

インプラント周囲骨の応力解析

—被圧変位性が実測値に近似する有限要素モデルの応用—

古橋拓哉¹ 山森徹雄^{1,2}

Stress Analysis of Implant Surrounding Bone

—Application of Finite Element Models Which Represent the Implant Displacement under Loading—

Takuya FURUHASHI¹ and Tetsuo YAMAMORI^{1,2}

Purpose : It has been reported that the mobility of dental implants is different from that of natural teeth. The difference should be taken into consideration when dental implants are applied for partially edentulous patients, as the mechanical condition is one of the most important elements for the longitudinal success of the implant therapy. Finite element (FE) analysis is useful for the mechanical examination, but the displacement of implants obtained by the FE analysis which completely combines the implant and the surrounding bone was remarkably smaller than the actual implant mobility. This study was conducted in order to create a 3-dimensional (3-D) FE models of implants and their surrounding tissue using gap elements that represent both the movement and the stress distribution and give stress analysis of the implant surrounding bone.

Methods : A personal computer with an FE analysis program (COSMOS/M version 2.95, SRAC) was used in this study. Each 3-D FE model was constructed from a screw-type implant with a titanium abutment and a cylindrical bone. A static load of horizontal (0~3000gf) or axial direction (0~5000gf) was applied to the superstructure. The lateral surface of the bone portion was restrained in all directions. The implant was rigidly anchored in the bone part along its entire interface in C-model, while gap elements were set between the implant and the bone in G-model. The target values of implant displacement were calculated according to the report of actual measurement of the osseointegrated implants.

Results : On the horizontal and axial load the implant displacement was smaller than the target value in C-model, while it became similar to the target value in G-model, by adjusting the width of the gap element. The maximum equivalent stress was observed in the cortical bone portion facing the compressive side of the implant in all of the models but in G-model the rise of stress value was not observed in the

受付：平成20年1月10日，受理：平成20年1月17日
奥羽大学大学院歯学研究科口腔機能学講座口腔機能回復学専攻¹
奥羽大学歯学部歯科補綴学講座²
(指導：清野和夫教授)

Ohu University Graduate School of Dentistry,
Department of Oral Functional Science Division of
Oral Rehabilitation¹
Ohu University School of Dentistry Department of
Prosthetic Dentistry²
(Director : Prof. Kazuo SEINO)

tensile side. The stress value of C-model was much smaller than that of G-model, which might then be caused by the rise of the stress distribution to the tensile side in C-model.

Conclusions : The implant displacement in G-model was more similar to the actual mobility than that in C-model. Application of gap elements to FE analysis was an effective method to simulate both the displacement and the stress distribution of the implant and the bone.

Key words : implant, FEM, displacement, gap element, stress analysis

緒 言

部分欠損歯列におけるインプラント治療は機能の長期的維持が可能であることから、予知性の高い治療法と捉えられてきた¹⁻⁵⁾。一方で、機能回復後にインプラントのオッセオインテグレーションが失われ、長期的に維持できない症例もわずかながら存在する。その原因として、プラークをはじめとする細菌学的刺激⁶⁻⁹⁾と上部構造の設計¹⁰⁾、適合性¹¹⁾および咬合接触¹²⁾などに起因した機械的刺激が考えられている。そのため、生体力学的検討を目的として有限要素法を用いたインプラント周囲骨の応力解析が数多く試みられてきた¹³⁻¹⁷⁾。これらの報告はインプラントと周囲骨を完全結合と設定しているが、生体でインプラントの動揺を計測した堀田¹⁸⁾によると2000gf側方荷重時にインプラント頸部で8.4 μ m、インプラント底部で16.3 μ m、5000gf垂直荷重時に3.6 μ mの動きがあることが判明している。特に、天然歯とインプラントが混在する歯列において、インプラント周囲骨への力学的問題を解決するためには、歯根膜を有する天然歯とオッセオインテグレーションにより周囲骨と結合しているインプラントのもつ被圧変位性の違いを考慮しなければならない。そこで、本研究では、まずインプラントの被圧変位性を再現する有限要素モデルを作成し、次いでインプラントに荷重を加えたときの応力解析を行うことにより、天然歯とインプラントが混在する歯列における諸問題の解決の一助とすることを目的とした。

実験方法

1. 有限要素解析法

1) ハードウェアおよびソフトウェア

モデル作成および解析には汎用有限要素法プログラムCOSMOS/M Ver.2.95(S.R.A.C)とパーソナルコンピュータ(IntelliStation M pro/IBM)を用いた。

2) 物 性 値

モデルの構成要素は全て等方性の線形弾性とし、それぞれのヤング率とポアソン比は、過去の報告¹⁷⁾を参考として表1のように設定した。

2. 解析モデル

1) 被圧変位量の目標値

ヒト下顎骨に埋入したインプラント被圧変位量を計測した堀田の報告¹⁸⁾を参考として目標値の設定を行った。堀田の報告では全被験対象のインプラント長径平均値10.6mmを実効長径として検討している。本研究では臨床に即したインプラント長径にて解析を行うために長径を10.0mmと設定することから、インプラントの回転中心を変更することなくインプラント変位量を報告結果から比換算して2000gf側方荷重時および5000gf垂直荷重時の目標値を表2のように設定した。また、インプラント体の変位量は荷重量と比例関係を示す¹⁸⁻²²⁾ことから、2000gf水平荷重、5000gf垂直荷

表1 材料定数

構成要素	ヤング率(MPa)	ポアソン比
チタン	110000	0.32
皮質骨	13000	0.3
海綿骨	1300	0.3

表2 被圧変位量の目標値

	2000gf水平荷重	5000gf垂直荷重
インプラント頸部	8 μ m	
インプラント底部	15 μ m	4 μ m

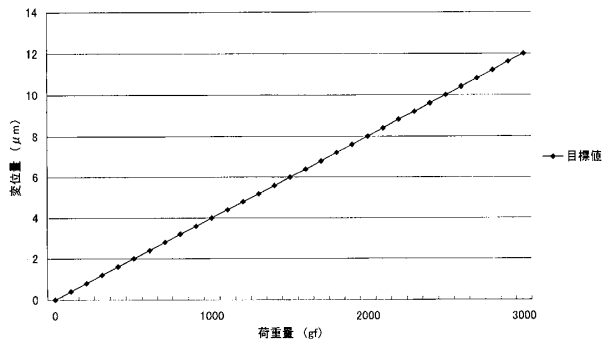


図1 被圧変位量の目標値(側方荷重時 インプラント頸部)

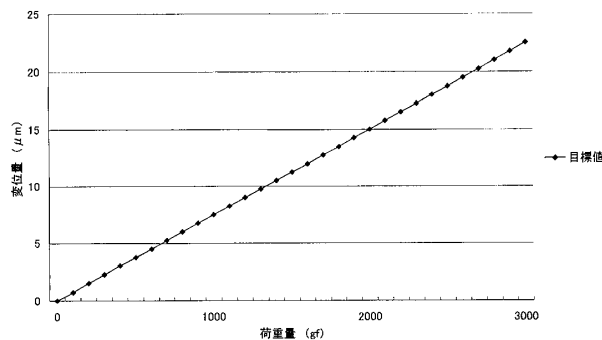


図2 被圧変位量の目標値(側方荷重時 インプラント底部)

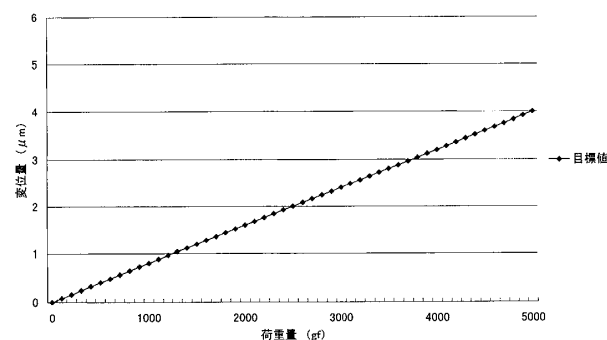


図3 被圧変位量の目標値(垂直荷重時 インプラント底部)

重時の目標値と原点を結んだ直線を各荷重量における被圧変位量の目標値とした(図1~3)。

2) 解析モデル

解析モデルの骨部は皮質骨と海綿骨から構築し、直径16mm、高さ17.55mmの円柱形とした。なお、皮質骨上縁、下縁の厚径をそれぞれ、1.35mm、3mmとし、海綿骨の厚径を13.2mmと設定した。インプラント体は直径3.75mm、長さ10.0mmのチタン製として、直径5.0mm、長さ11.0mmのチタン製アバットメントを一体化してモデリングした。また、インプラント体の形態はスレッド型とした(図4)。インプラント体と周囲骨を完全結

表3 各モデルのGap要素厚径

	フレンジ部側面	フレンジ部底面	スレッド部
G1-model	4 μ m	1 μ m	6 μ m
G2-model	2 μ m	1 μ m	4 μ m
G3-model	1.5 μ m	1 μ m	1.6 μ m

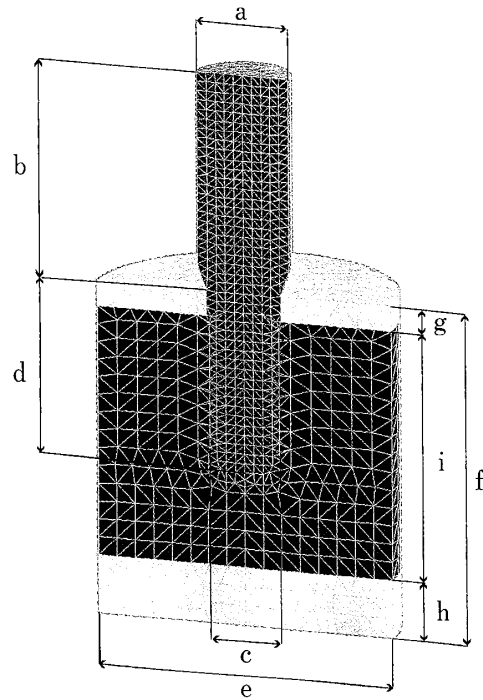


図4 モデル各部の寸法

- a アバットメント直径 (5mm)
- b アバットメント長さ (11mm)
- c インプラント直径 (3.75mm)
- d インプラント長さ (10mm)
- e 骨部直径 (16mm)
- f 骨部高さ (17.55mm)
- g 皮質骨部上縁厚径 (1.35mm)
- h 皮質骨部下縁厚径 (3.0mm)
- i 海綿骨部厚径 (13.2mm)

合としたモデルをC-model, 2000gf水平荷重, 5000gf垂直荷重時の目標値に近似したインプラント被圧変位性を再現することを目的に、インプラント-周囲骨間に接触条件としてGap要素を設定したモデルをG1-modelとした。また、より小さな荷重量にて目標値に近似した被圧変位量を再現するためにインプラント-周囲骨間のGap要素幅径を試行錯誤的に変更し、G2-model, G3-modelを作成した。表3に各モデルのGap要素幅径を示す。

3. 実験条件

1) 拘束条件

骨部外側面の全節点を完全拘束として、切断面に対称条件を付与した。

2) 荷重条件

堀田の報告¹⁸⁾に準じて水平荷重時の荷重点を骨上縁から8.5mm上方の点とし、0~3000gfの範囲で荷重を負荷した。また、垂直荷重時には、アバットメント上面中央部の点に0~5000gfの範囲で荷重を加え、それぞれ線形静解析を行った。

3) 解析方法

解析は線形静解析であるが、G1-model, G2-modelおよびG3-modelのインプラント-周囲骨には前述のようにGap要素を設定し幾何学的非線形性を与えた。

結 果

1. 被圧変位性について

各モデルの2000gf側方荷重時および5000gf垂直荷重時のインプラント変位量は、C-modelに比較してGap要素を設定したG1-model, G2-modelおよび、G3-modelで大きな値となった(表4)。

荷重量ごとの変位量は、側方荷重時、C-modelでは荷重量の増加に対して比例関係を示した。一方、Gap要素を設定したG1-model, G2-modelおよび、G3-modelでは、荷重初期に変位量が急激に増加しその後、漸増傾向を示していた(図5, 6)。また、目標値を100%とした場合に、それに対するインプラント頸部および底部における被圧変位量を百分率にて算出した。その和が200%に最も近似した荷重量はG1-model, G2-model, G3-modelでそれぞれ、1800gf, 1300gf, 200gfの場合であった。一方、垂直荷重における各荷重量の変位量は、C-model, G1-modelでは荷重量の増加に対して比例関係を示し、G2-model, G3-modelではそれぞれ、3900gf, 4100gfを起点として比例関係から増加率が減少する傾向へと変化した(図7)。

2. 応力分布について

1) 側方荷重

2000gf側方荷重時におけるC-modelの相当応力分布では、圧迫側および牽引側の皮質骨上縁に

同等の応力値上昇が認められた。その最大値は27.1MPaであり圧迫側の皮質骨部に発生した(図8 a)。また、最大主応力の最高値は、牽引側の皮質骨部に観察された27.0MPaの引っ張り応力であった(図8 b)。一方、Gap要素を設定したモデルでは、回転運動によりインプラントが骨と

表4 インプラント変位量

目標値	2000gf側方荷重		5000gf垂直荷重
	フレンジ部側面	フレンジ部底面	フレンジ部底面
C-model	8 μ m	15 μ m	4 μ m
G1-model	1.6 μ m	1.2 μ m	1.9 μ m
G2-model	7.2 μ m	14.1 μ m	5.4 μ m
G3-model	6.9 μ m	11.0 μ m	5.0 μ m

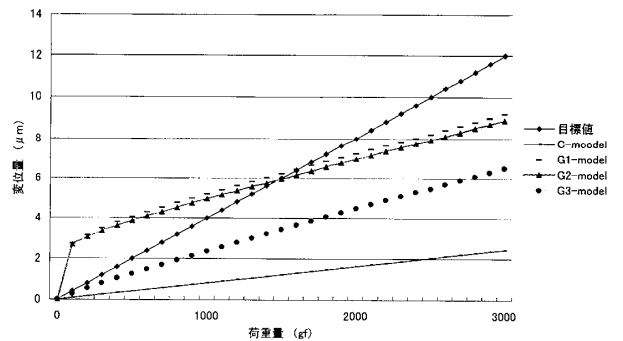


図5 被圧変位量 (側方荷重 インプラント頸部)

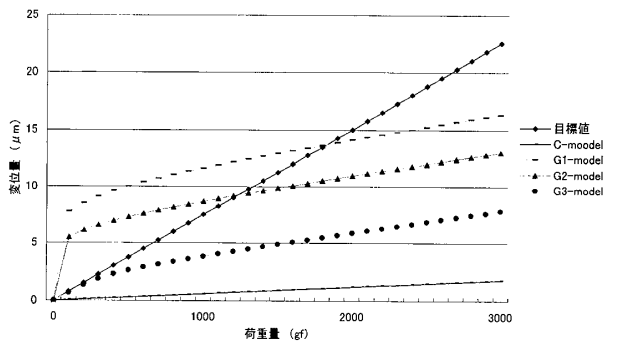


図6 被圧変位量 (側方荷重 インプラント底部)

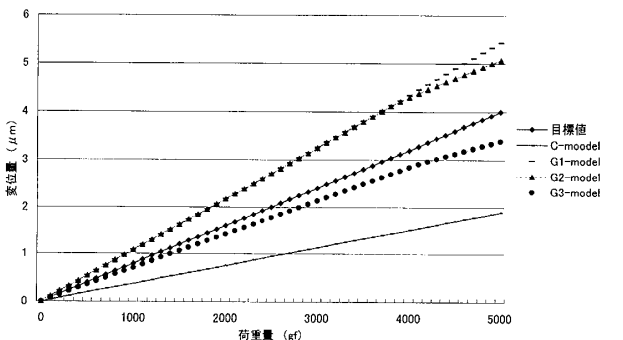


図7 被圧変位量 (垂直荷重 インプラント底部)

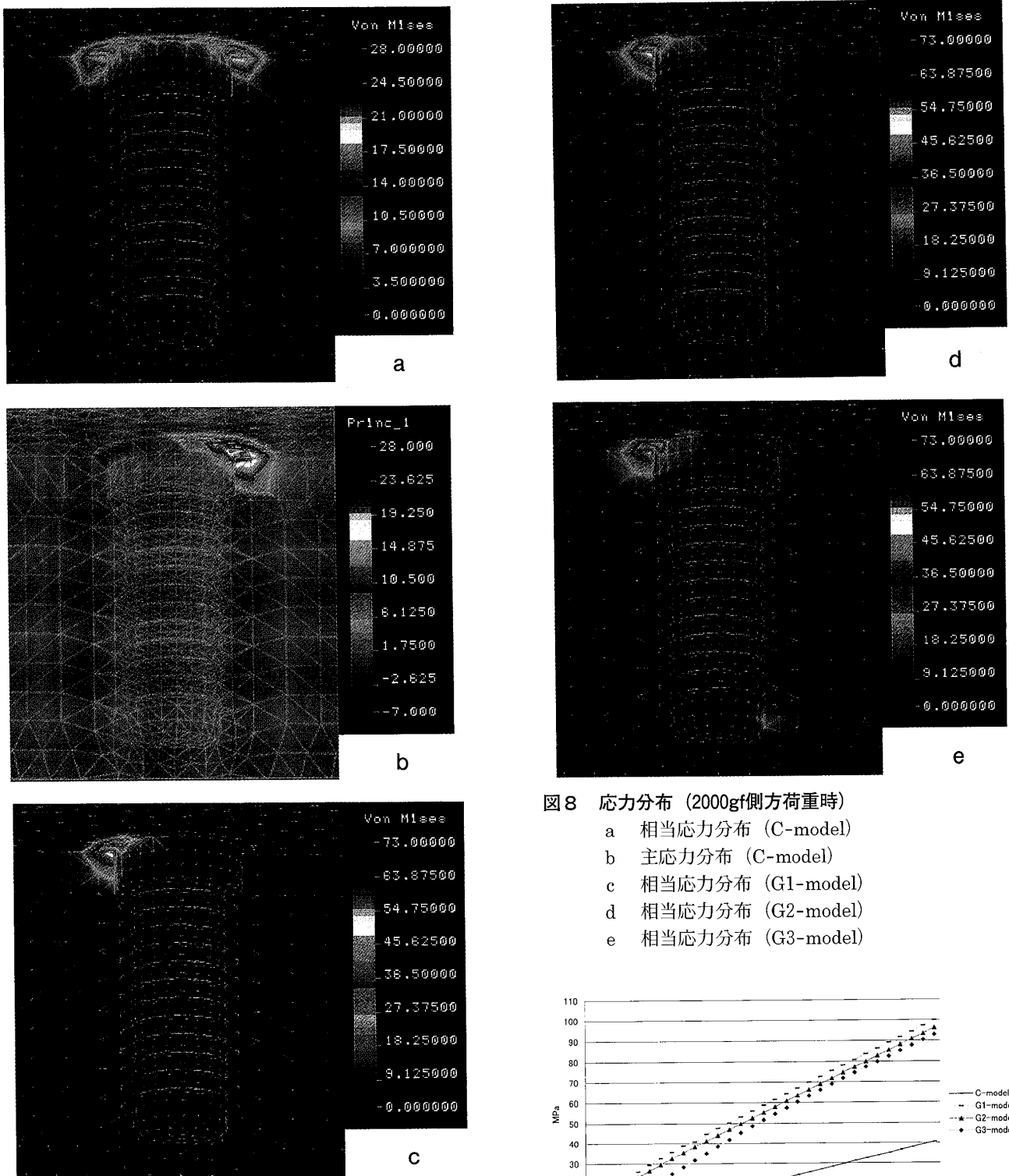


図8 応力分布 (2000gf側方荷重時)
 a 相当応力分布 (C-model)
 b 主応力分布 (C-model)
 c 相当応力分布 (G1-model)
 d 相当応力分布 (G2-model)
 e 相当応力分布 (G3-model)

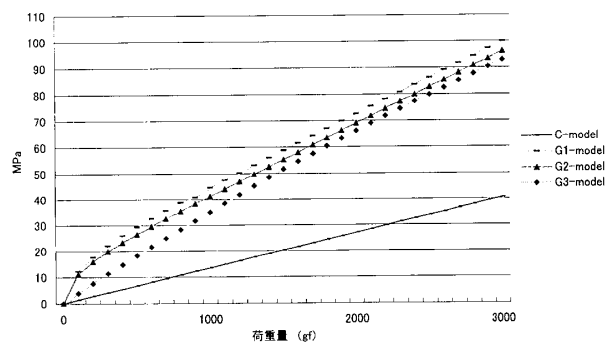


図9 最大相当応力 (側方荷重)

接触した圧迫側皮質骨部に著明な応力値の上昇が認められ、インプラント底部の海綿骨圧迫側に微弱な応力の発生を認めた (図8 c, d, e)。また、G1, G2, G3-modelの最大相当応力は圧迫側皮質骨部に生じ、その値はそれぞれ72.6MPa, 71.1MPa, 69.2MPaであり、概ねC-modelの2.5

倍の値となった。
 各荷重量の最大相当応力はC-modelでは荷重量の増加に対して比例関係を示した。一方、G1-

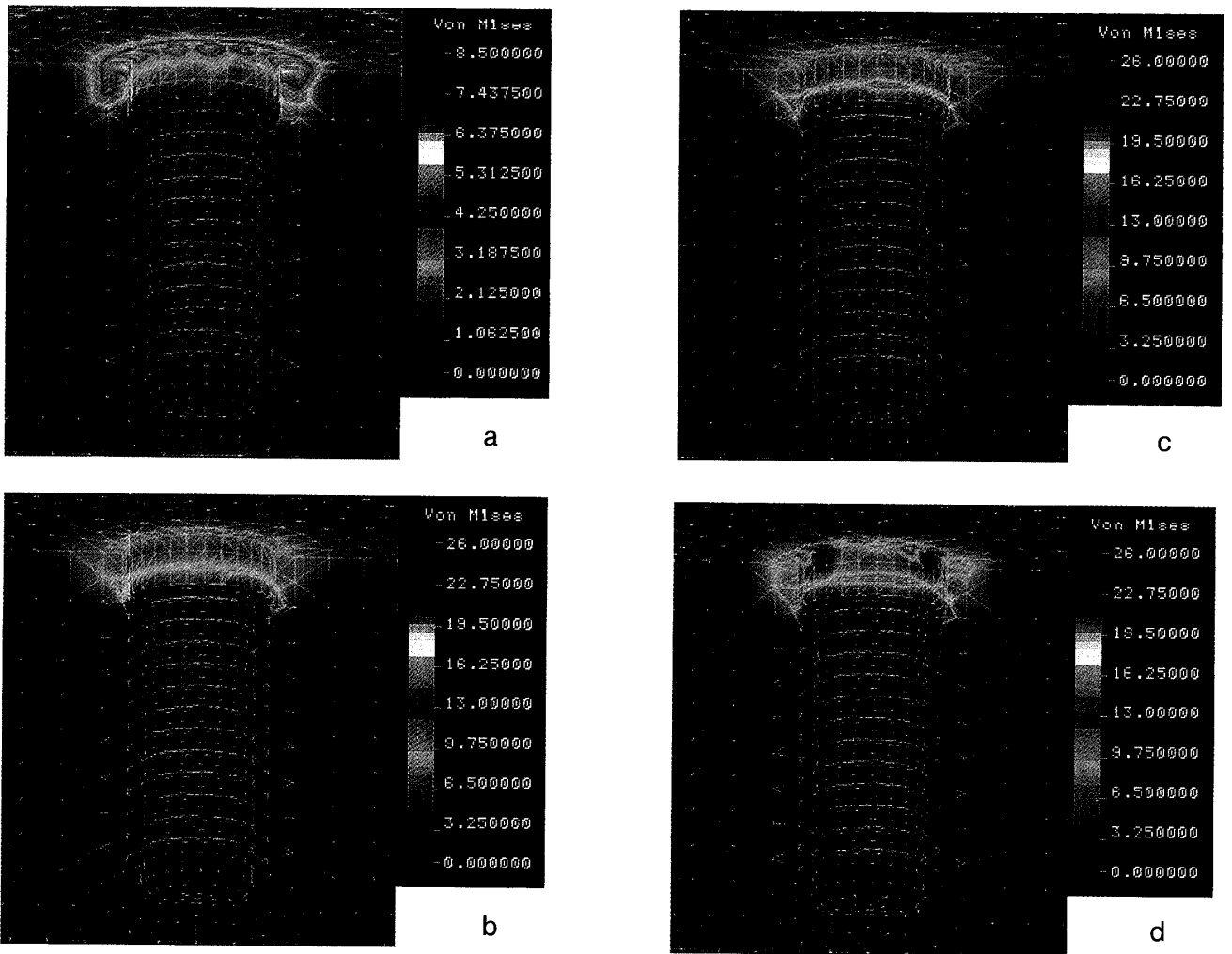


図10 応力分布 (5000gf垂直荷重時)

- a 相当応力分布 (C-model)
- b 相当応力分布 (G1-model)
- c 相当応力分布 (G2-model)
- d 相当応力分布 (G3-model)

モデルで荷重量を変化させても相当応力の分散様相に変化は認めなかった。

2) 垂直荷重

5000gf垂直荷重時、C-modelの相当応力分布は、側方荷重時と同様に皮質骨部の上縁に著明な応力値の上昇が認められ、8.3Mpaの最大相当応力がインプラントフレンジ部外側の皮質骨部上縁に生じた (図10 a)。また、水平荷重時に比較して応力の分散範囲は広く、皮質骨上縁全体からインプラント底部に観察された。一方、Gap要素を設定した3つのモデルでは、インプラントの沈下によりインプラントが皮質骨と接触した部位を中心として応力値の上昇が生じ、G3-modelにのみインプラント底部が海綿骨と接触した部位にも微弱な応力集中が観察された (図10 b, c, d)。最大相当応力はすべて、フレンジ底面が接触した皮質骨部に発生し、その値はG1, G2, G3-modelで

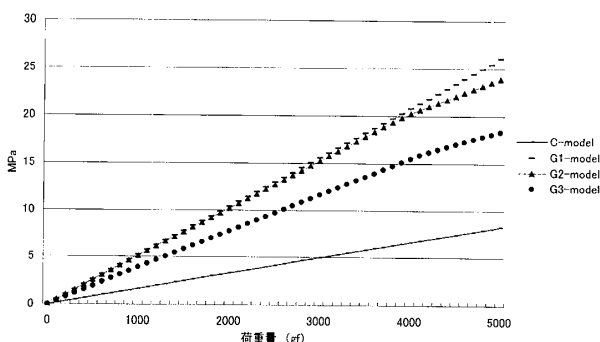


図11 最大相当応力 (垂直荷重)

model, G2-model, G3-modelでは、約0~400gfの荷重量では急激な最大相当応力値の上昇を認めた後に比例関係を示した (図9)。また、全ての

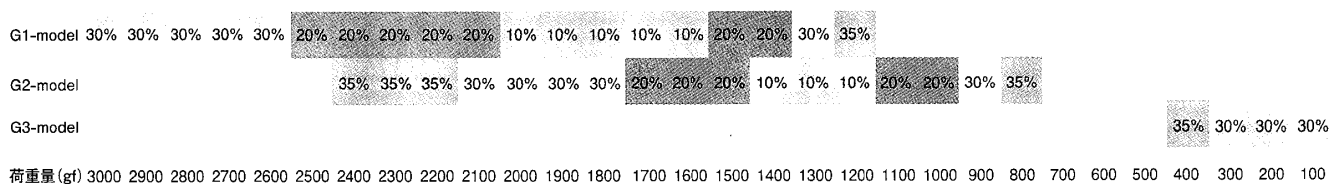


図12 インプラント被圧変位量の日標値に対する許容範囲とカバーする荷重量との関係

それぞれ26.0MPa, 23.9MPa, 18.3MPaとC-modelに比較して約2.2~3.1倍の値となった。

各荷重量の最大相当応力はC-modelおよび、G1-modelでは荷重量の増加に対して比例関係を示した。一方、G2-model, G3-modelでは3900gf, 4100gfを起点として比例関係から増加率が減少する傾向へと変化した(図11)。また、全てのモデルで荷重量を変化させても相当応力の分散様相に変化は認めなかった。

考 察

1. 本研究の意義について

インプラント周囲骨の過度な骨吸収は顎骨の応力集中が原因であるとする報告^{23~27)}が多く、動物実験ではインプラント周囲骨の応力集中部位に骨吸収が確認されたという報告²⁸⁾もみられる。これらの報告を基に、インプラントの長期機能維持について考えると、インプラント周囲骨の応力分布とその影響を十分に把握し、周囲骨への過大な応力集中を可及的に回避する必要がある。下顎無歯顎を対象として開発したインプラント治療は、その主体が部分欠損症例へと移行し、インプラント周囲の力学的要素が複雑化しつつある。部分欠損症例は、天然歯とインプラントが混在しているため、インプラントと天然歯の被圧変位性の違いが大きな問題となり、力学的不均衡を生じる可能性が考えられる。しかし、両者の被圧変位性の差異を生体力学的に考慮した咬合接触や隣接接触関係についての根拠は明らかにされていない。本研究は、インプラントの被圧変位性を再現した有限要素モデルを用いて、インプラント周囲骨に生じる応力を生体力学的に追究したものであり、インプラントと天然歯の異なる被圧変位性がもたらす周囲骨の応力を解明するうえで、臨床的に意義のある成果が得られたものと考えている。

2. Gap要素の設定

有限要素解析は、構成の複雑な解析対象を任意に作成し、その状態を演算解析すると共に、内容構造物の変位と応力などを定量的に検討できる利点を有している。この観点から、インプラント周囲骨の複雑な状況を生体力学的に検討するときなど、モデルに融通性を持たせたい場合は有限要素解析が適切な手法といえる。しかし、これまでの報告をみると、インプラントと周囲組織を完全結合と設定するのが主流であった^{13~17)}。このようなインプラントと周囲組織を完全結合と設定したモデルは、牽引側骨部に発生する引っ張り応力がインプラントの変位を抑制することが考えられる。また、オッセオインテグレーションは骨との機械的嵌合を主体としているため、生体では圧迫側骨部と同程度の応力値の上昇が牽引側骨部に生じるとは考えにくい。野村ら²⁹⁾は、インプラントと周囲組織の間にヤング率が低い層を挿入して被圧変位性の再現を試みたが、全ての部材を完全結合と設定したため、牽引側骨部にも著明な応力値の上昇が認められ、生体に近似した応力分布を再現できてはいない。

そこで本研究では、この牽引側骨部の著明な引っ張り応力を抑制し、生体に近似したインプラント被圧変位性を再現することを目的に、インプラントと周囲骨との間にGap要素を設定した有限要素モデルの作成を試みた。Gap要素とは、複数の物体が接触する非線形問題を取り扱う場合に広く用いられる手法の1つで、接触対象に対して接触体上の特定節点の運動を確立し、また接触対象と接触体の間隙を任意に設定できる。そのため引っ張り力の伝達を生じさせずに圧縮力のみを部材に伝達することが可能となる。今回作成した解析モデルはインプラントと周囲骨との間のGap要素幅径を調整することにより、様々な荷重量に対するイ

インプラントの被圧変位量に対応できる特徴を有している。

3. 結果について

1) 被圧変位性について

C-modelは、荷重量の増大に伴いインプラント変位量が増大する比例関係を示し、すべての荷重量で、目標値と計算値の割合に差異を生じることにはなかった。また、各荷重量におけるインプラント変位量は目標値に比較して著しく小さかった。この結果は、インプラントと周囲骨との間を完全結合としてモデルを構築した場合に、インプラントの変位量が実測値に比較して小さくなるという報告³⁰⁾と一致する。一方、インプラントと周囲骨との間にGap要素を設定したモデルは、C-modelよりもインプラントの被圧変位量が増大した。これはG1-model, G2-model, G3-modelにおいて、Gap要素分の可動域が付与されたこと、C-modelにおいて牽引側皮質骨部に生じた引っ張り応力がみられなかったことによる。G1-model, G2-model, G3-modelの結果は目標値に近似した被圧変位量を得ることが可能であることを示している。また、モデルを作成する過程で、インプラントと周囲骨の間に設定するGap要素の厚径を変化させると被圧変位量が変わることが判明した。当初は各部のGap要素厚径を調整することにより、1つのモデルでインプラントの被圧変位量を再現することを試みたが、目標値と一致させることは困難であった。そこで異なるGap要素を設定したモデルを作成し、それぞれのモデルに異なる大きさの荷重が負荷された状態を再現することを考えた。本研究で作成したG1-model, G2-model, G3-modelは被圧変位量を再現する荷重量がそれぞれで異なっている。そのため、解析時に負荷する荷重の大きさによりモデルを使い分けることになる。すなわち、再現される被圧変位量が目標値に対してどの程度の幅に入ることを求めるかによって、それぞれのモデルがカバーする荷重量の範囲が異なることになる。許容範囲を目標値±10%とした場合には、G1-model, G2-modelでそれぞれ、1600~2000gf, 1200~1400gfの荷重量が該当し、許容範囲を目標値±20%とすると、G1-model, G2-modelでそれぞれ1400~2500gf,

1000~1700gfの荷重量の範囲であった。許容範囲を目標値±35%とした場合には、G1-model, G2-modelおよびG3-modelで、それぞれ1200~3000gf, 800~2400gf, 0~400gfの荷重量において許容範囲内であった(図12)。生体におけるインプラント変位量の計測^{18~22)}では、インプラントの変位量は平均値±50~150%と幅のあることが報告されている。このことから、Gap要素をインプラントと周囲骨との間に設定した3つのモデルを併用することにより、インプラント被圧変位量を近似的に再現できたと考える。

2) 応力分布について

インプラントと周囲骨とを完全結合したC-modelでは、牽引側における引っ張り応力の発現がインプラントの変位を抑制したものと考えられた。しかし、骨との機械的嵌合が主体のオッセオインテグレーションでは、圧迫側骨部と同程度の応力値の上昇が牽引側骨部に生じるとは考えにくい。一方、G1-model, G2-model, G3-modelではインプラントと周囲骨との間に設定したGap要素の効果により、牽引側骨部に応力値の上昇を認めず、C-modelに比較して生体に近似した応力分布が再現された。

オッセオインテグレーションはブローネマルクにより提唱された造語で、その定義は「光学顕微鏡レベルの観察で、チタンインプラント表面に線維性結合組織が介在することなく新生骨組織が接触し、その状態が維持されること」とされている。現在、臨床応用されているインプラントシステムは多様であるが、その表面性状は、機械研磨からブラスト処理されたものやHAコーティングされたものに移行している。このように多様な表面性状を有するインプラントのインテグレーション界面を一律に有限要素モデルへ反映することは困難と考える。また、C-modelのようにインプラントと周囲骨との間を一体化したモデルは、そのインプラント変位量からみてもオッセオインテグレーションを適切に再現しているとはいえない。一方、Gap要素を設定したモデルでもオッセオインテグレーションの界面を再現しているわけではない。インテグレーション界面には数十Åのムコ蛋白質が存在しているのみで、数μmの空間がある

わけではない。しかし、インプラントの被圧変位性を考慮して有限要素解析を行う必要がある場合には、本解析方法はその応力分布と被圧変位量の把握の点で有用な解析手法であると考えられる。

結 論

インプラントと周囲骨との間に設定するGap要素の厚径を変化させ、インプラント被圧変位性を再現する有限要素モデルを作成し、インプラント周囲骨の応力解析を行った結果、以下の結論を得た。

1. インプラントと周囲骨との間に設定するGap要素の厚径を変化させることで、側方荷重0～3000gfおよび、垂直荷重0～5000gfの範囲でインプラント被圧変位量を再現する有限要素モデルを作成することができた。

2. Gap要素をインプラントと周囲骨との間に設定した有限要素モデルは、牽引側皮質骨に生じる引っ張り応力の発生を抑制し、生体に近似した応力分布を再現した。

謝 辞

稿を終えるに際し、終始ご懇篤なるご指導をいただきました奥羽大学大学院歯学研究科口腔機能学講座清野和夫教授に深甚なる感謝の意を表します。また、本研究にご協力をいただきました奥羽大学歯学部歯科補綴学講座の皆様にも深く感謝申し上げます。

本論文の一部は、84th International Association for Dental Research (2006年6月30日 プリスベン) および2nd Meeting of Asian Academy of Osseointegration (2006年10月28日 大阪市) で発表し、要旨は、第43回奥羽大学歯学会 (平成19年6月16日 郡山市) において発表した。

文 献

- 1) Adell, R., Lekholm, U., Rocker, B. and Bränemark, P. I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* **10** ; 387-416 1981.
- 2) Jemt, T., Linden, B. and Lekholm, U. : Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Bränemark implants : from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* **7** ; 40-44 1992.
- 3) Lekholm, U., Steenberghe, D., Herrmann, I., Bollender, C. *et al.* : Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous : A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* **9** ; 627-635 1994.
- 4) 荒川 光, 窪木拓男, 完山 学, 園山 亘ほか : 口腔インプラントの生存に関する疫学調査オッセオインテグレーションの獲得と維持からみた評価 : 日口腔インプラント誌 **15** ; 66-74 2002.
- 5) 木津敏範, 舘山良樹, 舘山千都世, 三上 格ほか : 当院におけるブローネマルクシステムインプラントの臨床統計 : 北海道歯科医師会誌 **59** ; 113-116 2004.
- 6) Lindhe, J., Berglundh, T., Ericsson, I., Liljenberg, B. *et al.* : Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. *Clin Oral Implants Res* **3** ; 9-16 1992.
- 7) Lang, N. P., Bragger, U., Walther, D. and Beamer, B. : Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys clinical and radiographic finding. *Clin Oral Implant Res* **4** ; 2-1 1993.
- 8) 山之内一也, 太田幹夫, 大島みどり, 日高庸行ほか : イヌのインプラント周囲組織にインプラントが及ぼす影響に関する組織学的研究. *日歯周誌* **38** ; 457-464 1996.
- 9) 川崎文嗣 : インプラント周囲炎に関する実験的研究. *日口腔インプラント誌* **12** ; 193-205 1999.
- 10) Sakaguchi, R. L. and Borgersen, S. E. : Biomechanics of screw-retained implant prosthesis. *Quintessence Imp* **3** ; 29-38 1996.
- 11) Jemt, T. and Book, K. : Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* **11** ; 620-625 1996.
- 12) 宮田 隆, 小林之直, 申 基喆, 元村洋一ほか : 実験的咬合外傷が骨結合型インプラントの周囲組織に及ぼす影響 第2報. *日歯周誌* **39** ; 234-241 1997.
- 13) 篠田耕伸, 瀧 佳弘, 高橋好文, 河合達志 : インプラントの生体力学的安定性を支えるための海綿骨の役割. *歯材器* **26** ; 17-25 2007.
- 14) Li, Z., Arataki, T., Shimamura, I. and Kishi, M. : The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. *Bull Tokyo Dent Coll* **45** ; 213-221 2004.
- 15) Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Nemoto, K. and Aida, M. : Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J* **24** ; 219-224 2005.
- 16) 佐藤琢也, 前田芳信, 山本英貴, 十河基文 : 上部

- 構造の連結・非連結の違いが周囲骨の応力分布に与える影響. 日口腔インプラント誌 **20**; 3-10 2007.
- 17) 佐藤孝弘, 草刈 玄, 宮川 修: 下顎臼歯部に適応したインプラント周囲骨の三次元有限要素法による応力解析 — 上部構造による連結固定の力学的影響 —. 補綴誌 **40**; 682-694 1996.
- 18) 堀田宏巳: 下顎Osseointegrated Implant症例におけるFixtureの被圧変位特性に関する実験的研究. 歯科学報 **92**; 1-65 1992.
- 19) 栗澤重樹: イヌ顎骨に適応したOsseointegrated ImplantにおけるFixture周囲支持骨による力の支持機構に関する実験的研究. 歯科学報 **95**; 687-728 1995.
- 20) 河野崇志: 犬の長管骨に適応したOsseointegrated ImplantにおけるFixture周囲骨組織による力の支持機構に関する実験的研究. 歯科学報 **92**; 119-164 1992.
- 21) Chavez, H., Ortman, L. F., DeFranco, R. L. and Medige, J.: Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent* **70**; 421-426 1993.
- 22) Schulte, W.: The Intra-Osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen implant. developmental status after eight years (I). *Quintessence Int* **15**; 9-26 1984.
- 23) Payant, L., Williams, J. E. and Zwemer, J. D.: Survey of dental implant practice. *J Oral Implantol* **20**; 50-57 1994.
- 24) Lindquist, L. W., Rockler, B. and Carlsson, G. E.: Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* **59**; 59-63 1988.
- 25) 中村社綱: 人工歯根の長期安定性. 病態生理 **11**; 859-864 1992.
- 26) Linkow, L. I. and Wagner, J. R.: Management of implant-related problem and infections. *J Oral Implantol* **19**; 321-325 1993.
- 27) Morgan, M. J., James, D. F. and Pilliar, R. M.: Fractures of the fixture component of osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* **8**; 409-414 1993.
- 28) Hoshaw, S. J., Brunski, J. B. and Cochran, G. V. B.: Mechanical loading of Bränemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* **9**; 345-359 1994.
- 29) 野村貴生: Fixture周囲骨組織の強度が下顎Osseointegrated Implantの水平的被圧変位特性に及ぼす影響に関する実験的研究. 歯科学報 **95**; 633-652 1995.
- 30) 野村貴生, 栗澤重樹, 嶋村一郎, 岸 正孝: 2次元有限要素解析における骨結合インプラントの支持の条件設定に関する検討 — イヌ下顎骨に適応されたBränemark implantの実測値との比較 —. 日口腔インプラント誌 **10**; 130-137 1997.

著者への連絡先: 古橋拓哉, (〒963-8611)郡山市富田町字三角堂31-1 奥羽大学歯学部歯科補綴学講座

Reprint requests: Takuya FURUHASI, Department of Prosthetic Dentistry, Ohu University School of Dentistry 31-1 Misumido, Tomita, Koriyama, 963-8611, Japan