61.7 MPa) が上回っていた。圧縮応力の最小値に関しては、Model 1 で Bond モデルが-9.7 MPa、Debond モデルが-89.7 MPa と約 10 倍の差を認めた。引張応力と同様に、Bond モデルの最も高い応力集中を認めたモデル (Model 3 の-11.9 MPa) を Debond モデルの最も低い応力集中を認めたモデル (Model 5 の-13.2 MPa) が上回っていた。

Model 1~6 の Debond モデルにおける合成変位のベクトルプロット (以下、変位ベクトル) を図 15 に示す。支台築造体の種類を問わず、フェルールの無

いモデルは歯冠部全体がポストコアの中央付近を中心に時計回りに回転していたのに対し、フェルールのあるモデルは回転が抑えられていた。なかでも、図 15 および図 16 に示すように、メタルポストコアで修復したモデルにおいてはフェルールの効果により、Model 4 は他のモデルと比較して支台築造体と象牙質のギャップが明らかに小さかった。

#### 4. 小括

垂直歯根破折の発生を評価する基準として、応力の発生部位と臨床で観察される垂直歯根破折の部位が一致しているという点で、引張応力および圧縮応力が適していると考えられる。Bond モデルではフェルールの有無によって引張応力ならびに圧縮応力に差を認めたものの、支台築造の方法には明らかな差を認めなかった。Debond モデルではフェルールの無いメタルポストコアのモデルにおいて、引張応力および圧縮応力の両方で、象牙質に高い応力集中を認めた。一方、フェルールが支台築造体の回転を抑制することで、接着が破壊された場合でも歯根への応力集中が回避されることが示された。

## IV. 考察

---

本研究では、単純化モデルとリバースエンジニアリングを用いて、上顎小白歯の形状を忠実に再現したモデルにて FEA を行い、象牙質に生じる応力を様々な条件下で比較した。実験 1 では、歯根象牙質の形態や荷重の方向に着目して解析を行った。歯根象牙質の断面形態といった一つの要素にのみ着目した解析が可能な FEA の特性を生かすことで、臨床的に認められていた事象を定量的に評価した。実験 2 においては、垂直歯根破折の好発部位である上顎小白歯の形態を忠実に再現して解析することで、垂直歯根破折の発生メカニズムの解明を試みた。

### 1. 垂直歯根破折を誘発する要因の探索

実験 1 では、単純化された FE モデルを用いて、荷重の方向、歯根象牙質の厚み、および歯根の断面形態のみを変化させたモデルを作成し、最大主応力の比較検討を行った。FEA においては歯根の形態を模したモデルを用いた場合には現実を反映した結果の信頼性が高まるが、実験 1 のように単純化されたモデルを用いることによって、一つの要素のみに着目して解析を行うことが可能となる。本研究では、荷重の方向と歯軸のなす角度が大きくなるにつれ、象牙質に対する応力値は明らかに増加した。この結果をそのまま臨床の状況に当てはめること

は難しいものの、側方力は歯根に応力を生じさせることが定量的に示された。したがって、臼歯部では、側方運動時の接触を適正に付与することが垂直歯根破折を予防するうえで重要であることが示された。

日常臨床においては、二次う蝕や修復物の不適合などの再治療により、歯根象牙質が著しく少なくなった状況にしばしば遭遇する。このような歯根は漏斗状根管と表現され、さまざまな強化方法が提案されている。しかしながら、歯根象牙質の厚みの違いが応力分布に与える影響を評価した研究はこれまでにないため、本研究では象牙質の厚みの違いが、象牙質に発生する応力に与える影響について評価した。その結果、象牙質の厚みの違いは、発生する応力に大きく影響を与えなかったものの、下に示す軸剛性の定義[47]より、材料の剛性は断面積と比例関係にあり、厚みと断面積は正の相関関係があるため、同じ応力値であれば象牙質の厚みが小さいほど容易に破壊が起こると考えるのが妥当である。

$$k_N = \frac{N}{\delta_N} = \frac{EA}{L}$$

$k_N$  : 軸剛性

$N$  : 軸方向力

$\delta_N$  : 軸方向変形

$E$  : ヤング率

$A$  : 断面積

$L$  : 長さ

歯根の断面形態を変化させたモデルにおいては、歯根の短径が短くなればなるほど、象牙質に高い応力集中を認めた。これは上顎大白歯や下顎大白歯近心根など、垂直歯根破折の好発部位に扁平な歯根が多いという報告[4,6,8]と一致している。Lertchirakarn らの報告[40]では、楕円形の根管においては正円形の根管と比較して高い応力集中を認めた。歯根の水平断面の形状の違いが応力分布に影響を与えることを示唆した貴重な報告であるが、これは2次元的な解析であり、実際の歯の応力分布のすべてを網羅しているとは言えない。実験 1 ではより現実の想定に近い3次元 FE モデルでの解析を行ったところ、同様の結論を得ることが出来た。

## 2. 上顎小白歯の形態を模倣した有限要素モデルを用いた解析

実験 2 では、リバースエンジニアリングを活用することで、上顎小白歯の形態を再現した FE モデルの作成に成功した。同手法を用いてモデルを作成し、FEA により応力分布を評価した報告は存在するが、垂直歯根破折の発生頻度が最も高いとされている上顎小白歯の形態を忠実に再現した報告は未だに無い。本実験によって、上顎小白歯においても以前の犬歯における報告[45]と同様に、口蓋側に引張応力、頬側に圧縮応力の集中領域を認めることが明らかになった。

また、メタルポストコアを用いたモデルでは、コア材料と象牙質の界面に引張

応力が集中しており、レジンコアを用いたモデルでは舌側の象牙質全体に引張応力が集中した (図 12)。メタルコアは臨床的に歯根破折を引き起こしやすいとされており[19-23]、その理由の一つとして、弾性係数の大きく異なるメタルポストコアと象牙質の接着界面に応力が集中することによって接着が破壊され、さらに象牙質への応力集中が増加するということが考えられる。本実験における Bond モデルは、メタルポストコアを用いた場合に Debond モデルへと移行する可能性が高いことを示唆している。本研究では、Bond モデルにおいてはフェルールの影響を認めたものの、支台築造方法による影響は限定的であった(図 10 a,b)。これらの結果は、同様の手法によって行われた以前の報告と同じ傾向を示していた[45]。

本研究では、Bond モデルと Debond モデルの双方において、ファイバーポストの使用により象牙質への応力集中を緩和するという結果は得られなかった(図 10~14)。この結果から考察すると、コンポジットレジンのみによる支台築造が最も好ましいと解釈出来るが、FEA では材料の破断という観点の評価はなされていない。支台築造に用いられるコンポジットレジンは 30~60 MPa 程度の引張強さであり[47]、本研究のレジンコアの Bond モデルで観察された最大引張応力がフェルール有りで 33.0 MPa、フェルール無しで 49.0 MPa であったことを勘案すると、支台築造体の破折のリスクは否定できない。よって、引張強さおよび曲

げ強さのより高いファイバーポストを併用して歯質と一体化することで、支台築造体の破折を防ぐことが可能になると考えられる。

### 3. 接着界面の与える影響

根管治療歯の支台築造においては、ポスト孔という形態に起因する高い C-factor や、水分残留や光到達の限界[48]などの要因によって、支台築造体と象牙質の完璧な接着の達成は困難であり、特に根尖側においては、歯根象牙質と支台築造間の接着力が減少するとされている[49–53]。しかしながら、FEA を用いた応力解析においては、材料間は完全に接着していると仮定して解析されている報告が多く、この点において臨床との乖離がある。そのため、本実験では、接着界面を破壊した状態を想定した Debond モデルを作成し解析を行った。その結果、Bond モデルと Debond モデルでは応力分布の様相は一変し、支台築造材料の違い、およびフェルールの有無が結果に大きく影響することが明らかとなった。Caldas らの報告[45]では、象牙質とクラウンあるいは象牙質と歯槽骨の接着が破壊された場合には象牙質に生じる von Mises 応力は増加しなかったが、象牙質とポストコアの接着が破壊された場合には象牙質に生じる von Mises 応力は上昇し、フェルールの無い状態の歯をエンドクラウンで修復したモデルにおいては、象牙質の破壊抵抗値を上回る応力が観察された。そこでは、*in vitro* のデータと

高い相関を示すことから、根管治療歯の FEA においては完全に結合が破壊した想定を推奨している。また、Xiong らの支台築造の FEA に関する報告[55]においては、漏斗状根管を強化するためには接着が重要であり、特に歯頸部における接着が破壊されると象牙質への応力集中が著しく増加することが示されている。そこで本研究では、接着が破壊された際にフェルールが象牙質の応力分布に与える影響を、リバースエンジニアリング技法を用いた 3次元 FEA にて評価した。

本研究で示された、象牙質への応力変化に最も大きな影響を及ぼす接着に関して、Debond モデル間の比較においては、フェルールの存在するモデルは象牙質に集中する応力値が抑えられていた(図 10、図 13)。図 15 に示す変位ベクトルにおいて、フェルールの有無によって Model 1 と Model 4、Model 2 と Model 5、ならびに Model 4 と Model 6 の比較では、フェルールの無いモデルはモデル全体がポストコアの中央付近を中心に回転していたのに対して、フェルール有りのモデルは回転が抑制されており、フェルールが歯冠部の回転を抑制したことで象牙質に発生した応力が低く抑えられたものと考えられる。なかでもメタルポストコアで修復した Model 1 と Model 4 の比較では、フェルールのある Model 4 の変位量が特に小さく、フェルールの有用性が最も如実に表れていた(図 16)。

Juloski らによる報告[56]では、研究デザインごとにフェルールの有用性に対する文献的考察がされており、*in vitro* の破壊試験においてフェルールの高さが

1.5 mm 以上、あるいは 2 mm 以上存在する歯は破壊耐性を向上させるという結果を認めたほか、FEA の報告においても、採用した全ての文献において、フェルールの存在する歯はフェルールの存在しない歯と比較して象牙質に集中する応力が低かったと述べられている。なお、リバースエンジニアリングによって作成したモデルを用いた FEA の報告においても同様の結論が導かれている[42,44]。また、臨床研究においても複数のランダム化比較試験によって、フェルールの存在する歯は臨床成績が優ることが示されており[57-59]、フェルールの存在は垂直歯根破折を予防する上で重要なファクターであると言える。本研究の結果は、それを裏付けるとともに、FEA において接着界面を設定する意義を示すものである。

本研究から、接着の剥離、フェルールの有無ならびに支台築造材料が象牙質に発生する応力に影響を及ぼすことが明らかになった。今後の展望として、象牙質ならびに各材料特性の中で降伏強さを設定したうえで、破壊の起点ならびに進展を解析すれば、さらなる垂直歯根破折の発生メカニズムの解明が進展すると考えられる。

## V. 結 論

本研究では、マイクロ CT を用いてリバースエンジニアリングを活用することで、上顎小臼歯の形態を忠実に再現した 3 次元 FE モデルの作成および応力解析を行った。その結果、上顎小臼歯における垂直歯根破折の発生を評価する基準として、引張応力あるいは圧縮応力が適していると考えられた。

扁平な歯根形態、側方力の発生、メタルコアの使用、フェルールの無い支台歯形態、および支台築造材料の接着破壊といった条件が重なった場合に、垂直歯根破折が発生する可能性が示された。接着状態は象牙質に生じる応力分布に大きく影響を与えており、フェルールの存在は接着が破壊された場合においても、支台築造体の回転を抑えることにより象牙質の応力集中を防ぐ役割を果たすことが明らかとなった。

## VI. 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、御指導と御校閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科 口腔分子感染制御学講座 (歯科保存学教室) 林 美加子教授に、謹んで感謝の意を表します。

また、本研究の遂行にあたり、多大なる御指導と御鞭撻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 (歯科理工学教室) 山口 哲博士に、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口腔分子感染制御学講座 (歯科保存学教室)の皆様に、心よりお礼申し上げます。

## VII. 参 考 文 献

---

- [1] 厚生労働省. 平成28年歯科疾患実態調査.  
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/62-28html> (Retrieved on December 11,2021)
- [2] Axelsson P, Nyström B, Lindhe J. The long-term effect of a plaque control program on tooth mortality, caries and periodontal disease in adults. Results after 30 years of maintenance. *Journal of Clinical Periodontology* 2004;31:749–757.
- [3] American Association of Endodontists. Cracking the cracked tooth code : Detection and treatment of various longitudinal tooth fracture. 2008.  
<https://www.aae.org/specialty/newsletter/cracking-cracked-tooth-code/>  
(Retrieved on December 15,2021)
- [4] Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *Journal of Endodontics* 2006;32:1160–1163.  
doi:10.1016/j.joen.2006.07.008.
- [5] Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth : A survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1999;87:504–507. doi:10.1016/S1079-2104(99)70252-0.
- [6] Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clinical Oral Investigations* 2015;19:1405–1409. doi:10.1007/s00784-014-1357-4.
- [7] Gher ME, Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl L V. Clinical survey of fractured teeth. *Journal of American Dental Association* 1987;114:174–177.  
doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.1987.0006.
- [8] García-Guerrero C, Parra-Junco C, Quijano-Guauque S, Molano N, Pineda GA,

- Marín-Zuluaga DJ. Vertical root fractures in endodontically-treated teeth: A retrospective analysis of possible risk factors. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 2018;9. doi:10.1111/jicd.12273.
- [9] von Arx T, Bosshardt D. Vertical root fractures of endodontically treated posterior teeth A histologic analysis with clinical and radiographic correlates. *Swiss Dental Journal* 2017;12;127:14-23
- [10] Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *Journal of Endodontics* 1999;25:506–508. doi:10.1016/S0099-2399(99)80292-1.
- [11] Sugaya T, Nakatsuka M, Inoue K, Tanaka S, Miyaji H, Sakagami R, et al. Comparison of fracture sites and post lengths in longitudinal root fractures. *Journal of Endodontics* 2015;41:159–163. doi:10.1016/j.joen.2014.09.017.
- [12] Mizuhashi F, Ogura I, Sugawara Y, Oohashi M, Mizuhashi R, Saegusa H. Diagnosis of root fractures using cone-beam computed tomography: difference of vertical and horizontal root fracture. *Oral Radiology* 2021;37:305–310. doi:10.1007/s11282-020-00453-y.
- [13] Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: A clinical survey of 36 cases. *Journal of Endodontics* 1993;19:87–90. doi:10.1016/S0099-2399(06)81202-1.
- [14] Salis SG, Hood JAA, Kirk EEJ, Stokes ANS. Impact-fracture energy of human premolar teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1987;58:43–48. doi:10.1016/S0022-3913(87)80140-3.
- [15] Wendt SL, Harris BM, Hunt TE. Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dental Materials* 1987;3:232–235. doi:10.1016/S0109-

5641(87)80078-7.

- [16] Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics* 1989;15:512–516. doi:10.1016/S0099-2399(89)80191-8.
- [17] 峯 篤史. “2013年における”歯根破折防止策の文献的考察. *日本補綴歯科学会誌* 2014;6:26–35. doi:10.2186/ajps.6.26.
- [18] Hikasa T, Matsuka Y, Mine A, Minakuchi H, Hara ES, van Meerbeek B. A 15-year clinical comparative study of the cumulative survival rate of cast metal core and resin core restorations luted with adhesive resin cement. *International Journal of Prosthodontics* 2010;23:397–405.
- [19] Gómez-Polo M, Llidó B, Rivero A, del Río J, Celemín A. A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *Journal of Dentistry* 2010;38:916–920. doi:10.1016/J.JDENT.2010.08.006.
- [20] Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *Journal of Dentistry* 2007;35:778–786. doi:10.1016/J.JDENT.2007.07.006.
- [21] Cheung GSP, Chan T.K. Long-term survival of primary root canal treatment carried out in a dental teaching hospital. *International Endodontic Journal* 2003;36:117–128. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00639.x.
- [22] Lamichhane A, Xu C, Zhang F qiang. Dental fiber-post resin base material: A review. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2014;6:60–65. doi:10.4047/jap.2014.6.1.60.
- [23] Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: A review.

- British Dental Journal 2003;195:43–48. doi:10.1038/sj.bdj.4810278.
- [24] Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;89:360–367. doi:10.1067/MPR.2003.75.
- [25] Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;89:368–373. doi:10.1067/MPR.2003.73.
- [26] Gehrcke V, de Oliveira M, Aarestrup F, do Prado M, de Lima CO, Campos CN. Fracture strength of flared root canals restored with different post systems. *European Endodontic Journal* 2017;2:1–5. doi:10.5152/eej.2017.17009.
- [27] Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:169–179. doi:10.1067/MPR.2000.107583.
- [28] Qing H, Zhu ZM, Chao YL, Zhang WQ. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;97:93–98. doi:10.1016/J.PROSDENT.2006.12.008.
- [29] Meng QF, Chen YM, Guang HB, Yip KHK, Smales RJ. Effect of a ferrule and increased clinical crown length on the in vitro fracture resistance of premolars restored using two dowel-and-core systems. *Operative Dentistry* 2007;32:595–601. doi:10.2341/06-169.
- [30] Dorriz H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Hooshmand T. Effect of ferrule and bonding on the compressive fracture resistance of post and core restorations. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2009;10:1–8. doi:10.5005/jcdp-10-1-1.

- [31] Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2007;19:30–36. doi:10.1111/j.1708-8240.2006.00060.x.
- [32] Ni CW, Chang CH, Chen TYF, Chuang SF. A multiparametric evaluation of post-restored teeth with simulated bone loss. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2011;4:322–330. doi:10.1016/J.JMBBM.2010.10.012.
- [33] Stricker EJ, Göhring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *Journal of Dentistry* 2006;34:326–335. doi:10.1016/J.JDENT.2005.07.007.
- [34] Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: A meta-analysis of literature. *Journal of Endodontics* 2013;39:11–15. doi:10.1016/j.joen.2012.09.026.
- [35] Maroli A, Hoelcher KAL, Reginato VF, Spazzin AO, Caldas RA, Bacchi A. Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials. *Materials Science and Engineering C* 2017;76:839–844. doi:10.1016/j.msec.2017.03.152.
- [36] Versiani MA, Souza E, De-Deus G. Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. *Endodontic Topics* 2015;33:87–156. doi:10.1111/etp.12091.
- [37] 若林則幸. 歯学研究における有限要素解析の応用：非線形解析を中心とした近年の進展. *日本歯科理工学会誌* 2013;32:226–239.

- doi:10.18939/jsdmd.32.3\_226.
- [38] Rezende CEE, Borges AFS, Gonzaga CC, Duan Y, Rubo JH, Griggs JA. Effect of cement space on stress distribution in Y-TZP based crowns. *Dental Materials* 2017;33:144–151. doi:10.1016/J.DENTAL.2016.11.006.
- [39] Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, et al. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dental Materials* 2018;34:1466–1473. doi:10.1016/J.DENTAL.2018.06.012.
- [40] Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: Factors affecting stress distribution in the root canal. *Journal of Endodontics* 2003;29:523–528. doi:10.1097/00004770-200308000-00008.
- [41] Rodrigues FP, Li J, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. *Dental Materials* 2009;25:e47–55. doi:10.1016/J.DENTAL.2009.02.007.
- [42] Santos-Filho PCF, Verissimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics* 2014;40:119–123. doi:10.1016/j.joen.2013.09.034.
- [43] Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: A 3D FE analysis. *Dental Materials* 2011;27:1285–1294. doi:10.1016/j.dental.2011.09.009.
- [44] Ausiello P, Ciaramella S, Martorelli M, Lanzotti A, Zarone F, Watts DC, et al. Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape. *Dental Materials* 2017;33:1466–1472.

- doi:10.1016/j.dental.2017.10.009.
- [45] Caldas RA, Bacchi A, Barão VAR, Versluis A. Should adhesive debonding be simulated for intra-radicular post stress analyses? *Dental Materials* 2018;34:1331–1341. doi:10.1016/j.dental.2018.06.025.
- [46] Gloria A, Maietta S, Martorelli M, Lanzotti A, Watts DC, Ausiello P. FE analysis of conceptual hybrid composite endodontic post designs in anterior teeth. *Dental Materials* 2018;34:1063–1071. doi:10.1016/j.dental.2018.04.004.
- [47] 日本建築構造技術者協会関西支部建築構造用語事典編集委員会. 建築構造用語事典: 学生も実務者も知っておきたい建築キーワード108. 建築技術 2004.
- [48] 小田 豊. 材料から見た支台築造. *接着歯学* 1999:125–133.
- [49] Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, et al. Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post–cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dental Materials* 2009;25:1484–1492. doi:10.1016/J.DENTAL.2009.06.019.
- [50] Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials* 2003;19:199–205. doi:10.1016/S0109-5641(02)00030-1.
- [51] Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006;95:368–378. doi:10.1016/J.PROSDENT.2006.02.027.
- [52] Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *Journal of*

- Dentistry 2004;32:443–450. doi:10.1016/J.JDENT.2004.03.001.
- [53] Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dental Materials* 2007;23:226–234. doi:10.1016/J.DENTAL.2006.01.014.
- [54] Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;97:165–172. doi:10.1016/J.PROSDENT.2007.01.008.
- [55] Xiong Y, Huang SH, Shinno Y, Furuya Y, Imazato S, Fok A, Hayashi M. The use of a fiber sleeve to improve fracture strength of pulpless teeth with flared root canals. *Dental Materials* 2015;31:1427–1434. doi:10.1016/j.dental.2015.09.005.
- [56] Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: A literature review. *Journal of Endodontics* 2012;38:11–19. doi:10.1016/J.JOEN.2011.09.024.
- [57] Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, Polimeni A, Goracci C. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *Journal of Dental Research* 2012;91:S72–78. doi:10.1177/0022034512447949.
- [58] Cagidiaco M, Garcia-Godoy F, Vichi A, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *American Journal of Dentistry* 2008;21:179–184.
- [59] Creugers NH, Mentink AG, Fokkinga WA, Kreulen CM. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont.*

- 2005;18(1):34-39.
- [60] Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dental Materials Journal* 2008;27:49–55.  
doi:10.4012/dmj.27.49.
- [61] Bechtle S, Fett T, Rizzi G, Habelitz S, Klocke A, Schneider GA. Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. *Biomaterials* 2010;31:4238–4247. doi:10.1016/J.BIOMATERIALS.2010.01.127.
- [62] Friedman CM, Sandrik JL, Heuer MA, Rapp GW. Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points. *Journal of Dental Research* 1975;54:921–925. doi:10.1177/00220345750540052901.
- [63] Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002;23:2667–2682.
- [64] 早野圭吾, 小野擴仁, 山倉和典, 中島三晴, 永沢栄. 構成材料の違いがインプラント体の強度に及ぼす影響：非線形有限要素解析による検討. *日本口腔インプラント学会誌* 2012;25:445–452. doi:10.11237/jsoi.25.445.
- [65] Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014;112:1278–1288.  
doi:10.1016/J.PROSDENT.2014.05.014.
- [66] Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, et al. Biomechanical evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: A 3D finite element analysis. *BioMed Research International* 2017

ID:1373127 doi:10.1155/2017/1373127.

- [67] Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental Materials* 2005;21:709–715. doi:10.1016/J.DENTAL.2004.09.010.

## VIII. 図 表

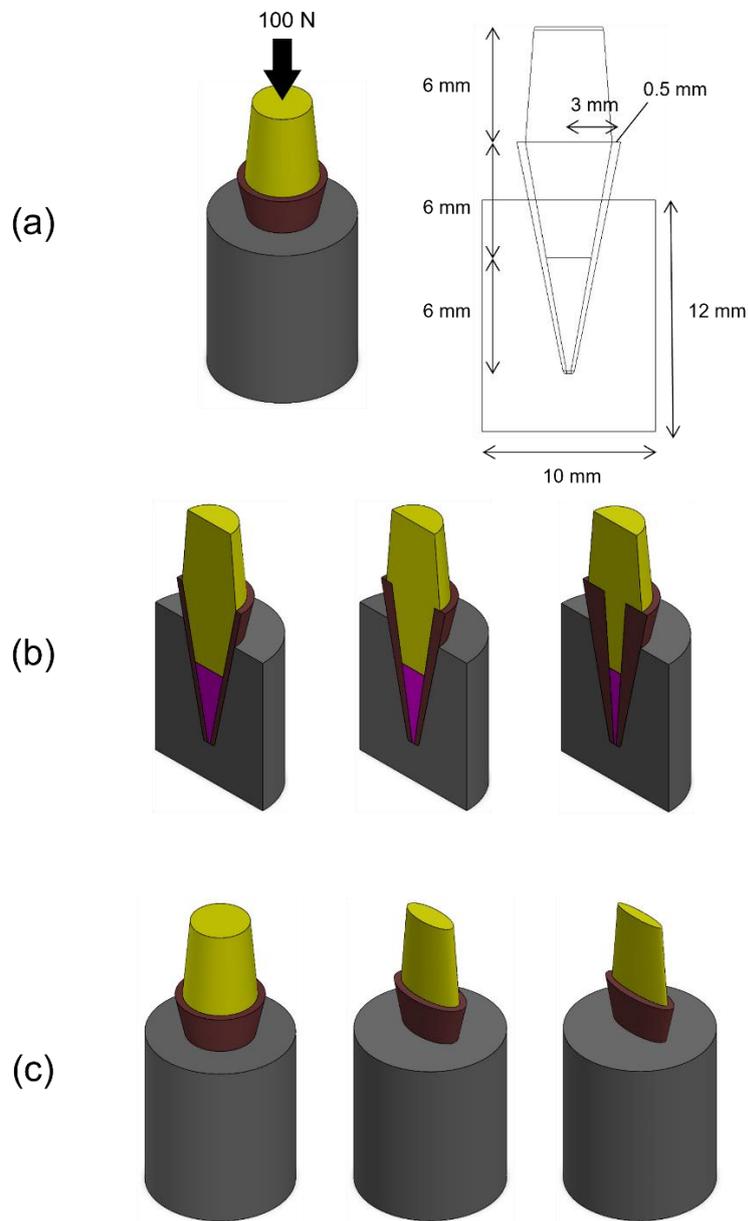


図1 実験1にて作製した3次元有限要素モデル

- (a) 作成したモデルの寸法, 矢印 : 100 N 荷重
- (b) 象牙質の厚みを 0.5 mm、1 mm および 2 mm に変化させたモデル
- (c) 歯根の断面形態の長径を 6 mm に固定し、  
短径を 6 mm, 3 mm, 2 mm に変化させたモデル

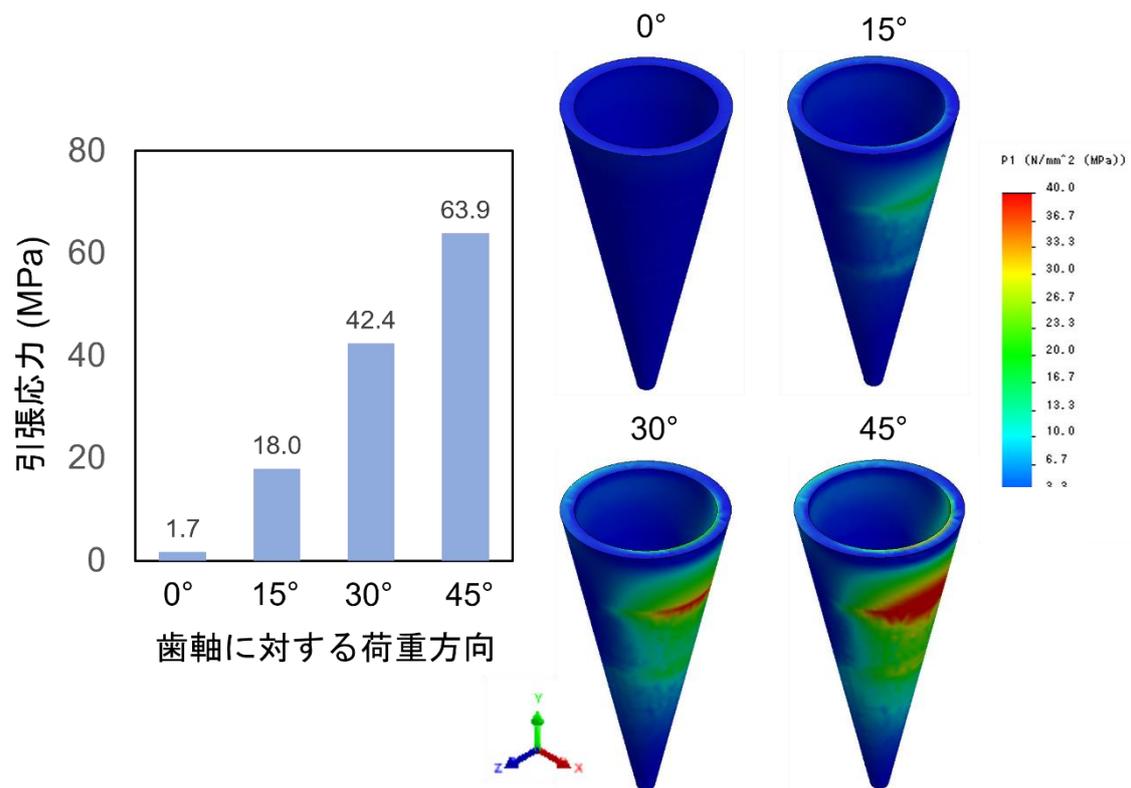


図2 荷重方向の違いによる象牙質に発生する引張応力の変化

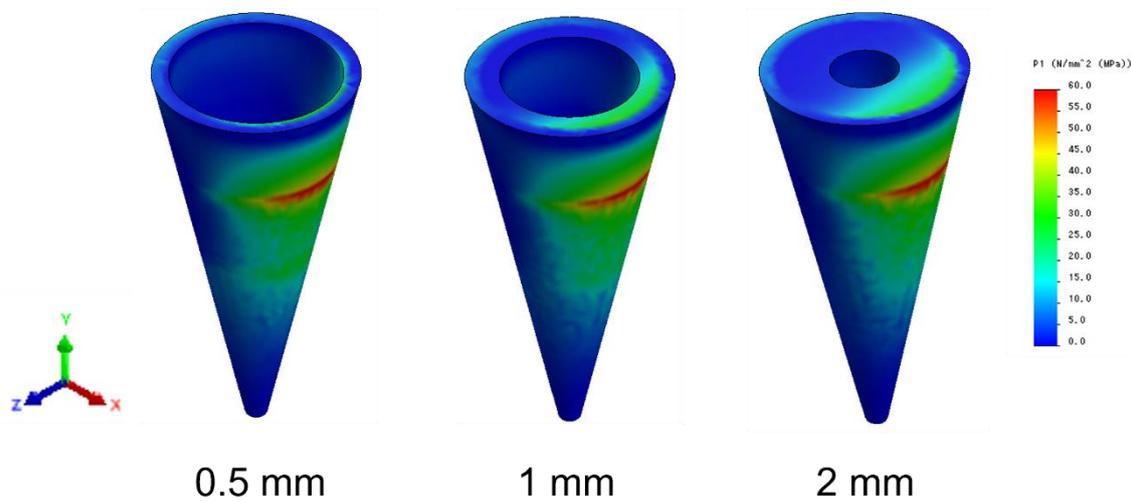
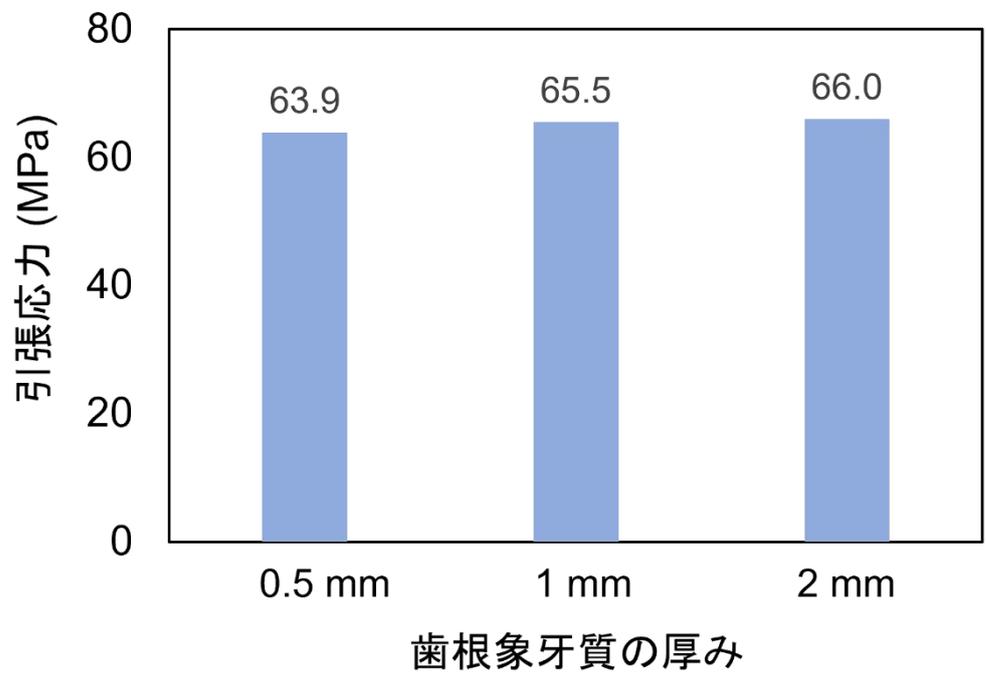


図3 象牙質の厚みの違いによる象牙質に発生する引張応力の変化

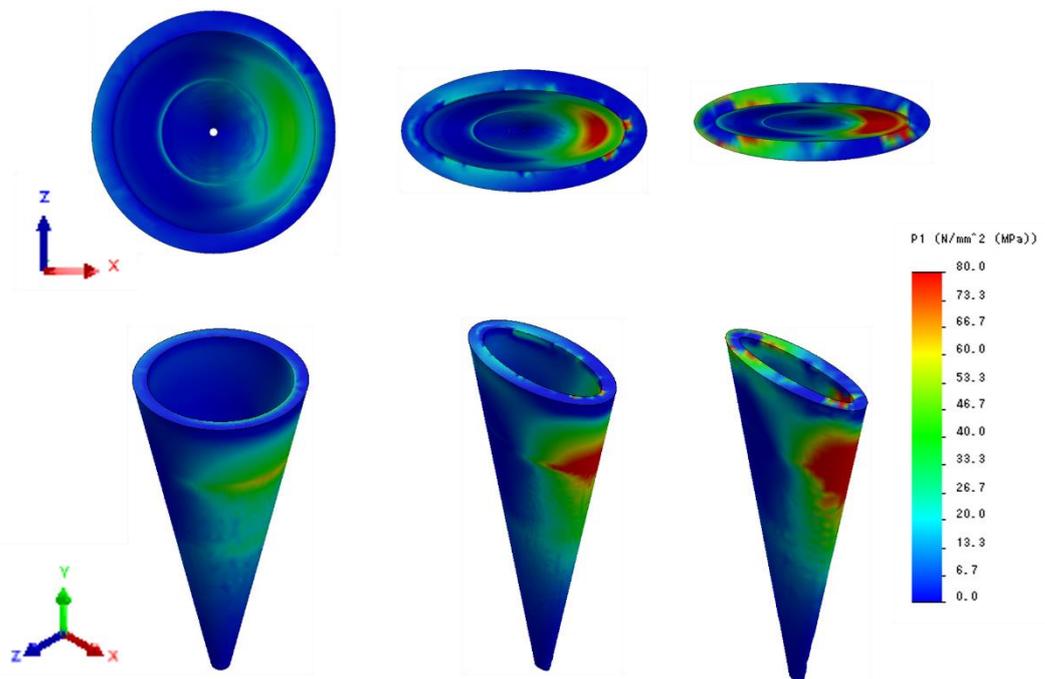
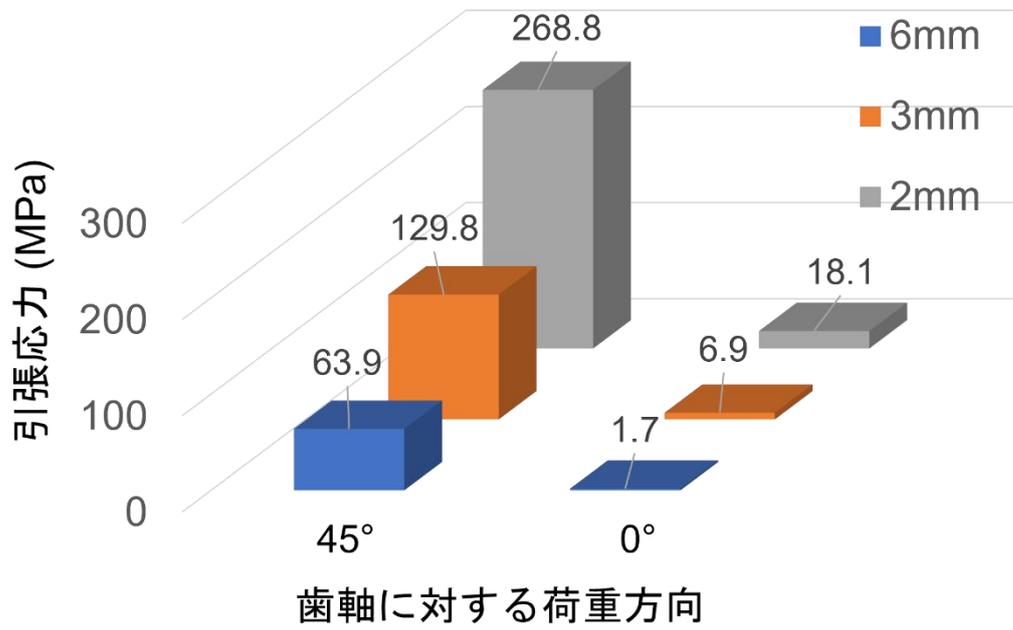
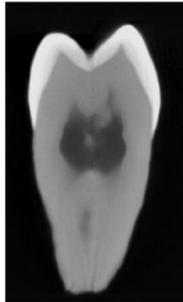


図4 歯根の断面形態の違いによる象牙質に発生する引張応力の変化

う蝕の無い  
上顎小臼歯



μCT撮影



STLデータ  
に変換



ソリッドモデル  
作製



R\_mCT2  
(Rigaku)

VOXELCON  
(Quint)

SolidWorks 2021  
(Dassault Systems)

図5 リバーズエンジニアリングを用いたCADモデルの作成過程

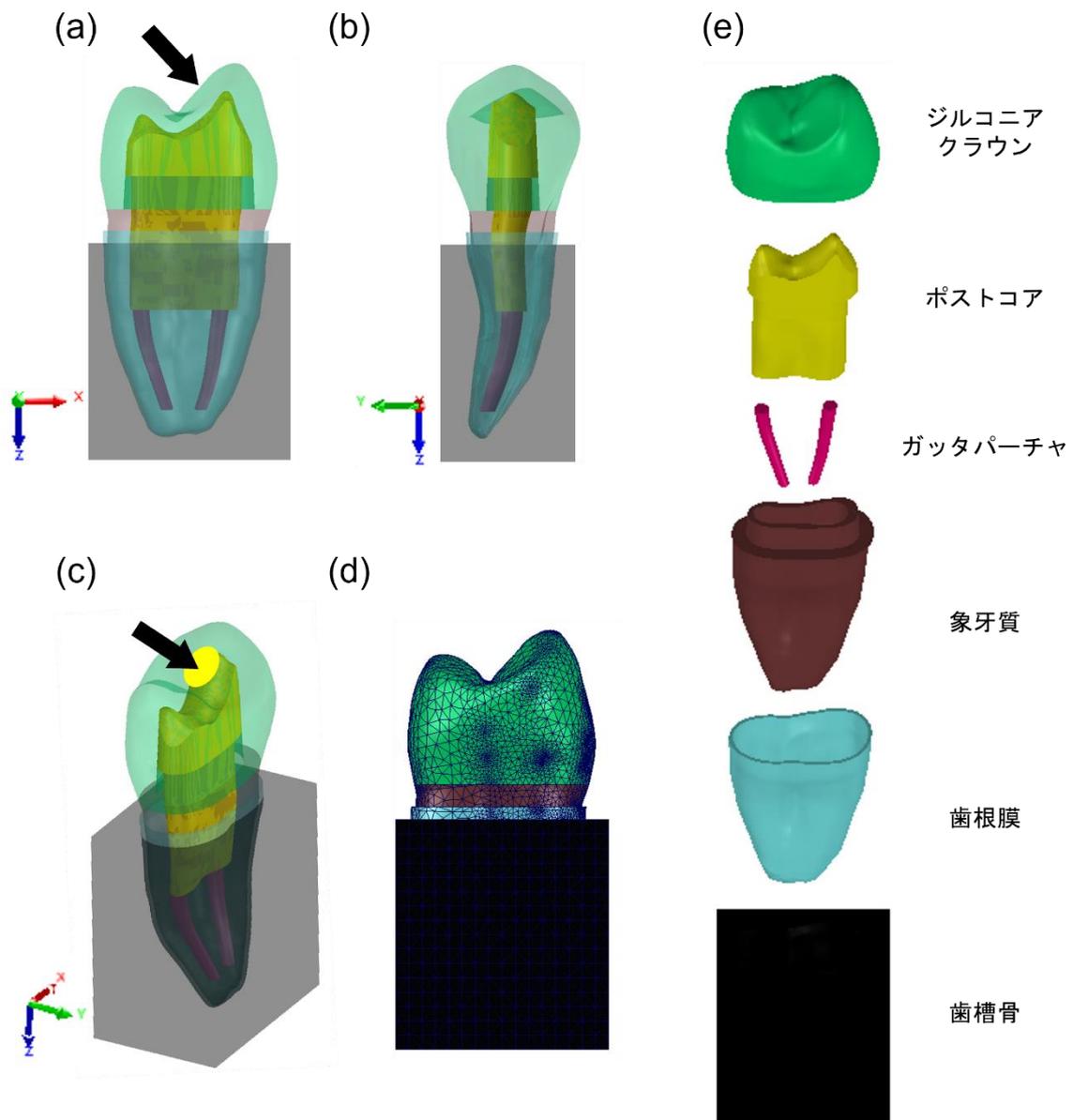


図6 実験2で作成した上顎小臼歯モデル

(a) 側面観 (b) 頬側面観 (c) 遠心口蓋側から見たモデルの概要図

(d) メッシュ分割後のモデル (e) モデルの展開図

(a)、(c)の矢印は荷重方向を、(c)の黄色の領域は荷重負荷領域を示す

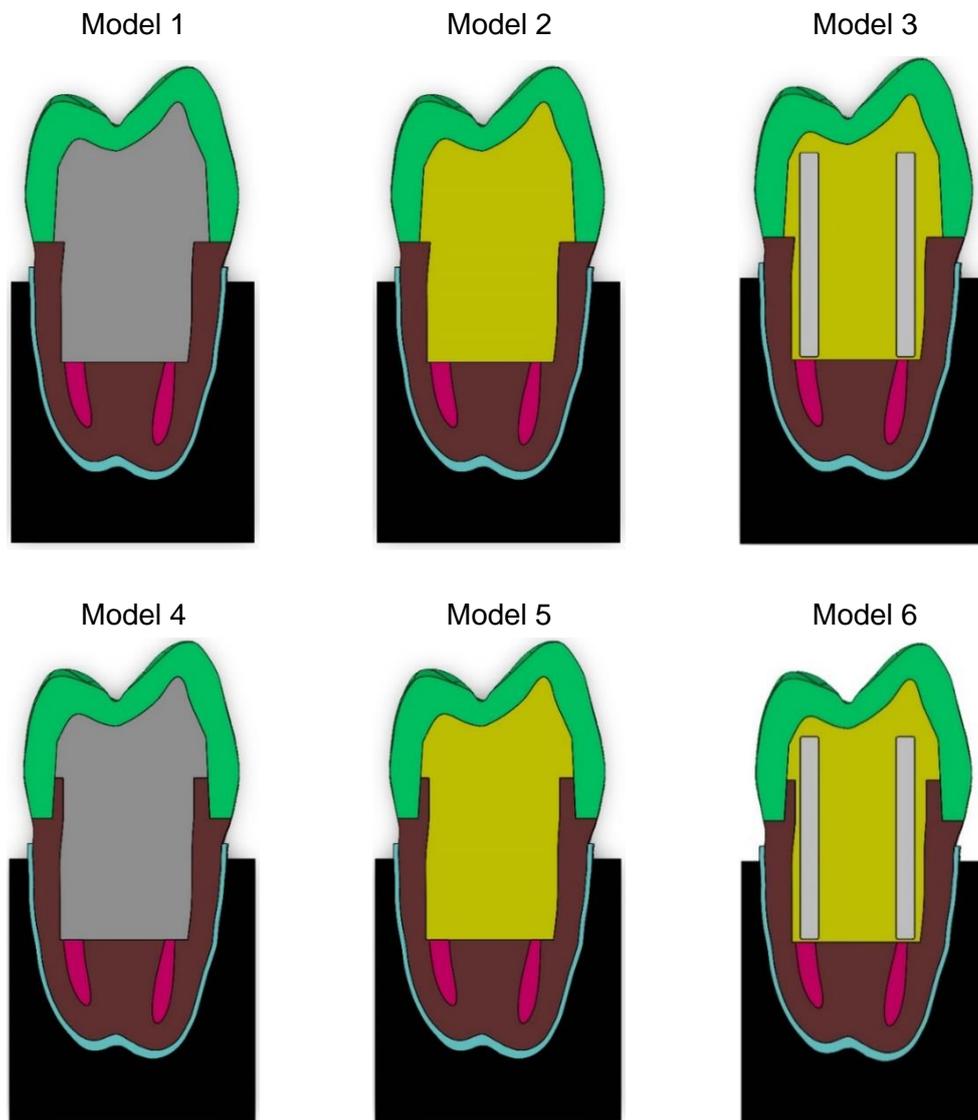


図7 実験2にて作成した Model 1～Model 6 の模式図

Model 1：メタルポストコア / フェルール (-)

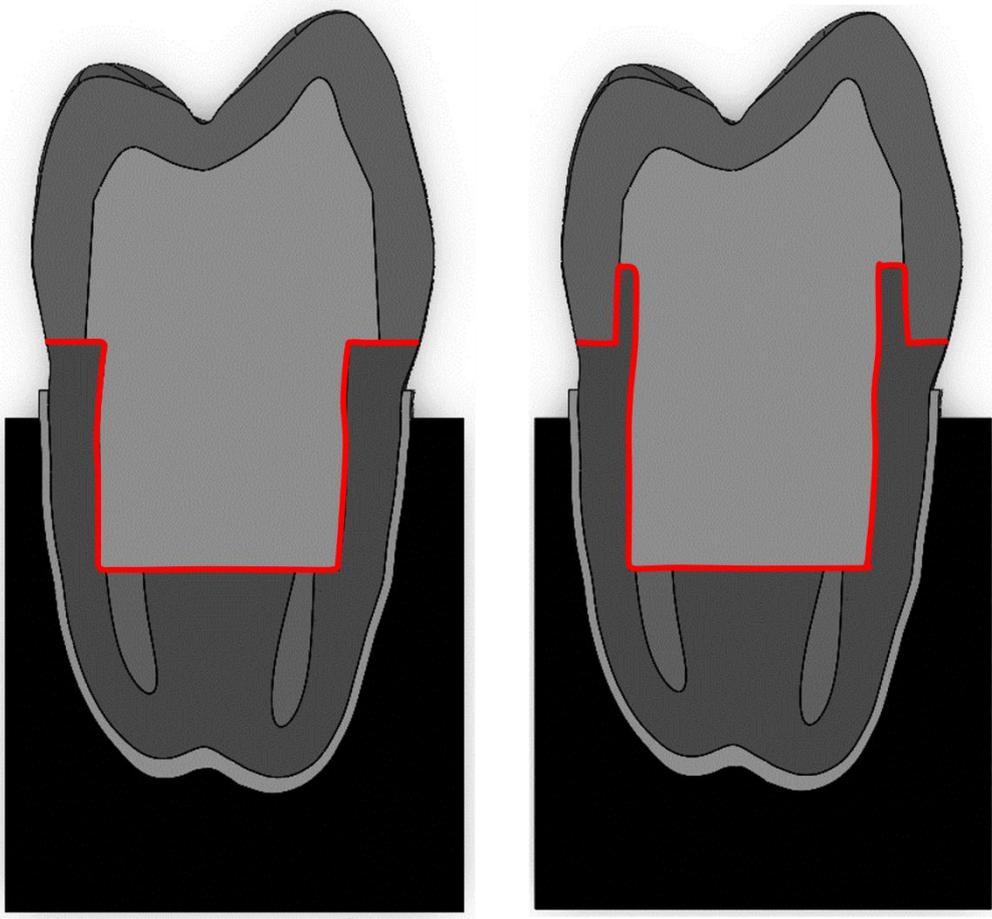
Model 2：レジンコア / フェルール (-)

Model 3：ファイバーポストコア / フェルール (-)

Model 4：メタルポストコア / フェルール (+)

Model 5：レジンコア / フェルール (+)

Model 6：ファイバーポストコア / フェルール (+)



フェルール無し

フェルール有り

図8 接着破壊モデル (Debond モデル) の作成

赤線で示す界面を非接着とした

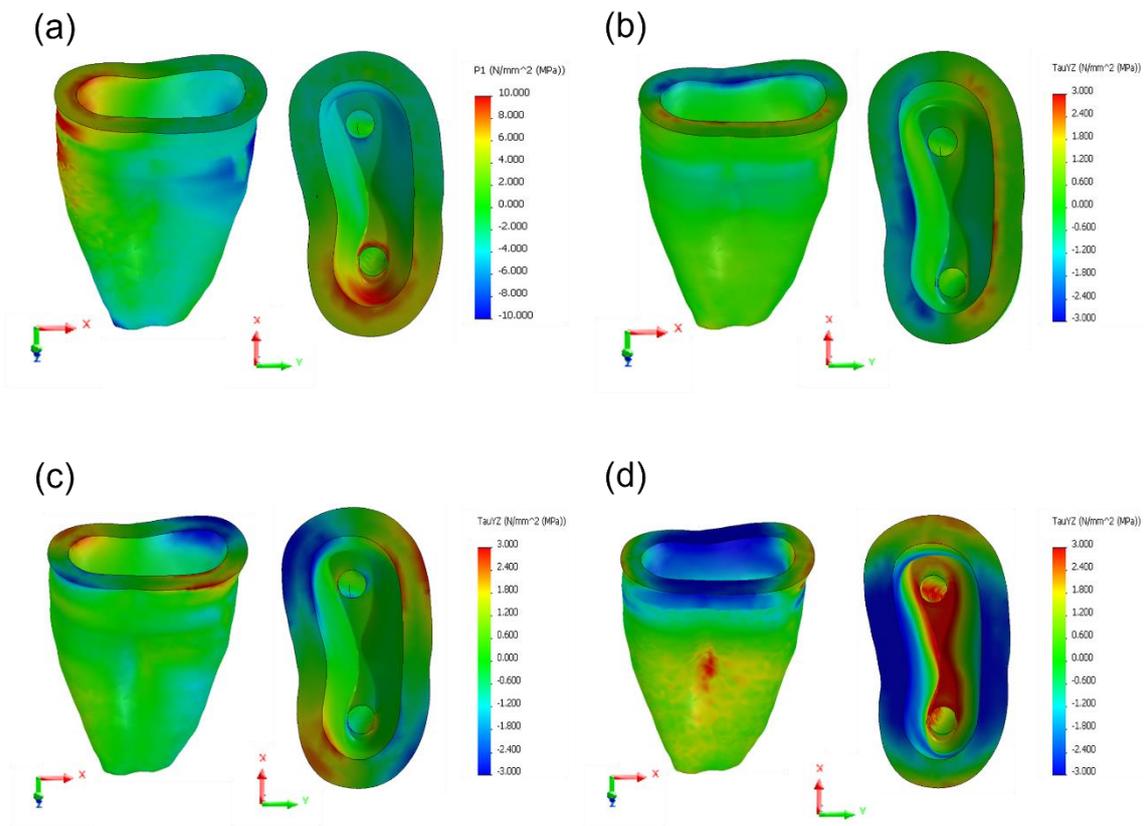


図9 Model 1 における応力分布

(a) 最大主応力 (b) XY 平面におけるせん断応力

(c) XZ 平面におけるせん断応力 (d) YZ 平面におけるせん断応力

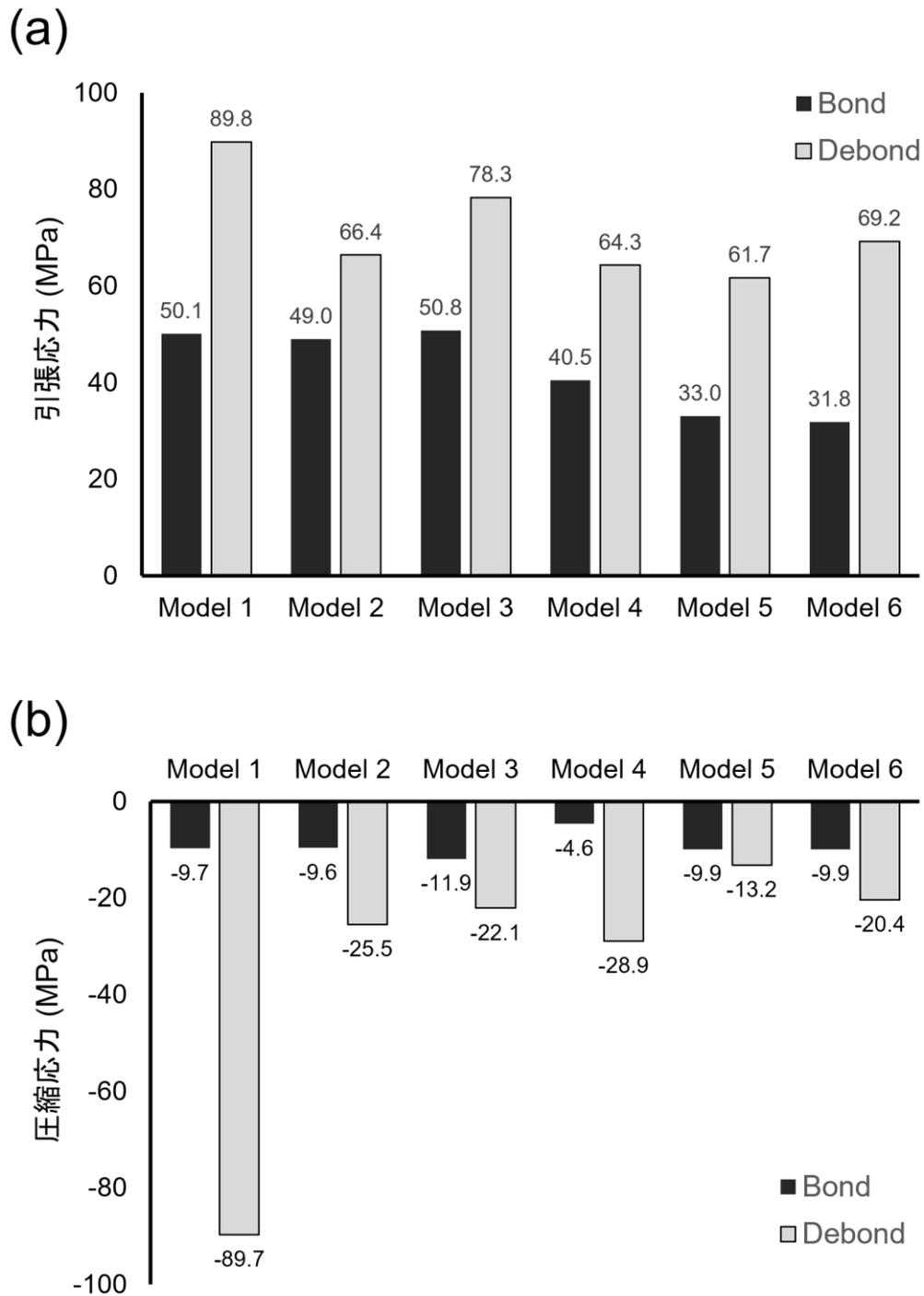


図 10 Bond モデルおよび Debond モデルの象牙質における  
 歯根象牙質における(a)引張応力および(b)圧縮応力の最大値

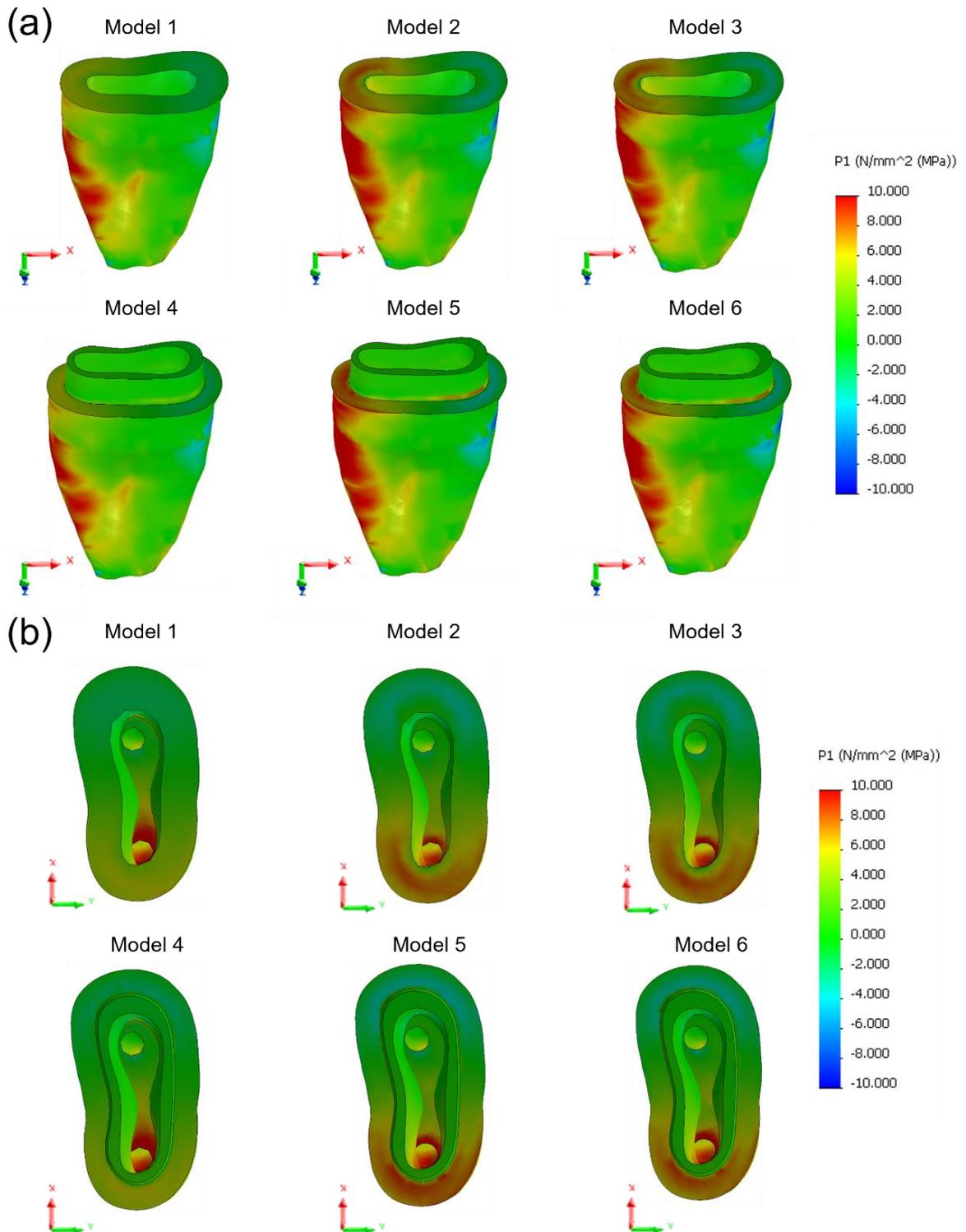


図 11 Bond モデルの象牙質における最大主応力の分布

(a)側面 (b)歯軸方向からの観察結果

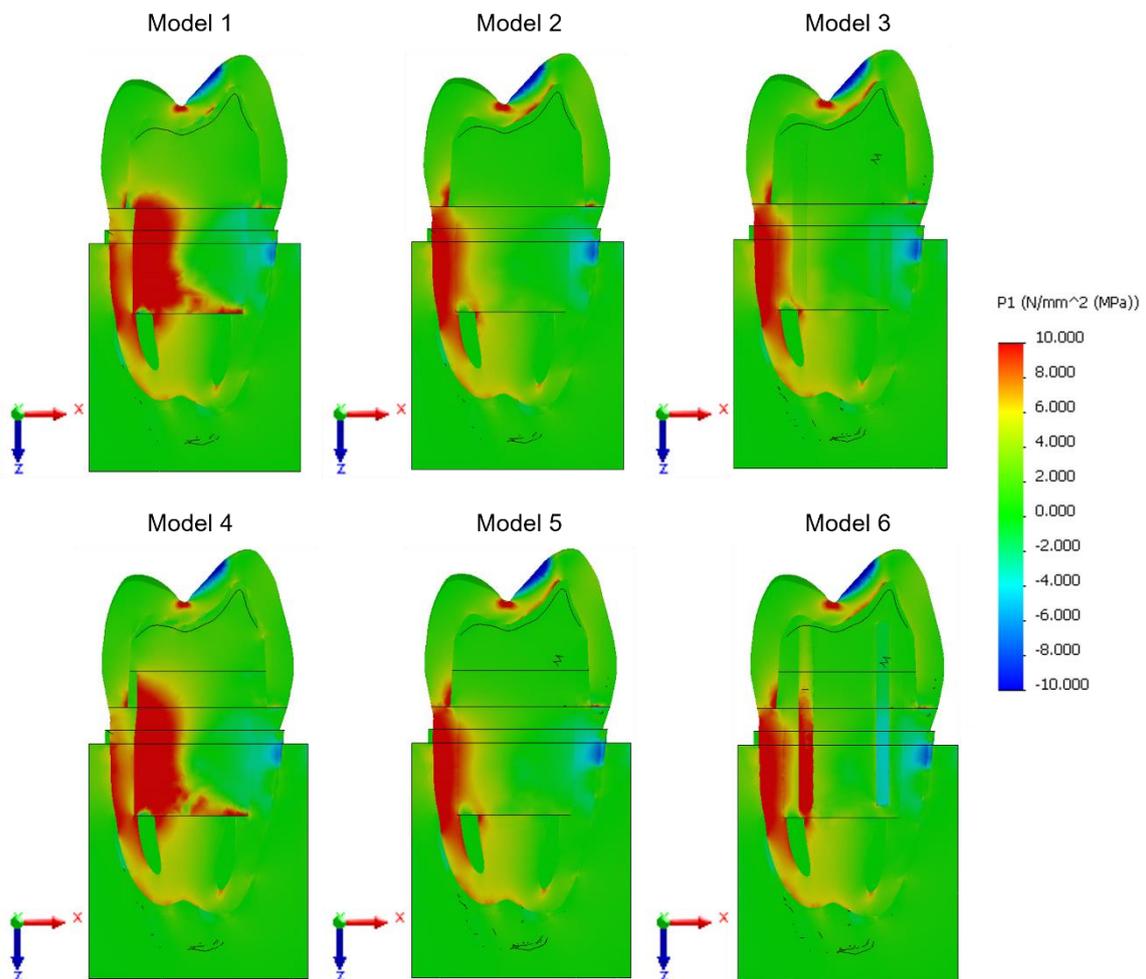


図 12 Bond モデルのモデル全体における最大主応力の分布

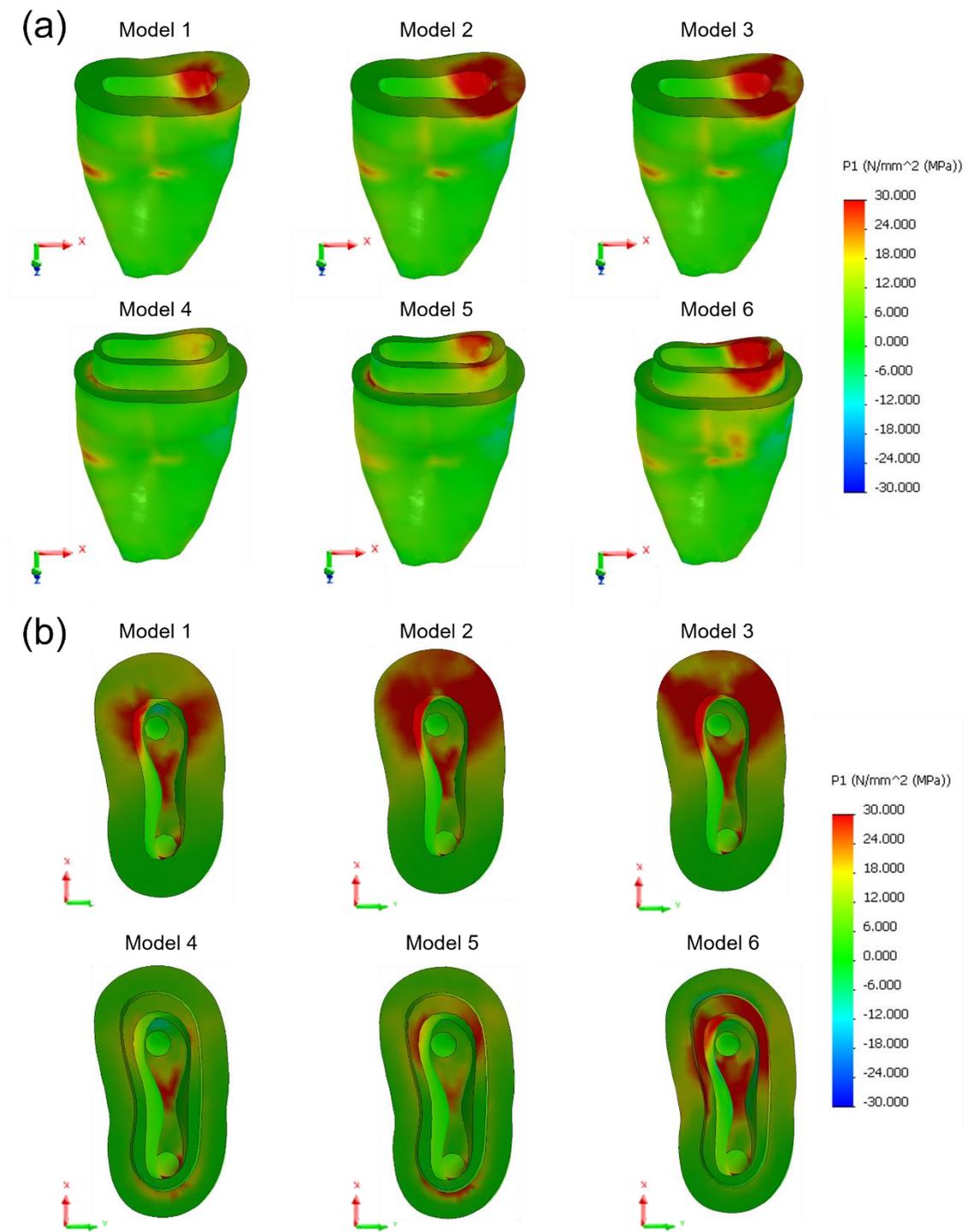


図 13 Debond モデルの象牙質における最大主応力の分布

(a) 側面 (b) 歯軸方向からの観察結果

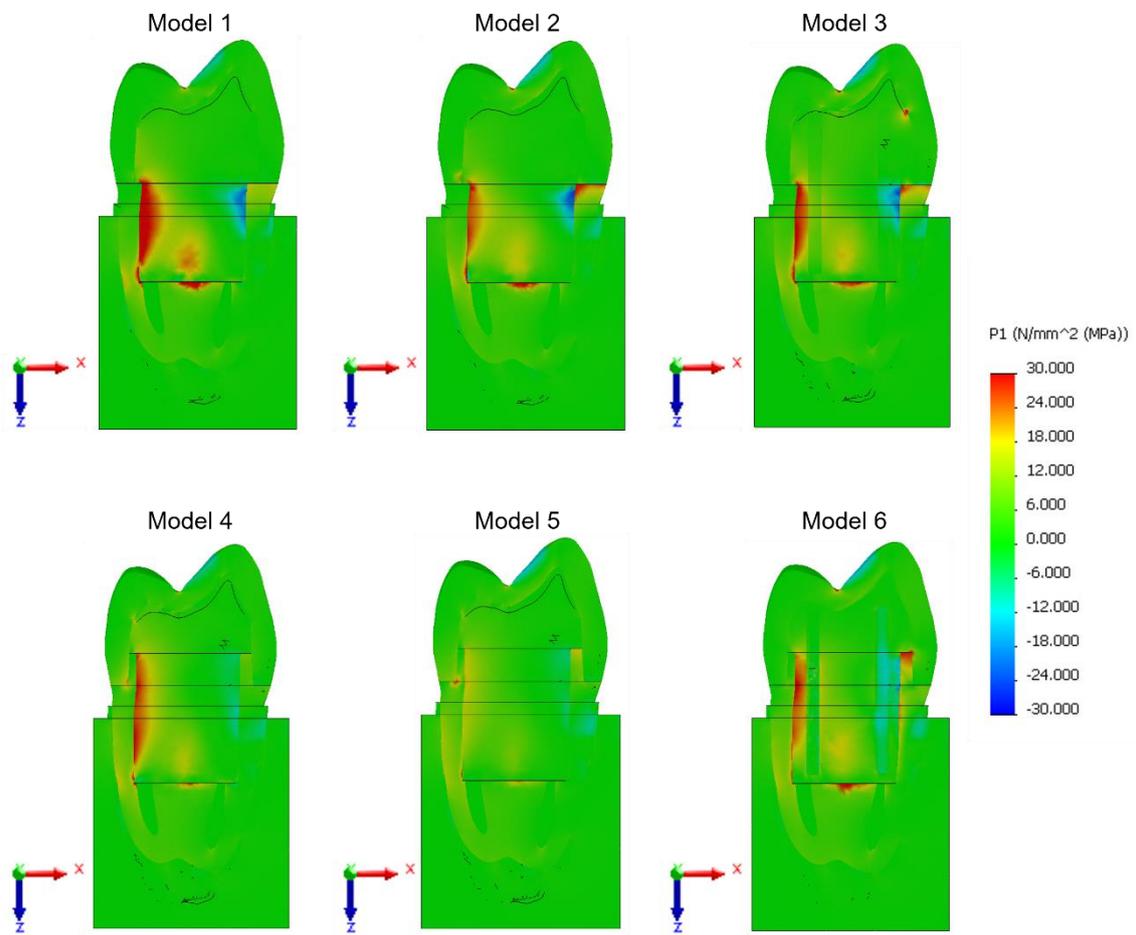


図 14 Debond モデルのモデル全体における最大主応力の分布

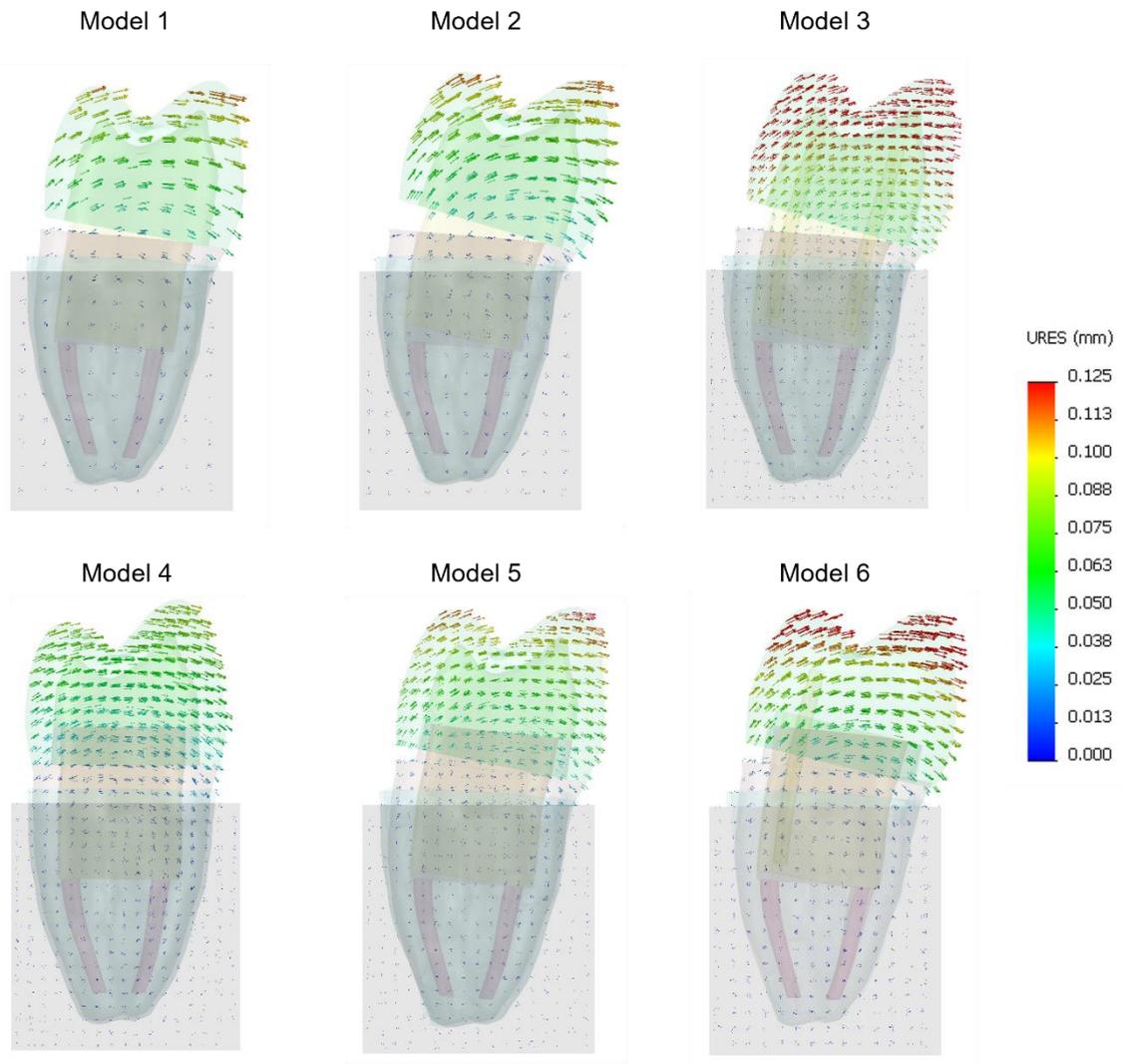


図 15 Debond モデルの変位ベクトルで示す変位分布図

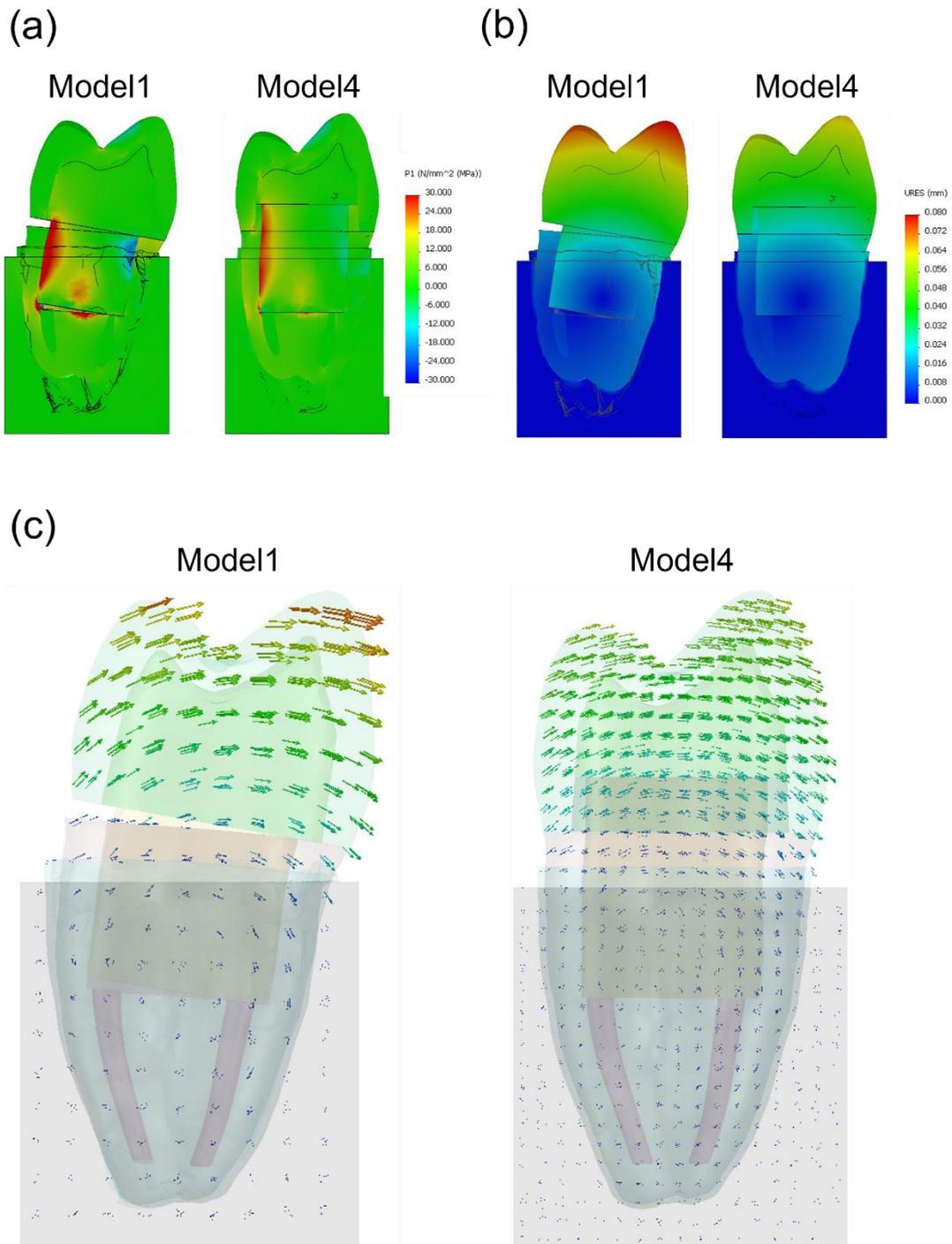


図 16 メタルポストコアの Debond モデルにおける変形図

(a) Model 1 および Model 4 の最大主応力

(b) Model 1 および Model 4 の合成変位

(c) Model 1 および Model 4 の変位ベクトル

表 1. 実験 1 における材料特性

材料	弾性係数 (GPa)	ポアソン比	引用文献
コンポジット レジン	17	0.24	[60]
象牙質	15	0.32	[61]
ガッタパーチャ	0.14	0.45	[62]
歯槽骨	14	0.30	[63]

表 2. 実験 2 における材料特性

材料	弾性係数 (GPa)	ポアソン比	引用文献
ジルコニア クラウン	220	0.30	[64]
コンポジット レジン	17	0.24	[60]
金合金	95	0.33	[65]
象牙質	15	0.32	[61]
ガッタパーチャ	0.14	0.45	[62]
歯根膜	0.069	0.47	[66]
歯槽骨	14	0.30	[63]
ファイバー ポスト	X 軸 : 37 Y 軸 : 9.5 Z 軸 : 9.5	XY 平面 : 0.27 XZ 平面 : 0.27 YZ 平面 : 0.34	[67]