＜原　著＞

顎骨の力学特性の不均質性を考慮した有限要素解析による口腔インプラント埋入方向の検討

大塩　雅人[1)]　山川　優樹[1)]　重光　竜二[2)]
水戸　武彦[2)]　佐々木啓一[2)]

Study of Alignments of Dental Implants by FEM Analysis Considering Heterogeneity of Mandibular Bone

OSHIO Masato[1)], YAMAKAWA Yuki[1)], SHIGEMITSU Ryuji[2)],
MITO Takehiko[2)] and SASAKI Keiichi[2)]

The distribution of stress in the jawbone during mastication is highlighted in this paper as an important index of the mechanical performance of dental implants. The objective of this paper is twofold. The first objective was to demonstrate the importance of considering the heterogeneity (spatial distribution) of the mechanical properties of jawbone in stress analysis. Next, the influence of the alignments of the implants on the peri-implant bone stress was examined using a finite element method (FEM) and numerical analysis model which reproduced the heterogeneity of the jawbone based on the spatial distribution of the bone density measured as CT data.

For the former objective, numerical analyses of a finite element model of the mandible of a patient were conducted. Using CT data of this patient and taking into account the non-uniformity (spatial distribution) of bone density, we reproduced a patient-specific geometry and mechanical properties of the jawbone. *In-vivo* three-dimensional loads measured by instruments attached to the implants were used in the numerical analyses. As for the material properties of jawbone, we employed two models : a multi-value model that considers the inhomogeneity and spatial variability of mechanical properties of the bone, and a binary model with two discrete mechanical properties for cortical bone and cancellous bone. In the numerical analyses, a large difference in the stress distributions was observed between these two models. This demonstrates the insufficiency of the over-simplified binary model and the validity of the multi-value model that is closer to reality.

The effects of the alignments of the implants were analyzed against the maximal voluntary clenching (MVC) load measured in the patient. As a result, peri-implant bone stress was found to be greatly reduced when the alignments of the implants were changed to match the direction of MVC load. It is suggested that such alignments are optimal. As more realistic loads, the loads measured while chewing peanuts were used for implants aligned in such optimal directions. For those loads, stress reduction was observed, especially when the loads had

[1)]東北大学大学院工学研究科土木工学専攻
[2)]東北大学大学院歯学研究科口腔システム補綴学分野
[1)]Tohoku University Graduate School of Engineering, Department of Civil and Environmental Engineering
[2)]Tohoku University Graduate School of Dentistry, Division of Advanced Prosthetic Dentistry
平成 25 年 1 月 30 日受付

large magnitudes.

Thus, we demonstrated the importance of accurate modeling of bone material properties and the alignments of implants in terms of the distribution of peri-implant bone stress.

Key words : *finite element analysis, In-vivo measured masticating load, maximal voluntary clenching* (*MVC*)

緒　言

近年，欠損歯科補綴における歯科インプラントの適用症例は急速に増加しており，多くの良好な臨床経過が報告されている．しかし，インプラント治療においては，患者により顎骨の形状や骨密度などの条件が異なるため，予知性の高い治療結果を得るには，適切な治療計画を立てることが重要である．

力学的因子のコントロールは，インプラントの長期経過と維持安定に大きな影響を与えるといわれている．例えば，経過不良によりインプラントを除去しなければならないケースにおいては，インプラント周囲骨の吸収による硬組織・軟組織の消失が顕著にみられており，その要因として，細菌による感染とともに，インプラントに対する過荷重がインプラント頸部の骨結合の喪失をもたらしているとの報告[1,2]もある．また，インプラント周囲骨における骨の恒常性に関して，顎骨内の応力が大きな影響を及ぼすことも知られている．以上より，インプラントの維持安定に対して力学的因子は大きく影響を及ぼすため，インプラント周囲骨の応力状態を把握することは重要となっている．

しかし，骨内部の発生応力を直接測定[3]することは容易ではなく，歪ゲージ[4,5]や光弾性効果[5~8]を用いた計測による模型実験が行われることが多い．これに対して，Yoda *et al.*[9]，Kawata *et al.*[10]，Kawaguchi *et al.*[11]は広い測定域と高速応答性を有する荷重センサーを用い，実際の咬合や咀嚼でインプラントに作用する荷重の三次元成分を，口腔内でリアルタイムに計測することに成功している．

一方，実測が困難な顎骨内の応力状態を非侵襲的に評価できる方法として有限要素法（FEM）による数値解析の活用が試みられており，各種因子の影響評価[12~16]が行われている．骨形状や骨密度は患者の個体差が大きく，有限要素解析を行う際には，個々の特徴を反映したモデルを用いることが重要である．患者の特徴を反映した有限要素解析モデルを簡便かつ正確に作成するために有効な方法として，エックス線CT断層画像を用いる手法[17~21]が最も広く用いられている．山川ら[22]は，CT画像から下顎骨の有限要素解析モデルを作成することに成功しており，このモデルに文献10）で計測された最大咬みしめ時の荷重を作用させた解析を行っている．この解析では，荷重方向とインプラント埋入方向を一致させることにより，インプラント周辺骨で発生する応力が低減することが確認されている．さらに，簡易顎骨モデルを用いてさまざまな荷重方向について解析を行い，荷重方向とインプラント埋入方向を一致させたときに，インプラント周辺骨に発生する応力が最も小さくなることも確認している．

著者らのこれまでの研究[10,22,23]より，インプラント支台オーバーデンチャーを有した患者の下顎骨のCTデータに基づく顎骨形状，そして生体内実測荷重に基づく咬合力を反映した有限要素解析が実現されている．しかし，これらの研究では，海綿骨と皮質骨の二層構造に簡略化した解析モデル（二値化モデル）を用いて発生応力の評価を行っており，顎骨内における骨密度分布の不均質性が考慮されていない．前述のように，顎骨内の応力状態を有限要素解析により正確に評価するためには，個体差を忠実に反映した骨の力学特性を入力情報として用いるべきである．

そこで本研究では，被験者のCTデータをもとに顎骨内の骨密度分布を忠実に再現した解析モデル（多値化モデル）を用いて解析を行い，従来の二値化モデルによる解析結果と比較した．さらに，患者の顎骨内の骨密度分布を正確に反映した多値化モデルを用いて，インプラント埋入方向の変更による応力低減効果の検討を行った．

方　法

1.　有限要素解析モデルの作成

本研究では，文献 10），11）で荷重の計測対象とされた被験者顎骨の CT 画像（512×512 ピクセル）を用いて，患者固有の顎骨形状および骨密度分布の特徴を反映した下顎骨モデルを作成した．なお，CT データならびに作用荷重計測データの本研究における使用については，被験者に説明を行った上で許諾を受けており，研究実施機関（東北大学大学院歯学研究科）の倫理委員会による審査・承認を受けている．

骨強度評価ソフトウェア MECHANICAL FINDER（計算力学研究センター，東京）を用いて，患者の CT 画像群から二次元表層データを作成し，これを重ね合わせることで下顎骨の三次元幾何形状モデルを作成した．なお，使用した CT 画像は 30 枚であり，断層間隔寸法は 1.0 mm である．インプラントの有限要素モデルは，三次元 CAD ソフトウェア Solid-Works（Solid Works Japan K. K., 東京）を用いて作成した．インプラントは，被験者に埋入されているものと同じ MkⅢRP 型（ノーベル・バイオケア・ジャパン社，東京）の規格に従い，直径 3.75 mm，長さ 13.0 mm とした．文献 10），11）の荷重計測では直径 4.0 mm，高さ 3.0 mm のセンサー設置用ジグがインプラント上部に設置されており，これも有限要素モデルに含めた．MECHANICAL FINDER を用いて顎骨とインプラントのモデルを合成して全体モデルを作成し，4 節点四面体要素による有限要素メッシュを作成した．なお，メッシュサイズは 1〜3 mm の範囲として，インプラントと骨の境界面はオッセオインテグレーションを模し完全固着とした．拘束条件は，頭蓋骨と顎骨の連結部分で固定することを想定し，モデル最上面の下顎枝後方の領域で完全拘束した．

本研究では，下顎骨にインプラント 4 本を埋入した被験者モデルを作成した（図 1）．図 1 のように各インプラントをそれぞれ Imp-1，Imp-2，Imp-3，Imp-4 と定義する．この被験者の下顎骨は，左側の顎堤吸収が大きい点が特徴である．Imp-4 は顎骨吸収部付近に埋入されているため，もっとも埋入条件が厳しいと考えられる．そこで，本解析では，Imp-4 周辺の発生応力に着目して検討することとし解析を行った．モデル化の簡略化のため Imp-4 のみを埋入した顎骨モデルを用い，インプラントの連結は考慮しなかった．なお，顎骨内応力に対する，インプラントの連結の有無による影響については，文献 23）で検討されている．

図 1 に示すように，左右側方向を x 軸，前後方向を y 軸とする下顎骨下縁に沿った x-y 平面に対して垂直方向に z 軸を定義する．この座標系はインプラントの埋入位置の設定に使用した．また，埋入方向の定義には，歯科臨床で用いられる骨軸局所座標系を用いる[22]．x-y 平面上での骨軸中心曲線の Imp-4 埋入位置を骨軸局所座標系の原点とし，この点における骨軸中心曲線の接線を y' 軸とし，y' 軸と直交し，x-y 平面に添う方向に x' 軸を定義する．z 軸方向から y' 軸周りに上方部で舌側から頬側への回転を正とする頬舌方向の回転角 θ，次に x' 軸周りに上方が後ろから前への回転を正とする回転角 ϕ を定義し，埋入方向を定義した．被験者のインプラント埋入位置および埋入方向は，被験者頭部エックス線規格写真を参照して有限要素モデルに反映させた．

2.　二値化モデルと多値化モデル

本研究で対象としている被験者顎骨の CT 画像の CT 輝度は，グレースケール 256 階調として 0〜255 の範囲の数値で表されている．本研究では，顎骨形状と皮質骨部分の輪郭が明確に抽出される閾値として輝度値を 141 と設定して，CT 画像から顎骨形状の輪郭閉曲線を抽出した．

まず，下顎骨を海綿骨と皮質骨の二層構造に簡略化し，それぞれに一律なヤング率，ポアソン比を与えたモデルを作成した．これを「二値化モデル」と呼ぶ．顎骨内で輝度値が 141 未満の要素を有する領域を海綿骨，141 以上の輝度値の要素を有する領域を皮質骨と設定した．海綿骨と皮質骨の材料定数は文献 22，23）と同様の値とし，インプラントはチタン製とし，一般的な値を用いた（表 1）．

次に，有限要素モデル内の各要素に CT 画像の輝度値に基づいた材料定数を与えて，骨密度の非均質性を再現したモデルを作成した．これを「多値化モデル」と呼ぶ．各要素の輝度値 b を読み取り，換算式 ρ(g/cm^3) $=0.0142b-1.475$ を用いて，密度 ρ を算定した．ただし，$\rho \leq 0$ となるときは $\rho=0.0$ とした．この密度 ρ をもとに，南澤の関係式[24]よりポアソン比を，

Keyakの関係式[25]よりヤング率を算定した．後述のインプラント埋入方向を変化させた解析においては，多値化モデルを用いた．

3.　生体内実測荷重

有限要素解析ではインプラントに作用する荷重として，東北大学歯学研究科口腔システム補綴学分野によって計測された三次元荷重を用いた．インプラント上にジグを設けて荷重センサーを設置した上で，バーアタッチメントでインプラント同士を結合，クリップにてオーバーデンチャーを装着した状態で測定が行われた．高い測定精度，広い測定域，高速応答性を有する高性能センサーを用いて[11]，1,000 Hzで5秒間の荷重計測を行い，全5,000ステップの三次元荷重データを取得した．本研究の有限要素解析では，最大咬みしめ時（MVC）の荷重とピーナッツ咀嚼時の荷重の2種類の荷重（図2）を用いた．有限要素解析でImp-4に作用させたMVC荷重ベクトルの成分は（f_x，f_y，f_z）=（33.2，0.1，−54.5）（N）であり，荷重ベクトルのノルムは63.8 Nである．ピーナッツ咀嚼時荷重と比べて，MVC荷重では荷重ノルムが大きく，荷重方向は一定していることが大きな特徴である．

ピーナッツ咀嚼時の荷重は，右側歯列でピーナッツを咀嚼している際に測定された荷重ベクトル（図2）を使用した．本解析では，荷重ベクトルのノルムが大きい時刻t=0.173，1.029，1.850，2.705，3.354，4.325（sec）での荷重（シリーズ（1））と，荷重ベクトルのz成分がシリーズ（1）に比べて小さく，水平方向成分が比較的大きい時刻t=0.391，1.369，3.917（sec）での荷重（シリーズ（2））に着目し，解析を行った（表2）．なお，シリーズ（2）でのノルムは小さいが，インプラントに対する側方荷重の悪影響が広く伝えられているため，このような荷重についても解析を行ったものである．

4.　応力評価値

本研究では，2種類の評価指標，σ_{R}，$\sigma_{\max}$を用いて顎骨内の応力評価を行った．この際，von Mises相当応力を評価に用いている．σ_{R}は評価領域内に生じる応力の平均を表す指標[22,23]であり，$\sigma_{\max}$は評価領域内の応力の最大値である．

σ_{R}の定義を以下に示す．インプラント作用荷重による応力発生の影響範囲を十分に包含するように，インプラント周辺領域$\Omega : \mathrm{U}_{i=1}^{N_{\mathrm{elem}}}\Omega_i^e$を適切に選択する．ここで$N_{\mathrm{elem}}$はインプラント周辺領域として選択された有限要素数，Ω_i^eは各有限要素の領域であり，その体積を$V_i^e := \int_{\Omega_i^e} \mathrm{d}V$とする．応力は要素内で一定とみなし，要素$\Omega_i^e$の中心点での相当応力$\sigma_i$を用いる．相当応力が小さい順に要素番号$i$を付ける（$\sigma_1 < \cdots < \sigma_{N_{\mathrm{elem}}}$）．そして，$\sigma_{\mathrm{R}}$を

$$\sigma_{\mathrm{R}} := \sum_{i\in I^\dagger}\sigma_i V_i^e / \sum_{i\in I^\dagger} V_i^e$$

と定義する．上記定義式中で$I^\dagger := \{i \in \{1, \cdots, N_{\mathrm{elem}}\} \mid \Sigma_{k=i}^{N_{\mathrm{elem}}} V_k^e \leq V^\dagger\}$は大きな応力が発生している要素から順に要素体積を加算していき，合計体積が$V^\dagger$となるまで選択したときの要素番号の集合である．つまり，評価値σ_{R}は領域$\Omega^\dagger := \mathrm{U}_{i\in I^\dagger}\Omega_i^e$での領域平均応力を意味する．なお，本研究ではインプラント周辺領域の体積をVとして$V^\dagger = 0.05\,V$としている．また，$\sigma_{\max}$を

$$\sigma_{\max} := \max_{i\in\{1,\ \cdots,\ N_{\mathrm{elem}}\}} \sigma_i$$

と定義する．

結　　果

1.　二値化モデルと多値化モデルの比較

二値化モデルと多値化モデルを比較するために，Imp-4にMVC荷重を作用させたときに，インプラント周囲骨に発生する応力分布を調べた．x=75.2（mm）における顎骨のy-z断面の相当応力の分布を図3に示した．二値化モデルでは，海綿骨と皮質骨の境界で応力値の違いが明瞭であり，海綿骨に発生する応力が皮質骨と比較して非常に小さい．一方，多値化モデルは，二値化モデルに比べて海綿骨と皮質骨の境界が明瞭でない．周囲骨に発生する相当応力のヒストグラム（図4）をみても，二値化モデルと多値化モデルの違いが顕著にみられる．このヒストグラムは区間の幅を0.05 MPaとしている．青色で示した多値化モデルのヒストグラムは裾が長くなだらかな分布となっているが，赤色で示した二値化モデルのヒストグラムは，0〜0.05 MPaと0.85〜0.90 MPaの区間で度数が大きくなっている．以降の有限要素解析では，多値化モデルのみを用いる．

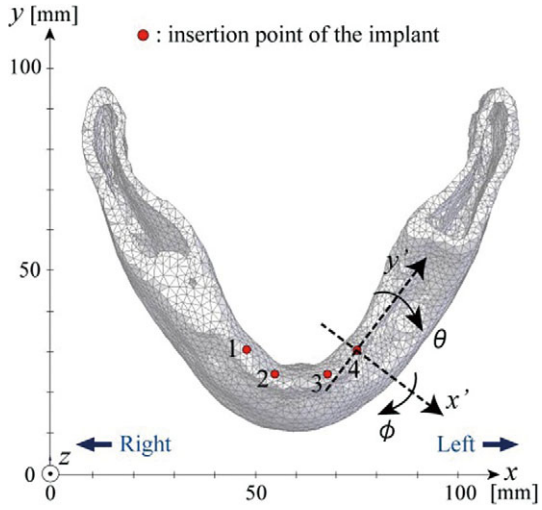


図 1　インプラントの配置と Imp-4 を原点とする骨軸局所座標系

表 1　二値化モデルで用いた材料定数

	ヤング率（GPa）	ポアソン比
インプラント	105.91	0.19
皮質骨	14.40	0.34
海綿骨	0.48	0.23

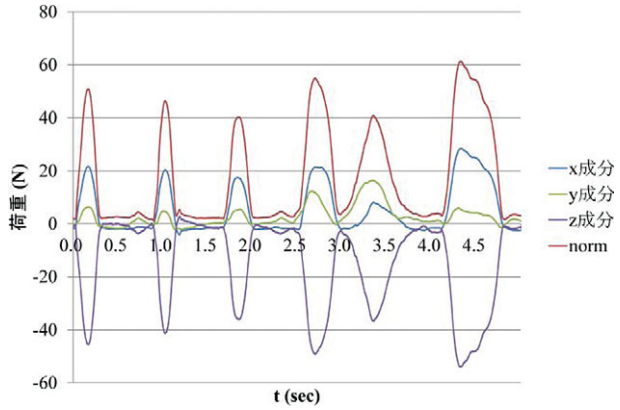


図 2　ピーナッツ咀嚼時にインプラント 4 で測定された荷重

2.　インプラント埋入方向の検討：MVC 荷重を用いた解析

被験者の口腔内で現状のインプラント埋入方向は（θ，ϕ）=（−14.93°，−20.30°）である．MVC 荷重方向に一致させ埋入した場合の方向は（θ，ϕ）=（−26.00°，18.17°）となる．ここでは多値化モデルについて，インプラント埋入方向をさまざまに変化させ，MVC 荷重を作用させた解析を行い，インプラント周辺の発生応力について検討した．インプラント埋入方向は，θ，ϕ をそれぞれ 5〜10° 刻みで変化させて 45 ケースについて解析を行った．基本的に埋入方向は 10° 刻みで変化させた．ただし，Imp-4 では埋入位置の周辺で顎骨の吸収が認められ，埋入方向によってはインプラントのスレッド部が顎骨に完全に埋入されずに骨外に出てしまうこともあり，そのような埋入方向では 5° 刻みで変化させた．なお，インプラントの埋入方向を MVC 荷重方向に一致させた埋入方向では，インプラントのスレッド部が図 5 のように顎骨外

表 2　ピーナッツ咀嚼時の荷重ベクトル（Imp-4）

	t（sec）	（f_x，f_y，f_z）（N）	$\|f\|$（N）
シリーズ（1）	0.173	（21.75，6.30，−45.59）	50.91
	1.029	（2030，4.60，−41.40）	46.34
	1.850	（17.36，5.29，−36.08）	40.38
	2.705	（21.46，11.77，−49.21）	54.96
	3.354	（7.92，16.37，−36.70）	40.96
	4.325	（28.25，5.63，−54.07）	61.26
シリーズ（2）	0.391	（−1.90，−1.33，−0.01）	2.32
	1.369	（−1.88，−0.84，−0.02）	2.06
	3.917	（−2.44，0.82，−0.79）	2.69

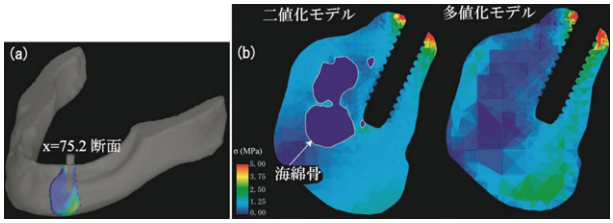


図 3　顎骨内の相当応力の分布
（a）断面位置，（b）断面位置における相当応力の分布

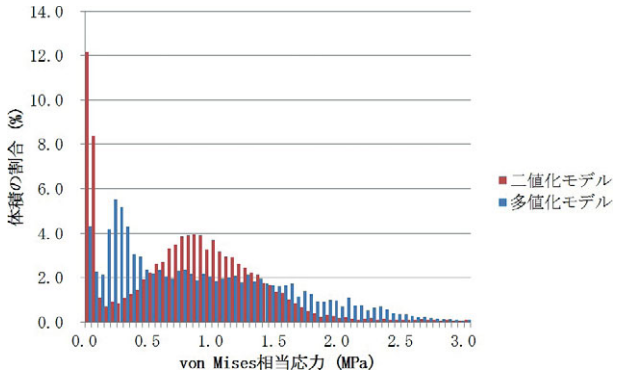


図 4　二値化モデルと多値化モデルの発生応力の度数分布

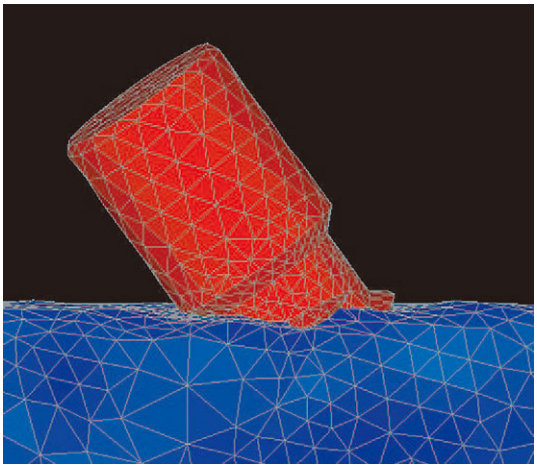


図 5　埋入方向を MVC 荷重方向に一致させたときのインプラントの様子

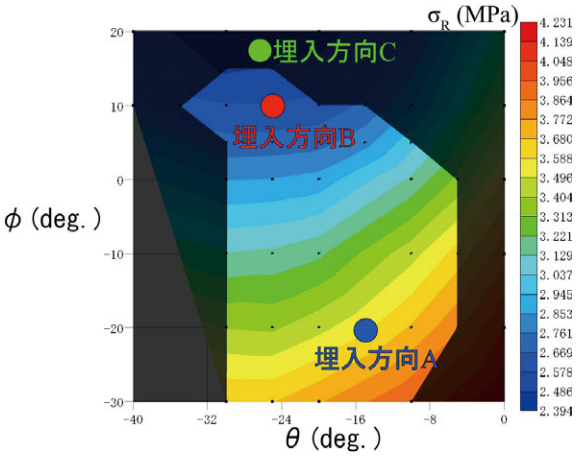


図 6　MVC 荷重作用時の σ_R のコンター図

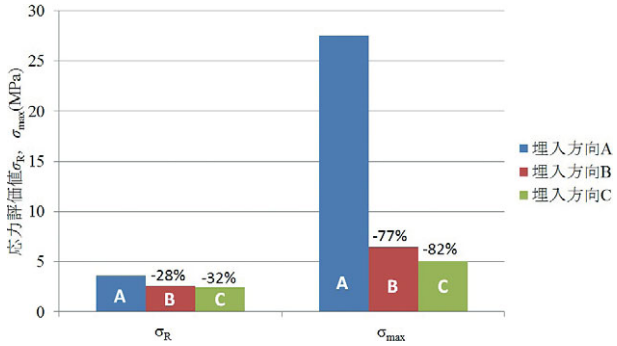


図 7　埋入方向 A，B，C における応力評価値

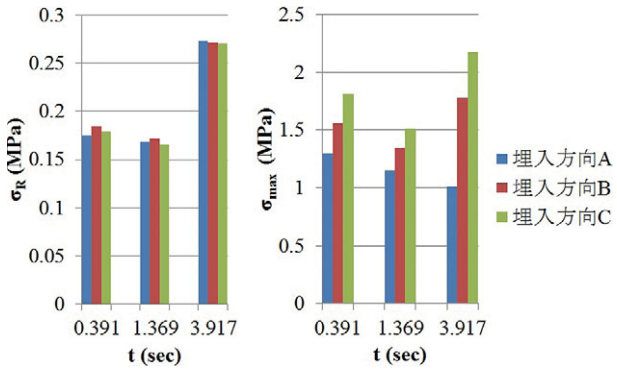


図 9　ピーナッツ咀嚼荷重作用時の σ_R と σ_{max}（シリーズ（2））

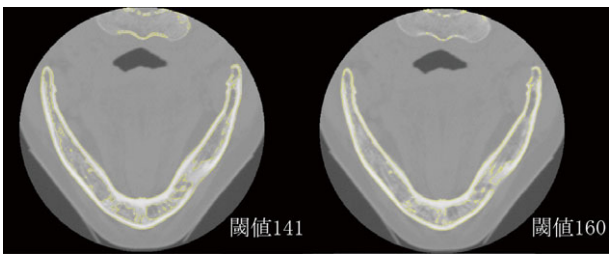


図 10　CT 画像の抽出輪郭閉曲線

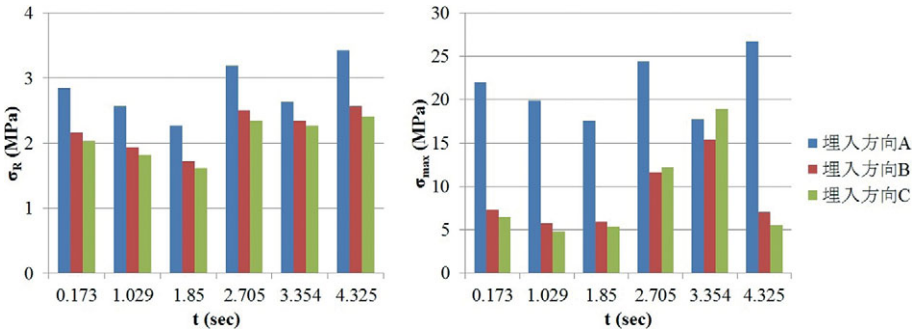


図 8　ピーナッツ咀嚼荷重作用時の σ_R と σ_{max}（シリーズ（1））

に出てしまう．

図 6 は，横軸に角度 θ，縦軸に角度 ϕ をとった σ_R のコンター図である．図 6 の黒い領域はインプラントのスレッドが顎骨外に出てしまい，臨床的に棄却され

る領域である．図 6 中の埋入方向 A，B，C はそれぞれ，患者の現状のインプラント埋入方向，スレッドがはみ出さない範囲でもっとも応力低減効果の大きい埋入方向（θ，ϕ）=（−25.00°，10.00°），MVC 荷重方向である．埋入方向を A から C に変更することで，σ_R では 32％の低減，σ_{max} では 82％の低減がみられた．埋入方向を A から B に変更することで，σ_R では 28％の低減，σ_{max} では 77％の低減がみられた（図 7）．

3.　インプラント埋入方向の検討：咀嚼荷重を用いた解析

食物咀嚼時の時系列荷重によるインプラント周囲骨の応力について，インプラント埋入方向の影響を評価するため，ピーナッツ咀嚼時の実測荷重（図 2）を用いて解析を行った．解析モデルとして，図 6 に示したインプラント埋入方向 A，B，C を有する顎骨モデル 3 種類を用いた．また，インプラントに作用させる荷重として，表 3 に示したシリーズ（1），（2）の時刻での荷重 9 種類を用いた．

シリーズ（1）の荷重による解析結果を図 8 に示す．現状のインプラント埋入方向 A から，埋入方向を B と C に変更することにより，応力の低減効果が認められる．例えば，t=0.173（sec）の荷重について，埋入方向を A から B に変更することで，σ_R は 29％の低減，σ_{max} は 67％の低減が見られた．例外として，t=3.354（sec）での荷重について，埋入方向を A から C に変更すると，σ_{max} は 6.9％増加している．

シリーズ（2）の荷重による解析結果を図 9 に示した．埋入方向の変更による応力の低減効果は見られない．埋入方向 A，B，C について，σ_R は横ばいであり，σ_{max} については，A，B，C の順に増加している．シリーズ（2）では応力の大きさそのものが小さいので，埋入方向の変更による応力の増加は，診療判断において重要とはならない．

考　　察

1.　二値化モデルと多値化モデル

二値化モデルと多値化モデルの解析結果を比較したところ，発生応力の評価結果は大きく異なることが確認された．これは，顎骨の材料定数を二値化して簡略化した有限要素モデルとしたことにより，大きな応力が皮質骨に集中して発生し，海綿骨では発生応力が非常に小さかったためと考えられる．二値化モデルでは多値化モデルに対して平均応力が 33％小さいが，最大応力は 40％大きい．このことから，多値化モデルと比較して，二値化モデルでは局所的に大きな応力が発生する解析結果となる傾向がある．

また，二値化モデルは図 3（b）に明らかなように，海綿骨の領域が小さく皮質骨が非常に厚くなっている．これは，海綿骨と皮質骨の境界を決定する CT 輝度の閾値設定に起因する．CT 画像から抽出する顎骨の輪郭閉曲線について，閾値を変化させたものを図 10 に示した．図 10 は下顎骨下縁から z=16.33 mm の位置における CT 画像である．本研究で設定した CT 輝度の閾値 141 よりも大きく閾値を 160 と設定すると，海綿骨の領域が大きくなり皮質骨の領域が小さくなる一方で，下顎枝後方などで輪郭線が大きく途切れていることがわかる．輪郭線が途切れてしまうと，有限要素モデルを適切に作成することができない．つまり，CT 画像から CT 輝度の閾値を設定する際，抽出する輪郭線が途切れないように閾値を設定する必要がある．本研究ではこの輪郭線作成時における制約と，実際の皮質骨の厚みを考慮した上で閾値を 141 とした．

以上より二値化モデルは，応力分布が皮質骨領域と海綿骨領域で大きく異なる点，局所的に大きな応力が評価されてしまうおそれがある点，海綿骨と皮質骨の CT 輝度の閾値の設定が有限要素解析に大きな影響を及ぼす点などを念頭に置かなければならない．発生応力の評価結果が異なる傾向は，顎骨の力学特性を二値化したことに起因すると考えられ，実際の顎骨の骨密度分布を忠実に再現した多値化モデルとは大きく異なる点に注意を要する．正確な応力分布の評価を行うためには，患者の顎骨内骨密度分布を忠実に再現した多値化モデルを用いるのが望ましいと推察される．

2.　生体内実測荷重を用いた解析

MVC 荷重を用いた解析について，インプラント埋入方向を MVC 荷重の方向に近づけることで，応力の低減がみられた．これは従来の二値化モデルを用いた解析[22]と定性的には同様の結果である．ただし，従来の二値化モデルとは異なり，多値化モデルを用いているため，本研究で得られた結果は，より定量的に正確な結果であるといえる．

図9をみると，$t=3.354$（sec）の荷重についてσ_{max}が増加している．これは埋入方向Cのモデルのインプラントが図7のように顎骨からはみ出しているため，インプラントのネック部に大きな応力が局所的に集中して発生したためと考えられる．

また，水平方向成分が大きい荷重（シリーズ（2））について，インプラント埋入方向をMVC荷重方向に近づけることによる発生応力の低減効果はみられない．しかし，σ_Rは0.17〜0.27 MPa程度，σ_{max}は1.0〜2.2 MPa程度と，ノルムの大きな荷重（シリーズ（1））を作用させたときの結果と比べて非常に小さい．つまり，実際の咀嚼時において，シリーズ（2）のように，z方向成分に対して水平方向成分が大きい荷重では荷重ベクトルのノルムが小さい傾向にあり，顎骨内での発生応力も小さくなる．そのため，埋入方向の検討において，シリーズ（2）のような荷重について考慮する必要性は低いと考えられる．

以上より，インプラント埋入方向をMVC荷重方向に一致させる，あるいは近づけることにより，顎骨内の発生応力を大幅に低減し，顎骨への力学的負担を軽減できることが分かった．

結　論

本研究では，顎骨の欠損が大きな部位に埋入されたインプラント周囲の応力発生挙動を，有限要素解析により調べた．顎骨の力学特性の二値化モデルと多値化モデルの比較を行い，顎骨内に発生する応力の分布が大きく異なることが確認された．顎骨内の応力を正確に評価するためには，多値化モデルを使うのが望ましいことが示唆された．また，多値化モデルを用いてインプラント埋入方向の検討を行い，埋入方向をインプラントのスレッドがはみ出さない範囲内でMVC荷重方向に近づけることにより，顎骨内の発生応力を低減できることが確認できた．

なお，多値化モデルが顎骨内の応力状態をどの程度正確に評価できているのかを検証することは，今後の重要課題である．そのためには，顎骨内の応力分布について，実測値との比較を行い，定量的な検証を行う必要がある．

謝　辞

本研究の遂行に際し，東北大学大学院工学研究科の池田清宏教授および同歯学研究科の依田信裕助教から貴重なご助言を賜ったことに謝意を表する．また，科学研究費補助金（基盤研究（B），課題番号：24390428，研究代表者：横山政宣；若手研究（B），課題番号：23792204，研究代表者：重光竜二；若手研究（B），課題番号：24792129，研究代表者：郡司良律）の補助を受けた．

文　献

1) Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996；7：143−152.
2) Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert, I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants：an animal experimental study. Clin Oral Implants Res 2001；12：207−218.
3) Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. Clin Oral Implants Res 1996；7：387−396.
4) Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. J Prosthet Dent 1998；80：169−174.
5) Brosh T, Pilo R, Suda D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface：comparison between two experimental techniques. J Prosthet Dent 1998；79：328−334.
6) Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998；80：559−564.
7) Sadowsky SJ, Caputo, AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 2000；84：327−334.
8) Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. J Prosthet Dent 2004；92：328−336.
9) Yoda N, Kawata T, Kawaguchi T, Suenaga H, Kuriyagawa T, Sasaki K. Three-dimensional load on a tooth during function. Int Congr Ser 2005；1284：67−68.
10) Kawata T, Yoda N, Kawaguchi T, Kuriyagawa T, Sasaki K. Behaviours of three-dimensional compressive and ten-

sile forces exerted on a tooth during function. J Oral Rehabil 2007；34：259-266.
11) Kawaguchi T, Kawata T, Kuriyagawa T, Sasaki K. In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching. J Biomech 2007；40：244-251.
12) Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal influence bone resorption around osseointegrated implants：considerations based on a threedimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004；15：401-412.
13) Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs：influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005；16：486-494.
14) Şimşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible：A 3D finite element analysis. Med Eng Phys 2006；28：199-213.
15) Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants：Comparison between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys 2008；30：218-225.
16) Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant-a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil 2005；32：279-286.
17) 伊能教夫，小関道彦，末次　剛，槇　宏太郎，宇治橋貞幸．X線CTデータに基づく骨体の個体別モデリング手法．日本機械学会論文集C編　1998；64：1223-1228.
18) 伊能教夫，小関道彦，槇　宏太郎．X線CT画像に基づく骨体の個体別モデリング手法に関する研究：部分体積効果のモデリングへの影響．日本機械学会論文集A編　2003；69：109-114.
19) 小関道彦，上西雅也，伊能教夫，槇　宏太郎．X線CT画像に基づく骨体の個体別モデリング手法に関する研究：骨形態を考慮した要素分割手法の提案．日本機械学会論文集C編　2006；72：1470-1477.
20) Shimizu Y, Usui K, Araki K, Kurosaki N, Takanobu H, Takanishi A. Study of finite element modeling from CT images. Dent Mater J 2005；24：447-455.
21) Natali AN, Pavan PG, Rugger AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. Clin Oral Implants Res 2006；17：67-74.
22) 山川優樹，田村　崇，重光竜二，依田信裕，末永華子，川田哲男，佐々木啓一，池田清宏．口腔インプラントの力学挙動の解明：診療支援システムへ向けて．日本計算工学会論文集　2008；Paper No. 20080014.
23) Shigemitsu R, Ogawa T, Matsumoto T, Yoda N, Gunji Y, Yamakawa Y, Ikeda K, Sasaki K. Stress distribution in the peri-implant bone with splinted and non-splinted implants by in vivo loading data based finite element analysis. Odontology 2012；DOI 10.1007/s10266-012-0077-y.
24) 南澤育雄．高齢者の大腿骨頚部内側骨折の成因に関する研究―骨折骨の方向とその発生機序の推論―．日整会誌　1981；55：167-181.
25) Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, Skinner, HB. Prediction of fracture load using automated finite element modeling. J Biomech 1998；31：125-133.