

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

新 土 井 宣 晶

Development of a Three-Dimensional Finite Element Model with *in vivo* Implant-Bone Interface Structure

Nobuaki Shindoi

(平成11年 1月14日受付)

緒 言

オッセオインテグレートドインプラントに加わる咬合負荷はインプラント周囲の骨に伝達され¹⁾、それによって惹起される種々の応力が適切な場合は骨のリモデリングを、過剰な場合では骨吸収をそれぞれ引き起こす²⁻⁹⁾。これらの現象は、オッセオインテグレーションを長期に維持するためにはインプラント周囲の応力を適正な範囲に制御することが必要であり、生体力学的検討がきわめて重要であることを説明している。

現在までにインプラントの生体力学に関する研究は光弾性試験およびびずみゲージによる測定¹⁰⁻¹⁵⁾、あるいは有限要素解析 (FEA)¹⁶⁻³¹⁾ が行われてきた。なかでも FEA は、対象物の内部の力学的挙動を知り、また他の手法と比べて容易に種々の状況を再現できるといった利点を有する³²⁻³⁴⁾ ことから広く用いられている。しかしながら、モデルの幾何学的等価性、物理学的等価性、境界条件などにより結果が左右される^{33,35)} 欠点も指摘され、なかでもモデルの幾何学的等価性は解析結果を大きく左右する可能性がある。従来の大部分の FEA のモデルでは海綿骨領域を均質で柔らかい要素で満たし、さらにインプラントと骨を完全に接触させた生体では起こり得ない状況を設定していることから、得られる結果の臨床的示唆には十分な注意を払う必要があると考えられ、インプラント周囲骨構造を正確に再現したモデルを用いることが強く望まれてい

る。

Cook ら¹⁶⁾ はひとつの要素内に占める骨の割合から海綿骨のヤング率を変化させインプラント周囲の骨構造をモデルに反映させようと試みたが、用いた要素数が 851 と余りに少なく、インプラント周囲の骨構造を精密に再現するには至っていない。インプラント周囲の骨構造を反映するモデルの作成には、インプラント周囲骨構造を再現するための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³⁶⁾ 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 (3D-CG) があり、実際ここではインプラント周囲に形成されている複雑な骨梁構造が示されている。Teixeira³⁷⁾ は、Wadamoto ら³⁶⁾ と同様の手法を用いて 3D-CG を得、それらより約 30000 の 1 辺 300 μm の立方体要素を用いて 1 要素中の骨の体積率とヤング率を比例変化させることで骨梁構造を再現するモデルの作成を試みている。しかしながら、この方法ではモデルは立方体要素で構成されるためにインプラント—骨界面構造を正確に再現しているとはいえない。

本研究では、生体から得られたインプラント周囲骨構造の 3D-CG³⁶⁾ を基礎情報として、インプラント—骨界面構造を正確に再現する三次元有限要素モデルを新たに開発することを目指した。さらにこのモデルを用いた解析により得られた応力分布を従来のモデルによる結果と比較することで、新モデルの有用性を明確にしようとした。

研究方法

I. 新しい有限要素 (FE) モデルの作成とその形態評価

1. モデルの作成

(1) モデル作成の手法

下顎小白歯部に埋入されたアパタイトコーティングインプラント (直径 3.6 mm, 長さ 8.0 mm) を含むニホンザル下顎骨の組織ブロックから, Akagawa ら³⁸⁾の方法により Wadamoto ら³⁶⁾が作成した 3D-CG (図 1) をモデル作成のための基礎情報とした。まず, この 3D-CG を構成する 1 辺 75 μm の立方体 $4 \times 4 \times 4$ 個を 1 組として 1 辺 300 μm の立方体要素に変換した (図 2)。この立方体要素をインプラントあるいは骨を表す要素とするかを判断するため, 300 μm の立方体中に存在するインプラントあるいは骨を表す 75 μm の立方体の個数を算出し, 300 μm の立方体をそれぞれの閾値 Ni および Nb からインプラントあるいは骨を表す要素と決定した。次いで, このようにして作成したモデルを基礎情報の 3D-CG と比較し, モデルの節点を移動させることにより要素を変形させ, このモデル形態を基礎とした 3D-CG に近似させた (図 3)。ここでは, モデルと 3D-CG を重ね合わせ, 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うち 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, 次いで選択した節点を最も近い 3D-CG のインプラントあるいは

骨表面上に存在する頂点の方向に移動させた。この際の要素の大変形による解析精度の低下を防ぐため, 節点の移動距離は 150 μm 未満とした。

(2) 形態評価用モデル

モデルを構成する要素をインプラントあるいは骨と決定するための閾値として, インプラント部分では Ni=24, 28, 32, 36, 40, 44, 48 を, 骨部分では Nb=32, 36, 40, 42, 44, 46, 48, 52, 56 をそれぞれ選び, 合計 16 種類のモデルを作成した。

2. 作成したモデルの形態評価

モデルの形態評価は主観的および客観的な評価により行った。主観的には, 作成したモデルの断面とこれに対応する 3D-CG の断面を視覚的に比較することによってインプラントあるいは骨の形状が再現されているか否かを確認した。また, 客観的な評価は, 作成したモデルの近心 1/3, 近心 1/2, 近心 2/3 にあたる頬舌断面とこれらに対応する 3D-CG の断面とをそれぞれ重ね合わせ, モデルの方が大きい過剰分と小さい不足分を合わせて全体の不一致部分とし (図 4), それらの面積を算出することにより行った。なおこの面積の算出には, 画像解析ソフト (Scion Image Beta2, Scion Corporation, Frederick, Maryland, USA) およびパーソナルコンピュータ (AL20C/Ts model AAF1, 日本電気, 東京) を用いた。

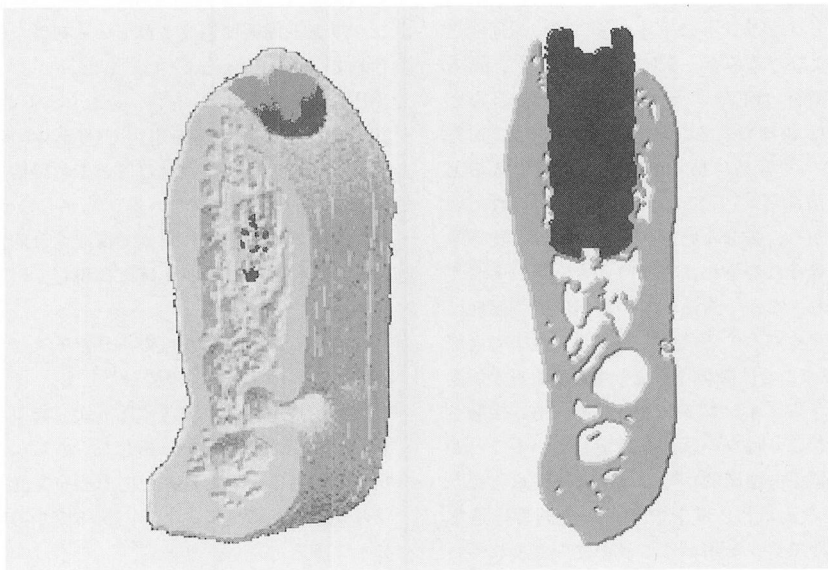


図 1 インプラントおよび周囲骨の 3D-CG.

左: 全体像

右: インプラント中央部における頬舌断像

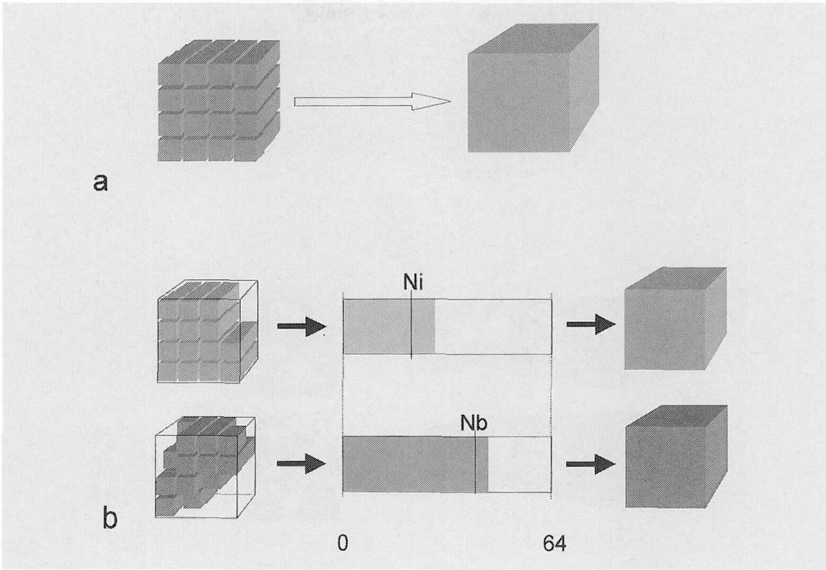


図2 3D-CG から FE モデルを構築する際の要素決定法.

Ni, Nb は要素をインプラントあるいは骨と決定するための閾値.

a : 1 辺 $75 \mu\text{m}$ の立方体 $4 \times 4 \times 4$ 個を 1 組として 1 辺 $300 \mu\text{m}$ の立方体要素に変換する.

b : $75 \mu\text{m}$ の立方体 64 個の内, インプラントが Ni 以上または骨が Nb 以上であれば, その要素をインプラントあるいは骨とする.

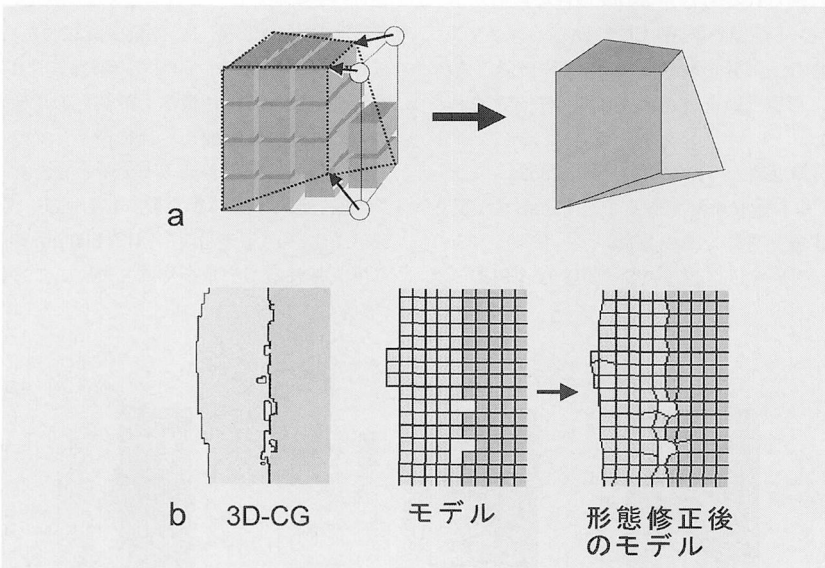


図3 FE モデルを 3D-CG に近似させる形態修正の手法.

a : $300 \mu\text{m}$ の立方体で構成されるモデルの節点のうち, 3D-CG と一致しないものを移動させる.

b : 3D-CG と形態修正を施したモデルの一部.

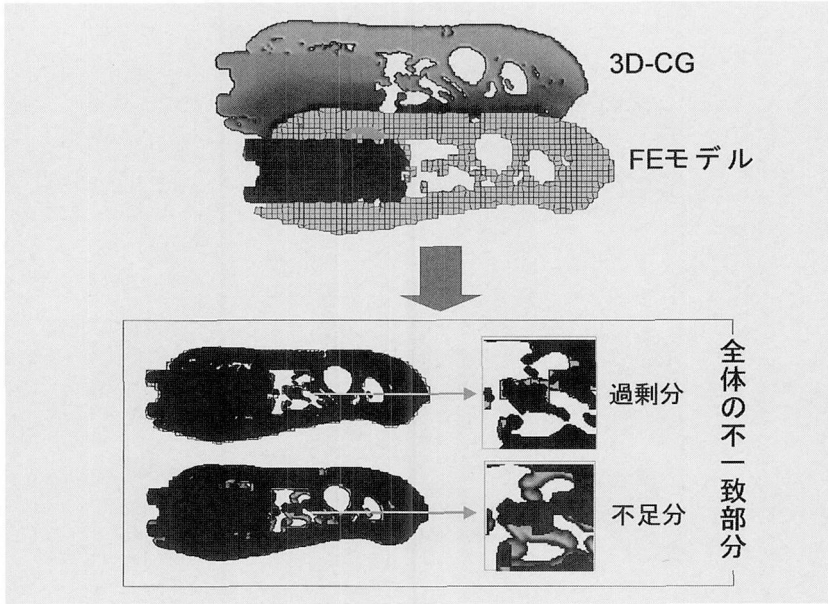


図4 3D-CG と FE モデルの断面の重ね合わせ。

3D-CG と FE モデルの対応する断面を重ね合わせ、FE モデルが 3D-CG より大きい過剰分と小さい不足分をあわせて全体の不一致部分とした。

II. 新しい FE モデルの妥当性の検討

1. 検討用モデルの作成

新モデルから得られる応力分布の妥当性を検討するため、インプラント周囲骨の 3D-CG³⁶⁾ からインプラント—骨界面を含む一部分を取り出し、対照モデル、数値近似モデル、形態近似モデルの 3 種類のモデルを作成した (図 5)。

対照モデル (節点数: 17130, 要素数: 12852): モデルは 3D-CG の基本構成単位である 1 辺 75 μm の立方体を 1 要素とする立方体で構成した。

数値近似モデル (節点数: 498, 要素数: 213):

Teixeira の方法³⁷⁾ によりモデルを作成した。すなわち、3D-CG の 1 辺 75 μm の立方体 64 個から 1 辺 300 μm の立方体を構成、次いで骨を表す要素を 1 要素中の骨体積率により、100%骨 (骨体積率 $\geq 87\%$)、75%骨 (62% \leq 骨体積率 $< 87\%$)、50%骨 (37% \leq 骨体積率 $< 62\%$)、25%骨 (12% \leq 骨体積率 $< 37\%$) の 4 種類に分け、これらの材料特性を変え、複雑なインプラント周囲骨構造を数値的に近似させるモデルとした。

形態近似モデル (節点数: 476~486, 要素数: 190~203): I. の手法を用い、1 辺 300 μm の立方体要素から構成されるモデルを作成した。ここでは、インプラ

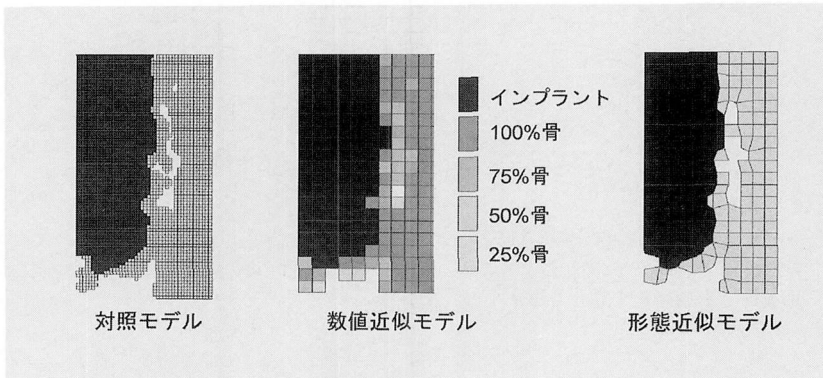


図5 3D-CG の一部を取り出して作成した検討用モデル。

ントおよび骨の両者の閾値の変化が応力分布に及ぼす影響をそれぞれ確認するため、骨部分の閾値を形態評価により最も形状を正確に再現した Nb=44 としながら、インプラント部分の閾値を Ni=24, 28, 32, 36, 48 と各々変化させた5つのモデルを作成、続いてインプラント部分の閾値を形態評価により最も形状を正確に再現した Ni=28 としながら、骨部分の閾値を Nb=36, 40, 44, 48, 52 と変化させた5つのモデルを作成した。

2. 検討用モデルの応力解析

モデルの側面を拘束し、インプラント上面に 12N の垂直荷重を負荷し、また材料特性は表 1 に示したものをを用いた。対照モデルおよび形態近似モデルにおける骨を表す要素のヤング率は従来皮質骨に用いられた値^{18,20,22,25-27,31,39,40}を用い、数値近似モデルの場合では Teixeira の方法³⁷に従い、100%骨には皮質骨に用

いられてきたヤング率^{18,20,22,25-27,31,39,40}を、他の要素ではこれを基準として1要素中の骨体積率に比例したヤング率をそれぞれ用いた³⁷。また、インプラントのヤング率およびポアソン比は全てのモデルで 115 GPa および 0.35 とした^{39,40}。応力解析には汎用構造解析プログラム (COSMOS/M version 1.75a, Structural Research and Analysis Corp., Santa Monica, USA) およびパーソナルコンピュータ (FMV-DESKPOWERTE, 富士通, 東京) を用い、線形静解析を行った。解析結果については von Mises の相当応力の分布を等高線図として示し、また、対照モデルに対する数値近似モデルおよび形態近似モデルのインプラント-骨界面における同応力の平均値の比を、上部 (インプラントの最上部から 1.2 mm まで)、中部 (1.2 mm から 4.0 mm まで)、下部 (4.0 mm から 5.4 mm まで)、全体としてそれぞれ算出した。

表 1 材料特性

モデル	材料	ヤング率 (GPa)	ポアソン比
対照モデル 形態近似モデル	骨	13.7	0.30
数値近似モデル	100%骨	13.7	0.30
	75%骨	10.3	0.30
	50%骨	6.9	0.30
	25%骨	3.4	0.30

Ⅲ. 新しい FE モデルにおける応力解析

1. 応力解析用モデル

応力解析用モデル作成の基礎情報として、インプラント周囲における骨構造が明らかに異なる2種類の3D-CG³⁶、すなわち、頬舌の骨幅が狭くインプラントと皮質骨が近接しており、インプラント周囲に海綿骨梁が比較的少ないもの (タイプ1、図6左) と頬舌の骨幅が広くインプラントと皮質骨の間に海綿骨梁が多く見られるもの (タイプ2、図6右) を選択した。それぞ

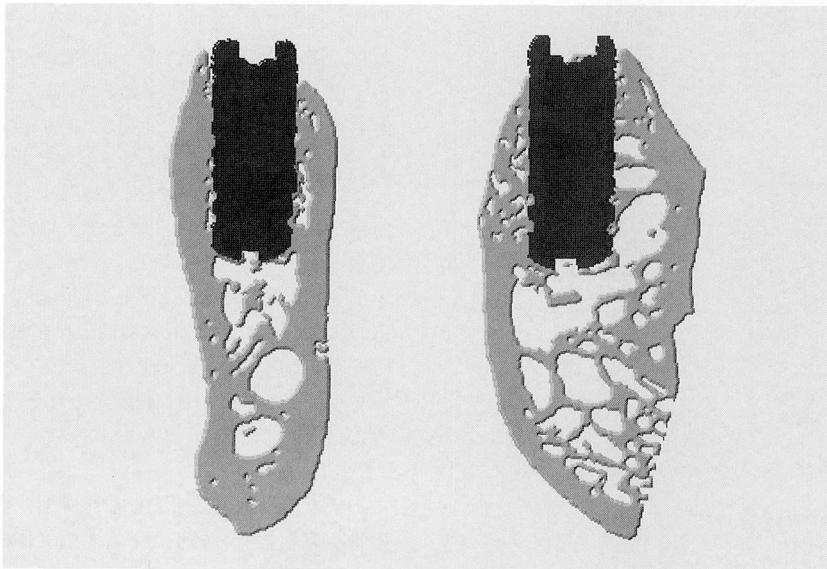


図 6 形態が異なる2タイプの3D-CGのインプラント中央部における頬舌断面。

左：頬舌の骨幅が狭くインプラントと皮質骨が近接しており、インプラント周囲に海綿骨梁が比較的少ないもの (タイプ1)。

右：頬舌の骨幅が広く、インプラントと皮質骨の間に海綿骨梁が多く見られるもの (タイプ2)。

れのデータから、以下に示す対照としての従来型モデルおよび前述の数値近似モデル、形態近似モデルなどの計6種類のFEモデルを作成した。

従来型モデル：3D-CGの1辺75 μm の立方体64個から1辺300 μm の立方体の要素を構成し、75 μm の立方体64個のうちインプラントが32個以上存在すればその要素をインプラント、骨が32個以上存在すればその要素を骨とした。これらの要素を用いてモデルを作成、次いで、海綿骨部分を均質で柔らかい要素で満たし、インプラントが皮質骨あるいは海綿骨と完全に接触するようにした(図7)。このモデルの節点数および要素数はタイプ1では28420および24784、タイプ2では43711および38913であった。

数値近似モデル：Teixeira³⁷⁾の方法によりこのモデルを作成した(図8)。モデルの節点数および要素数はタイプ1では29616および24045、タイプ2では41495および32156であった。

形態近似モデル：「I. 新しいFEモデルの作成とその形態の評価」の「1. (1)モデル作成の手法」において述べた手法を用いて、インプラントおよび周囲骨構造を形態的に再現したモデルを作成した(図9)。すな

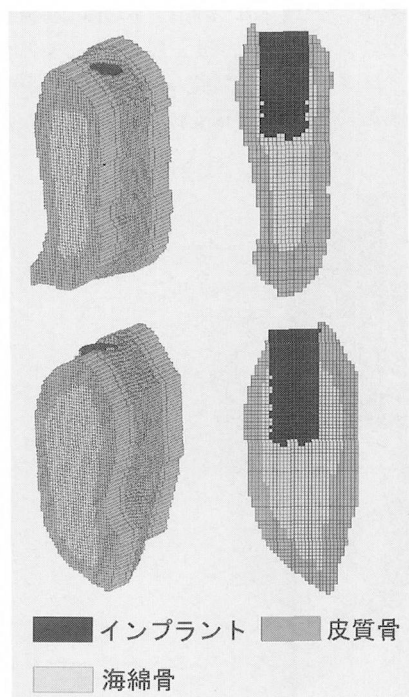


図7 従来型モデル
上段：タイプ1
下段：タイプ2
左：全体像
右：インプラント中央部における頬舌断面

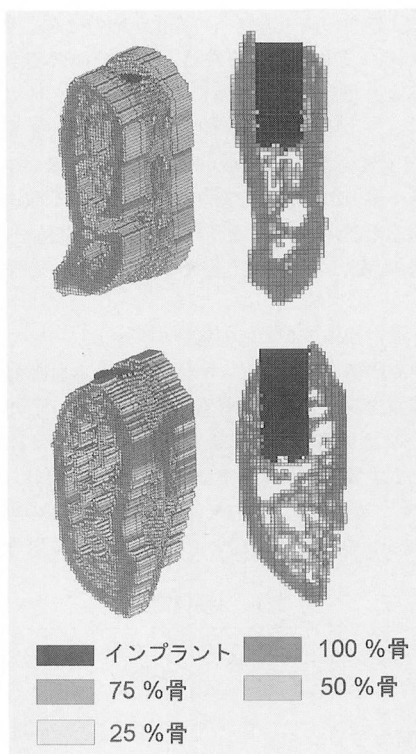


図8 数値近似モデル.
上段：タイプ1
下段：タイプ2
左：全体像
右：インプラント中央部における頬舌断面

わち、3D-CG³⁶⁾を構成する1辺75 μm の立方体64個から1辺300 μm の立方体要素を構成し、それぞれの要素をモデルの形態評価および妥当性の検討から得られたNi=28、Nb=48を用いてインプラントあるいは骨とした。モデルの節点数および要素数はタイプ1では24187および17563、タイプ2では32061および20123であった。

全てのモデルの長さは、モデルの近遠心端から中央方向に向かって600 μm の範囲に存在する要素をすべて近遠心の両方向に延長することで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4.2mmとなるように設定した⁴⁰⁾。

2. 応力解析

モデルの近遠心端を完全に拘束し^{37, 40)}、143N^{40, 41)}の垂直荷重をインプラントの上面全体に負荷した。与えた材料特性については、インプラントのヤング率およびポアソン比を全てのモデルで115 GPa^{39, 40)}および0.35^{39, 40)}とし、骨については従来型モデルでは従来用いられてきたヤング率(皮質骨 13.7 GPa, 海

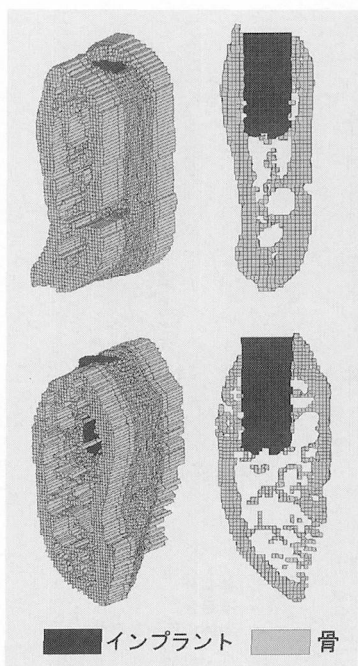


図9 形態近似モデル。
 上段：タイプ1
 下段：タイプ2
 左：全体像
 右：インプラント中央部における頬舌断面

綿骨 1.37 GPa)^{18, 20, 22, 25-27, 31, 40)} およびポアソン比 (0.30)^{18, 20, 22, 25-27, 31, 40)} を、数値近似モデル³⁸⁾ および形態近似モデルでは表1に示した値を用いた。解析

結果については、インプラント中央部における頬舌断面および近遠心断面における von Mises の相当応力の分布を等高線図で示し、また、それぞれの断面におけるインプラント—骨界面での同応力の値を示した。

結 果

I. 新しいFEモデルの形態評価

1. 主観的評価

インプラント部分の閾値を $Ni \leq 40$ とした場合、 Ni が異なるモデル間で形態的な差異は明確ではなかった(図10)が、 $Ni \geq 44$ とした場合には、特にインプラント底部付近で直径が明らかに減少した。

一方、骨部分の閾値を $Nb = 32$ としたモデルでは、インプラント周囲の骨を表す要素が多く、インプラントと骨が100%近い接触となり(図11)、 $Nb = 56$ のモデルでは本来存在するはずの骨梁が再現されておらず、 $40 \leq Nb \leq 48$ の場合には3D-CGとよく近似していた。

2. 客観的評価

新しいモデルを対応する3D-CGの断面と重ね合わせたところ、インプラントおよび骨部分はともに閾値が大きくなるにしたがって過剰分の面積が減少し、不足分の面積は増加した(図12, 13)。インプラント部分では、 $Ni \leq 36$ とした場合に全体の不一致部分の面積がほぼ同じであり、その中でも $Ni = 28$ とした時にその面積が最小となった。骨部分では、 $Nb = 44$ とした場合に全体の不一致部分の面積は最小となったものの、

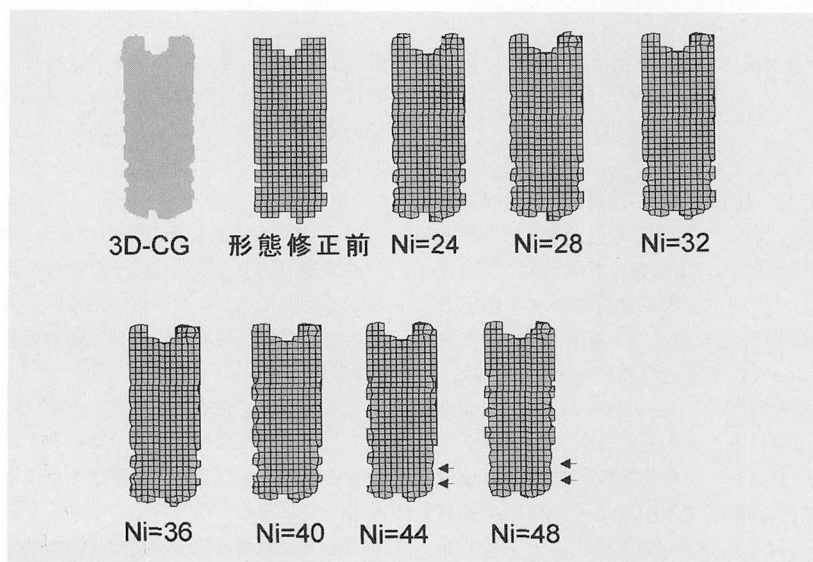


図10 インプラント部分の閾値 Ni を変化させた場合のモデルの頬舌断面。
 $Ni \geq 44$ のとき、インプラントの形状が再現されていない部分(◀)が目立った。

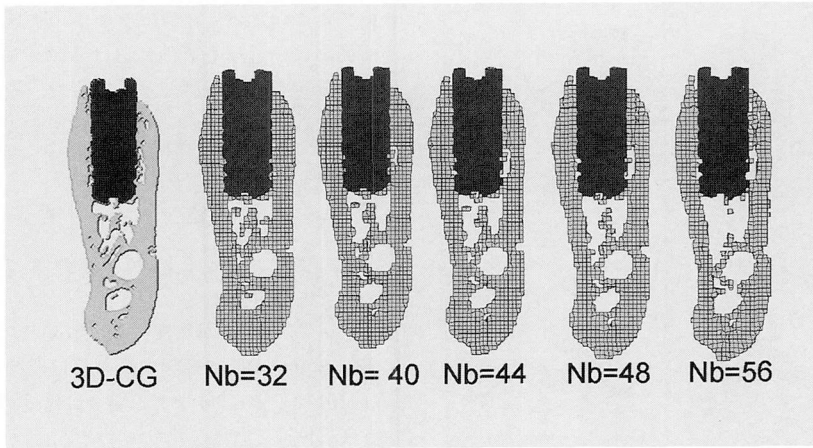


図11 骨部分の閾値 Nb を変化させた場合のモデルの頬舌断像。

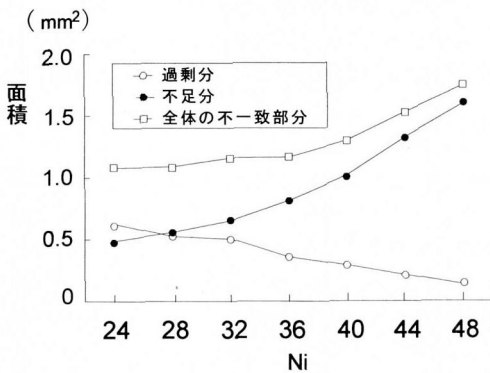


図12 Ni の変化による不一致部分の面積の変化。
Ni: インプラントを表す要素を決定する閾値

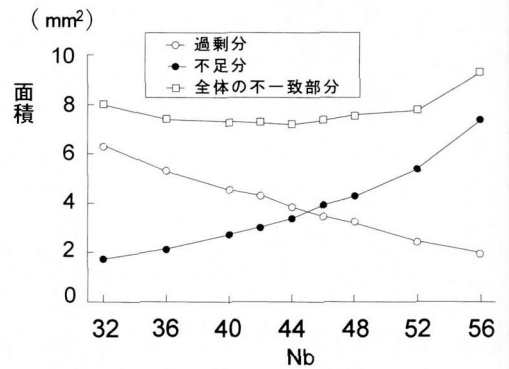


図13 Nb の変化による不一致部分の面積の変化。
Nb: 骨を表す要素を決定する閾値

$36 \leq Nb \leq 52$ とした場合では同面積はほぼ同じであった。

II. 新しい FE モデルの妥当性

各モデルの応力分布を図14および図15に、対照モデルに対する数値近似モデルおよび形態近似モデルのインプラント—骨界面における応力比を図16および図17にそれぞれ示した。すべての形態近似モデルの応力分布は数値近似モデルと比較して、対照モデルのそれによく近似していた。形態近似モデルにおいては、インプラント部分の閾値 Ni は応力分布およびインプラント—骨界面における応力の比にほとんど影響を与えなかった (図14, 16)。一方、骨部分の閾値 Nb はインプラント周囲骨における応力に大きく影響し、 $Nb \leq 44$ とした場合には応力分布が対照モデルと大きく異なり、 $Nb=48$ および $Nb=52$ とした場合にはそれらの応力分布は対照モデルのそれとよく近似していた

(図15)。また、インプラント—骨界面における応力の比は $Nb=48$ とした場合に上部、中部、下部、全体のそれぞれにおいて 1.0 に最も近似した値を示した (図17)。

III. 新しい FE モデルにおける応力解析

従来型モデル、数値近似モデルおよび新しく作成した形態近似モデルにおける応力分布を図18に、また、インプラント—骨界面における応力値を表2にそれぞれ示した。

これらのモデルをインプラント中央での頬舌断面でみたところ、従来型モデルでは、タイプ1およびタイプ2ともにインプラント頸部に大きな応力が集中し、海綿骨には極めて小さな応力しか生じていなかったのに対して、数値近似モデルでは両タイプともにインプラント周囲にほぼ均一に応力が分布していた。これらと異なり、形態近似モデルではタイプ1においてイン

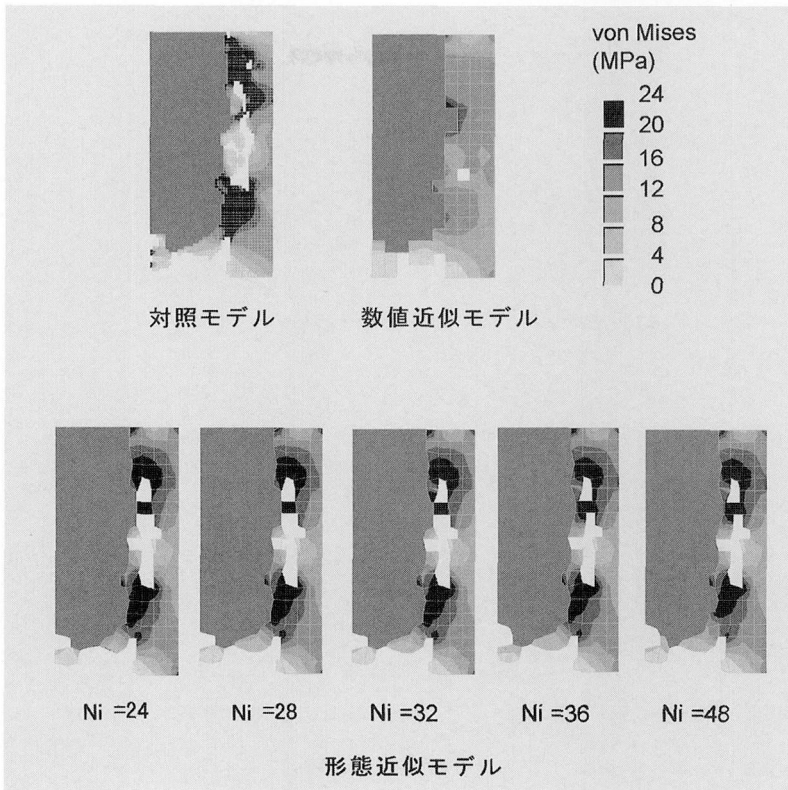


図14 Niの変化による応力分布の変化。
Ni：インプラントを表す要素を決定する閾値

プラント頸部および底部の骨に、また、タイプ2においては頸部および底部さらに骨梁の細い部分などに大きな応力が生じていた。

一方、インプラント中央での近遠心断面でみると、数値近似モデルにおいては他のモデルと比較して生じている応力は小さかったものの、両タイプとも全てのモデルでインプラント頸部に大きな応力が生じていた。

考 察

1. 研究方法について

1. 3D-CGについて

生体におけるインプラント周囲骨構造を正確に反映するモデルを作成するためには、まず *in vivo* におけるインプラント周囲骨構造の三次元的なデータが必要不可欠であり、Wadamotoら³⁶⁾、Sahinら⁴²⁾、Guanら⁴³⁾によるニホンザルを用いた研究結果が引用できる。本研究では、インプラントおよび周囲骨と力学的因子の関わりは上部構造の装着によって始まるため、まず荷重が負荷され始めた時のインプラント周囲骨における

力学的挙動を知る必要があると考えた。そこで、Wadamotoら³⁶⁾による無負荷のアパタイトコーティングインプラント周囲骨構造のデータをモデル作成のための基礎情報とすることにした。また、チタンインプラントとアパタイトコーティングインプラントでは骨との結合において違いがあることから、界面での諸因子を考えなければならない。すなわち、チタンインプラントと骨はその界面で結合していないため、モデルのインプラント—骨界面にすべりや摩擦などの因子を考慮する必要がある。一方、アパタイトコーティングインプラントは骨と直接結合しているため、モデルの界面にチタンのような因子を考慮する必要がない。そこで本研究では、モデル化が比較的容易なアパタイトコーティングインプラントを選択した。また、新しいモデルと従来のモデルとの応力分布の比較をする際に、両モデルで骨構造の違いが応力分布に反映されるか否かを確認する必要があると考えて、骨構造が明らかに異なる2個体から得られた3D-CGを用意した。

2. 3D-CGからモデルを作成するための手法について
モデルの作成法には手動と自動的に作成する2つの

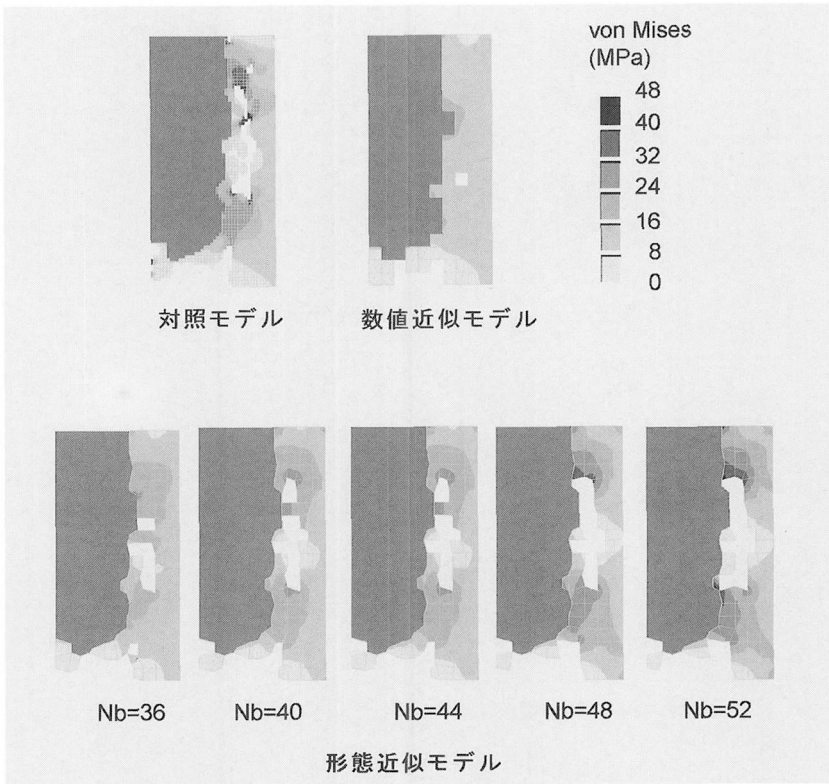


図15 Nb の変化による応力分布の変化.
Nb：骨を表す要素を決定する閾値

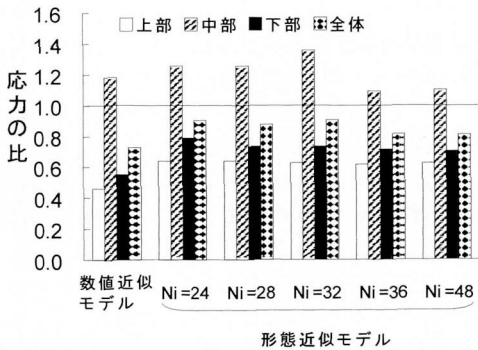


図16 数値近似モデルおよび Ni が異なる形態近似モデルにおける von Mises の相当応力の対照モデルに対する比.

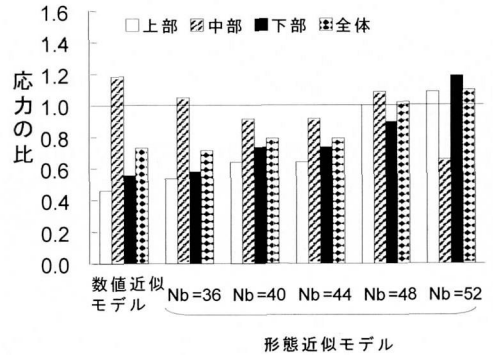


図17 数値近似モデルおよび Nb が異なる形態近似モデルにおける von Mises の相当応力の対照モデルに対する比.

方法がある。手動による方法では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がかかる。一方、自動的に作成する方法ではモデル作成時間の短縮ができるが、同じ大きさ、同じ形状の要素によってのみ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と要素数がきわめて多くなるという欠点を有する。インプラント周囲骨にお

ける応力解析を行っていく上にはいくつかモデルを作成する必要がある、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。そこで本研究では、自動的にモデルを作成する方法を選択し、同方法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。

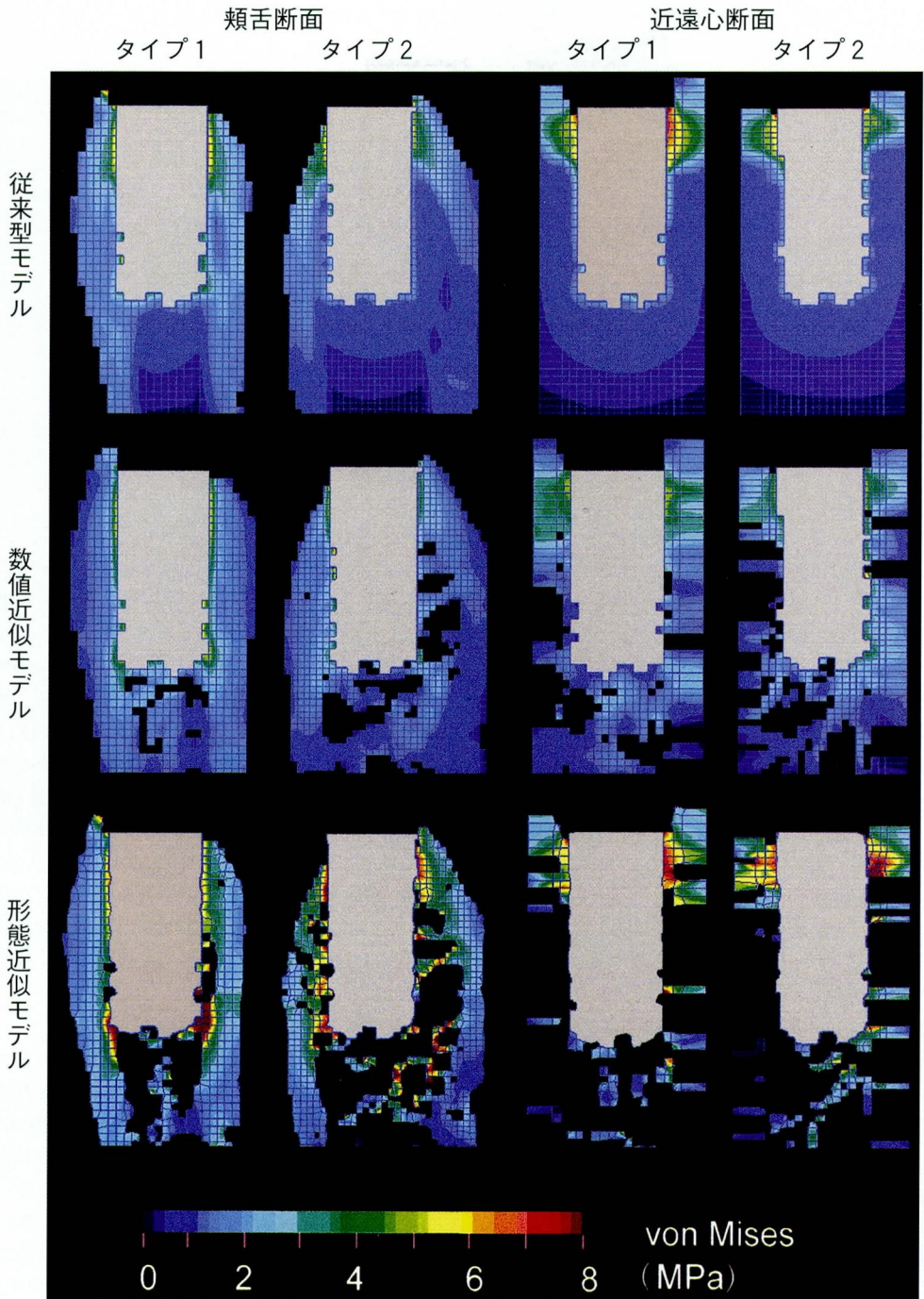


図18 インプラント中央部における頬舌および近遠心断面の応力分布。

FEAにおいて、解析に必要なコンピュータ記憶容量を抑え、解析時間を節約するためにはモデルの規模を適切な大きさにしなければならない。Satoら⁴⁴⁾は3D-CGを基にFEモデルを作成する際の適切なモデルの規模を決定するために、要素の大きさが応力分布に及ぼ

す影響について検討し、1辺150 μm 以下の立方体要素で構成されたモデルにおいては応力分布に差がなく、1辺300 μm の立方体要素で構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ている。そこで、本研究では1辺が300 μm の立方体要素を用い

表2 各モデルにおけるインプラント—骨界面の応力 (von Mises, MPa)

モデル	部位	頬舌断面		近遠心断面	
		タイプ1	タイプ2	タイプ1	タイプ2
従来型モデル	頸部	3.8— 7.8	4.0— 8.7	3.0—10.3	3.4—13.9
	中部	1.0— 4.1	0.7— 3.9	0.6— 3.3	0.9— 3.9
	底部	1.3— 3.8	1.0— 1.7	1.0— 1.8	1.1— 3.5
数値近似モデル	頸部	3.4— 6.3	2.3— 8.6	4.2— 7.8	2.4— 6.4
	中部	2.2— 4.3	1.8— 5.8	1.1— 4.3	0.5— 7.4
	底部	1.4— 5.5	0.9— 4.3	1.4— 4.0	1.2— 4.2
形態近似モデル	頸部	3.8— 7.8	4.5—13.0	3.0— 8.5	5.2—19.8
	中部	3.7— 5.4	3.0—12.8	3.8— 8.2	0.4— 7.9
	底部	6.7—13.7	1.0— 8.1	1.0—10.9	0.8— 8.1

数値はそれぞれの部位における最小値—最大値を示す。

ることとした。

従来型モデルに関しては複雑な骨梁構造を再現する必要がないため、要素を決定する閾値について厳密に設定する必要がなく、64個の立方体のうちその50%である32個以上インプラントあるいは骨が存在すればその要素をインプラントあるいは骨とみなすことにした。

形態近似モデルに関しては300 μm の立方体要素で構築した後、さらに要素を変形させることでモデルの形態を生体から得られた3D-CGに近似させることとした。要素の変形は3D-CGにあわせて節点を移動することで行い、この節点の移動が大きくなると隣接する節点座標の重複や要素の大きな変形を起し、解析精度の低下を生じる可能性が考えられる。本研究では1辺300 μm の立方体要素を基本としており、節点を150 μm 以上移動させると隣接する節点との座標の重複が生じる可能性が考えられたため、節点の移動距離を150 μm 未満に制限した。

3. 新しいFEモデルの形態評価について

FEAの結果はモデルの幾何学的等価性に左右されることはよく知られ^{33,35)}、モデルの形態を評価することは極めて重要である。しかしながら、従来生体との形態的等価性の観点からモデルにおける形状の再現性に関する検討は行われていない。そこで、本研究ではモデルの形態を主観的および客観的に3D-CGと比較することにした。ここでは、主観的評価によりFEモデルの形態が3D-CGにある程度近似していることを確認し、客観的評価によりFEモデルと3D-CGの不一致量を数値的に表すことでモデルの形態を厳密に評価しようとした。

形態近似モデル作成時の閾値に関しては、インプラ

ント部分では比較的単純な形状であることから $\text{Ni}=32$ を基準とし、その前後の値でのモデルの形状を比較した。一方、骨部分はきわめて複雑な構造をしており、 $\text{Nb}=32$ としたモデルでは腔であるべきところが要素で満たされていたため、閾値をさらに大きくし、モデルの形状変化を確認した。閾値の上限および下限に関しては、インプラントの閾値を $\text{Ni}<24$ としてもモデルの形状に大きな違いはなく、 $\text{Ni}>48$ とした場合には、形状がさらに大きく3D-CGと異なると判断されたため、 $24\leq\text{Ni}\leq48$ と設定した。骨の閾値については、 $36\leq\text{Nb}\leq52$ の範囲でモデルと3D-CGの形状がよく近似し、 $\text{Nb}=32$ あるいは $\text{Nb}=56$ では3D-CGと形状が異なり、これ以上値を変化させるとさらに形状が異なることが明らかであったため、 $32\leq\text{Nb}\leq56$ とした。

4. 新しいFEモデルの妥当性

FEモデルの妥当性を確認するには、①モデルが対象物の形状をよく再現している、②得られた応力分布が妥当であるかといった点について検討しなければならない。そこで①については、前述のモデルの形態評価を行うこととし、②については、応力解析を行い、より小さい要素で構成することにより形状を正確に再現したモデルとよく近似した応力分布が得られることを確認することとした。そのため、本研究では300 μm の要素を基本とした形態近似モデルを3D-CGの基本構成単位である1辺75 μm の立方体を1要素とする対照モデルと比較したが、その際、3D-CG全体を1辺75 μm の要素を用いてモデル化すると解析の規模が非常に大きくなり、現在ではその解析が不可能に近いので、3D-CGの一部を用いた。

5. 応力解析について

FEAには静解析、動解析、線形解析、非線形解析といった手法があるが、本研究は生体のインプラント周囲骨構造を再現するFEモデルを開発することを目的としたので、最も基本的かつ一般的な線形静解析を採用した。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え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できる。

FEAで生体における力学的挙動を再現するためには、そのモデルに適正な荷重条件、拘束条件および材料特性などを与えなければならない。荷重条件については、インプラントに負荷される咬合荷重が多く研究され、さまざまな結果が示されている⁴⁵⁻⁵²⁾が、本研究で作成したモデルは小臼歯部のものであり、インプラント支持の固定式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平均143Nと報告されている⁴⁾ことから、ここでは143Nの荷重とした。ただし、モデルの妥当性の検討では3D-CGの一部から作成したモデルを用いたので、与える荷重も143Nの一部とした。この荷重の大きさは、本研究で用いた線形静解析では応力分布のパターンに影響しないため、特に問題とはならないと考えた。荷重方向については、本研究の目的が荷重条件の違いによる影響ではなくモデル間での応力分布の違いをみることにあったため、インプラント長軸に平行な垂直荷重とした。拘束条件に関しては、本研究に用いたモデルが下顎骨の一部である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が、拘束点と解析対象領域が近接すると同領域における応力分布に拘束による影響が大きく現れることが懸念されたので、関心領域の応力分布に影響を与えない拘束条件について検討したTeixeira⁴⁰⁾の報告を基に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を4.2 mm以上とし、モデルの近遠心端を拘束した。材料特性に関しては、従来型モデル、数値近似モデル、形態近似モデルの皮質骨では過去の文献から引用した値^{18, 20, 22, 25-27, 31, 39, 40)}を用いたが、海綿骨のヤング率の場合は従来^{18, 20, 22, 25-27, 31, 40)}は骨梁や骨髄等を一塊としたときの値であり、これを形態近似モデルの海綿骨梁のヤング率として用いることは適切でないと考えた。また、海綿骨梁のヤング率を求めた研究では⁵³⁻⁵⁸⁾その値は0.25~14.8 GPaと広い範囲でばらついており、本研究に先立つ予備実験にて海綿骨梁のヤング率を変化させて応力解析を行ったところ、海綿骨梁のヤング率を皮質骨の3/10以上とした場合に応力分布がほぼ同じであったため、本研究においては海綿骨梁のヤング率は皮質骨と同じ値とした。

6. 応力の評価について

FEAにおいて応力の表示には、従来よりその指標として主応力、せん断応力、von Misesの相当応力がよく用いられている。主応力やせん断応力は三次元の解析ではそれぞれ3つずつ値が算出され、また、応力の方向や圧縮および引張りといった応力特性を知ることができる。一方、3つの軸方向の応力および3つのせん断応力から算出されるvon Misesの相当応力は対象物の破壊、破折などの指標として有用であり、また同応力は正負のない絶対量であり、方向性を考える必要がないことから異なるモデルでの応力の比較に適している。本研究では、新しいモデルの妥当性を確認し、従来のモデルと新しいモデルの違いを明らかにするためにモデル間で応力分布を比較しなければならなかったため、von Misesの相当応力を用いることが適当であると考えた。

II. 結果について

1. 新しいFEモデルについて

形態評価の結果から得られたインプラントおよび骨の閾値であるNi=28、Nb=44を用いて3D-CGからモデルを作成、形態修正を行ったところ、3D-CGと形態的によく近似する新しいモデルを構築することができた。また、新しい手法により3D-CGの一部から作成したモデルにおいてNiを変えても応力分布に影響は少ないことも判明した。Nbに関しては、形態と応力分布とで最適と思われる値が異なっていたが、形態評価においてNb=44としたモデルとNb=48としたモデルとに大きな相違はなかった。したがって、本研究においてNi=28、Nb=48として新モデルを作成したことは適切であるといえる。インプラントと骨とで最適な閾値は異なっていたが、これは用いたインプラントの形状が比較的単純な充実性の円柱であること、骨は骨内部に骨髄や血管腔を有する複雑な三次元形状となっていることなどが原因と考えられる。本研究でのモデル作成法は、境界上の節点を移動することでモデルの形態を3D-CGに近似させる方法をとったが、そこでは前提として形態修正以前にモデルと3D-CGの形態がある程度近似していなければならない。つまり、骨の閾値を低く設定しすぎると、本来骨髄あるいは血管腔であるところが骨を表す要素で満たされ、形態修正によってこれらの腔を作り出すことができなくなる。一方、インプラントで閾値を高く設定すると、FEモデルのインプラントが実際のサイズより小さくなり、形態修正時に外側への節点の移動が必要となることから、少ない要素でインプラントを再現しなければならず、形状の再現性の点では劣る。一方、閾値を低く設定し

た場合は、モデルサイズが実際より大きくなり、内側への節点移動が必要となり、高く閾値を設定した場合は逆に多くの要素でインプラントを再現でき、正確な形状を得ることができる。

新モデルの妥当性を検討するため、3D-CGを基にインプラント—骨界面の形状を最も正確に再現できる75 μm の要素を用いて作成した対照モデルおよびTeixeira³⁷⁾の方法による数値近似モデルと新しい手法で作成した形態近似モデルとを比較した。その結果、従来のFEモデルの中ではインプラント周囲骨構造を最も正確に再現したモデルである数値近似モデルと比較して、形態近似モデルにおいて対照モデルによく近似した応力分布を得た。このことは、新モデルが生体から得られた3D-CGをよく再現していること、また、本手法によりモデルを作成することが妥当であることなどを示しているものと考えられる。

2. 新モデルにおける応力解析

応力分布をみると、従来型モデルにおいては頬舌断面、近遠心断面に関わらずインプラント頸部での応力が他の部位のそれよりもきわめて大きくなっており、これは過去のインプラント周囲骨におけるFEAの結果^{25, 27, 59)}とよく一致した。これらの研究^{25, 27, 59)}ではインプラント頸部の皮質骨に応力が集中する理由として皮質骨と海綿骨の堅さ（ヤング率）の違いが挙げられている。一方、数値近似モデルおよび形態近似モデルでは頬舌断面と近遠心断面とで応力分布が異なっていた。この違いは従来型モデルでは海綿骨の骨梁構造を無視していること、数値近似モデルおよび形態近似モデルでは骨梁構造をある程度再現していることなどに起因していると考えられる。

数値近似モデルの頬舌断面においてはTeixeiraの結果³⁷⁾と同様にインプラント周囲にはほぼ均等に応力が分布し、形態近似モデルと比較して応力が小さくなった。その原因として次の2つ可能性が挙げられる。1つは、300 μm の立方体から構成されている数値近似モデルが生体のインプラント周囲骨構造を再現していないことであり、2つめは数値近似モデルでは骨を4段階の要素で数値的に再現したために要素数が多くなった結果、本来腔をなすべき部分をも要素で満たしたことである。

形態近似モデルにおいては、インプラント頸部、底部および骨梁の細い部分に大きな応力が生じていた。インプラント頸部および底部には他の部分と比較して多くの骨が結合していることから、他の部位より同部で負荷された荷重の大部分は支えられると考えられる。また、骨梁の細い部分は明らかにその断面積は小さく、単位面積あたりの荷重は大きくなる。もとより、線形静解析では応力の大きさは負荷される荷重に比例し、

断面積に反比例することが知られており、大きな応力が生じたインプラント頸部、底部および骨梁の細い部分での結果は、容易に理解できる。

従来型モデルおよび数値近似モデルでは骨構造が明らかに異なるタイプ1とタイプ2において応力分布に大きな違いは認められなかったが、形態近似モデルではその違いは顕著であったことは、従来型モデルおよび数値近似モデルでは基礎とした3D-CGを正確に再現できていないことを示している。

従来のFEAによるインプラント頸部皮質骨に応力集中が生じるという結果は、臨床的によくみられるインプラント頸部の骨吸収の原因を同部の過剰な負荷に求める報告^{5, 8, 9)}とよく対応しているようにみえる。しかしながら、インプラント周囲骨の吸収のメカニズムは明らかにされていないことから、頸部での骨吸収をインプラント頸部の皮質骨における応力集中によるものとみなすのは困難である。また、従来のモデルは海綿骨領域を単純化して皮質骨の1/10程度のヤング率を海綿骨に設定していることから、インプラント頸部皮質骨に応力が集中することは十分予測される。さらに、本研究で新たに作成した対象物を正確に再現するモデルと従来用いられた海綿骨構造を単純化したモデルにおける応力分布の相違は、単純化したモデルを用いることでは実際の状況をシミュレートできない可能性を示唆するものであり、従来のFEモデルにおける解析結果の解釈に十分な注意が必要であることを示している。今後、本研究で開発した新モデルを用いることで、従来明らかではなかったインプラント周囲骨、特に海綿骨領域における力学的挙動を明らかにすることができると考えられる。

総 括

生体から得られたインプラント周囲骨構造の三次元データを基にインプラント—骨界面構造を正確に再現する三次元有限要素モデルを開発することを目指して、新しいモデル作成法を考案し、同手法によるモデルの形態評価、妥当性の検討および新モデルと従来用いられてきたモデルとの応力分布の比較を行い、以下の結果を得た。

1. 新しい手法を用いることで、インプラント—骨界面構造をよく再現したインプラント周囲骨の三次元有限要素モデルを作成することができた。
2. 本手法で作成した300 μm の要素を基本とする形態近似モデルにおける応力分布は、75 μm の要素を用いて形態を精密に再現した対照モデルの結果とよく近似した。
3. 垂直荷重を負荷した従来型モデルではインプラ

ント頸部に応力が集中し、数値近似モデルではインプラント周囲にほぼ均等に応力がみられ、一方の新しい手法による形態近似モデルではインプラント頸部、底部および骨梁の細い部分に大きな応力が分布した。また、従来型モデルおよび数値近似モデルでは骨構造の異なるタイプ1とタイプ2の比較では、両者の相違は少なく、形態近似モデルでは明らかに異なっていた。

以上のことから、本研究で考案した新しい手法を用いることにより生体のインプラント—骨界面構造を再現する新しい三次元有限要素モデルが開発できることが示され、また同モデルと従来用いられてきたモデルとでは応力分布に明らかな違いが見られることが判明した。これらのことは従来のモデルにおける応力解析の結果に注意深い解釈が必要であることを示唆している。

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歯学部歯科補綴学第一講座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歯科補綴学第二講座濱田泰三教授ならびに本学歯科矯正学講座丹根一夫教授に深謝いたします。さらに本研究遂行上、終始御指導、御助言を頂きました本学歯科補綴学第一講座佐藤裕二助教授、和田本昌良講師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歯科補綴学第一講座の方々に感謝いたします。

文 献

- 1) Branemark, 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 (Branemark, 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.
- 2) 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.
- 3) Lavelle, C.L.B.: Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **8**, 179-185, 1993.
- 4) Frost, H.M.: Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* **64**, 175-188, 1994.
- 5) Hoshaw, S.J., Brunski, J.B. and Cochran, G.V.B.: Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **9**, 345-360, 1994.
- 6) Block, M.S., Gardiner, D., Kent, J.N., Misiek, 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.
- 7) 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.
- 8) 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.
- 9) 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.
- 10) Assif, D., Marshak, B. and Horowitz, A.: Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.* **75**, 285-291, 1996.
- 11) 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.
- 12) 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.
- 13) Ichikawa, T., Kanitani, H., Wigiato, 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.
- 14) Brosh, T., Pilo, R., 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) Hellden, L.B. and Derand, T.: Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **13**, 190-196, 1998.
- 16) 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.
- 17) Cook, S.D., Klawitter, J.J. and Weinstein, A.M.: A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J. Dent. Res.* **61**, 1006-1009, 1982.
- 18) Borchers, L. and Reichart, P.: Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.* **62**, 155-159, 1983.

- 19) 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.
- 20) 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.
- 21) 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.
- 22) van Zyl, P.P., Grundling, N.L., Jooste, C.H. and Terblanche, E.: Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 10, 51–57, 1995.
- 23) Benzing, U.R., Gall, H. and Weber, H.: Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 10, 188–198, 1995.
- 24) 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.
- 25) 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.
- 26) Sertgoz, A. and Guvener, S.: Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J. Prosthet. Dent.* 76, 165–169, 1996.
- 27) Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C. and Felton, D.A.: Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J. Prosthet. Dent.* 76, 633–640, 1996.
- 28) 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.
- 29) Williams, K.R. and Williams, A.D.: Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis. *Biomaterials* 18, 715–719, 1997.
- 30) 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.
- 31) 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.
- 32) 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.
- 33) Korioth, 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.
- 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., Bosman, F. and Steen, W.H.: A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J. Oral Rehabil.* 20, 147–157, 1993.
- 36) 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.
- 37) 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.
- 38) Akagawa, Y., Wadamoto, M., Sato, Y. and Tsuru, H.: Three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study. *J. Prosthet. Dent.* 68, 813–816, 1992.
- 39) 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.
- 40) 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.
- 41) 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.
- 42) 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.
- 43) Guan, L., Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., Akagawa, Y. and Chen, Z.Q.: Three-dimensional bone architecture around submerged commer-

- cially pure titanium implant after bone healing in monkey. 広大歯誌 29, 108-114, 1997.
- 44) 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.* in press.
 - 45) Lindquist, L.W., Carlsson, G.E. and Hedegard, B.: Changes in bite force and chewing efficiency after denture treatment in edentulous patients with denture adaptation difficulties. *J. Oral Rehabil.* 13, 21-29, 1986.
 - 46) Mericske-Stern, R., Geering, A.H., Burgin, W.B. and Graf, H.: Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 7, 185-194, 1992.
 - 47) Mericske-Stern, R., Hofmann, J., Wedig, A. and Geering, A.H.: In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study, Part 1. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 8, 641-649, 1993.
 - 48) 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.
 - 49) Richiter, E.J.: In vivo vertical forces on implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 10, 99-108, 1995.
 - 50) Mericske-Stern, R., Piotti, M. and Sirtes, G.: 3-D *in vivo* force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin. Oral Impl. Res.* 7, 387-396, 1996.
 - 51) 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.
 - 52) 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.
 - 53) Ashman, R.B. and Rho, J.Y.: Elastic modulus of trabecular bone material. *J. Biomech.* 21, 177-181, 1988.
 - 54) Williams, J.L. and Johnson, W.J.: Elastic constants of composites formed from PMMA bone cement and anisotropic bovine tibial cancellous bone. *J. Biomech.* 22, 673-682, 1989.
 - 55) 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.
 - 56) Dalstra, M., Huiskes, R., Odgaard, A. and van Erning, L.: Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *J. Biomech.* 26, 523-535, 1993.
 - 57) Rho, J.Y., Tsui, T.Y. and Pharr, G.M.: Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* 18, 1325-1330, 1997.
 - 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., Grigsby, W.R., Goel, V.K. and Keller, J.C.: Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 7, 450-458, 1992.