



Title	骨量の不足した下顎臼歯部におけるインプラント体の選択に関する力学的検討
Author(s)	荒木, 悠
Citation	大阪大学, 2017, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/61675
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

骨量の不足した下顎臼歯部における
インプラント体の選択に関する力学的検討

大阪大学大学院歯学研究科 口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座 クラウンブリッジ補綴学分野

荒木 悠

I. 緒言

現在，口腔インプラント治療は，欠損補綴治療法の一つとして広く用いられている．近年では，高度な顎堤吸収により骨量の不足した欠損部において，長径 8 mm 以下のショートインプラントや直径 3.5 mm 以下のナロー径のインプラントを使用して骨造成術を回避する治療が普及してきている[1]．特に，高齢者や全身的な基礎疾患を有する患者など，低侵襲なインプラント治療が求められる患者が増加していることから，その需要は増大していると言える[2-5]．

骨結合型インプラントのデザインには，プラットフォームが粘膜下に位置する一回法インプラント（以下，TL と略す）と，プラットフォームが骨頂に位置する二回法インプラント（以下，BL と略す）が存在する．TL は外科処置が一回で終了することが利点として挙げられるが，一方で埋入直後から口腔内にインプラント体の一部分が露出するため，感染や外力により osseointegration 獲得に対するリスクが高くなることが欠点である．TL は審美的観点から臼歯部に使用されることが多いが，両者の使い分けに明確な基準は存在していない．

また，TL はプラットフォームが粘膜下に位置しているため，骨頂まで埋入する BL と比べてアバットメントスクリューの嵌合が浅くなる．この構造の違いから，TL は BL よりも，アバットメントスクリュー先端からインプラント体先端までの

インプラント体の充実した部分が長くなり、より長径を短くすることが可能であるため、ショートインプラントに向いていると言えるかもしれない。実際の臨床においても、BLでは未だ応用されていない最短骨内長 4 mm の TL が使用されている [6, 7]。ショートインプラントでは、インプラント体や頸部皮質骨へ応力が集中するため、インプラント体の破折や骨吸収が懸念されるが、TL と BL の力学的挙動の違いに関する報告はなされていないため、どちらのデザインがショートインプラントで有利であるのかは明らかではない。

近年、生体親和性の高い合金材料として、チタンにジルコニウムが 15%程度含まれるチタンジルコニウム合金 (Titanium-Zirconium alloy, 以下 TiZr と略す) が開発され、同合金製インプラントが臨床応用されている。TiZr は、純チタン (commercially pure Titanium, 以下 cpTi と略す) と比べて強度が向上しており [8]、ナロー径のインプラントなどにおいて、インプラント体の破折防止に有効である可能性が期待されている [9-11]。臨床的には、TiZr は cpTi と比べて辺縁骨吸収量や生存率の点で有意な差はなく、cpTi と同等の有用性を有しているとする報告がなされている [12-14]。しかしながら、TiZr のインプラント体を用いた場合の周囲骨や構成要素内部での力学的な挙動については未だ報告がないのが現状である。

力学的挙動を検討する方法として、有限要素解析は、荷重条件をシミュレーションした口腔内環境における補綴歯科治療の長期予後を予測するのに有用な方法

であり、これまでも口腔インプラントに関して数多くの報告がなされてきた [15-17]。従来の研究の多くは、サイズが小さく、形態も複雑なインプラント構成要素を再現するため、三次元スキャナで撮影したインプラント補綴装置の画像を解析ソフトウェアで読み込み、応力解析を行っていた。この読み込みの際に解析モデルが複雑になり、データ量が膨大になるため、計算コストが高くなり、解析破綻が生じたり、解析時間が長くかかったりするなどの問題があった。そこで本研究では、データ量を大幅に削減するため、解析モデルの作製から解析までを一つの CAD ソフトウェアで行った。TL と BL のデザインの違いに関わる部分以外のインプラント構成要素の形態はすべて同一として統一性をもたせ、構造を精密に再現するため、インプラント体、上部構造、スクリューのそれぞれを別々に設計して組み合わせることによりインプラント構成要素モデルを製作した。これにより、検討したい要素に関しては精密に再現し、計算コストを削減したモデルを製作することが可能となった。

本研究は、骨量の不足した下顎臼歯部において長径や直径の小さいインプラント体を用いる場合に重要な力学的示唆を得ることを目的として、CAD により作製したインプラントモデルを用いて、インプラント体のデザインと材質の違い、ならびにインプラント体の長径と直径の違いがインプラント体とその周囲骨へ及ぼす力学的影響を三次元有限要素解析により比較検討した。

II. 材料と方法

(実験 1) インプラント体のデザインの違いがインプラント周囲骨とインプラント体に及ぼす力学的影響の検討

1-1. インプラント体の機械的特性の計測

臨床で使用されているインプラント体に用いられている TiZr は、三次元有限要素解析に必要な弾性率が文献上示されていないため、cpTi 製と TiZr 製のインプラント体を用いて、機械的特性の計測を行った。

cpTi 製(スタンダードインプラント 直径 4.8 mm RN 長径 14 mm, straumann 社, バーゼル, スイス) と TiZr 製 (Roxolid スタンダードインプラント 直径 4.8 mm RN 長径 14 mm, straumann 社, バーゼル, スイス) のインプラント体を準備した。インプラント体をエポキシレジン (EpoKwick, BUEHLER 社, イリノイ州, USA) に包埋し, 38 °C に設定した恒温槽にて 2 時間重合硬化させた。その後, 自動切断機 (ISOMET, BUEHLER 社, イリノイ州, USA) にて, インプラント体から 2 mm × 2 mm × 6 mm に切り出して試験片とした。耐水ペーパー#2000 で研磨した後, 試験片中央に 1 mm のひずみゲージ (KFG 汎用箔ひずみゲージ, 共和電業, 東京) を貼付し, 圧縮試験機 (INSTRON 5582 型, INSTRON 社, カントン, USA) を用いて, 温度 23 ± 1 °C, 相対湿度 50 ± 5 %, ロード 10 kN, 試験速度 0.5 mm/min の条

件下で、圧縮試験を行った。

1-2. 三次元有限要素解析を用いた力学的検討

CAD ソフトウェア (SolidWorks 2014, Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, マサチューセッツ州, USA) の製図機能を用いて、図 1 に示す TL と BL のインプラント CAD モデルを作製した。直径は 4.1 mm, 長さは 10.0 mm とし、インプラント体と上部構造は、アバットメントスクリューにて連結した。

下顎臼歯部を想定した皮質骨の厚さ 2.0 mm の骨モデルを作製し、インプラント体を埋入した。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-骨間は完全固定とした。インプラント体-上部構造間、インプラント体-アバットメントスクリュー間、および上部構造-アバットメントスクリュー間は、微小動揺が起こりうる接触条件とし、骨モデルの近遠心面を拘束した。インプラント長軸に対して頰側に 30° の角度から、100 N の静荷重を上部構造の咬合面相当部に負荷した (図 2) [18]。機械的特性は表 1 に示す通りとし、インプラント体は cpTi と TiZr 製として、実験 1-1 で得た計測値を用いた。有限要素解析に用いる要素は四面体とし、最大主応力を基準とした収束試験を行うことで要素数を決定した (図 3)。解析項目は、インプラント構成要素では von Mises 応力の分布と最大応力値を、インプラント頸部皮質骨では最大主応力の分布と最大

応力値を評価した。

(実験 2) インプラント体の長径の違いがインプラント周囲骨とインプラント体に及ぼす力学的影響の検討

インプラント体は、TL では骨内長が 10.0 mm, 8.0 mm, 6.0 mm, 4.0 mm, BL では骨内長が 10.0 mm, 8.0 mm, 6.0 mm のモデルを作製した (図 4)。インプラント体先端から咬合面までの距離は 20.0 mm で一定とし、骨吸収に伴って、歯冠長が長くなり、歯冠インプラント比が大きくなるようにした。インプラント体の長径と歯冠長、骨モデルの高径以外は統一した条件とし、境界条件、機械的特性は実験 1-2 と同様の条件で解析を行った。解析項目は、実験 1-2 と同様に、インプラント構成要素では von Mises 応力の分布と最大応力値を、インプラント頸部皮質骨では最大主応力の分布と最大応力値を評価した。

(実験 3) インプラント体の直径の違いがインプラント周囲骨とインプラント体に及ぼす力学的影響の検討

水平的に骨幅が不足している場合を想定して、骨幅 7.0 mm, 皮質骨 2.0 mm の骨モデルを作製した。インプラント体に長径 10.0 mm の BL を用い、直径 4.1 mm のレギュラー径 (以下, Rp と略す) と、直径 3.5 mm のナロー径 (以下, Np と略す)

のモデルを作製し (図 5), これまでと同様の解析条件の下, 材質の違いを含めて検討を行った. 解析項目は, 実験 1-2 および実験 2 と同様に, インプラント構成要素では von Mises 応力の分布と最大応力値を, インプラント頸部皮質骨では最大主応力の分布と最大応力値を評価した.

III. 結果

(実験 1) インプラント体のデザインの違いがインプラント周囲骨とインプラント体に及ぼす力学的影響の検討

1-1. インプラント体の機械的特性の計測

圧縮試験結果から、応力歪み曲線を作成した。荷重開始直後には作製した試料の上下面の水平誤差が傾きのばらつきとなって表れたため、フックの法則に則って安定した傾きを示した直線部分に接線をひいて弾性率とした。その結果、cpTi は、試料数 3 個の平均弾性率が、 $110 \pm 3.9 \text{ GPa}$ となった。一方、TiZr は結果のばらつきが大きかったため試料を追加し、試料数 7 個で計測を行った。平均弾性率は $97.3 \pm 16.3 \text{ GPa}$ であった。ポアソン比は、cpTi が 0.34 ± 0.025 、TiZr が 0.36 ± 0.032 であった。

1-2. 三次元有限要素解析を用いた力学的検討

最大主応力を基準とした収束試験の結果、モデルの要素数は、TL は 256,015、BL は 248,298 となった (図 3)。

皮質骨での最大主応力の分布はインプラント頸部に集中し、TL では、頬側に引張応力、舌側に圧縮応力の集中を認めた。BL では、舌側に引張応力の集中を認め

た. TL と BL とともに材質の違いによる影響はほとんどなく, cpTi と TiZr はほぼ同様の応力分布を示した (図 6). 皮質骨での最大応力値は, TL では cpTi が 51.97 MPa, TiZr が 48.05 MPa であり, BL では cpTi が 66.95 MPa, TiZr が 64.5 MPa であった.

インプラント構成要素での von Mises 応力の分布は, TL では骨縁上, BL では骨縁下のインプラント体と上部構造の連結部に集中した. 特にインプラント体では舌側に応力集中を認め, 上部構造の嵌入に沿って応力が伝播した (図 7). インプラント体での最大応力値は, TL では cpTi が 185 MPa, TiZr が 178 MPa であり, BL では cpTi が 239.4 MPa, TiZr が 228.4 MPa であった.

このように, 皮質骨とインプラント体ともに, 最大応力値は TL が BL よりも, TiZr が cpTi よりも小さい値を示した.

(実験 2) インプラント体の長径の違いがインプラント周囲骨とインプラント体に及ぼす力学的影響の検討

最大主応力を基準とした収束試験の結果を図 8 に示す. モデルの要素数は表 2 に示すとおりとなった.

皮質骨での最大主応力の分布は, TL は頬側に引張応力, 舌側に圧縮応力の集中を認め, BL は舌側に引張応力の集中を認めた. cpTi と TiZr ではほぼ同様の応力分布を示した. TL, BL とともに, また cpTi, TiZr とともに, 長径が短くなるほどインプ

ラント頸部での応力が増加しており（図 9, 10）、最大応力値も増加した（図 11）。また、各長径とも cpTi よりも TiZr の方が最大応力値は小さい値を示した。同じ長径では TL は BL よりも最大応力値は小さく、BL は 2.0 mm 短い TL と同程度の最大応力値を示した。

インプラント構成要素での von Mises 応力の分布は、TL では骨縁上、BL では骨縁下のインプラント体と上部構造の連結部に応力が集中しており、cpTi, TiZr とともにほぼ同様の応力分布を認めた（図 12）。各長径とも cpTi よりも TiZr の方が最大応力値は小さい値を示した。TL, BL とともに、また cpTi, TiZr とともに、インプラント体の長径が短くなるほど、最大応力値は増加した（図 13）。

（実験 3） インプラント体の直径の違いがインプラント周囲骨とインプラント体に及ぼす力学的影響の検討

最大主応力を基準とした収束試験の結果、モデルの要素数は、Np が 249,562, Rp が 137,759 であった（図 14）。

皮質骨、インプラント体いずれにおいても、Rp, Np とともに、舌側頸部に応力集中を認めた（図 15, 16）。皮質骨での最大主応力の最大応力値は、Np では、cpTi が 50.87 MPa, TiZr が 47.85 MPa であり、Rp では、cpTi が 72.06 MPa, TiZr が 66.29 MPa であった。インプラント体での最大応力値は、Np では、cpTi が 148.4 MPa,

TiZr が 142.7 MPa であり, Rp では, cpTi が 272.5 MPa, TiZr が 263.4 MPa であつた. 皮質骨, インプラント体いずれにおいても, Rp は Np よりも, また cpTi は TiZr よりも, 最大応力値は大きい値を示した.

IV. 考察

インプラント体頸部骨吸収の力学的要因に負担過重が挙げられている[19]. 負担過重とは, 歯科補綴学的あるいは生物学的な許容範囲を超えた力により, 偶発症をもたらす力のことである. 骨に対してある一定以上の大きさの応力がかかると骨の微小破壊が起こり, 骨吸収機転が生じるとされている[20, 21]. 口腔インプラント治療では, 天然歯における歯根膜のような緩衝機構は存在せず, 荷重はインプラント体を介して直接, 周囲骨へ伝播する. そのため, 過大な咬合力は, 機能負荷開始後の骨吸収に深く関与するとされ[22], また, 細菌感染が加わることで骨吸収が助長されることも報告されており[23], 口腔インプラント治療においては, 骨に過大な応力を与えない設計が求められている.

*in vivo*において応力を評価する場合, 歪みゲージを用いる方法が一般的である. しかしながら, 骨内に完全に埋入されるインプラント体では, 非破壊的にインプラント体内部の応力を評価することは不可能であり, また, センサーの大きさ故に, 生体組織の各部の力学的な負担を全体にわたって把握するのには必ずしも適していない. これに対して, 有限要素解析は, 複雑な形状や性質をもつ物体を単純な小部分に分割して数値計算を行うことで, 近似的に全体の挙動を把握する手法である. 適切な解析モデルを作製すれば, 構造内部での応力分布を非破壊

的に再現することができる利点がある。しかしながら、生体を完全に再現できる解析モデルを作成することは不可能である。そのため、少なくとも、従来から用いられているin vivo実験やin vitro実験など、等価性を確認する必要があると考えられている[24]。本研究で使用する解析モデルの生体との等価性に関しては、骨に設置されたインプラント体に生じるひずみをひずみゲージ法によって計測したin vitro実験で示されている骨のひずみとの比較を行うことで検証を行った[25]。比較文献と本研究で使用する解析モデルでは、インプラント体と周囲骨との接触条件、上部構造の形状、スクリューの締結トルク値などの相違があるため、両者で生じるひずみの大きさは異なる値となったが、得られたひずみはFrostの提唱するメカノスタット理論で示される安定領域に収まる値であることと、インプラント頸部と先端で生じるひずみが同様の傾向を示すことを確認できたため、本研究で使用する解析モデルは生体内での挙動と相関を示していると考えられた。

応力には様々な種類があり、対象とする材料や評価したい項目にあわせて選択しなければならない。金属などの延性材料では「せん断ひずみエネルギー説」に比例する相当応力である von Mises 応力が一般的に用いられるため、本研究ではインプラント体は von Mises 応力で評価を行った。一方、骨などの脆性材料では、内部に発生する応力で最大となる主応力が、材料の強度に達した場合に破損が生じるとする「最大主応力説」が一般的に用いられていることから、皮質骨で

の評価には最大主応力を用いた。骨は圧縮応力に対して強く、引張応力の骨吸収閾値が圧縮応力のそれと比べて30%程度低いという報告がある[26]。一方で、歯槽骨は引張応力に対しては骨添加の方向にリモデリングを行い、圧縮応力に対して骨吸収の方向にリモデリングを行うという報告もあるため[27]、本研究では、骨吸収のリスク因子になると考えられる最大主応力の絶対値の最大値を評価項目とし、最大主応力の引張応力と圧縮応力のうち、より大きく発生する応力を評価することとした。

インプラント体のデザインの違いに関して、TLはインプラント体とアバットメントが一体化しているためBLと比べて連結部が骨縁上にあり、材料の種類によらず、応力集中部分も骨縁上に留まることがわかった。これにより、TLはBLよりも皮質骨での応力が減少したと考えられ、頸部骨吸収のリスクが低い可能性が示唆された。また、頸部皮質骨での応力分布の違いに関して、TLでは連結部が骨縁上に存在するため、連結部で生じる応力の皮質骨への影響は小さいと考えられた。そのため、頬側方向からの荷重により生じる回転モーメントによって、頬側で引張応力、舌側で圧縮応力が生じた。BLでは、頬側においてはTLと同様に、生じる回転モーメントによって引張応力が生じた。一方、BLの舌側では、連結部が骨縁下に存在するため、連結部で生じる応力、特に上部構造とインプラント体の界面で生じる応力が頸部皮質骨に影響を与える。荷重を受けた上部構造は、舌側頸部でインプ

ラント体を内側から圧縮する。インプラント体との嵌合部分は円錐状であるため、インプラント体には引き延ばされるような応力が加わる。これにより、インプラント体側では引張応力が生じ、皮質骨へ伝播したと考えられた。頸部皮質骨での応力分布の違いには、このようなインプラント体の構造の違いが影響していることがわかった。

cpTi は、耐食性や生体親和性が高く、生体材料として広く用いられている。一方で、大きい荷重や繰り返し荷重を受ける場合には機械的強度が不十分であるとされ[28]，より高強度の生体材料の開発が行われてきた[28]。その中でも、多用されている口腔インプラント用合金として、アルミニウム、バナジウムをそれぞれ 6%、4%含有した Ti-6Al-4V 合金がある。本合金は、cpTi を超える機械的強度を示し、大きい負荷が予想されるナロー径やショートインプラントに一部使用されている一方で、アルミニウムは神経毒性、バナジウムは細胞毒性をもつ元素であり、生体親和性に関しては cpTi に劣る[28, 30, 31]。このように、生体内で長期間機能する生体材料に必要な、機械的強度と生体親和性の両方を兼ね備えることは難しい。

これに対し、近年新たに使用されるようになった TiZr は、顕著な毒性の報告がなく、Ti-6Al-4V を超える高い機械的強度をもつことから、新たな生体材料として期待されている。in vivo 実験から、インプラント体周囲の骨形成量と骨結合については、cpTi と同程度であることが報告され、生体親和性に関しては cpTi に劣ら

ず有用であるとされている[32, 33]. また, TiZr は cpTi よりも引張強度が 40%, 疲労強度が 13~42%向上するとの報告があり, これまでの生体材料に比べて高い機械的強度を有している[8]. これに加えて, 口腔インプラントに求められる機械的特性としては, 周囲骨とインプラント体界面での応力を減少させるために弾性率が低いことが挙げられる[29]. 一般的に, cpTi の弾性率は 110 GPa 程度, 皮質骨は 10 GPa 程度である. このように弾性率が大きく異なる場合, 界面で生じるひずみ量が異なるため, 両方の界面に大きい応力が生じることとなる. そのため, インプラント体の弾性率を低減することで, 生じる応力を抑制させることが可能となる.

圧縮試験の結果, 弾性率は cpTi が 110 GPa, TiZr が 97.3 GPa, ポアソン比は cpTi が 0.34, TiZr が 0.36 であった. TiZr は cpTi よりも試料数を増やしたが, 弾性率は計測値にばらつきがある結果となった. 試料はインプラント体を削合して作製したため, 規格より小さい寸法となり, 座屈要素が大きくなったことがばらつきの原因と考えられた. 圧縮試験の欠点として, 試料の品質や加工精度の影響を受けやすいことがあり, さらに精度の高い試験方法での検証が必要であると考えられた. しかしながら, ジルコニウムの含有量を段階的に変えた TiZr の機械的特性を示した文献では, ジルコニウムの含有量が増えると弾性率が低下し, ジルコニウムの添加量が 40%から 50%で最も小さくなると報告されている[11]. 本実験で用いた試料はおよそ 15%ジルコニウムを含有したチタンジルコニウム合金であり, 得られた弾性

率の計測値は、前出の文献と比較した場合、弾性率の減少傾向から妥当な値であると考えられたため[11]、計測値は力学解析を行うためには十分な結果であると判断し、以降の有限要素解析に用いることとした。

cpTi と TiZr の弾性率の計測値を用いた三次元有限要素解析の結果から、TL と BL のいずれのモデルにおいても、皮質骨、インプラント体ともに、cpTi よりも TiZr の方が最大応力値が小さい結果となった。皮質骨ではインプラント体の弾性率の低下により、インプラント体と皮質骨の弾性率の差が減少したため界面で生じる応力が減少し、またインプラント体では、ポアソン比は cpTi よりも TiZr の方が大きくなり、インプラント体自体のひずみが大きくなるため内部に発生する応力が減少したことによると考えられた。すなわち、弾性率が小さいほど周囲骨での応力は減少するという報告[35]と一致する結果となった。また、弾性率が小さいほど、周囲での骨形成が増加することも報告されており[29, 35]、負担過重が生じた場合には、皮質骨とインプラント体への応力に関しては、cpTi よりも TiZr の方が有利であると言える。

臨床では、顎堤吸収に伴ってインプラント体の長径が短くなると、相補的に歯冠長が長くなるのが一般的であると考えられる。しかし、これまでのショートインプラントの有限要素解析の文献は、歯冠長は一定として解析を行っているものがほとんどであった[36]。本研究は、より臨床の状況に即した解析条件とするため、イン

プラント体先端から咬合面までの距離を一定として、インプラント体の長径が短くなるほど、歯冠長が長くなる条件を与えて解析を行った。歯冠インプラント比は、大きくなるほど生じる回転モーメントが増加し、インプラント頸部で生じる応力は大きいものとなる[37]。歯冠インプラント比が 2:1 から 3:1 までの場合、生存率や骨吸収量に有意な差は生じないとする臨床報告は存在するが[37, 38]、長径 4.0 mm を用いる場合には、さらに歯冠インプラント比が大きくなる場合が想定される。また、歯冠長 15.0 mm を超えると臨床成績が有意に悪化するとされているため[39]、長径 4.0 mm の場合には、歯冠長 16.0 mm、歯冠インプラント比が 4:1 となる設定とし、解析を行った。

ショートインプラントの有限要素解析に関しては、インプラント体の長径にかかわらず頸部皮質骨へ応力が集中することがすでに知られている[40]。本研究でも同様に、インプラント体の長径は小さくなるほど頸部皮質骨での応力が増加する結果となった。また、BL は長径が 2 mm 短い TL と近い最大応力値を示し、TL と BL のデザインの違いの方が、2 mm の長径の違いよりも大きく影響することがわかった。特に、長径 6.0 mm の BL では良好な経過が報告がされていることから[41]、長径 4.0 mm の TL は、歯冠長、歯冠インプラント比が臨床では評価されたことがない厳しい条件の下であるが、力学的に有用である可能性を示唆することができた。

インプラント体の直径に関して、力学的には直径が大きいほど頸部皮質骨での応力は減少することが報告されている[42-44]。臨床的には、漏斗状骨吸収を考慮して、頬舌側には最低 1.0~1.3 mm の骨幅を確保することが長期に良好な経過を得るために重要と言われているが、骨幅が不足する条件下では、必ずしも直径の大きいインプラント体を使用できるとは限らない。そこで、本研究では、骨幅が不足した場合を想定して、Rp と Np の二種類の直径のインプラント体のモデルを作製して解析を行った。その結果、骨幅が不足する場合には、インプラント体の直径が小さいモデルの方が力学的に有利である結果となった。Rp は Np よりも残存する皮質骨が菲薄になり骨の剛性が低下するため、皮質骨とインプラント体の両方に大きな応力集中が引き起こされることが原因であると考えられた。しかしながら、インプラント頸部のみ皮質骨で支持される場合には、Np は Rp よりも応力が増加することから、この結果は Np がインプラント体頸部に加えて側方からも皮質骨で支持される場合に限られ、埋入する部位の骨幅だけではなく、骨質の条件が重要であると考えられた。しかし、一般的に用いられる Lekholm と Zarb の骨密度と骨質の分類によると、下顎骨はタイプIIで、密度の高い海綿骨が厚い緻密骨で覆われた良好な骨質であると言われている。そのため、骨幅が不足する場合で Np のインプラント体を用いる場合、下顎骨の一般的な骨質を有していれば、骨幅が十分ある場合の Rp と同等に有用である可能性が示唆された。

V. 結論

下顎臼歯部を想定して、一回法インプラントと二回法インプラントのデザインの違い、純チタンとチタンジルコニウム合金の材質の違い、および長径と直径の違いの影響について三次元有限要素法による力学的検討を行った結果、以下の結論を得た。

1. 一回法インプラントは、二回法インプラントよりも皮質骨とインプラント体に生じる応力が小さくなった。
2. チタンジルコニウム合金は、純チタンよりも弾性率が小さく、皮質骨とインプラント体に生じる応力が小さくなった。
3. 骨高径が不足している場合、インプラント体の長径が短くなるほど皮質骨とインプラント体に生じる応力は増加したが、一回法インプラントは二回法インプラントよりも、チタンジルコニウム合金は純チタンよりも、応力が小さくなることがわかった。特に皮質骨では、インプラント体のデザインの違いは長径の違いによる影響よりも大きくなった。
4. 直径が小さいインプラント体を用いる場合、インプラント体頸部に加えインプラント体側方からの皮質骨の支持が得られれば、通常の直径のインプラント体と同等の有用性を有する可能性が示唆された。

VI. 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，小野真司医員，森脇大善医員，山西康文先生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の教室員各位に厚く御礼申し上げます．

VII. 文献

1. Renouard, F., Nisand D., Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*, 2006. 17 Suppl 2: p. 35-51.
2. Lee, S.A., Lee, C. T., et al., Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014. 29(5): p. 1085-1097.
3. Hentschel, A., Glauche, I., et al., Survival and patient satisfaction of short implants during the first 2 years of function: a retrospective cohort study with 694 implants in 416 patients. *Clin Oral Implants Res*, 2016. 27(5): p. 591-596.
4. Lemos, C.A., Ferro-Alves, M. L., et al., Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2016 Apr. 47: p. 8-17.
5. Assaf, A., Saad, M., et al., Use of narrow-diameter implants in the posterior jaw: a systematic review. *Implant Dent*, 2015. 24(3): p. 294-306.
6. Slotte, C., Gronningsaeter, A., et al., Four-millimeter implants supporting fixed partial dental prostheses in the severely resorbed posterior mandible: two-year results. *Clin*

- Implant Dent Relat Res, 2012. 14 Suppl 1: p. e46-58.
7. Slotte, C., Gronningsaeter, A., et al., Four-millimeter-long posterior-mandible implants: 5-year outcomes of a prospective multicenter study. Clin Implant Dent Relat Res, 2015. 17 Suppl 2: p. e385-395.
 8. Bernhard, N., Berner, S., et al., The binary TiZr alloy—A newly developed Ti alloy for use in dental implants. Forum Implantol, 2009. 5(1):p. 30-39
 9. Kobayashi, E., Matsumoto, S., et al., Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. J Biomed Mater Res, 1995. 29(8): p. 943-950.
 10. Grandin, H.M., Berner, S., et al., A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. Materials, 2012. 5(8): p. 1348-1360.
 11. Lee, T.J., Ueno, T., et al., Titanium-zirconium binary alloy as dental implant material: analysis of the influence of compositional change on mechanical properties and in vitro biologic response. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. 31(3): p. 547-554.
 12. Al-Nawas, B., Brägger, U., et al., A double-blind randomized controlled trial (RCT) of titanium-13zirconium versus Titanium Grade IV small-diameter bone level implants in edentulous mandibles—results from a 1-year observation period. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. 14(6): p. 896-904.

13. Altuna, P., Lucas-Taulé, E., et al., Clinical evidence on titanium–zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2016. 45(7): p. 842-850.
14. Barter, S., Stone, P., et al., A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium–zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clin Oral Implants Res*, 2012. 23(7): p. 873-881.
15. Bulaqi, H.A., Mashhadi, M.M., et al., Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2015. 113(6): p. 548-557.
16. Cresswell, E.N., Goff, M. G., et al., Spatial relationships between bone formation and mechanical stress within cancellous bone. *J Biomech*, 2016. 49(2): p. 222-228.
17. Marcian, P., Borak, L., et al., Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*, 2014. 47(16): p. 3830-3836.
18. Bayraktar, M., Gultekin, B.A., et al., Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent*, 2013. 22(4): p. 406-413.
19. Geckili, O., Mumcu, E., et al., The effect of maximum bite force, implant number, and

- attachment type on marginal bone loss around implants supporting mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant dent Relat Res*, 2012. 14(s1): p. e91-e97.
20. Verborgt, O., Gibson, G.J., et al., Loss of osteocyte integrity in association with microdamage and bone remodeling after fatigue in vivo. *J Bone Miner Res*, 2000. 15(1): p. 60-67.
21. Huijkes, R., Ruimerman, R., et al., Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*, 2000. 405(6787): p. 704-706.
22. Chambrone, L., Chambrone, L.A., et al., Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *J Periodontol*, 2010. 81(10): p. 1367-1378.
23. Miyata, T., Kobayashi, Y., et al., The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000. 15(3): p. 425-431.
24. Akça, K., Çehreli, M.C., et al., A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 2002. 15(2):p. 115-121.
25. Noga, H., Inbar, E.Y., et al., Bone microstrain values of 1-piece and 2-piece implants

- subjected to mechanical loading. *Implant Dent*, 2013. 22 (3):p. 277-281.
26. Reilly, D.T., Burstein, A.H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomechan*, 1975. 8(6): p. 393IN9397-396IN11405.
27. Zhong, Z., Zeng, X., et al., Comparison of the biological response of osteoblasts after tension and compression. *Eur J Orthodont*, 2013. 35(1): p. 59-65.
28. Kobayashi, E., Biomedical titanium alloys and biocompatibility. *J. Jpn. Light Metals*, 2002. 52(7): p. 330-334.
29. Narushima, T., Titanium and its Alloys as Biomaterials. *J. Jpn. Light Metals*, 2005. 55: p. 561-565.
30. Okazaki, Y. and Gotoh, E., Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials*, 2005. 26(1): p. 11-21.
31. Galli, S., Jimbo, R., et al., Chemically modified titanium–zirconium implants in comparison with commercially pure titanium controls stimulate the early molecular pathways of bone healing. *Clin Oral Implants Res*, 2016.0:p. 1-7.
32. Gottlow, J., Dard, M., et al., Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: A biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012. 14(4): p. 538-545.
33. Jimbo, R., Naito, Y., et al., Biomechanical and histomorphometrical evaluation of TiZr

- alloy implants: an in vivo study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015. 17(S2): p. e670-e678.
34. Akça, K., Eser, A., et al., Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium–zirconium alloy dental implants. *Med Biol Eng Comput*, 2015. 53(5): p. 453-462.
35. Sumitomo, N., Noritake, K., et al., Experiment study on fracture fixation with low rigidity titanium alloy. *J Mater Sci Mater Med*, 2008. 19(4): p. 1581-1586.
36. Vidya Bhat, S., Premkumar, P., et al., Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. *J Indian Prosthodont Soc*, 2014. 14(Suppl 1): p. 161-167.
37. Blanes, R.J., Bernard, J. P., et al., A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res*, 2007. 18(6): p. 707-714.
38. Blanes, R.J., To what extent does the crown–implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2009. 20(s4): p. 67-72.
39. Anitua, E., Alkhraist, M. H., et al., Implant survival and crestal bone loss around extra-

- short implants supporting a fixed denture: the effect of crown height space, crown-to-implant ratio, and offset placement of the prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014. 29(3): p. 682-689.
40. Pierrisnard, L., Renouard, F., et al., Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2003. 5(4): p. 254-262.
41. Srinivasan, M., Vazquez, L., et al., Survival rates of short (6 mm) micro-rough surface implants: a review of literature and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2014. 25(5): p. 539-545.
42. Moriwaki, H., Yamaguchi, S., et al., Influence of Implant Length and Diameter, Bicortical Anchorage, and Sinus Augmentation on Bone Stress Distribution: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016. 31(4): p. e84-91.
43. Ormianer, Z., Amar, A., et al., Stress and strain patterns of 1-piece and 2-piece implant systems in bone: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*, 2012. 21(1): p. 39-45.
44. Ormianer, Z., Palti, A., et al., Implant-supported first molar restorations: correlation of finite element analysis with clinical outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012. 27(1): p. e1-12.

45. Rismanchian, M., Askari, N., et al., The effect of placement depth of platform-switched implants on periimplant cortical bone stress: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*, 2013. 22(2): p. 165-169.
46. Madfa, A.A., Kadir, A., et al., Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs. *Med Eng Phys*, 2014. 36(7): p. 962-967.
47. Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., et al., Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*, 2012. 28(11): p. 1126-1133.

VIII. 図表

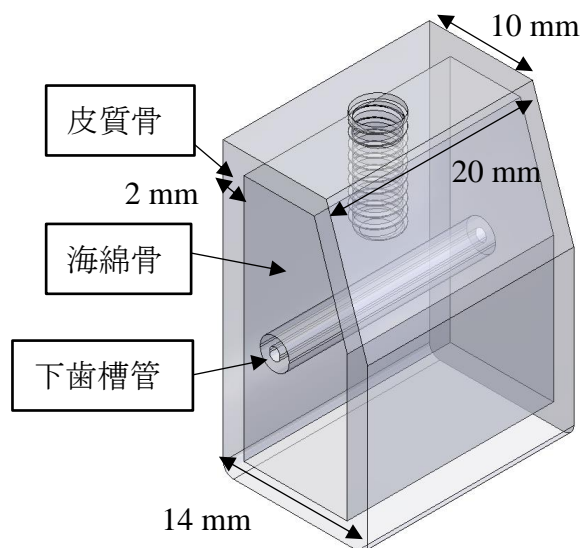
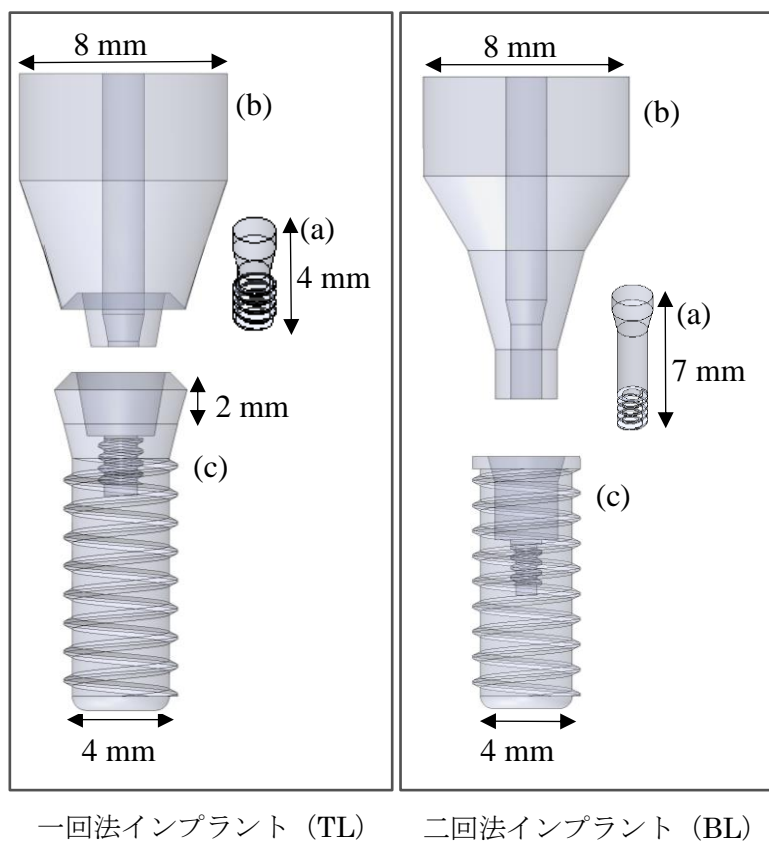


図1 作製した三次元有限要素解析モデル

(上段：インプラントモデル (a)スクリュー, (b)上部構造, (c)インプラント体, 下段：骨モデル)

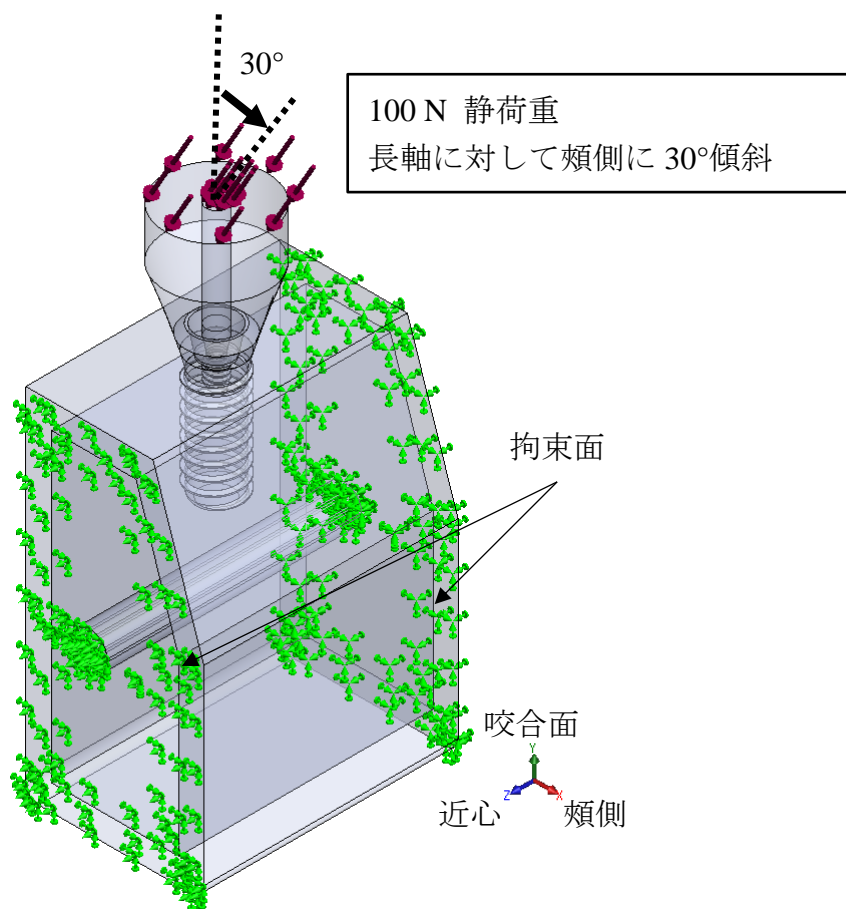


図2 境界条件

表 1 三次元有限要素解析に用いた機械特性

	弾性率(GPa)	ポアソン比	参考文献
スクリュー (Ti-6Al-4V)	110	0.33	[45]
上部構造 (金合金)	96.6	0.35	[46]
皮質骨	13	0.3	[47]
海綿骨	1.37	0.3	[47]
インプラント体 (cpTi)	110	0.34	
インプラント体 (TiZr)	97.3	0.36	

インプラント体の機械特性は実験 1-1 で計測した値を用いた。

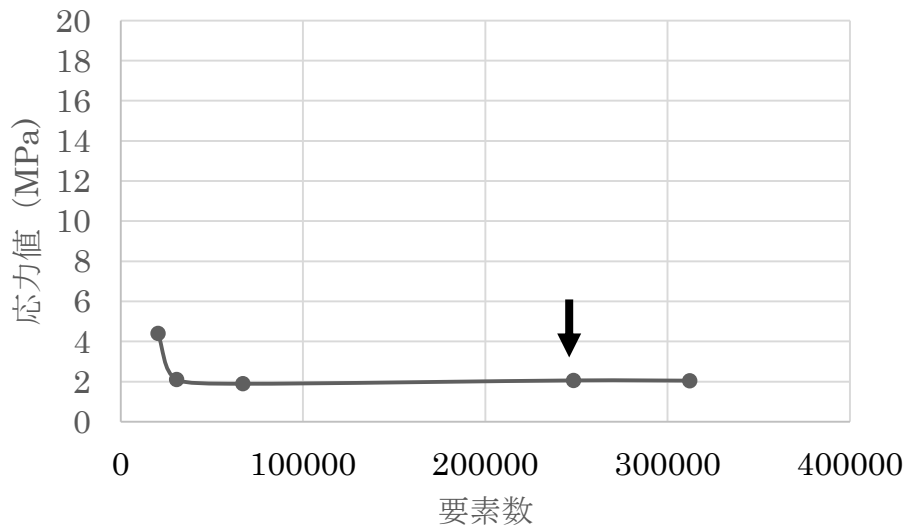
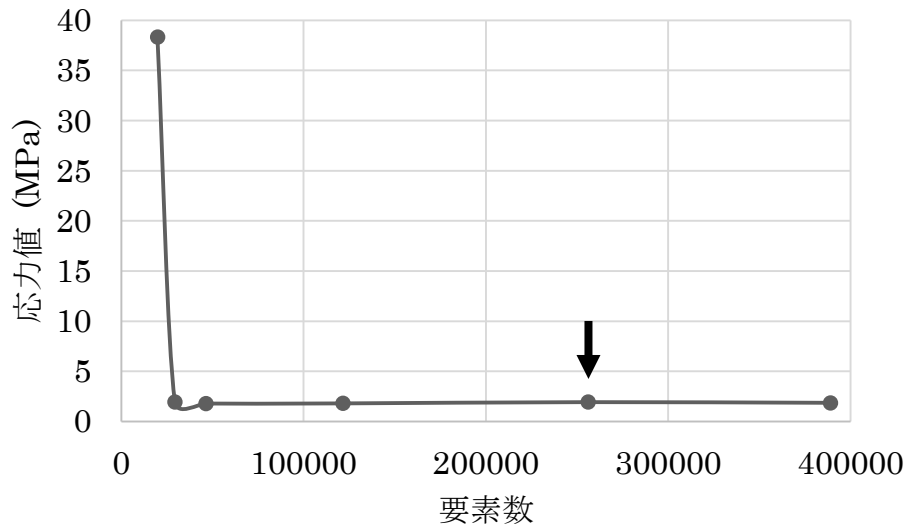


図3 最大主応力を基準とした収束試験の結果

上：TL，下：BL

黒い矢印は，最大主応力の値が収束した要素数を示す。

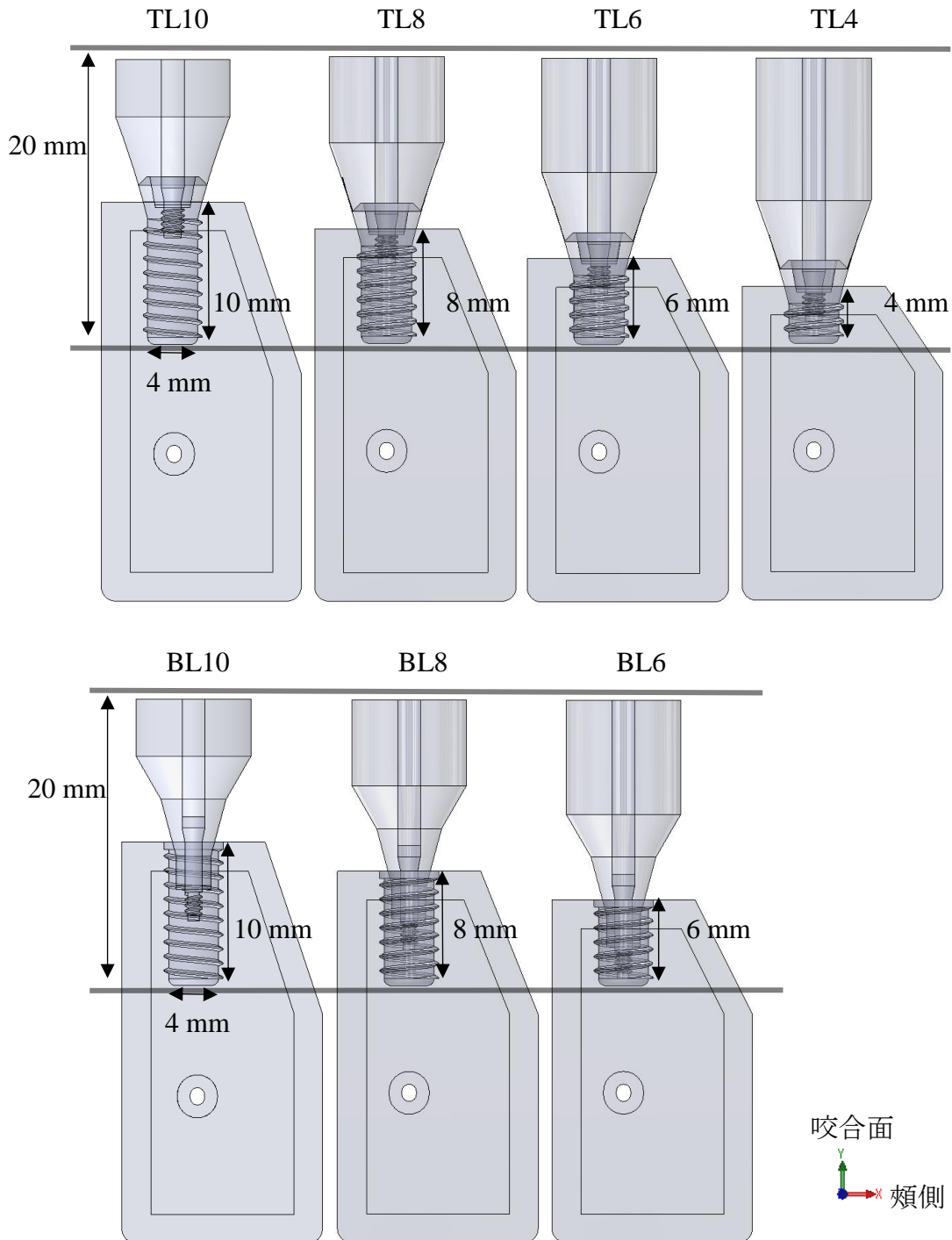


図4 作製した三次元有限要素解析モデルの比較

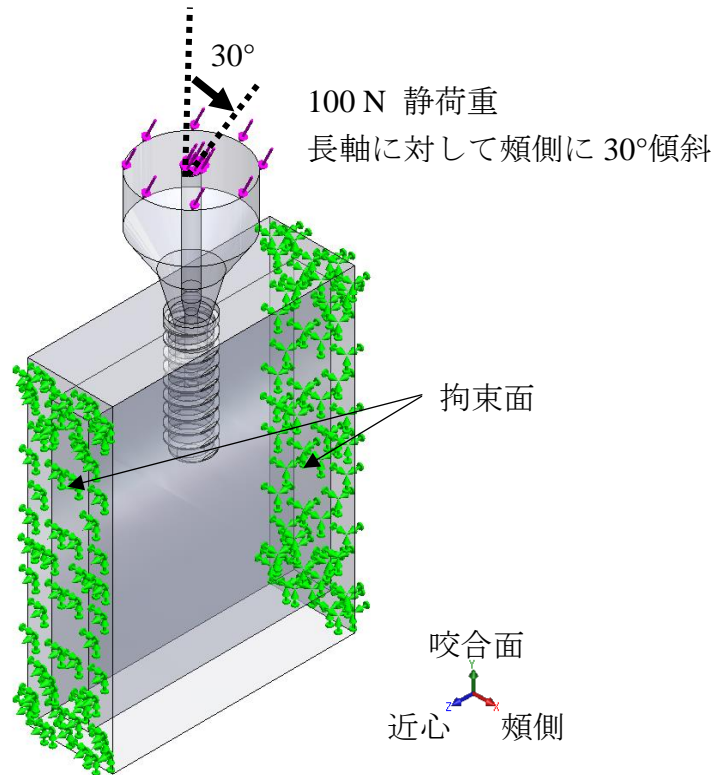
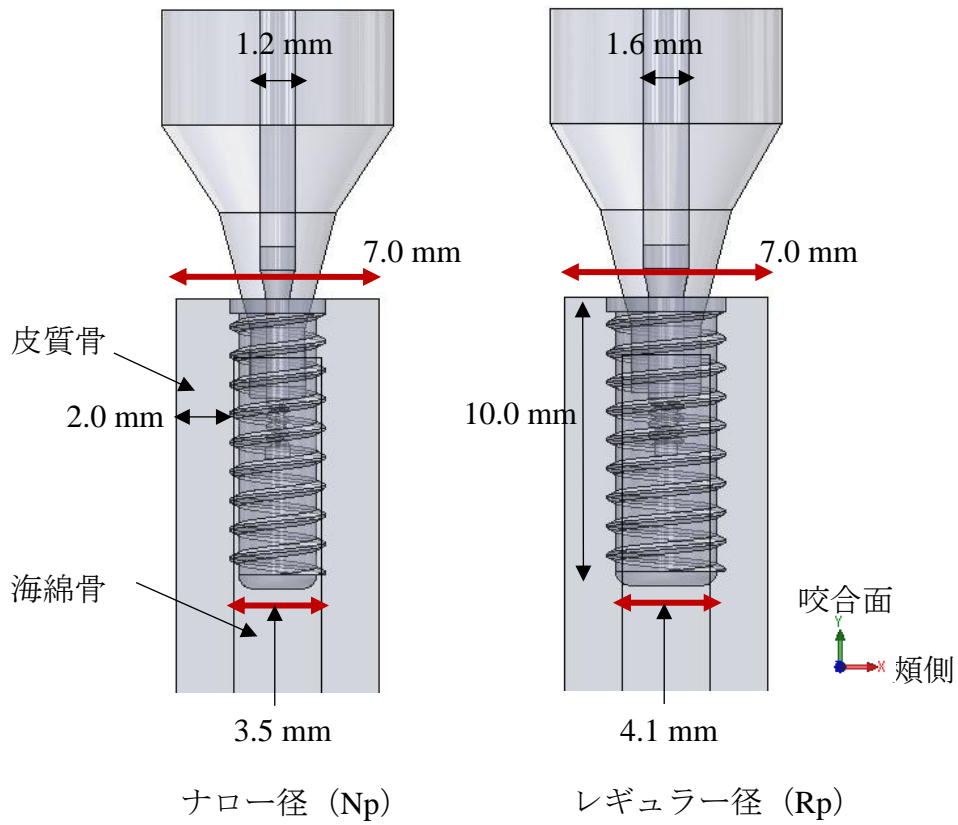


図5 骨幅が不足する場合の骨とインプラント体の三次元有限要素モデル

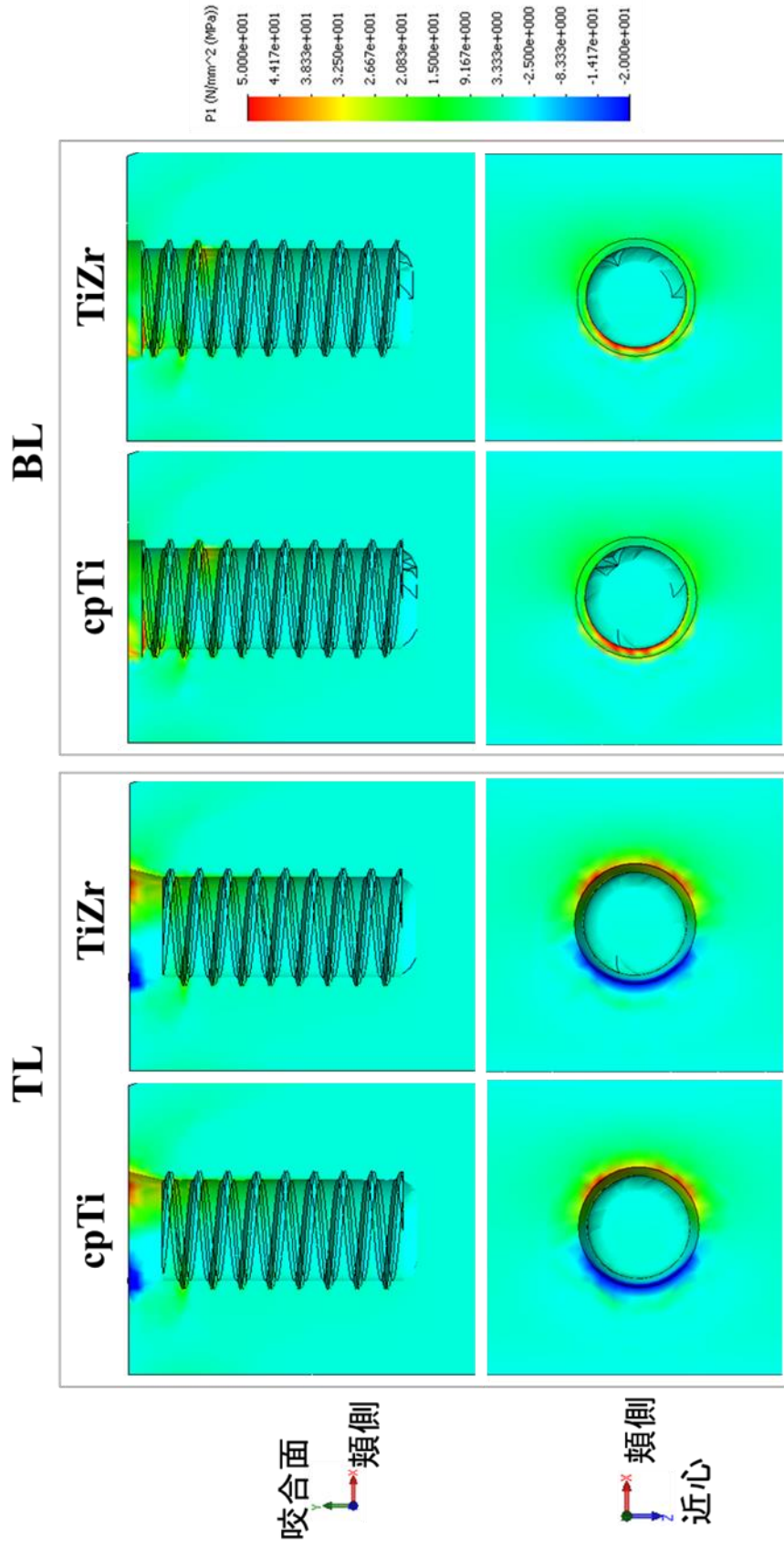


図6 周囲骨での最大主応力の分布

上：頬舌面観，下：咬合面観（骨頂の高さを表す）

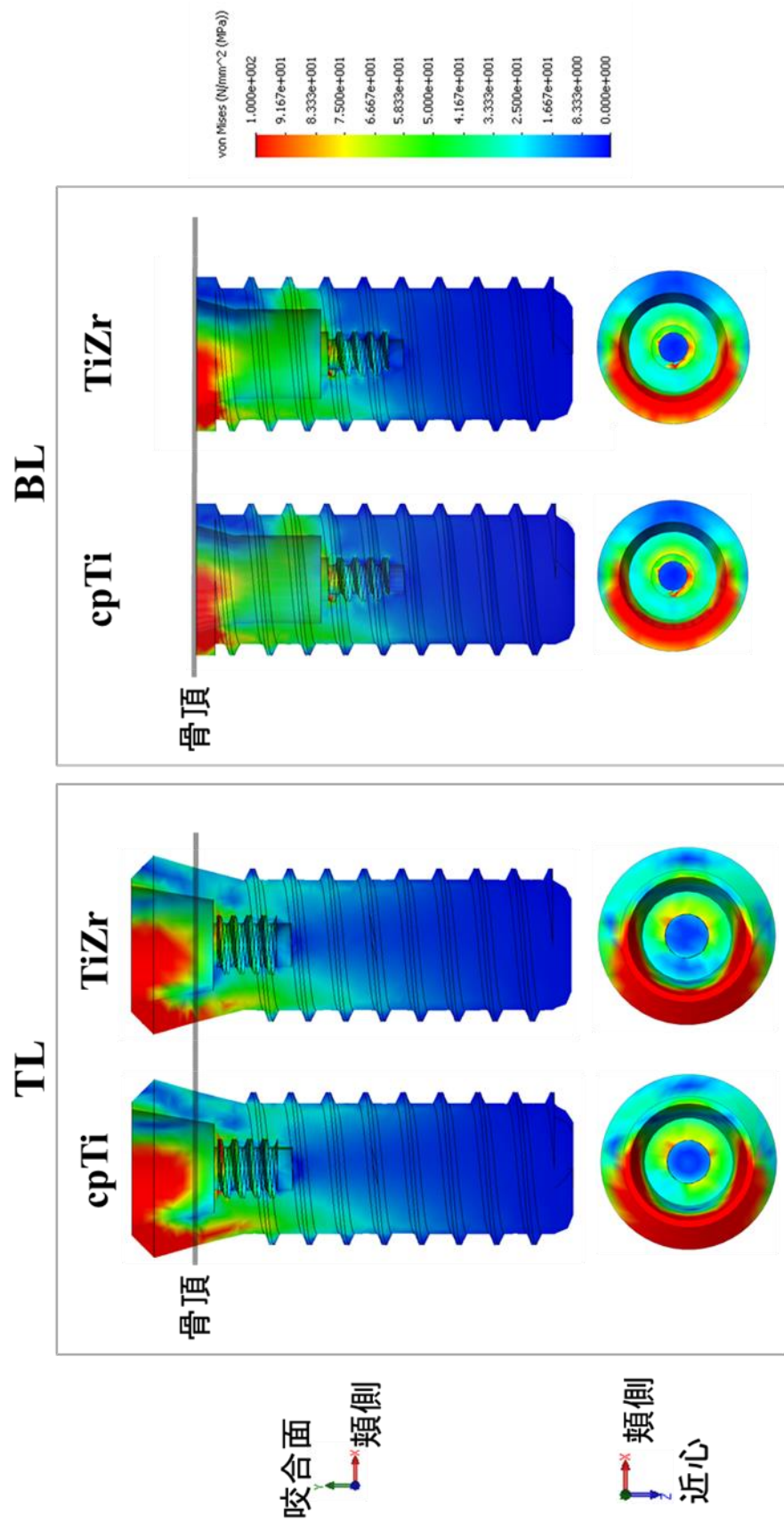


図7 インプラント体での von Mises 応力の分布

上：頬舌面観，下：咬合面観

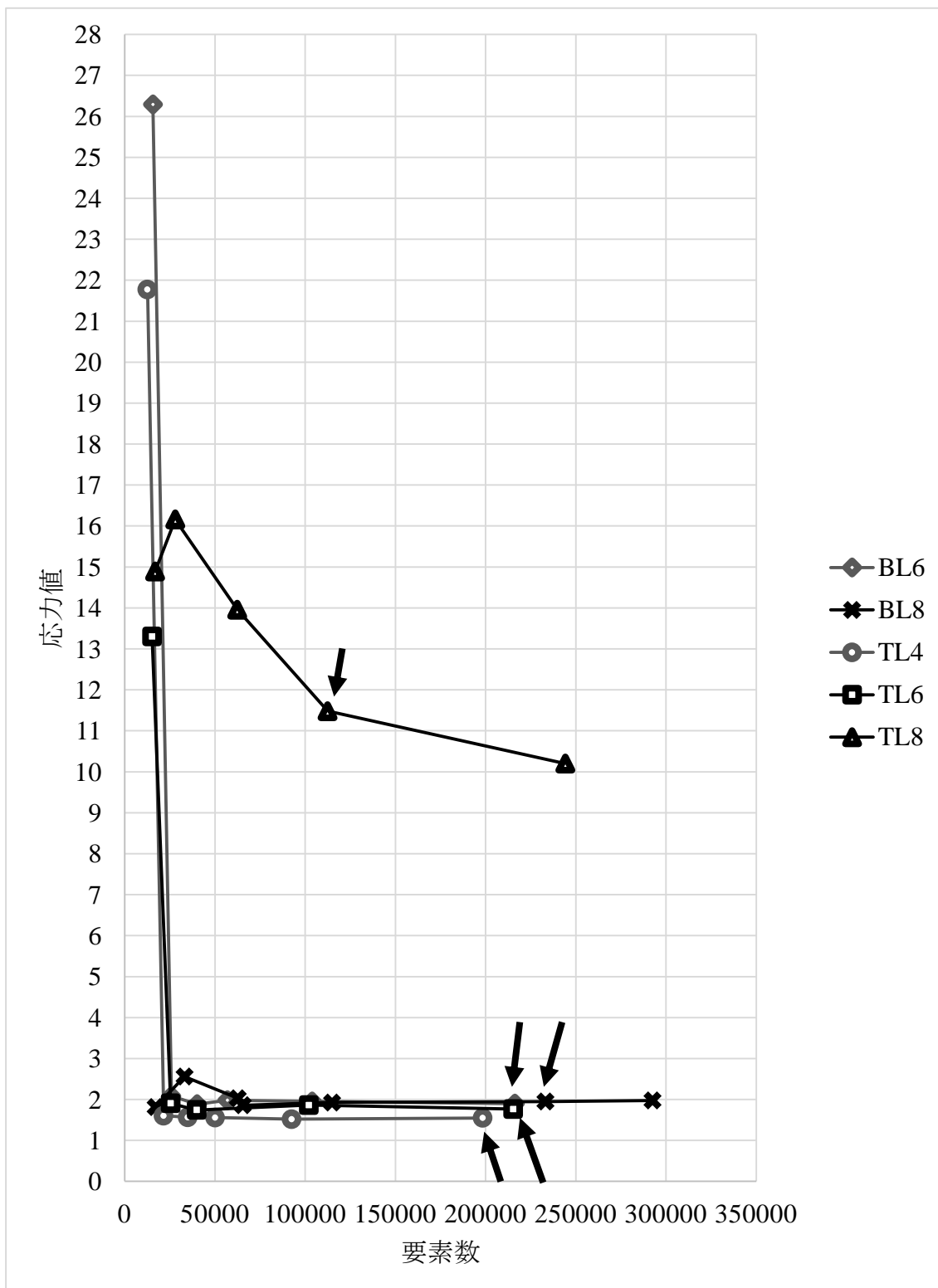


図8 最大主応力を基準とした収束試験の結果 (MPa)

黒い矢印は、最大主応力の値が収束した要素数を示す。

表 2 各モデルの総要素数

	TL8	TL6	TL4	BL8	BL6
総要素数	112439	215296	198348	233139	216213

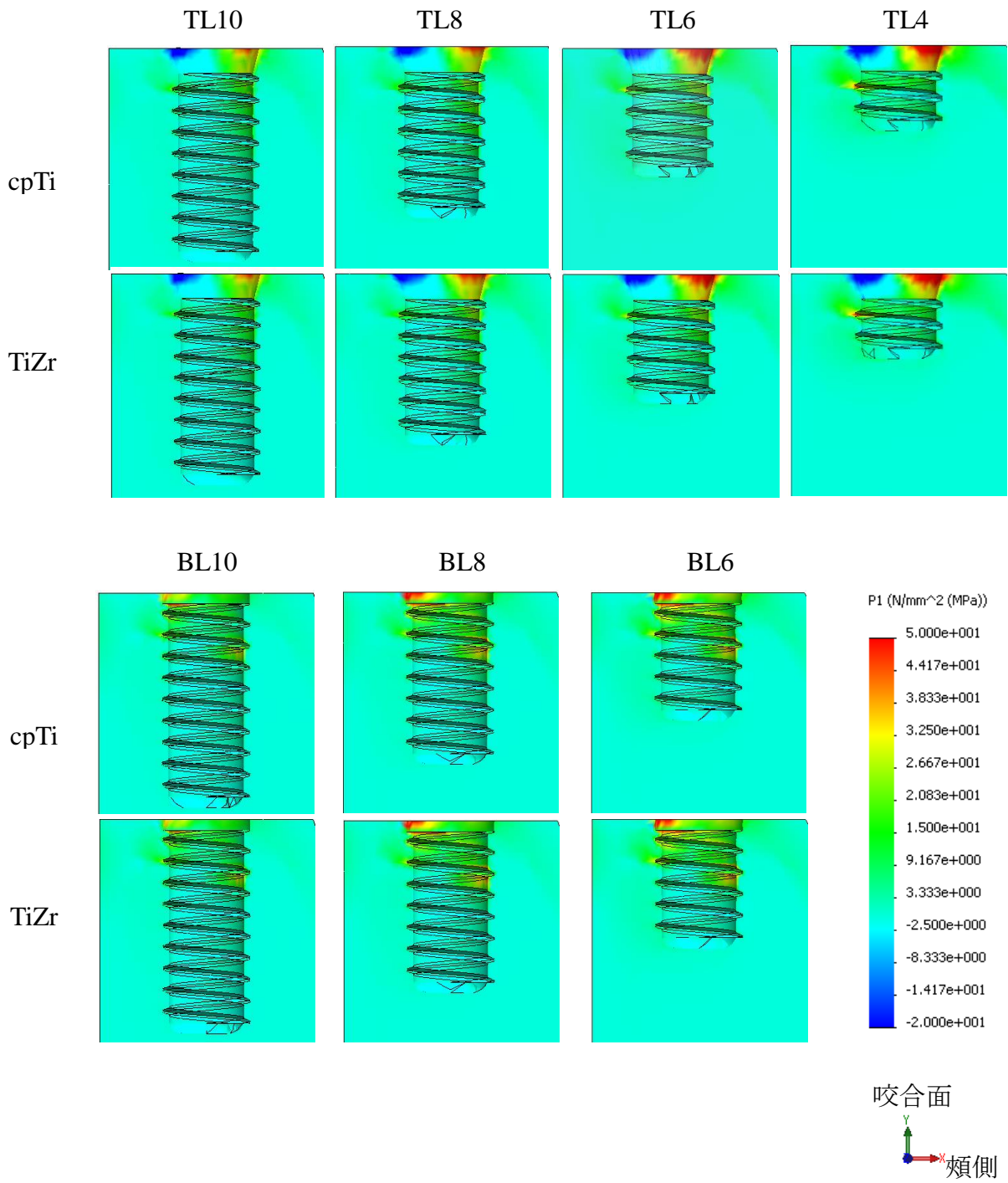


図9 周囲骨での最大主応力の分布（頬舌側面）

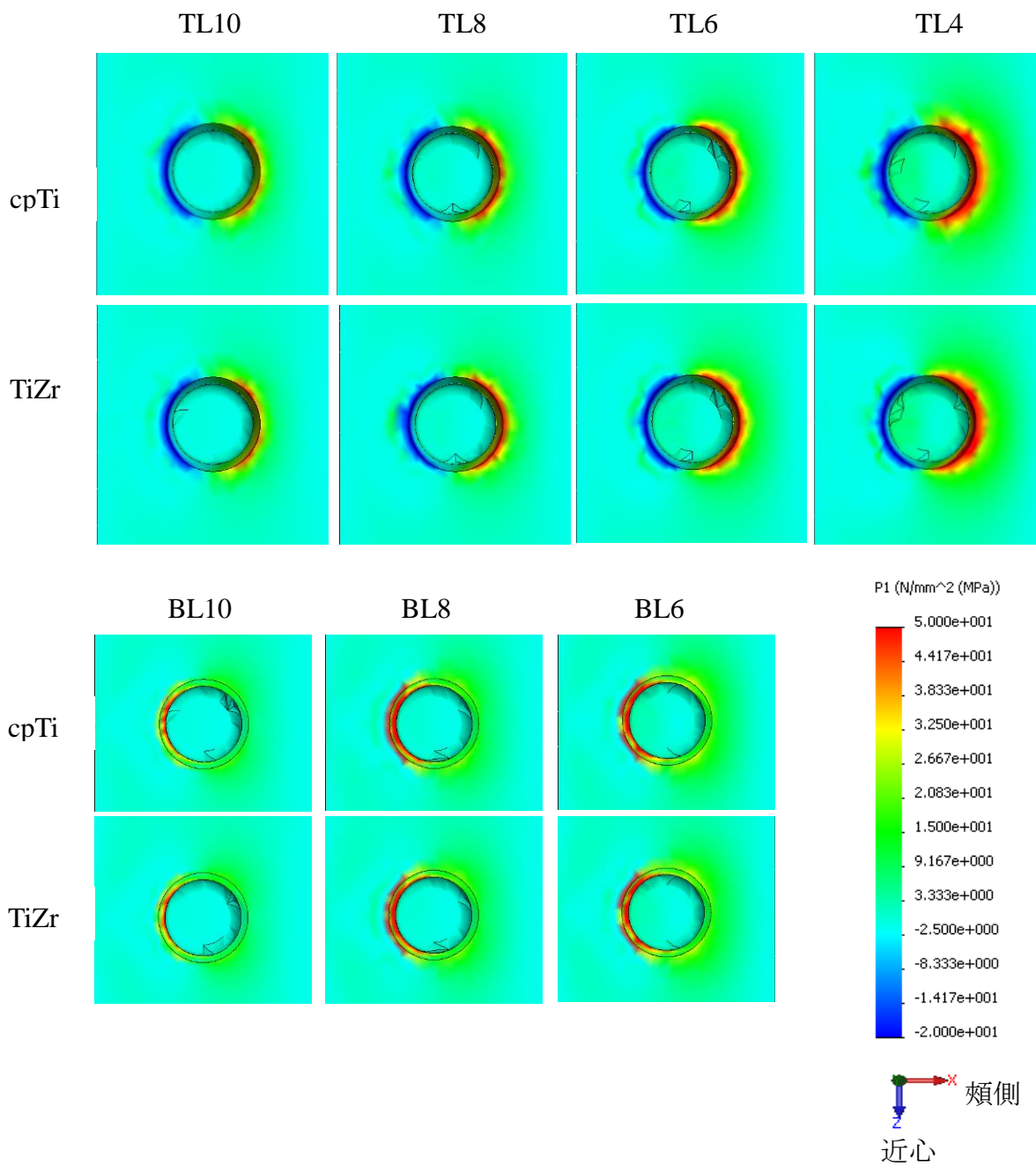


図 10 周囲骨での最大主応力の分布 (咬合面：骨頂の高さを表す)

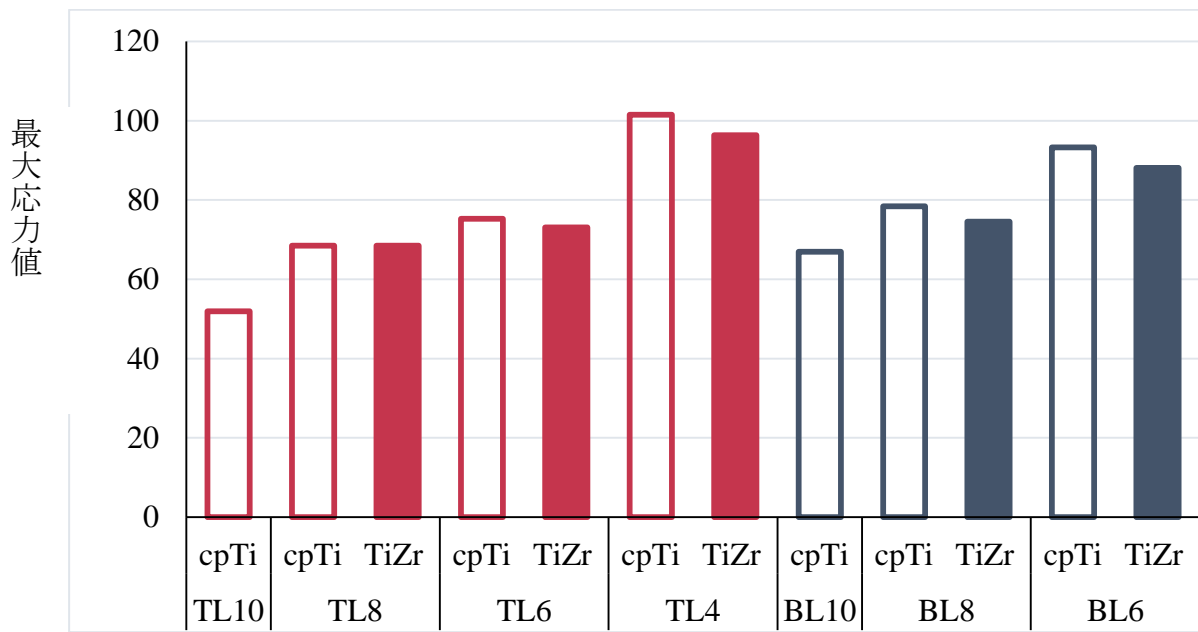


図 11 皮質骨での最大主応力の最大応力値 (MPa)

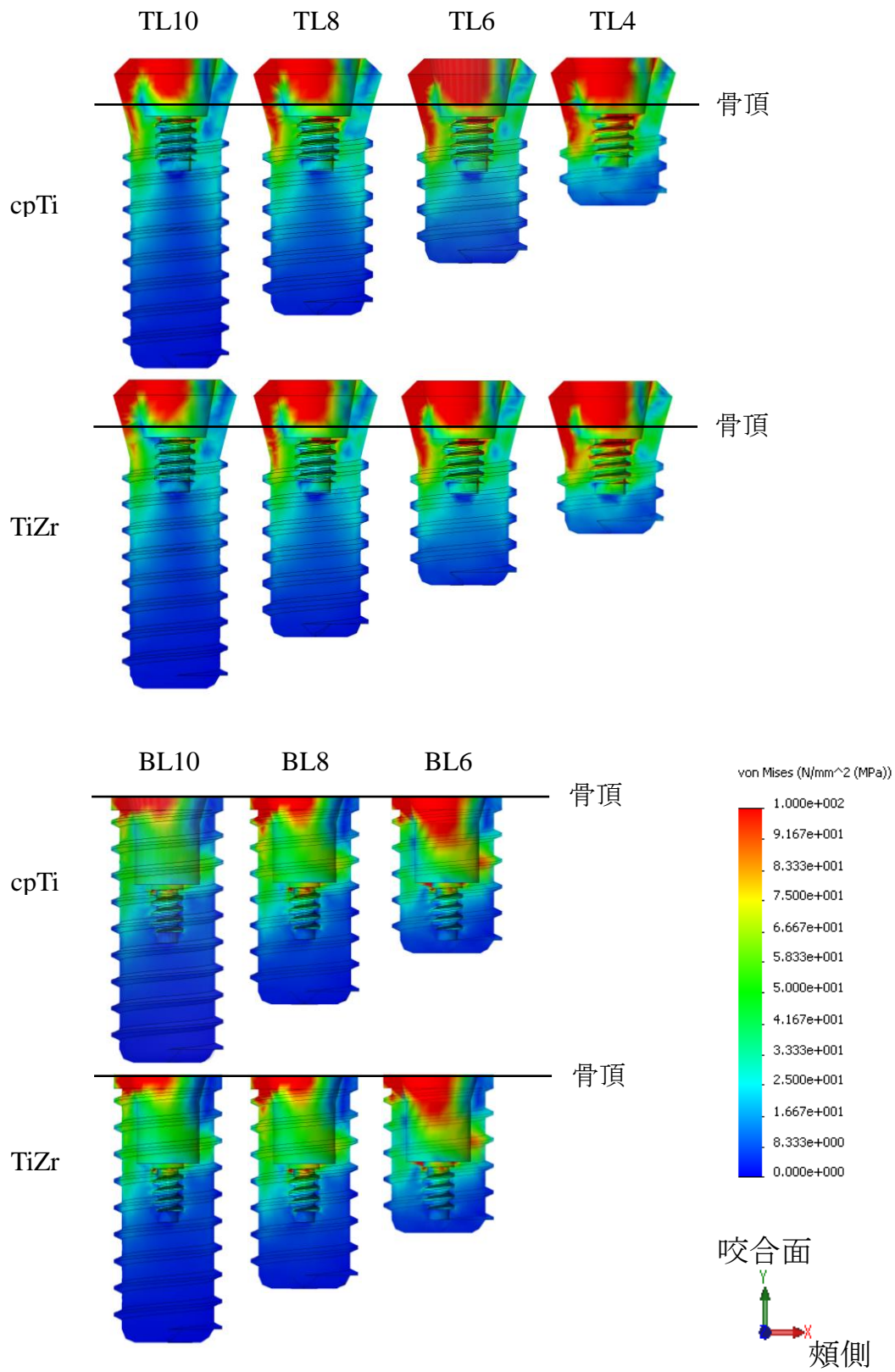


図 12 インプラント体での von Mises 応力の分布 (頬舌面観)

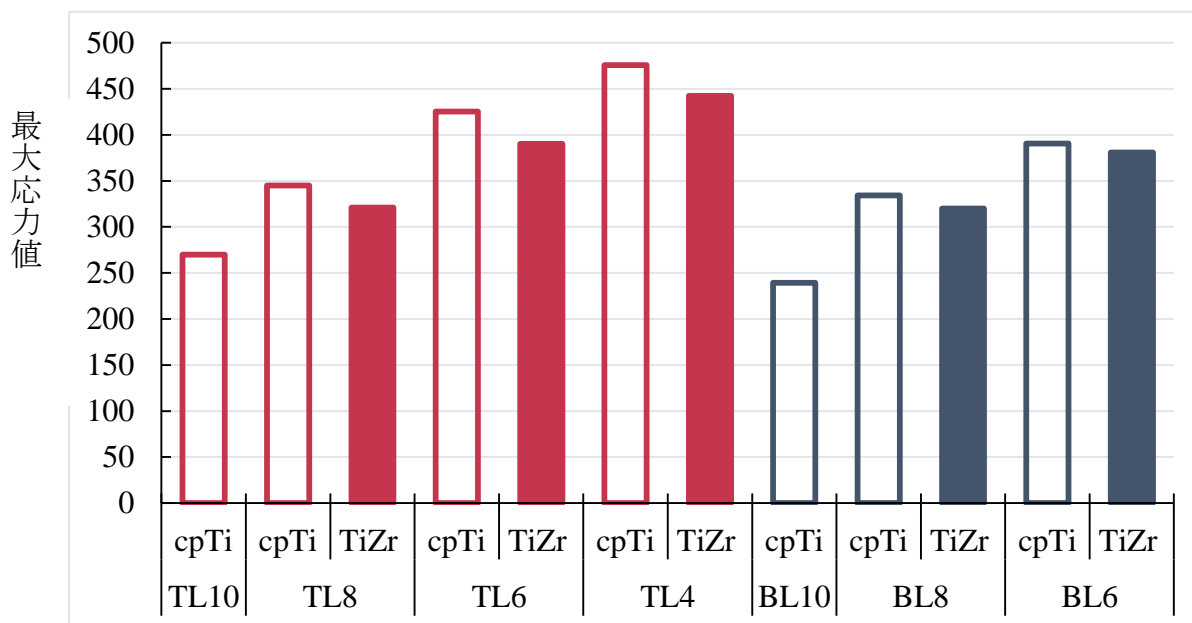


図 13 インプラント体での von Mises 応力の最大応力値 (MPa)

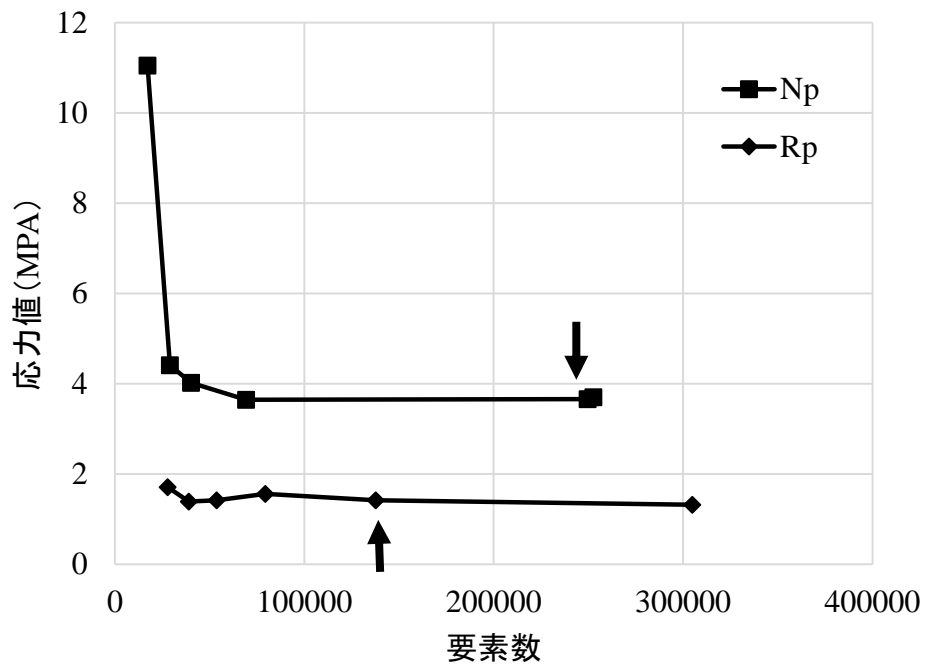


図 14 最大主応力を基準とした収束試験の結果

黒い矢印は、最大主応力の値が収束した要素数を示す。

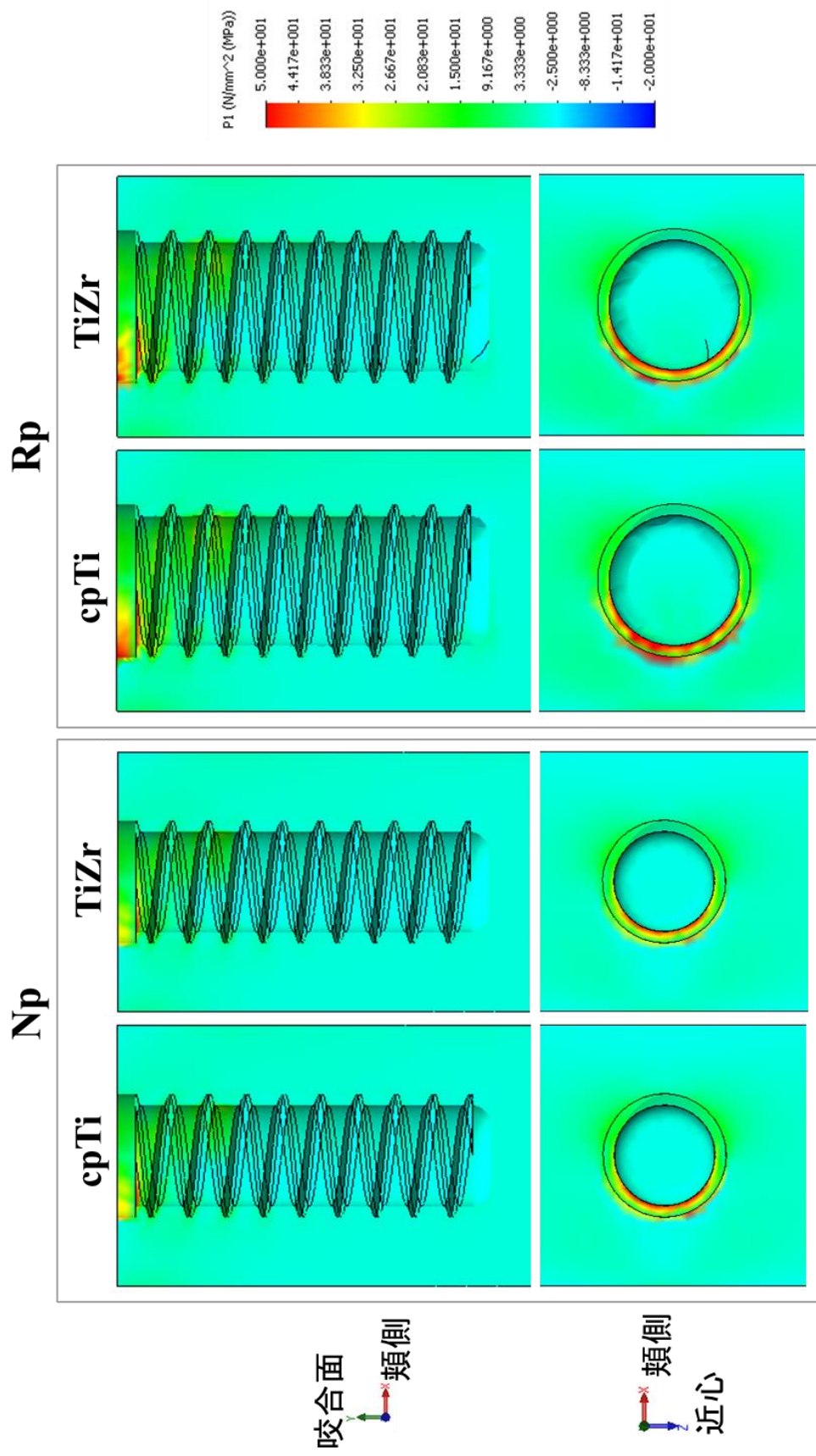


図 15 周囲骨での最大主応力の分布

上：頬舌面観，下：咬合面観（骨頂の高さを表す）

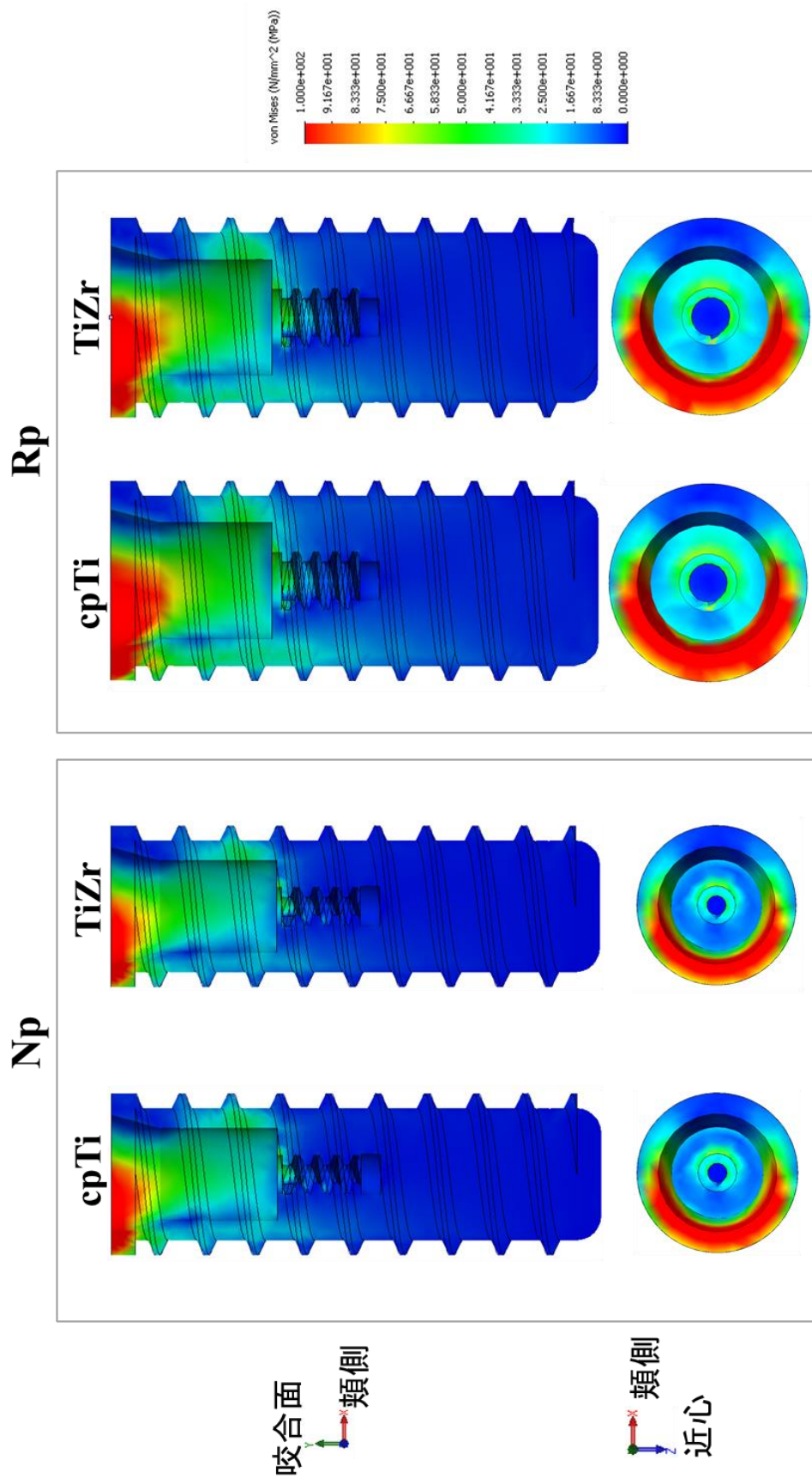


図 16 インプラント体での von Mises 応力の分布

上：頬舌面観，下：咬合面観