

原 著

インプラントのスレッド構造が周囲骨の応力分散に 及ぼす影響に関する生体力学的研究

中 島 克

A Biomechanical Research on Influences of Thread Structure of Osseointegrated Dental Implant on Stress Dispersion in Surrounding Bone

Masaru Nakashima

(平成15年1月6日受付)

緒 言

オッセオインテグレートッドインプラント治療の良好な結果および長期安定性には、オッセオインテグレーションを維持するため骨の適切なモデリングが必要不可欠であり¹⁾、このモデリングにはインプラントに負荷される咬合荷重が周囲骨に直接伝達されて生じる種々の応力が適正範囲であることが極めて重要である²⁾。もし、その応力が過大あるいは過小な場合には骨の微小損傷あるいは廃用性萎縮が惹起されて骨吸収が生じ³⁻¹⁰⁾、その結果オッセオインテグレーションは消失する。そのため、荷重によりインプラント周囲骨に生じる応力を適正な範囲に制御するための生体力学的検討は極めて重要な意味を持つ。

これまでインプラントにおける生体力学的検討には、主として光弾性試験^{11,12)} やストレインゲージ法¹³⁻¹⁶⁾ あるいは有限要素解析 (FEA)¹⁷⁻³³⁾ が用いられてきた。光弾性試験やストレインゲージ法では、臨床で用いられているインプラントそのものを用いた検討ができるという利点をもつ反面、前者では試験モデルの作成が煩雑であること、後者では測定範囲が不連続で対象物全体の検討を行うことができないことなど、それぞれ欠点を有する。一方、FEAは応力解析に用いる有限個の要素モデルの幾何学的、物理学的等価性によって結果が大きく左右されるとの欠点を有するもの

の^{34,35)}、対象物内部の力学的挙動をよく知ることができ、また他の方法と比較して種々の条件設定が容易であることから^{36,37)}、近年広く用いられている。

現在までのFEAに用いられてきた大多数の有限要素 (FE) モデルは、海綿骨領域が均質な要素で満たされており、さらにはインプラント全周と周囲骨とが完全に接触している状態を想定しているなど^{17-36,38-42)}、生体におけるインプラント周囲骨の構造を反映していないものであった。そのため、用いるモデルの幾何学的等価性は高いとは言えず、得られた応力解析の結果の信頼性には疑問が残る。このFEモデルの幾何学的等価性を高めるためには、インプラント形状ならびにその周囲骨構造を反映した情報が必要不可欠であるが、その三次元データとして、Wadamotoら⁴³⁾の*in vivo*におけるインプラント周囲骨構造の三次元コンピュータグラフィックス (以下3D-CG) が利用できる。すなわち、これらの3D-CGはインプラントの形状ならびにインプラント周囲骨の複雑な骨梁構造をよく再現しており、これを用いることでインプラント周囲骨構造をより正確に反映する幾何学的等価性を高めたFEモデルの構築が可能と考えられる。実際、インプラント周囲骨構造のFEモデルへの再現の試みとして、Teixeira⁴⁴⁾はWadamotoら⁴³⁾と同様の手法にて得られた3D-CGから一辺300 μ mの立方体要素を用いてFEモデルを作成した。しかしながら、同モデルでは、周囲骨を構成する要素中の骨の占める割合に基づいて要素の弾性係数を比例変化させているものの、インプラント周囲骨の形態やインプラント=骨界面を正確に再現するには至っていなかった。そこで、新土井⁴⁵⁾は同じ3D-CG⁴³⁾を基礎情報とし、独自のアルゴリズムを

広島大学大学院歯学研究科歯学臨床系 (歯科補綴学第一) 専攻 (指導: 赤川安正教授)

本論文の要旨は、平成13年10月の第106回の日本補綴歯科学会学術大会および平成14年5月の第107回の日本補綴歯科学会学術大会において発表した。

用いてインプラント周囲骨構造およびシリンダーインプラント=骨界面を再現した FE モデルを構築した。次いで、同モデルを用いて応力解析を行い、その結果がインプラント周囲骨構造の再現されていない従来の FE モデルでの応力解析結果と大きく異なることを認め、それらの研究結果の解釈には十分な注意が必要であるとしている。このように、シリンダーインプラントにおける FEA では、インプラント形状と周囲骨構造を再現した FE モデルがすでに開発されており、適切な生体力学的検討が可能となっている。しかしながら、現在最も広く用いられているスクリューインプラントに関しては、その形状の複雑性の故に未だ同インプラントの三次元スレッド形状ならびに周囲骨構造を再現したモデルの報告はなく、シリンダーインプラントモデルと同様の検討が望まれている。

スクリューインプラントは、そのスレッド構造が周囲骨に支持されることで荷重により生じる周囲骨での応力は均等に分散され、生体力学的に有利とされている³⁸⁾。一方、スレッド構造が骨内での応力分散に及ぼす影響に関する FEA の報告では、応力集中を生じさせる³⁹⁾、応力が分散されて均一となる⁴⁰⁾、シリンダータイプと応力分布が変わらない^{41, 42)} など様々であり、一致した見解は得られていない。それゆえ、概念的に理解されていると言ってもよいスレッド構造の生体力学的な優位性に関して十分な根拠があるとは言いがたい。このように見解が一致しない原因として、これまでの FEA におけるスクリューインプラントモデルでは、インプラント形状が二次元⁴⁰⁾あるいは三次元軸対称^{39, 42)}で、その三次元的なスレッド形状が再現されていないこと、インプラントの周囲骨構造が従来の FE モデルと同様、生体をよく反映していないことの 2 点が特筆される。

本研究では、生体内のインプラント周囲骨構造の 3D-CG を基礎情報とし、新たなアルゴリズムを用いてスクリューインプラントの三次元スレッド形状ならびにその周囲骨構造を正確に再現した三次元 FE モデルを開発し、このモデルを用いた応力解析により得られた周囲骨における応力分布をシリンダーインプラントモデルのそれと比較することにより、スクリューインプラントのスレッド構造がインプラント周囲骨における応力分散に及ぼす影響を明らかにしようとした。

研究 方法

1. 要素サイズの異なる FE モデル作成とモデルの形態および応力分布の比較

1. FE モデルの作成

ニホンザル下顎小白歯部に埋入され 3 ヶ月を経過し

た 2 種類のスクリューインプラント (Brånemark Mark II[®], 直径 3.75 mm, 長さ 10 mm, Nobel Biocare : GC スクリューインプラント[®], 直径 3.8 mm, 長さ 10 mm, GC) を含む骨ブロックを用いて、Wadamoto ら⁴³⁾の方法に準じて 2 種類の 3D-CG (図 1) を作成した。また、ニホンザル下顎小白歯部に埋入され 3 ヶ月を経過したアパタイトコーティングシリンダーインプラント (アパタイトコーティング・チタン合金インプラント, 直径 3.6 mm, 長さ 8.0 mm, 京セラ) については Wadamoto ら⁴³⁾が作成した 3D-CG (図 1) を用いた。これら計 3 種類の 3D-CG を基礎情報として、一辺 300 μm と 150 μm の 2 種類の立方体要素を用いた FE モデルを構築した。

一辺 300 μm の立方体要素を用いたモデル (以下 300 μm モデルと略す) については、新土井の方法⁴⁵⁾に基づき、3D-CG を構成する一辺 75 μm の立方体 4 \times 4 \times 4 個の計 64 個を一組として、同 CG を一辺 300 μm の立方体要素に変換 (図 2a), その後、各要素と 3D-CG を重ね合わせた後に要素を変形することで (図 3) モデルを作成した (図 4)。この 300 μm モデルの節点数および要素数は、スクリューモデルで 29873 および 21490, シリンダーモデルで 24301 および 17711 であった。一方、一辺 150 μm の立方体要素を用いたモデル (以下 150 μm モデルと略す) については、次のような新しいアルゴリズムを用いて FE モデルを作成した。まず 3D-CG を構成する一辺 75 μm の立方体 2 \times 2 \times 2 個の計 8 個を一組として、3D-CG を一辺 150 μm の立方体要素に変換した (図 2b)。次いで、一辺 150 μm の立方体要素中における一辺 75 μm の立方体の個数を算出し、骨およびインプラントを表す立方体の合計が 4 個以上存在した場合に、その要素を骨あるいはインプラントのうちどちらかの多くを占めるものとした。一方、合計が 4 個未満の場合は空隙とし、インプラントと骨の個数が等しい場合にはインプラントとした。次いで、これらのモデルを基礎情報である 3D-CG と重ね合わせ、モデルのインプラントあるいは骨表面に存在する節点の中から 3D-CG の同表面を構成する立方体の頂点と一致しないものを選択した。その後、この選択した節点を 3D-CG のインプラントあるいは骨表面に存在する最も近い頂点の方向へ移動させ、要素を変形させながらモデルの形態をできるだけ 3D-CG に近似させた (図 3, 図 4)。また、この際の節点の移動距離は 75 μm 未満とした。こうして作成した 150 μm モデルの節点数および要素数は、スクリューモデルで 251586 および 201863, シリンダーモデルで 216062 および 181749 であった。

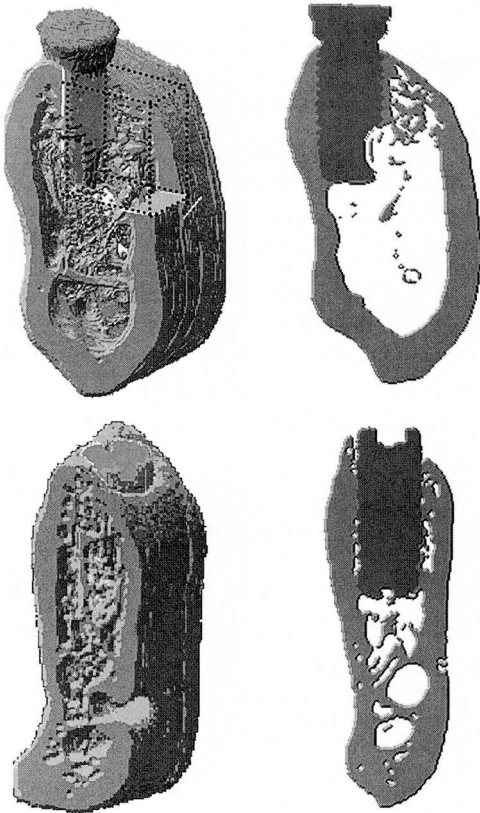


図1 インプラントおよび周囲骨の3D-CGの例
 上段左：スクリューインプラントの3D-CGの全体像（顎骨内のインプラントが見えるよう点線部分を削除）
 上段右：スクリューインプラントの3D-CGのインプラント中央部付近における頬舌断像
 下段左：シリンダーインプラントの3D-CGの全体像
 下段右：シリンダーインプラントの3D-CGのインプラント中央部付近における頬舌断像

2. FE モデルの形態の評価

スクリューモデルおよびシリンダーモデルにおける各 $300\ \mu\text{m}$ および $150\ \mu\text{m}$ モデル，さらに3D-CGの形状を比較することにより，モデル要素サイズの大きさがモデルの形態に及ぼす影響を定性的に肉眼にて評価した。ここでは，スクリューおよびシリンダーモデルの各 $300\ \mu\text{m}$ および $150\ \mu\text{m}$ モデル間でインプラントの全体形状を比較し，さらに各 $300\ \mu\text{m}$ および $150\ \mu\text{m}$ モデルと3D-CGのそれぞれの頬舌断面形状についても同様に比較を行った。

3. FE モデルを用いた応力解析

作成したFEモデルを用いる応力解析に先立ち，モデルの拘束がインプラント周囲骨における応力分布へ

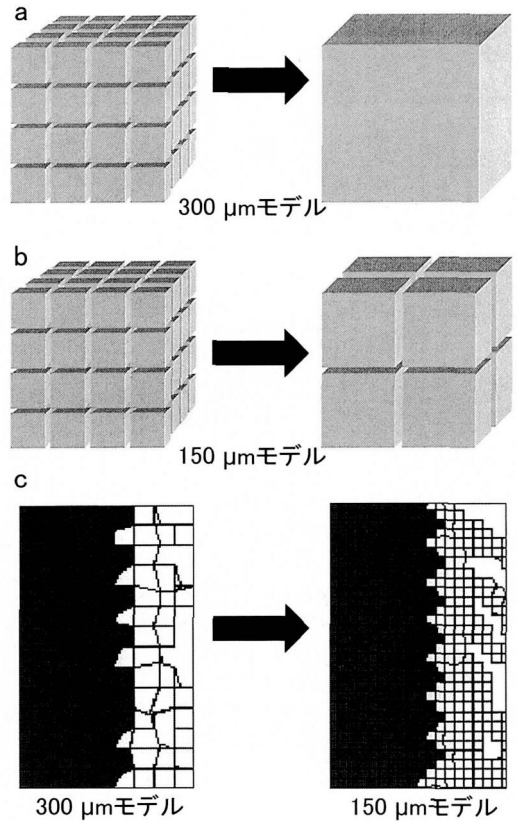
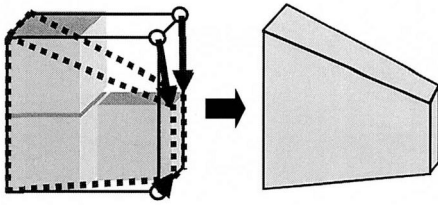


図2 3D-CG から FE モデルを構成する要素の作成法
 a：3D-CG の一辺 $75\ \mu\text{m}$ の立方体 $4 \times 4 \times 4$ 個から1個の一辺 $300\ \mu\text{m}$ の立方体要素を作成 ($300\ \mu\text{m}$ モデル)
 b：3D-CG の一辺 $75\ \mu\text{m}$ の立方体 $4 \times 4 \times 4$ 個から8個の一辺 $150\ \mu\text{m}$ の立方体要素を作成 ($150\ \mu\text{m}$ モデル)
 c：要素サイズを $300\ \mu\text{m}$ から $150\ \mu\text{m}$ に変換させることによるモデルのスクリューインプラント-骨界面の形態変化

の影響を生じない拘束条件についての Teixeira の報告⁴⁶⁾ に基づいて全モデルの近心および遠心の両端から中央に向かって $600\ \mu\text{m}$ の範囲に存在する全ての要素を近遠心の両方向に延長して，インプラントからモデルの近遠心端までの距離がそれぞれ $4.2\ \text{mm}$ を超えるよう設定した。その後，モデルの近遠心端を完全に拘束⁴⁴⁻⁴⁶⁾，次いで Mericske-Stern および Zarb らによる⁴⁷⁾ 第二小臼歯部でのインプラント支持の固定性補綴物における最大咬合力の報告に基づき， $143\ \text{N}$ の垂直荷重をフィクスチャー上面全体に負荷した。この際，インプラントの弾性係数およびポアソン比を $115\ \text{GPa}$ および 0.35 ⁴⁸⁾，骨ではそれぞれ $15.8\ \text{GPa}$ および 0.32 ⁴⁸⁾ とする材料特性を与えた。また，インプラント

a



b

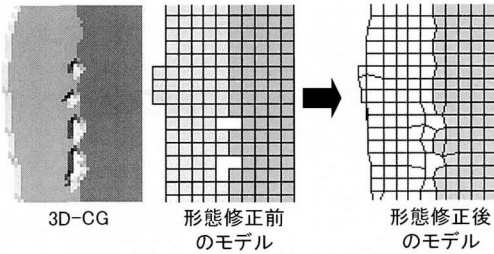


図3 FEモデルを3D-CGに近似させる形態修正法
 a: 150 μm の立方体で構成されるモデル要素 (□) の節点のうち、3D-CG (○) と一致しないもの (○) を移動させる
 b: 3D-CG ならびに形態修正前と修正後でのモデルの形態変化 (模式図)

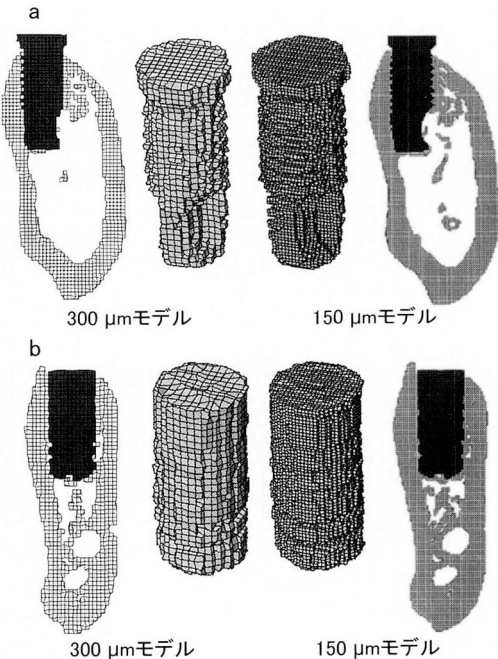


図4 作成した300 μm および150 μm モデルの頬舌断面およびインプラント全体像
 a: スクリューインプラントモデル
 b: シリンダーインプラントモデル

＝骨界面の界面条件は完全に界面での節点を共有するものとした。応力解析には汎用構造解析プログラム (COSMOS/M version 2.5, Structural Research and Analysis Corp.) およびパーソナルコンピュータ (FMV-DESKPOWER C6/86LB, 富士通) を用い、線形静解析を行った。解析結果は、インプラント周囲骨の頬舌断面における von Mises の相当応力の分布を等高線図で示し、さらにインプラント頸部および底部の同一部位の節点における同応力値を算出した。スクリューおよびシリンダーモデルの各 300 μm および 150 μm モデル間で応力分布ならびに算出した応力値を比較し、モデル要素サイズの大きさが周囲骨内での応力分布に及ぼす影響を評価した。

II. スクリューおよび対照用シリンダーモデルの作成と両モデルの応力解析

1. 対照用シリンダーモデルの作成

3D-CG をもとに一辺 150 μm の立方体要素により作成した2種類のスクリューモデルは、海綿骨領域で骨梁が比較的粗なものと同密なものに分けられたので、これらをそれぞれモデル1およびモデル2とした (図5)。対照用シリンダーモデル (以下対照シリンダーモデルと略す) の作成は、これらのモデルを用いて次のように行った。すなわち、スクリューモデルのインプラント部分を抽出、コンピュータ上でインプラント側面のスレッド構造の凹凸に要素を追加することで平滑に、またインプラント底部は半球状となるよう形態調整を行い、スクリュー形状をシリンダー形状に変換した (図6)。また、インプラント上面およびインプラント頸部の形態は、スクリューモデルおよび対照モデル間で負荷荷重を力学的に等価とするため、あえて形態の調整は行わず、周囲骨形態も可久的に保存した (図6)。

その後、全てのモデルの周囲骨を是竹の報告⁴⁸⁾ に基づいて、皮質骨と海綿骨の境界では海綿骨梁基部までを海綿骨、さらにその外側を皮質骨とし、内基礎層板は皮質骨内で海綿骨との境界部から外側 300 μm までとしながら、皮質骨、海綿骨および内基礎層板に分別した。そして、I-3 と同様にモデルの近遠心を延長して、モデル1およびモデル2からそれぞれの対照シリンダーモデルを作成した (図7)。作成したこれらのモデルの節点数および要素数は、モデル1のスクリューモデルで 251586 および 201863, 対照シリンダーモデルで 254153 および 205483, モデル2のスクリューモデルで 254514 および 203344, 対照シリンダーモデルで 255535 および 205543 であった。

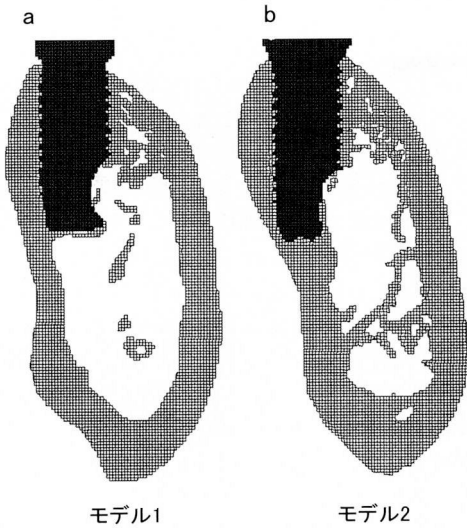


図5 対照シリンダーモデルを作成するためのスクリューモデル
 a: 海綿骨領域の骨梁が比較的粗であるモデル1
 b: 海綿骨領域の骨梁がモデル1より密であるモデル2

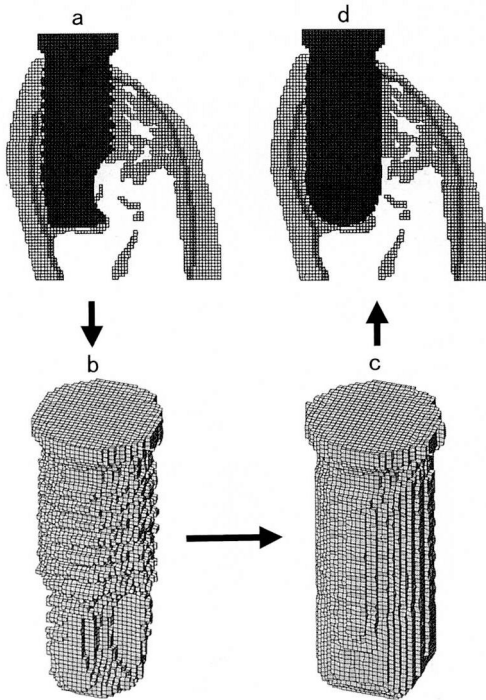


図6 対照シリンダーモデルの作成方法
 a: スクリューモデル
 b: スクリューモデルから抽出したインプラント部分
 c: インプラント形状の調整により作成したシリンダーインプラント
 d: 作成した対照シリンダーモデル

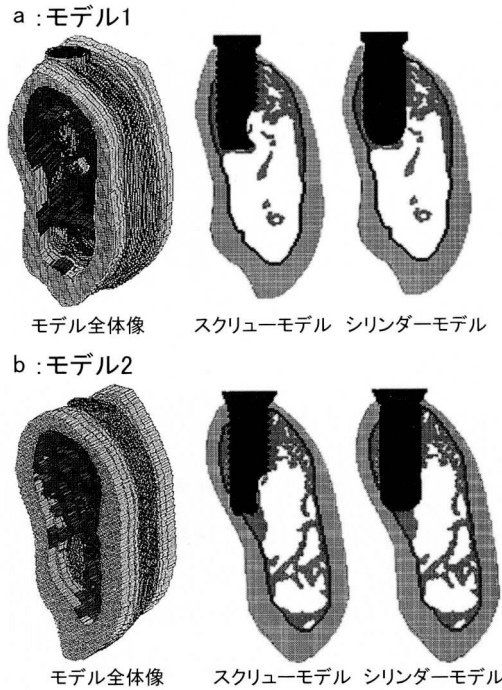


図7 スクリューモデルおよび対照シリンダーモデル
 a: 左よりモデル1のモデル全体像, スクリューモデル, 対照シリンダーモデル
 b: 左よりモデル2のモデル全体像, スクリューモデル, 対照シリンダーモデル
 注: インプラント周囲骨を皮質骨 (□), 海綿骨 (■) および内基礎層板 (▨) に分別

2. スクリューモデルおよび対照シリンダーモデルにおける応力解析

モデル1およびモデル2における両スクリューモデルと、III-1で作成した対照シリンダーモデルの近遠心端を完全に拘束して⁴⁴⁻⁴⁶⁾, 応力解析を行った。与えた材料特性は表1に示す値⁴⁸⁾を用い, 荷重条件は垂直および側方にそれぞれ143 N⁴⁶⁻⁴⁸⁾とした。垂直荷重は咬頭傾斜角を20°とした上部構造の咬合面中央に垂直に加わるよう設定し, 上部構造の形態と関係なくフィクスチャーにも同じく143 Nの荷重が負荷されるようにした(図8a)。一方, 側方荷重は, 上部構造咬合面中央からそれぞれ2 mm離れた頬側咬頭内斜面お

表1 材料特性

	弾性係数(GPa)	ポアソン比
皮質骨	15.8	0.32
内基礎層板	10.4	0.32
海綿骨	9.3	0.32
インプラント	115.0	0.35

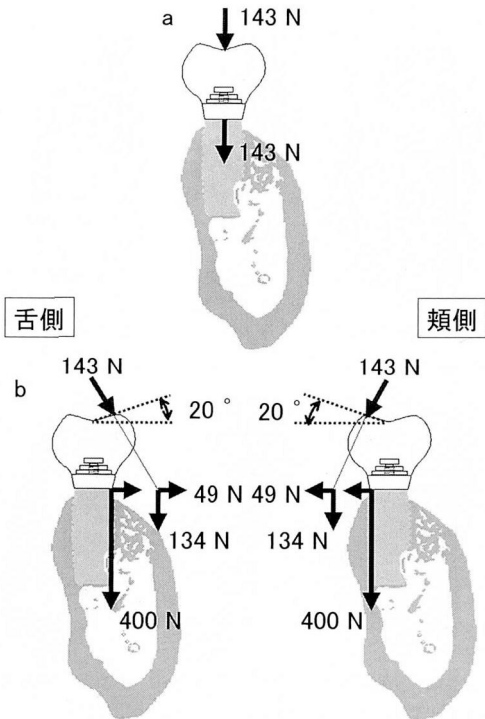


図8 上部構造に荷重された荷重とフィクチャーに荷重される荷重
 a: 垂直荷重
 b: 頬側咬頭内斜面への荷重 (a), 舌側咬頭内斜面への荷重 (b)

よび舌側咬頭内斜面に対して垂直に荷重が加わるようにした。この場合、頬側咬頭内斜面および舌側咬頭内斜面に対して垂直に加えられた荷重のフィクチャー上面における力のつりあいからフィクチャーに荷重される荷重を算出し⁴⁹⁾、これを荷重条件とした(図8b)。また、インプラント=骨界面の界面条件は、I-3と同様に完全に界面での節点を共有するものとした。そして、モデル1およびモデル2における各スクリューおよび対照シリンダーモデル間で、周囲骨のvon Misesの相当応力分布を頬舌断面で比較した。さらに、各モデルの各荷重条件についても、その応力分布を比較した。また、インプラントに近接した周囲骨での力学的挙動をさらに詳細に検討するため、これらのモデルの頬側周囲骨における応力分布ならびに頬側海綿骨部におけるインプラント-骨界面上の節点における同応力値と、その値を示す節点がインプラント-骨界面上の総節点数に占める割合を同様に比較した。

結 果

I. モデル要素の大きさと形態および応力分布

1. モデル要素の大きさとモデルの形態

スクリューモデルにおいて、300 μm モデルではインプラント全体像でそのスレッド形状は再現されておらず、頬舌断面像で頬側海綿骨部のスレッド形状の凹凸は完全に失われていた。これに対して、150 μm モデルではインプラント全体像でインプラントのスレッド形状は再現されており、頬舌断面像でも頬側海綿骨部のスレッド形状の凹凸を確認でき、肉眼的にも明らかな形状の相違が認められた。一方、シリンダーモデルでは、300 μm および150 μm モデルの両モデルで、インプラント全体像および頬舌断面像の双方ともインプラントの形状は近似していた。また、インプラント周囲骨の形態はスクリューおよびシリンダーモデルの両者で、150 μm モデルが3D-CGにより近似していた(図4, 9)。

2. モデル要素の大きさと応力分布

応力分布では、スクリューおよびシリンダーモデルとともに、モデル要素の大きさが300 μm および150 μm と異なっても、インプラント頸部および底部の周囲骨で応力集中が認められ、その分布傾向は近似

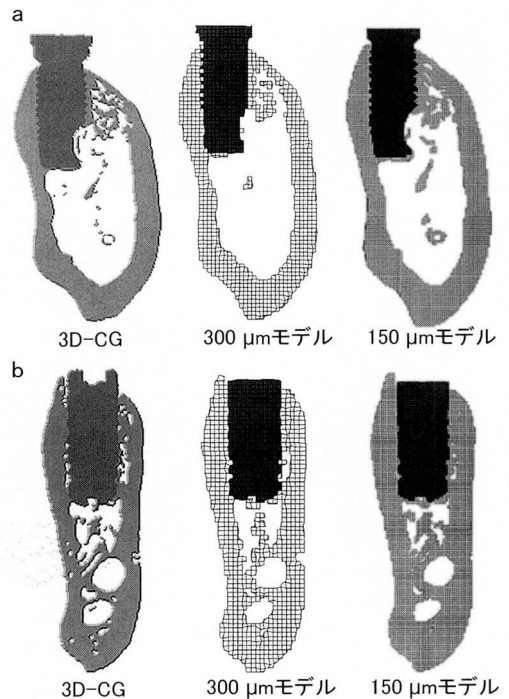


図9 3D-CGの断面およびそれに相当する部位の300 μm および150 μm モデルの頬舌断面
 a: スクリューインプラントモデル
 b: シリンダーインプラントモデル

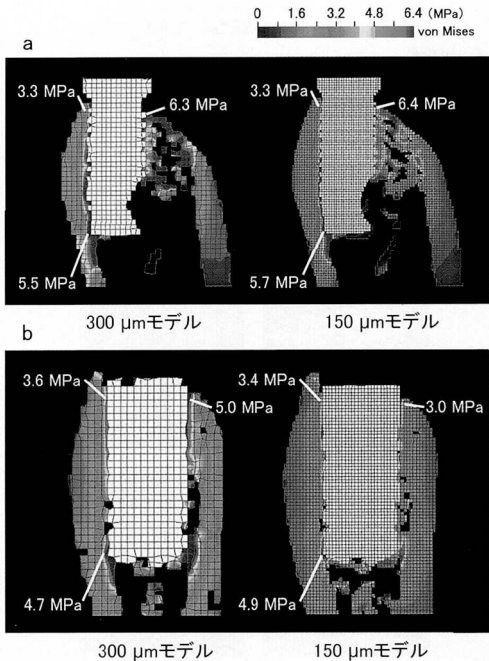


図10 モデル要素サイズの相違による応力分布ならびにインプラント頸部・底部の応力値
 a: 300 μm スクリューモデル (左) と 150 μm スクリューモデル (右)
 b: 300 μm シリンダーモデル (左) と 150 μm シリンダーモデル (右)

していた。応力値は、頬側頸部、舌側頸部および舌側底部の順に、スクリューモデルの 300 μm モデルでは 6.3 MPa, 3.3 MPa, 5.5 MPa であり、150 μm モデルでは 6.4 MPa, 3.3 MPa および 5.7 MPa であった。一方、シリンダーモデルの 300 μm モデルでは 5.0 MPa, 3.6 MPa, 4.7 MPa であり、150 μm モデルでは 3.0 MPa, 3.4 MPa および 4.9 MPa となり、モデル要素の大きさの相違により、両モデルの応力値は相違していた (図10)。

II. スクリューモデルおよび対照シリンダーモデルにおける応力分布

モデル 1 およびモデル 2 とともに、スクリューモデルおよびシリンダーモデルの両者で、頬側咬頭内斜面および舌側咬頭内斜面への荷重で生じた応力は、垂直荷重で生じた応力より大きくなっていった。また、荷重が加わる方向の周囲骨に特に大きな応力が生じる傾向が認められ、モデル 1 とモデル 2 とでは周囲骨における応力分布の傾向は異なっていた (図11, 12)。

一方、それぞれの荷重条件でのインプラントの頬側周囲骨における応力分布では、全ての荷重条件で、モ

デル 1 およびモデル 2 における各スクリューおよびシリンダーモデル間の応力分布の傾向は近似しており、インプラント頸部皮質骨相当部に大きな応力が生じていた (図13, 14, 15)。

また、頬側海綿骨部におけるインプラント-骨界面上の von Mises の相当応力値の比較では、垂直荷重の場合、生じた応力値の範囲がモデル 1 のスクリューモデルで 3.0~16.5 MPa であったのに対し、シリンダーモデルでは 3.0~11.0 MPa と、スクリューモデルで生じた応力値の範囲がより広がっていた。また、モデル 2 のスクリューモデルでは 1.0~10.0 MPa であったのに対し、シリンダーモデルでは 1.5~8.5 MPa であり、同様にスクリューモデル周囲に生じる応力値の範囲が広い傾向がみられた (図16)。側方荷重のうち、頬側咬頭内斜面への荷重の場合、モデル 1 のスクリューモデルで 10.0~110.0 MPa であったのに対し、シリンダーモデルでは 12.5~62.5 MPa であった。また、モデル 2 ではスクリューモデルで 5.0~145.0 MPa であったのに対し、シリンダーモデルでは 12.5~140.0 MPa であり、垂直荷重の場合と同様の傾向を示した (図17)。舌側咬頭内斜面への荷重の場合、モデル 1 のスクリューモデルで 5.0~60.0 MPa であったのに対し、シリンダーモデルでは 10.0~37.5 MPa であった。また、モデル 2 ではスクリューモデルで 2.5~55.0 MPa であったのに対し、シリンダーモデルでは 12.5~45.0 MPa であり、他の荷重条件の場合と同様の傾向を示した (図18)。

以上のように、モデル 1 およびモデル 2 における各スクリューモデルおよびシリンダーモデル間での各荷重条件下の応力分布は、その傾向は近似していたものの、いずれも各スクリューモデルの方がインプラント-骨界面で生じた応力値の変動が大きく、部分的に応力が集中する部位も認められた。

考 察

I. 研究方法について

1. *in vivo* の骨構造の 3D-CG について

生体におけるインプラントおよびその周囲骨構造を反映する FE モデルを作成するためには、*in vivo* における顎骨内でのインプラント周囲骨構造の把握が不可欠であり、その骨構造を三次元的に再現したデータが求められる。利用できるこのような三次元データは、ニホンザルを用いた Guan ら⁵⁰⁾、Sahin ら⁵¹⁾、Wadamoto ら⁴³⁾ の研究報告の中にみられる。また、インプラントと周囲骨の間の生体力学的な関わりは安静期間が終了した後の上部構造装着時より開始することから、インプラントに荷重が負荷され始める時点でのインプ

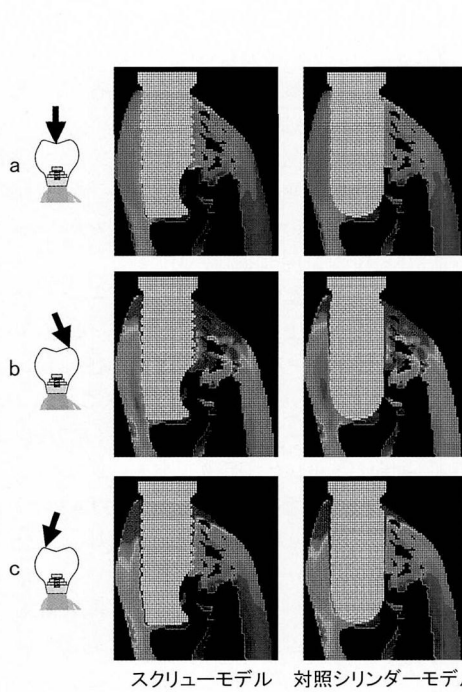


図11 モデル1のスクリーモデルおよび対照シリンダーモデルにおける荷重条件別のインプラント周囲骨応力分布
 a: 垂直荷重における応力分布
 b: 頬側咬頭内斜面への荷重における応力分布
 c: 舌側咬頭内斜面への荷重における応力分布

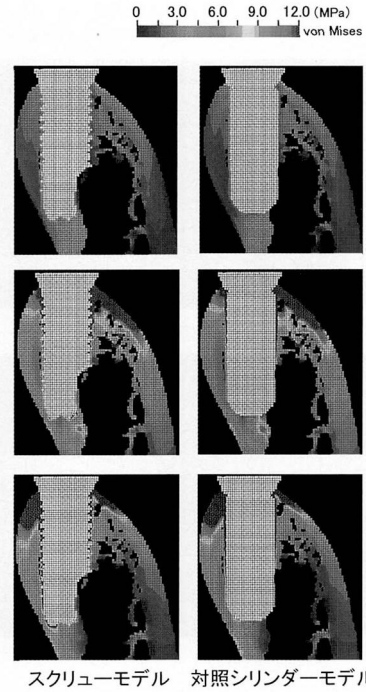


図12 モデル2のスクリーモデルおよび対照シリンダーモデルにおける荷重条件別のインプラント周囲骨応力分布
 a: 垂直荷重における応力分布
 b: 頬側咬頭内斜面への荷重における応力分布
 c: 舌側咬頭内斜面への荷重における応力分布

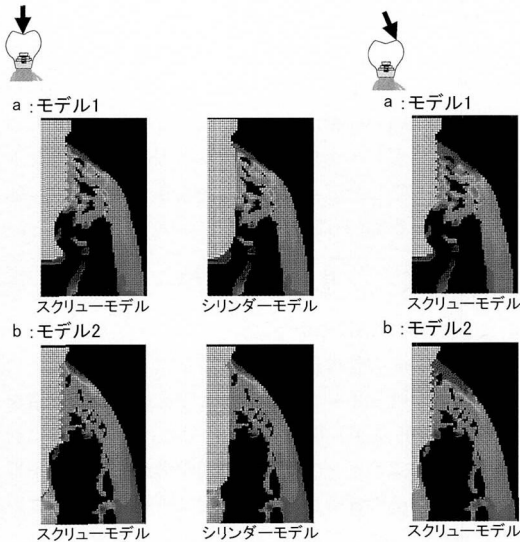


図13 垂直荷重における頬側周囲骨での応力分布
 a: モデル1のスクリーおよびシリンダーモデル
 b: モデル2のスクリーおよびシリンダーモデル

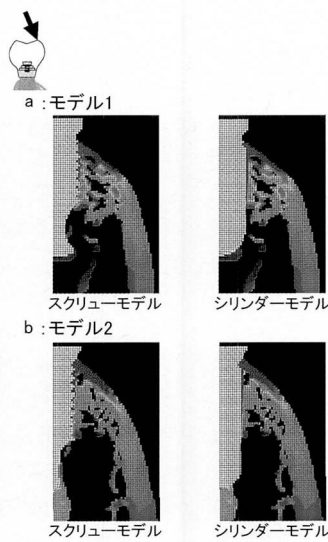


図14 頬側咬頭内斜面への荷重における頬側周囲骨での応力分布
 a: モデル1のスクリーおよびシリンダーモデル
 b: モデル2のスクリーおよびシリンダーモデル

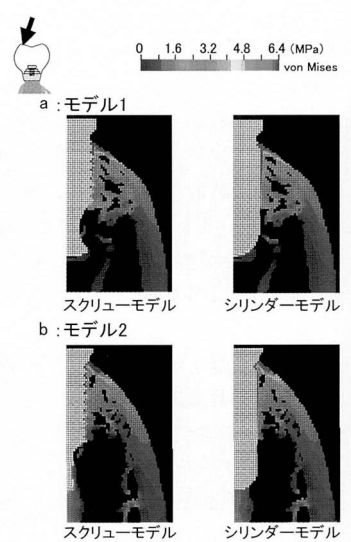


図15 舌側咬頭内斜面への荷重における頬側周囲骨での応力分布
 a: モデル1のスクリーおよびシリンダーモデル
 b: モデル2のスクリーおよびシリンダーモデル

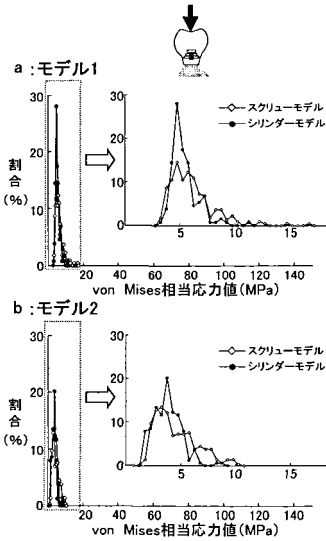


図16 垂直荷重における頬側海綿骨部のインプラント-骨界面で生じた応力値の範囲

a : モデル 1
b : モデル 2

注: グラフを見やすくするため点線で囲んだ部分を拡大して右上に示した

(—◇—: スクリューモデル,
—●—: シリンダーモデル)

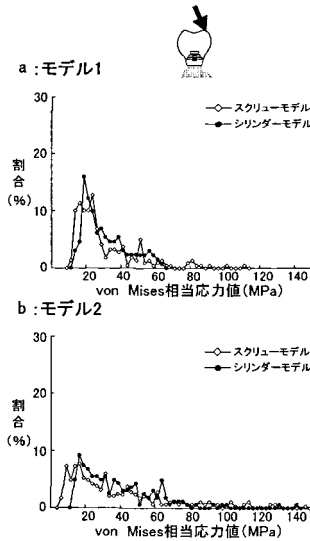


図17 頬側咬頭内斜面への荷重における頬側海綿骨部のインプラント-骨界面で生じた応力値の範囲

a : モデル 1
b : モデル 2

(—◇—: スクリューモデル,
—●—: シリンダーモデル)

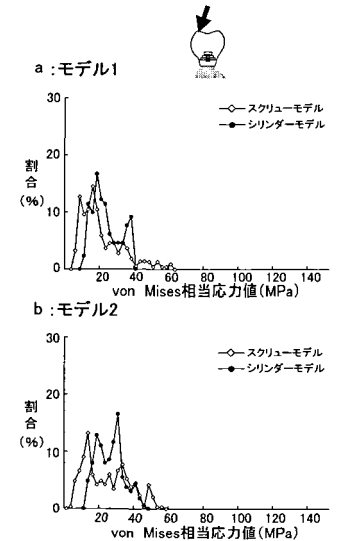


図18 舌側咬頭内斜面への荷重における頬側海綿骨部のインプラント-骨界面で生じた応力値の範囲

a : モデル 1
b : モデル 2

(—◇—: スクリューモデル,
—●—: シリンダーモデル)

ラント周囲骨構造が必要である。そこで本研究では、Wadamoto ら⁴³⁾ による3ヶ月の安静期間終了後のシリンダーインプラントおよびその周囲骨構造の3D-CGを用いることとし、さらにスクリューインプラントについては同様の手法を用いて著者が作成したスクリューインプラントおよびその周囲骨構造の3D-CGを用い、それらをモデル作成のための基礎情報とした。

2. 3D-CG からモデルを作成する手法について

FEモデルを作成する方法には、手動と自動の2種類がある。前者では、三角形および四角形あるいは四面体および六面体といった複数の形状の要素を用いてモデルを構築することで、より正確な形状の再現が可能となるが、モデル作成に膨大な時間を要する欠点がある。一方、後者ではモデル作成時間の短縮はできるものの、同じ大きさ、同じ形状の要素によってのみモデルが構築されるため形状の再現には限界があり、また形状を正確に再現しようとする要素数が極めて多くなるといふ欠点を有する⁴⁵⁾。インプラント周囲骨における応力解析を行っていく上では、いくつかのモデルを作成する必要があり、これを考えるとモデル作成に要する時間の短縮は極めて優先度が高い。これらのこ

とから本研究では、自動的にモデルを作成する方法を選択し、その欠点を克服するため、モデルを立方体要素で構築した上で、節点を移動することで、より少ない要素で形状を正確に再現する新しい手法を考案した。

FEAにおいて解析時間を短縮してコンピュータのメモリを縮小するには、解析目的を損なわない範囲で、必要最低限の大きさでかつできるだけ単純なモデルを用意し、モデルを最小限のデータ容量に抑えることが重要である。3D-CGを基礎情報とするFEモデルの作成に最適なモデル要素の大きさの検討では、Sato ら⁵²⁾の要素の大きさが応力分布に及ぼす影響の報告が注目される。彼らは、3D-CGを基にFEモデルを作成する際の適切なモデル要素の大きさを決定するため、要素の大きさが応力分布に及ぼす影響について検討し、一辺150 μm以下の立方体要素で作成されたモデルにおいては応力分布に差が認められず、一辺300 μmの立方体要素で作成されたモデルの応力分布がそれに近づくことを明らかにした。また、新土井⁴⁵⁾は一辺300 μmの立方体要素を用いることにより、シリンダーインプラントの形状と周囲骨構造の再現が可能であったと報告している。これらの研究結果を踏まえ、本研究

ではスクリューインプラントのスレッド構造およびその周囲骨構造を再現する FE モデルも同様に一辺 300 μm の立方体要素を用いて作成することを試みた。その結果、一辺 300 μm の立方体要素ではインプラント周囲骨構造の再現はできたものの、スクリューインプラントのスレッド形状を再現することは困難であった。そこで、スレッド形状の再現のため、一辺 300 μm よりもより詳細なモデル作成が可能となる一辺 150 μm の立方体要素を用いて FE モデルを作成した。

全ての 300 μm および 150 μm モデルについて、立方体要素によるモデル構築後、3D-CG に合わせて要素を変形させてモデル形態を 3D-CG に近似させた。しかしながら、この節点の移動が必要以上に大きい場合、隣接する節点の重複や要素が大きく変形し、解析精度が低下する可能性が考えられた。そこで、300 μm モデルでは新土井の方法⁴⁵⁾ に準じ節点の移動限界を 150 μm 未満に制限し、さらに 150 μm モデルではそれを 75 μm 未満とすることで、隣接する節点同士の重複および要素が過大に変形する可能性を排除した。

3. 300 μm モデルと 150 μm モデルの形態比較およびその妥当性について

FEA は用いるモデルの幾何学的等価性により結果が大きく影響されることはよく知られているため^{34,35)}、モデルの形態の評価は極めて重要である。3D-CG を用いる FE モデルの形態については、新土井⁴⁵⁾ や Sato ら⁵²⁾ は、300 μm モデルを用いることでシリンダーインプラントの形状および周囲骨形態の幾何学的等価性および解析結果の妥当性が得られると報告している。本研究では、スクリューインプラントのスレッド形状およびその周囲骨構造を再現する新しい FE モデルのため、新しいアルゴリズムを用いて 300 μm モデルよりもさらに詳細な 150 μm モデルを作成した。これらにより、150 μm モデルでも同様に周囲骨構造の幾何学的等価性は得られているものと考えられる。

FE モデルの妥当性を確認するためには、モデルの対象物の形状再現性ならびに解析から得られた応力分布および応力値の妥当性が問題となる。前者を検討するため、ここでは 150 μm モデルの各断面をその基礎となる 3D-CG の各断面と比較検討した。一方、後者については本研究に先立つ予備実験で検討した。すなわち、本研究で作成した 300 μm および 150 μm モデルの基礎情報である 3D-CG を構成する一辺 75 μm の立方体を一要素とする FE モデルを作成して応力解析を行い、150 μm モデルのスクリューモデルにおける応力分布と比較したところ、両モデルの応力分布は近似することを確認している。ここでは、3D-CG 全体を一辺 75 μm の立方体要素を用いてモデル化することは解析規模が

莫大となるため、3D-CG の一部分を用いてモデル化し、それと同部位に相当する 150 μm モデルの一部分のみのモデルを作成し、両モデルの応力分布を比較した。

4. 対照用モデルの作成について

本研究では、スクリューモデルとシリンダーモデルの周囲骨における応力分布およびインプラント-骨界面における応力値を比較検討することにより、スクリューインプラントのスレッド構造が周囲骨の応力分散に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。そのため、生体から得た 3D-CG を基に作成したモデルを用いて、その応力分布および応力値を両モデル間で比較することが必要である。そこで、予備実験にて生体から得た 3D-CG より作成した 2 種類のスクリューモデルおよびシリンダーモデルにおける周囲骨の応力分布を比較したところ、インプラントの形状とは関係なく応力分布の傾向ならびに応力集中の生じた部位等の周囲骨の力学的挙動が、全モデルで全く異なることが判明した。また、Misch²³⁾ や Meyer ら⁵³⁾ は、個体あるいは部位の相違によるインプラント周囲骨の高さや幅等の骨の全体的な形態の相違がインプラント周囲骨における応力分布に大きく影響すると報告しており、これらのモデルにおける応力分布の比較からは、得られた応力分布の相違が周囲骨形態あるいはインプラント形状のいずれの影響であるかを判断することは困難であった。それゆえ本研究では、インプラント周囲骨形態の相違が応力分布に大きく影響することを考慮し、スクリューモデルおよびシリンダーモデル間でインプラント周囲骨の形状を可及的に近似させることが重要と考えた。そこで、周囲骨を近似させた対照モデルの作成のため、3D-CG から作成したスクリューモデルのインプラント周囲骨形態を利用、すなわち同形態を可及的に保存、その後、インプラント形状のみをスクリューからシリンダーに変化させることとした。また、いくつかの対照モデルを作成する必要から、この操作を行う際にはモデル作成の簡便さを最優先し、作成したスクリューモデルをもとにスクリューインプラント側面のスレッド構造の凹凸を平滑にした。さらに、インプラント底部の形状は、いくつかの市販されているインプラントに採用されている半球状とした。

5. 応力解析について

FEA には線形解析、非線形解析、静解析、動解析などの解析方法がある。本研究では、インプラントのスレッド構造が周囲骨の応力分布に及ぼす影響を検討するにあたり、インプラントの三次元スレッド形状を再現したインプラントを含む周囲骨全体の比較的大きなモデルを作成し、スクリューおよびシリンダーの両モデルの応力分布を比較しようとした。そのため、最も

基本的かつ一般的な線形静解析を用いることとした。インプラント周囲骨構造を正確に再現するモデルが完成すれば、その後は物性等のパラメータを変更することで同モデルを動解析あるいは非線形解析にも応用することができると考えられる。

FEA で生体における力学的挙動を適切に予測・評価するためには、これまでに述べてきた FE モデルの幾何学的等価性だけでなく、用いるモデルに適切な荷重条件、材料特性、拘束条件さらには界面条件を与えることが重要となる^{34, 35)}。荷重条件については、多くの研究がなされ、様々な報告がなされている^{47, 54-57)}。そこで、Mericske-Stern および Zarb の報告⁴⁷⁾ でインプラント支持の固定性補綴物を装着した患者の第二小臼歯部における最大咬合力は 143 N であるとされていることから、本研究でも荷重条件を 143 N と設定した。荷重方向については、インプラントの長軸方向の垂直荷重と荷重により大きな応力が生じるとされる³⁴⁾ 側方荷重とし、その側方荷重では荷重の影響がより大きくなる⁴⁹⁾ 頬側咬頭内斜面および舌側咬頭内斜面に対して垂直な荷重とした。なお、ここではスクリューモデルとシリンダーモデルで条件を可久的に一致させるために、咬頭傾斜角を 20° と設定した。モデルに与える材料特性に関しては、これまで荷重条件と同様皮質骨あるいは海綿骨における様々な値が報告されている^{29, 30, 35, 58-61)}。しかしながら、これらの値は実際の骨の微小部分での測定から得られておらず、とりわけ海綿骨においては骨梁や骨髄等を一塊とした海綿骨ブロックから算出された値であることから、この値をそのまま皮質骨および海綿骨の材料特性として用いることは適切ではないと考えた。そこで本研究では、超微小硬度計を用いた皮質骨および海綿骨梁における実質的な材料特性を決定した是竹の報告⁴⁸⁾ に基づいて、インプラント周囲骨を皮質骨、海綿骨および内基礎層板の 3 層に分別し、各々にそれぞれの材料特性を与えてモデルに反映させた。拘束条件については、本研究で作成したモデルが下顎骨の一部であったことを考えると、モデルの近遠心端を拘束することが望ましい。しかしながら、拘束点と解析対象となる領域が近接すると、解析領域における力学的挙動に拘束の影響が大きく現れることが予測された。そこで、解析領域に影響を及ぼさない拘束条件について検討した Teixeira の報告⁴⁶⁾ に基づいて、モデルの近遠心端から中央方向の 600 μm の範囲に存在する要素を全て近遠心方向に延長、インプラント近遠心端からモデルの近遠心端までの距離が 4.2 mm 以上となるように調整した後、モデルの近遠心端を完全に拘束した。

得られる解析結果に影響を及ぼす因子については、他にもインプラント-骨界面の界面条件が挙げられ

る^{42, 62, 63)}。例えば、アパタイトコーティングインプラントでは、アパタイト層を介してインプラントと骨とが直接結合しているためすべりや摩擦は生じないが、その結合様式を持たないチタンインプラントでは、骨との間にすべりや摩擦が生じると考えられる。それゆえ、これらの因子を考慮する必要があるとの見解もある⁶²⁾ が、インプラント-骨界面におけるすべりの有無あるいは具体的な摩擦係数については十分明らかではないためモデルに反映させるのは困難である。さらに、これまでの FEA においては、スクリューインプラント-骨界面の界面条件を境界部の節点を完全に共有しインプラントと骨とが完全に“接着”している状態、あるいは、節点を全く共有せずインプラント-骨界面において圧縮力のみ生じる“接触のみ”の状態の 2 種類^{42, 63)} としており、すべりあるいは摩擦を反映したモデルを用いたインプラントに関する FEA は行われていない。また、これら 2 種類のうち後者は臨床的なオッセオインテグレーションの概念とは明らか異なること、さらに、明確ではないインプラント-骨界面の摩擦係数を界面条件としてモデルに反映するのは不適切とみなして、本研究では、従来最も広く用いられている前者の条件を採用した。

6. 応力評価について

これまでの FEA の応力評価には、専ら主応力、剪断応力あるいは von Mises の相当応力などが用いられている。主応力や剪断応力では、それぞれ X 軸、Y 軸および Z 軸方向の 3 つの値が算出され、それぞれが正負の値をもつため応力の方向や圧縮および引っ張りといった力学的特性を判断することができる。一方、von Mises の相当応力は、これら 3 つの軸方向の応力から算出され、対象物の破壊、破折などの指標として有用であると言われている。また、この値は正負のない絶対量であり方向性を考慮する必要がないことから、異なるモデル間での応力の比較には適している。本研究では、スクリューインプラントのスレッド構造が周囲骨の応力分散に及ぼす影響について明らかにしたかったため、スクリューおよびシリンダーの両モデル間での力学的挙動の比較を行うことが容易な von Mises の相当応力を用いた。

II. 研究結果について

1. モデル要素の大きさがモデル形態ならびに応力分布に及ぼす影響について

本研究では、3D-CG⁴³⁾ を基礎情報として一辺 300 μm および一辺 150 μm の立方体要素を用い、スクリューおよびシリンダーインプラントとその周囲骨構造を再現する FE モデルを作成した。これらのスク

リユーモデルにおいて、300 μm モデルではインプラント全体像およびモデル頬舌断像のスレッド形状の凹凸は完全に失われ、その再現は困難であったが、150 μm モデルではインプラント全体像およびモデル頬舌断像の両者でスレッド形状が再現されており、肉眼的にも明確な形状の相違が認められた。これらのことから、スクリユーインプラントの形状の再現には一辺 150 μm 以下の大きさのモデル要素が必要であることが示された。そこで、さらに小さな要素が必要であるか否かを検討するため、予備実験において、3D-CG の基本構成要素である一辺 75 μm の立方体を一要素として作成したモデルと 150 μm モデルの両者で応力分布をみたところ、両者は近似していた。そこで、一辺 150 μm の立方体要素を用いることで十分応力の評価ができるとみなした。一方、シリンダーモデルでは 300 μm および 150 μm モデルの両者でインプラント形状はもとより応力分布も近似していたことから、その形状の再現には一辺 300 μm の立方体要素で十分であると考えた。インプラント周囲骨の形態については、300 μm モデルより 150 μm モデルの方がより 3D-CG に近似していたことから、150 μm の立方体要素でモデルを作成することにより骨構造の詳細な再現が可能となると考えられる。しかしながら、Sato ら⁵²⁾ はすでに 3D-CG により作成したモデルの立方体要素の大きさを一辺 150 μm 以下にしても応力解析の結果に差がないこと、さらに一辺 300 μm の立方体要素を用いたモデルの結果も一辺 150 μm 以下のものと近似していたことなどを報告していることから、インプラント周囲骨構造の再現に一辺 300 μm より小さな要素を用いることは実際的でないと考えた。

以上より、インプラント形状の再現は一辺 150 μm の立方体要素で、また周囲骨構造の再現は一辺 300 μm の立方体要素でそれぞれ十分であったことから、150 μm モデルを用いて応力解析を行うことで、インプラント周囲骨の応力分布を定性的に評価することは可能であることが示された。ところが、インプラント頸部および底部の応力値では 300 μm モデルと 150 μm モデルでその値に相違が認められたことから、応力値を定量的に評価するには 150 μm モデルでは不十分である可能性もある。しかしながら、これまでの有限要素解析に用いられてきたモデルは、インプラントの形状およびその周囲骨構造を再現していないため、本研究で作成したモデルの様にインプラント表面から離れた海綿骨領域に応力集中を認めた報告は見られない³⁹⁻⁴²⁾。その上、応力集中部位や応力分布の傾向あるいは荷重条件と応力値との関係についての報告は様々であり^{17-37, 39-42)}、結果の信頼性が高いとは言えない。また、*in vivo* と FEA の結果の比較はほとんどなされてい

ないものの、骨の廃用性萎縮の防止には 1.6 MPa の応力が必要であると Vaillancourt らは報告している^{64, 65)}。しかしながら、この報告で用いられている FE モデルは従来用いられてきたモデルと同様、インプラント周囲骨構造を反映したものではないため、*in vivo* の結果と応力解析結果から得られた応力値との間に相関が認められるとは言い難い。反面、本研究で作成した FE モデルは、インプラント形状とその周囲骨形態をより正確に再現しており、得られた応力分布および応力値は、従来のモデルから得られた結果よりも信頼性が高いと考えられ、与えた荷重条件と応力値の関係も、荷重と応力値の関係を解明するためのよい指標となり得ると思われる。以上のことから、本研究で作成したモデルはインプラント周囲骨における応力分布の傾向を定性的に評価するために十分有用であり、一方、得られた応力値もその予測の指標として大いに利用すべきものとする。

2. スクリューモデルと対照シリンダーモデルにおける応力分布について

2種類のスクリユーモデルと、それらを基に作成した対照シリンダーモデルを用いて垂直荷重および側方荷重での応力解析を行ったところ、モデル 1 およびモデル 2 における各スクリユーモデルおよび対照シリンダーモデル間で周囲骨の形態が同じ場合、その応力分布に大きな相違は認めなかった。また、周囲骨構造が異なるモデル 1 およびモデル 2 の両者での応力分布が異なっていたことは、Misch²³⁾ や Meyer ら⁵³⁾ の報告にみられるように、インプラント形状の相違だけでなく、インプラント周囲骨形態の相違が周囲骨の力学的挙動に大きく影響するとの見解を支持する。また、モデル 1 およびモデル 2 の両者でそれらの骨構造とは関係なく、側方荷重が垂直荷重よりも大きな応力を生じさせていたことは、Sato らの幾何学解析を用いた報告⁴⁹⁾ と同様であり、フィクスチャーに加わる側方力が周囲骨の応力を大きく増加させるというこれまでの臨床概念を支持している。

一方、従来の骨梁構造を再現していないモデルを用いた大部分の FEA では周囲骨における応力はインプラント表面のみに生じており、インプラントから離れた海綿骨内で応力が生じる報告は見あたらない³⁹⁻⁴²⁾。しかしながら、インプラント周囲骨の骨梁構造を再現した本研究で作成したモデルでは、インプラント表面だけでなく、従来の FEA では報告のないインプラントから離れた海綿骨内の骨梁周囲でも応力集中が認められた。このことは、インプラント周囲骨の応力解析を行う際、本研究で作成したモデルのごとくインプラントの形状の再現はもとより、インプラント周囲骨構造の再現も極めて重要であることを示している。このよう

に本研究で作成したモデルでのインプラント周囲骨の応力集中部位等の力学的挙動は従来の FE モデルのそれと明らかに異なっていた。このことは、本研究で作成したモデルの有用性ととも、従来の研究で主に用いられてきたモデルでの解析結果の解釈には十分な注意を払う必要があることを示している。

一方、モデル 1 およびモデル 2 における各スクリューモデルおよび対照シリンダーモデルの頰側海綿骨部におけるインプラント-骨界面の応力値を比較したところ、全ての荷重条件でスクリューモデルにおけるインプラント-骨界面で生じた応力はシリンダーモデルより応力の大きな部位あるいは小さな部位の局在が認められ、生じた応力値の範囲は広い傾向を示した。そして、その傾向は側方荷重の場合により顕著となっていた。このことは、Rangert らが報告しているように³⁸⁾ スクリューインプラントのスレッド周囲での応力は均等に分散するのではなく、集中する部位が存在することを示している。さらに、インプラント周囲骨における応力分散の観点からは、スレッド形状は必ずしも有効ではなく、スクリューインプラントが生体力学的に有利でない可能性がある。

一方、両モデルのインプラント頸部皮質骨部では、海綿骨部の最大応力よりはるかに大きな応力値が認められたものの、モデル 1 およびモデル 2 における各スクリューおよびシリンダーモデルでは皮質骨頸部に生じる応力値はほぼ同じであったことから、インプラント形状の相違は皮質骨での応力には大きな影響を及ぼさないと考えられる。本研究の結果と従来の FEA によるインプラント頸部に応力集中が生じるとの結果^{39, 40-42)} は、臨床的によくみられるインプラント頸部の骨吸収が同部の過剰な応力集中に起因するとする報告^{5, 7, 66, 67)} とよく対応しているようである。しかしながら、応力集中によるインプラント周囲骨の吸収のメカニズムは未だ十分に明らかにされているとは言えず、適切なリモデリングと応力値の関係も不明である⁶²⁾ ため、頸部の骨吸収をインプラント頸部における応力集中によるものと断定することは困難である。一方、このようなインプラント頸部の骨吸収は、応力が生じないインプラントにおいて見られるとの報告⁶⁸⁾ もあることから、応力と骨のリモデリングについては更に研究が必要であろう。このような *in vivo* の骨反応と応力の相互作用についてはいくつかの報告がなされているが^{4, 6, 66, 67, 69)}、その骨反応と応力値を実際に比較検討したものは数少ない。これらの中で前述のように Vaillancourt らは、皮質骨において *in vivo* における骨のリモデリングと FEA から予測した応力値の比較を行った^{64, 65)} が、用いたモデルが生体を反映していないため、得られた応

力値の信頼性は低くその相互作用が解明されているとは言い難い。この解明には、生体内でのインプラント周囲骨における力学的挙動の正確な把握が不可欠であり、本研究で作成した生体を再現する FE モデルによる解析結果と *in vivo* との対照を行う必要性が強調される。また、本研究の結果より、インプラント形状およびインプラント周囲骨の形態の相違によりその力学的挙動が異なることが示され、FEA と *in vivo* の対照においては、各個体ごとの FE モデルをそれぞれ作成する必要があると考えられる。

3. スクリューインプラント周囲骨における応力挙動について

本研究で作成したスクリューモデルおよび対照シリンダーモデルの応力分布ならびに応力値の比較より、スクリューインプラントとシリンダーインプラントでは周囲骨における応力分布ならびに皮質骨での応力値に関して、インプラントの形状の相違はそれ程大きな影響を及ぼしていないことが明確となった。しかしながら、シリンダーインプラントと比較してスクリューインプラントの方が海綿骨におけるインプラント-骨界面での応力値の変動は大きく、大きな応力を示す部分が認められ、インプラント近接部位においてはスクリューインプラントで応力集中が生じる可能性がある。インプラント治療において、現時点では応力集中をできるだけ避けることは極めて重要であり、本研究の結果からは、シリンダーインプラントと比べてスクリューインプラントが応力集中を生じやすく、応力の面からは不利であることが示唆される。しかしながら、前述のとおり現在までに骨のリモデリングに適切となる応力については十分解明されていない⁶²⁾ ため、スクリューインプラントの応力集中がリモデリングに悪影響を及ぼすものでなければ応力集中も問題とはならないとも思われる。いずれにしても、この点については将来の研究が待たれる。

一方、スクリューインプラントはオッセオインテグレーションを獲得するために重要である埋入直後のインプラントの安定（初期固定）をシリンダーインプラントよりも確実に得やすいとの長所を持っている²⁾ ことから、スクリューインプラントの使用が適切でないとは言えない。例えば、上顎臼歯部などのインプラント埋入に際して皮質骨による支持および初期固定を得にくい部位では、過去の FEA の結果からも皮質骨の欠如によりインプラント底部海綿骨に大きな応力が生じることが報告されている^{41, 70, 71)} ことから、スクリューインプラントが確実な初期固定を得ることができるだけでなく、スレッド部に応力が生じることで、インプラント底部における応力集中を減少させる効果も期待

できることなど、スクリューインプラントの方がシリンドラーインプラントよりも優れると考えられる。これらのことから、応力集中を可久的に防ぐ観点からは、皮質骨支持が確実に得られる部位においてはシリンドラーインプラントを、そうでない部位あるいは皮質骨がほとんど存在しない部位においては、スクリューインプラントの方がインプラント治療の安定した経過には望ましいと考えられる。このことは、部位によるインプラント形状の選択に示唆を与えるものであり、今後、本研究で作成したモデルを用いて部位における応力解析結果を集積していくことにより、さらに臨床的示唆を明確に与えることができよう。

4. 本研究結果の臨床応用について

現代のオッセオインテグレートッドインプラントの治療においては、インプラントの選択、埋入本数、方向、部位、アバットメントの選択および上部構造の設計等は術者に委ねられるものの、これらの選択に関する十分な科学的根拠は得られていない。一方、Miyataら⁴⁾やIsidorら^{6,66)}はインプラント治療の失敗には力学的要因が大きく関与していると報告しており、インプラント周囲の応力挙動を把握することは極めて重要な課題である。本研究で作成したスクリューインプラントのスレッド構造ならびにその周囲骨構造を再現したFEモデルを用いて、応力を解析した結果、周囲骨構造の異なるモデル1およびモデル2において応力分布が異なっていたことから、この新しいFEモデルを用いることでインプラント周囲での応力挙動を正確に把握することが可能になる。このようなモデルを用いて応力解析を行い、データを集積していくことにより、インプラントの埋入本数あるいは埋入部位が周囲骨の応力分布にどのように影響を及ぼすのか、最適なインプラント形態とはどのようなものであるのか、インプラント上部構造の形態がどのように応力分布に影響するのか、また上部構造に負荷される側方荷重がどの程度までであれば安全であるかといった未だ解明されていないインプラント補綴における臨床判断に対する有益な科学的根拠を与えることができよう。また、将来的には、未だ行われていない *in vivo* における実験結果と、本研究で開発した手法を用いて作成した *in vivo* の状態を正確に再現したFEモデルから得られた応力解析結果とを照らし合わせることで、骨のリモデリングと応力の関係の定量的な評価法を確立し、またそれらの相互作用の一端を明らかにすることが可能となることも期待される。

総 括

スクリューインプラントのスレッド構造がインプラ

ント周囲骨における応力分散に及ぼす影響を明らかにすることを目的として、生体から得られたインプラントおよびその周囲骨構造を再現した三次元コンピュータグラフィックスをもとにスクリューインプラント-骨界面を再現した三次元有限要素モデルを開発、さらにこれを用いて作成したスクリューインプラントモデルと対照としてのシリンドラーインプラントモデルにおける応力解析結果を比較検討し、以下の結果を得た。

1. 一辺 150 μm の立方体要素を用いることにより、スクリューインプラントの三次元スレッド構造ならびにその周囲骨構造を再現する三次元有限要素モデルを開発することができた。

2. スクリューインプラントおよびシリンドラーインプラントの周囲骨における応力分布は垂直荷重および側方荷重の両者において近似していた。また、その応力値は両者とも側方荷重で大きくなっていった。

3. スクリューインプラントでは、シリンドラーインプラントと比較してインプラント-骨界面において生じる応力値の変動が大きく、応力集中の部位は局在しており、その傾向は側方荷重においてより顕著であった。

以上のことより、スクリューインプラントの三次元スレッド形状ならびにその周囲骨構造を再現した三次元有限要素モデルを開発でき、同モデルとシリンドラーインプラントモデルを用いた力学的挙動の比較により、スクリューインプラントではスレッド構造は応力分散の観点から必ずしも有効ではなく逆に応力集中を生じることが判明した。また、これらの結果は、従来のスクリューインプラントを用いた応力解析の結果と一部異なるものであり、本研究で作成したインプラントスレッド形状およびその周囲骨構造を再現する新しいFEモデルを用いた解析を進めることで、インプラント周囲の応力を考える上で、さらに有用な知見を提供できる可能性を示唆している。

謝 辞

稿を終えるにあたり、御懇篤なる御指導、御校閲を賜りました広島大学大学院医歯薬総合研究科展開医科学専攻顎口腔頸部医科学講座（歯科補綴学第一）赤川安正教授に深甚なる謝意を表します。また、本論文作成に際し、終始御教示、御指導頂きました本学展開医科学専攻顎口腔頸部医科学講座（歯科補綴学第二）濱田泰三教授ならびに本学展開医科学専攻顎口腔頸部医科学講座（歯科矯正学）丹根一夫教授に深謝致します。さらに本研究遂行上、終始御指導、御助言を頂きました昭和大学歯学部高齢者歯科学教室佐藤裕二教授ならびに本学展開医科学専攻顎口腔頸部医科学講座（歯科補綴学第一）新土井宣晶先生に心より感謝の意を表し

ます。最後に研究を遂行する上で多大なる御協力を頂きました本学展開医科学専攻顎口腔頸部医科学講座(歯科補綴学第一)の方々に感謝致します。

文 献

- 1) Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U. and Thomsen, P.: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur. J. Oral Sci.* **106**, 721-764, 1998.
- 2) Brånemark, P.I.: オッセオインテグレーション入門; ティシューインテグレーション補綴療法 (Brånemark, P.I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. 編). 第1版, クインテッセンス出版, 東京, 11-76, 1990.
- 3) Duyck, J., Ronold, H.J., van Oosterwyck, H., Naert, I., vander Sloten, J. and Ellingsen, J.E.: The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin. Oral Impl. Res.* **12**, 207-218, 2001.
- 4) Miyata, T., Kobayashi, Y., Araki, T., Ohto, T. and Shin, K.: The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **15**, 425-431, 2000.
- 5) Barbier, L. and Schepers, E.: Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **12**, 215-223, 1997.
- 6) Isidor, F.: Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys. *Clin. Oral Impl. Res.* **8**, 255-264, 1997.
- 7) Block, M.S., Gardiner, D., Kent, J.N., Misiak, D.J., Finger, I.M. and Guerra, L.: Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **11**, 626-633, 1996.
- 8) Hoshaw, S.J., Brunski, J.B. and Cochran, G.V.B.: Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **9**, 345-360, 1994.
- 9) Frost, H.M.: Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: An overview for clinicians. *Angle Orthod.* **64**, 175-188, 1994.
- 10) Pilliar, R.M., Deporter, D.A., Watson, P.A. and Valiquette, N.: Dental implant design — Effect on bone remodeling. *J. Biomed. Mater. Res.* **25**, 467-483, 1991.
- 11) Gross, M.D. and Nissan, J.: Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models on varying geometry. Part II. *J. Prosthet. Dent.* **85**, 450-454, 2001.
- 12) Clelland, N.L., Carr, A.B. and Gilat, A.: Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J. Prosthodont.* **5**, 193-200, 1996.
- 13) Akca, K., Cehreli, M.C. and Iplikcioglu, H.: A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int. J. Prosthodont.* **15**, 115-121, 2002.
- 14) Brosh, T., Pilo, R. and Sudai, D.: The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques. *J. Prosthet. Dent.* **79**, 328-334, 1998.
- 15) Ichikawa, T., Kanitani, H., Wigianto, R., Kawamoto, N. and Matsumoto, N.: Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin. Oral Impl. Res.* **8**, 18-22, 1997.
- 16) Tashkandi, E.A., Lang, B.R. and Edge, M.J.: Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J. Prosthet. Dent.* **76**, 158-164, 1996.
- 17) Wang, T.M., Leu, L.J., Wang, J. and Lin, L.D.: Effect of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: A numeric analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **17**, 231-237, 2002.
- 18) Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C., Choi, Y.C., Baik, H.K., Ku, Y. and Kim, M.H.: Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* **29**, 565-574, 2002.
- 19) Akca, K. and Iplikcioglu, H.: Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **16**, 722-730, 2001.
- 20) Vasquez, M., Calao, E., Becerra, F., Ossa, J., Enriquez, C. and Fresneda, E.: Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: A 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* **71**, 247-256, 2001.
- 21) Roychowdhury, A. and Pal, S.: A 3-D FEM analysis of single and multiple screw-root dental implant fixed in a mandible. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* **28**, 405-410, 2000.
- 22) De Tolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R. and Comella, B.: Role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.* **26**, 77-81, 2000.
- 23) Misch, C.E.: Implant design considerations for

- the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 8, 376–386, 1999.
- 24) Hansson, S.: The implant neck: Smooth or provided with retention element. A biomechanical approach. *Clin. Oral Impl. Res.* 10, 394–405, 1999.
 - 25) Young, F.A., Williams, K.R., Draughn, R. and Strohaber, R.: Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated implants using finite element method. *Dent. Mater.* 14, 37–43, 1998.
 - 26) Lai, H., Zhang, F., Zhang, B., Yang, C. and Xue, M.: Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implants. *Chin. J. Dent. Res.* 1, 7–11, 1998.
 - 27) Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. and Miyakawa, O.: Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 13, 82–90, 1998.
 - 28) Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. and Preti, G.: Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 13, 369–376, 1998.
 - 29) Sertgoz, A.: Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont.* 10, 19–27, 1997.
 - 30) Meijer, H.J., Starmans, F.J., Steen, W.H. and Bosman, F.: Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional finite-element study. *J. Oral Rehabil.* 23, 757–763, 1996.
 - 31) Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. and Brantley, W.A.: A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J. Prosthodont.* 4, 95–100, 1995.
 - 32) Lozada, J.L., Abbate, M.F., Pizzarello, F.A. and James, R.A.: Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J. Oral Implantol.* 20, 315–321, 1994.
 - 33) Kregzde, M.: A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 8, 662–673, 1993.
 - 34) Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C. and Felton, D.A.: 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J. Dent.* 25, 485–491, 1997.
 - 35) Meijer, H.J., Starmans, F.J., Steen, W.H. and Bosman, F.: Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J. Oral Rehabil.* 21, 47–56, 1994.
 - 36) Koriotoh, T.W.P. and Versluis, A.: Modeling the mechanical behavior of jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* 8, 90–104, 1997.
 - 37) Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawitter, J.J.: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J. Dent. Res.* 61, 25–29, 1982.
 - 38) Rangert, B.R., Sullivan, R.M. and Jemt, T.M.: Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 12, 360–370, 1997.
 - 39) van Oosterwyck, H., Duyck, J., vander Sloten, J., van der Preec, G., de Cooman, M., Lievens, S., Puers, R. and Naert, I.: The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 9, 407–718, 1998.
 - 40) Rieger, M.R., Adams, W.K. and Kinzel, G.L.: A finite element survey of eleven endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 63, 457–465, 1990.
 - 41) Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. and Gilat, A.: Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J. Prosthodont.* 2, 183–189, 1993.
 - 42) Siegele, D. and Soltesz U.: Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 4, 333–340, 1989.
 - 43) Wadamoto, M., Akagawa, Y., Sato, Y. and Kubo, T.: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: A morphometric evaluation in initial healing. *J. Prosthet. Dent.* 76, 170–175, 1996.
 - 44) Teixeira, E.R.: A three-dimensional finite element analysis of bone around an osseointegrated implant with a newly developed morphology-based mandible model. [Thesis] Hiroshima University School of Dentistry, 1997.
 - 45) 新土井宣晶: インプラント-骨界面構造を再現した新しい三次元有限要素モデルの開発. 広大歯誌 31, 55–71, 1999.
 - 46) Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y. and Shindoi, N.: A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J. Oral Rehabil.* 25, 299–303, 1998.
 - 47) Mericske-Stern, R. and Zarb, G.A.: In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 7, 153–161, 1996.
 - 48) 是竹克紀: インプラント周囲骨の弾性係数を反映した三次元有限要素モデルの開発. 広大歯誌

- 33, 31–46, 2001.
- 49) Sato, Y., Shindoi, N., Hosokawa, R., Tsuga, K. and Akagawa, Y.: Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J. Oral Rehabil.* **27**, 842–845, 2000.
- 50) Guan, L., Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., Akagawa, Y. and Chen, Z.Q.: Three-dimensional bone architecture around submerged commercially pure titanium implant after bone healing in monkey. *广大歯誌* **29**, 108–114, 1997.
- 51) Sahin, S., Akagawa, Y., Wadamoto, M. and Sato, Y.: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II: A morphometric evaluation after three months of loading. *J. Prosthet. Dent.* **76**, 176–180, 1996.
- 52) Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K. and Teixeira, E.R.: The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J. Oral Rehabil.* **26**, 288–291, 1999.
- 53) Meyer, U., Vollmer, D., Runte, C., Bourauel, C. and Joos, U.: Bone loading pattern around implants in average and atrophic dentulous maxillae: A finite-element analysis. *J. Craniomaxillofac. Surg.* **29**, 100–105, 2001.
- 54) Mericske-Stern, R.: Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **13**, 36–43, 1998.
- 55) Gunne, J., Rangert, B., Glantz, P.O. and Svensson, A.: Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: An in vivo study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **12**, 335–341, 1997.
- 56) Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E. and Burgin, W.: Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **10**, 345–353, 1995.
- 57) Lindquist, L.W., Carlsson, G.E., Hedegard, B. and Lundquist, L.W.: Changes in bite force and chewing efficiency after denture treatment in edentulous patients with denture adaptation difficulties. *J. Oral Rehabil.* **13**, 21–29, 1986.
- 58) Strelitzki, R., Nicholson, P.H. and Evans, J.A.: Low-frequency ultrasonic velocity measurements in human calcaneal trabecular bone. *Physiol. Meas.* **18**, 119–127, 1997.
- 59) Holmes, D.C., Haganman, C.R. and Aquilino, S.A.: Deflection of superstructure and stress concentrations in the IMZ implant system. *Int. J. Prosthodont.* **7**, 239–246, 1994.
- 60) Chen, J., Lu, X., Paydar, N., Akay, H.U. and Roberts, W.E.: Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Med. Eng. Phys.* **16**, 53–61, 1994.
- 61) Rho, J.Y., Ashman, R.B. and Turner, C.H.: Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.* **26**, 111–119, 1993.
- 62) Geng, J.P., Tan, K.B. and Liu, G.R.: Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **85**, 585–598, 2001.
- 63) Del Valle, V., Faulkner, G. and Wolfaardt, J.: Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: A numerical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **12**, 200–210, 1997.
- 64) Vaillancourt, H., Pilliar R.M. and McCammond, D.: Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with porous coating: A finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **11**, 351–359, 1996.
- 65) Vaillancourt, H., Pilliar R.M. and McCammond, D.: Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J. Appl. Biomater.* **6**, 267–282, 1995.
- 66) Isidor, F.: Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin. Oral Impl. Res.* **8**, 1–9, 1997.
- 67) McAlarny M.E. and Stavropoulos, D.N.: Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J. Prosthet. Dent.* **83**, 332–343, 2000.
- 68) Wismeijer, D., van Wass, M.A., Mulder, J., Vermeeren J.I. and Kalk, W.: Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI dental implant system. A randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral Impl. Res.* **10**, 297–306, 1999.
- 69) Burr, D.B., Forwood, M.R., Fyhrie, D.P., Martin, R.B., Schaffer, M.B. and Turner, C.H.: Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures. *J. Bone Miner. Res.* **12**, 6–15, 1997.
- 70) Clift, S.E., Fisher, J. and Watson, C.J.: Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: Effect of variations in bone modulus. *Proc. Inst. Mech. Eng.* **206**, 233–241, 1992.
- 71) Lum, L.B.: A biomechanical rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantol.* **17**, 126–131, 1991.