



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	3次元有限要素法を用いたチタンインプラント周囲骨の応力解析 - インプラント体の直径と長径の違いが下顎骨の応力分布に与える影響 -
Author(s)	太田, 貴之; Ota, Takayuki; 谷野, 之紀 他
Citation	北海道歯学雑誌, 32(2), 156-165
Issue Date	2012-03
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/48710
Type	journal article
File Information	06-ota_gencho.pdf



原 著

3次元有限要素法を用いたチタンインプラント周囲骨の応力解析 — インプラント体の直径と長径の違いが下顎骨の応力分布に与える影響 —

太田 貴之¹⁾ 谷野 之紀¹⁾ 比嘉 昌²⁾ 大畑 昇¹⁾

抄 録：【目的】デンタルインプラントは口腔機能の回復と審美的な改善の手段として用いられるが、インプラントに加わる咬合力は歯周韌帯を介しないため直接周囲骨に伝達される。そのため組織学的な長期安定性を獲得するためには歯槽骨への適切な応力の分散が不可欠である。本研究は右側下顎骨の第一大臼歯相当部に埋入したインプラント体の直径と長径の違いによる応力分布の状態を比較検討し、さらにインプラント体埋入後に発生する頸部皮質骨の吸収が応力分布に与える影響を調べるため、有限要素法を用いて解析した。

【方法】右側下顎第一大臼歯部に直径と長径の異なる12種類のインプラント体を埋入した3次元有限要素モデルを作製し、垂直方向250N、水平方向20Nの2つの条件下で有限要素プログラム（ANSYS10.0, ANSYS, Inc.USA）を用いて解析を行った。次に3次元有限要素モデルを簡略化し、直径と長径の異なる6種類のインプラント体を埋入し、インプラント体頸部の皮質骨をカップ状に吸収させて解析を行った。

【結果】全モデルにおいてインプラント周囲骨の最大応力発生部位はインプラント体周囲の皮質骨表層部であり、長径を長くすることよりも、直径を太くすることが皮質骨に発生する最大応力値の減少に効果的であった。骨吸収モデルにおいては、骨吸収が進むと、皮質骨に発生する最大応力値は、垂直荷重時では一度減少した後、増加する傾向にあり、水平荷重時では、漸次増加する傾向にあった。また骨吸収が進むと、垂直荷重時、水平荷重時ともに海綿骨の応力値は増加した。

【結論】インプラント体の長径を長くするより、直径を太くする方が皮質骨の応力集中を減少させる効果が大きかった。特に水平方向荷重時にその影響は顕著に表れた。インプラント体頸部に皮質骨吸収がカップ状に発生すると、垂直荷重時、水平荷重時ともに初期の段階では応力が急激に増加することはなかったが、骨吸収が進行すると応力が急激に増加した。

キーワード：有限要素法 応力解析 インプラント 皮質骨 海綿骨

緒 言

歯科用チタンインプラントは、1952年にP.I.Brånemarkがオッセオインテグレーションを発見したことから発展し、近年、材料や術式の進歩により治療成績は向上し、欠損補綴の一つの治療方法として、普及してきた。しかし一方では、インプラント体の破折や上部構造の破折等の機械的偶発症およびインプラント周囲骨の吸収が報告されている¹⁻²⁾。インプラント体と周囲骨組織との界面における骨の吸収、添加に関する動態は未だ不明なことが多い。

インプラントの長期的な予後を左右する因子としては、生物学的要因と力学的要因の二つに大きく分けて考えることができる。Adell and Lekholm³⁾は力学的要因がインプ

ラント周囲骨の吸収の原因の一つであるとしている。しかし、一方でLang et al⁴⁾は、骨の吸収は生物学的合併症（感染症）に関連したものであり、力学的要因の関与を疑問視する報告をしており、はっきりとした結論は出ていない。しかし、骨組織が力学的負荷により、骨吸収や骨添加することは明らかであり、力学的要因がインプラント周囲骨の動態に少なからず影響していると考えられる。

今日、様々なチタンインプラントが臨床応用されており、インプラントサイズも多岐に及び、臨床の現場ではその選択に苦慮することが多い。そこで、インプラントサイズの違いによる周囲骨の応力分布を解析することは、インプラント体の選択基準とインプラント補綴の予後判定に大きく影響するものと著者らは考えている。

¹⁾〒060-8586 札幌市北区北13条西7丁目

北海道大学大学院歯学研究科口腔機能学講座リハビリ補綴学教室（主任：大畑 昇 教授）

²⁾〒671-2201 姫路市書写2167

兵庫県立大学精密工学研究室（主任：格内 敏 教授）

物体に発生する応力の解析方法として有限要素法があるが、近年のコンピュータのハードウェアとソフトウェアの飛躍的な高性能化により、複雑なモデルの解析や解析精度の向上を比較的容易にできるようになってきた⁵⁾。

本研究は右側下顎骨の第一大臼歯相当部に埋入したインプラント体の直径と長径の違いによる応力分布の比較検討と、インプラント体埋入後に発生する顎部皮質骨のカップ状吸収が応力分布に与える影響を、有限要素法を用いて解析した。

実験方法

1. 実験 1

1) 3次元モデルの作製

下顎骨部は40代無歯顎下顎骨模型（ニッシン, Inc. JAPAN）をCT撮影し（スライス厚0.8mm, 管電圧120Kv, 管電流200~250mAs, PHILIPS Brilliance16）、皮質骨と海綿骨からなる下顎第一大臼歯周辺のモデルを作製した。なお皮質骨の厚みは阿部らの報告⁶⁾を参考にし、一律2mmに設定した。

インプラント体はスクリュー形状とし、Straumannインプラントのデザインを参考に、直径が3mm, 4mm, 5mm長径が6mm, 8mm, 10mm, 12mmの計12種類を3次元CADで作製した。

埋入位置は下顎第一大臼歯相当部の頬舌的中央に設定した。また、良好なオッセオインテグレーションが獲得できている状態を想定し、インプラント体周囲の海綿骨に0.3mm~0.6mmの皮質骨⁷⁾を作製した。

歯冠部（上部構造）はポーセレンジャケットクラウンを想定し作製した。またアバットメント上面の中心部に咬合面中心小窩が位置するように調整した。各部位の構成材料のデザインを図1に示す。

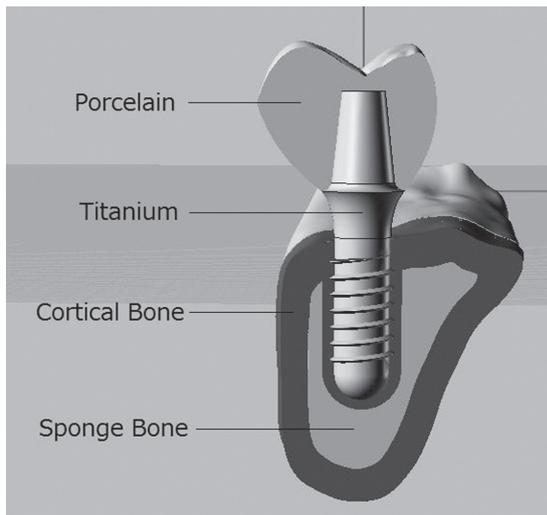


図1 デンタルインプラント構成材料のデザイン（実験1）

2) 解析方法

有限要素プログラム（ANSYS10.0, ANSYS, Inc.USA）を用いて静解析を行った（図2）。解析はVon Mises応力で皮質骨と海綿骨の応力分布の評価を行った。解析にはスーパーコンピュータ（HITACHI SR11000/K1）を使用し、3次元モデルの作製には3次元CADソフト（Rhinceros4.0, AppliCraft Co. Ltd.JAPAN）を用いた。

3) 材料定数

材料特性はすべて均質等方性の線形弾性体とし、ヤング率とポアソン比は過去の報告⁸⁻¹¹⁾を参考にし、表1の値を用いた。

4) 要素分割

すべての要素は完全結合とし、10節点4面体の2次要素で要素分割した。その結果、最多のモデルで要素数205, 110, 節点数244, 810となった。（図2）

5) 荷重条件と拘束条件

荷重条件は下顎第一大臼歯機能時を想定し、岡崎ら¹²⁾の報告を元に、歯冠の中心小窩部にインプラント体に対して垂直方向に250Nと水平（頬側）方向に20Nの2つの条件で荷重を負荷した。拘束条件は下顎骨の下顎枝側断面の全節点を完全拘束した。（図2）

6) 骨吸収域（応力）

生理的な適正範囲の応力値あるいは、骨吸収を引き起こす応力値については明らかにされていないが、堤らの報告¹³⁾を参考にし、60MPa以上を骨吸収域とし、40MPa~60MPaを臨界域とし、40MPa以下を生理的安全域と設定した。

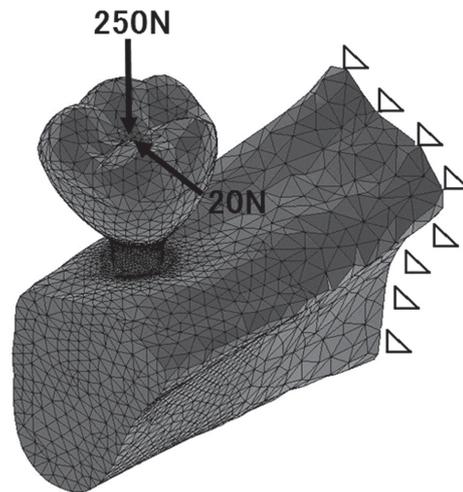


図2 解析モデル（実験1）

2. 実験2

1) 解析方法

実験1より、インプラント体頸部の皮質骨の要素を細分化しても応力が収束せず、応力値は要素の大きさにより上下する状態であったため、純チタンと皮質骨が接触するインプラント体頸部の皮質骨表層部は応力場の特異点になっていることが考えられた。そこで、実験2ではインプラント体頸部の皮質骨に要素の大きさを完全にコントロールできる六面体要素を用いることにした。また、六面体要素を使用するため、3次元モデルを単純化することにした。(図3)

2) 三次元モデル

下顎骨部は高さ16mm、頬舌幅12mm、近遠心幅24mm、皮質骨の厚みを一律2mmとし、実験1のモデルより単純な形態にした。インプラント体はスクリュー部を取り除き、直径が2.4mm, 3.4mm, 4.4mm長径が6mm, 8mm, 10mm, 12mmの計12種類とした。また上部構造も単純化した。さらにインプラント体周囲には一律0.6mmの皮質骨を作製した。(図3)

次にインプラント体頸部の皮質骨をカップ状にインプラント体先端部まで吸収させた下顎骨モデルを作製し、直径が2.4mm, 3.4mm, 4.4mm長径が6mm, 10mmの計6種類のインプラント体で解析した。(図4)

3) 材料定数

実験1と同じ値を用いた。(表1)

4) 要素分割

すべての要素は完全結合とし、応力の集中するインプラント体頸部付近の皮質骨とインプラント体を8節点6面体要素で要素分割し、その他の部位を10節点4面体の2次要素で要素分割した。その結果、最多のモデルで要素数409, 672, 節点数530, 286となった。(図3)

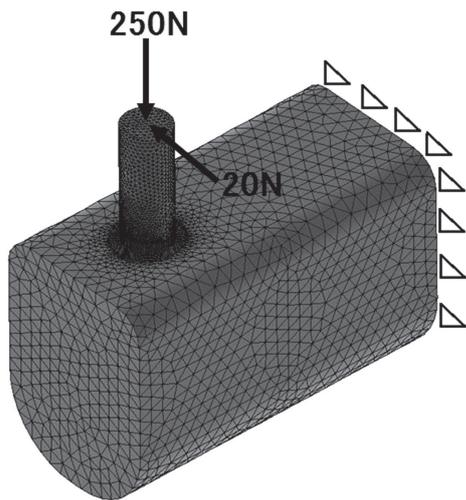


図3 インプラント周囲に6面体要素を使用した解析モデル(実験2)

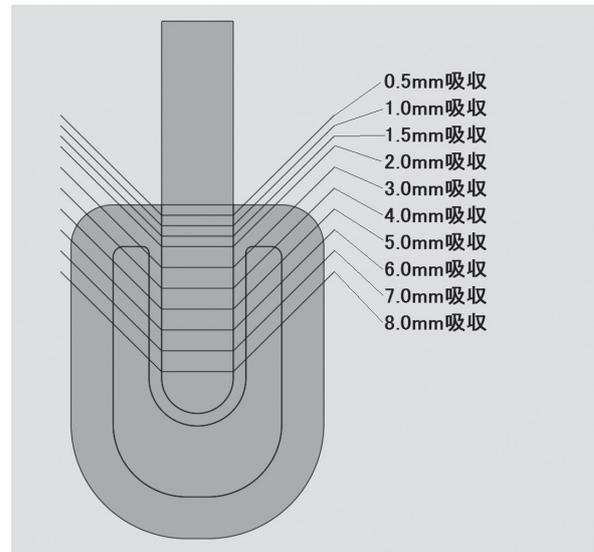


図4 インプラント頸部をカップ状に吸収させた骨モデル(実験2)

表1 材料定数

構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
Porcelain	69000	0.28
Titanium	117000	0.33
Cortical Bone	13000	0.3
Sponge Bone	1300	0.3

素で要素分割した。その結果、最多のモデルで要素数409, 672, 節点数530, 286となった。(図3)

5) 荷重条件と拘束条件

インプラント体上面の中心部に実験1と同様に垂直方向に250Nと頬側方向に20Nの2つの条件で荷重を負荷した。下顎骨の下顎枝側断面の全節点を完全拘束した。(図3)

6) 骨吸収域(応力)

実験1と同様に60MPa以上を骨吸収域とし、40MPa~60MPaを臨界域とし、40MPa以下を生理的安全域と設定した。

結 果

1. 実験1

図5に垂直荷重時(250N)における皮質骨と海綿骨のVon Mises応力の最大値, 図6に水平荷重時(20N)における皮質骨と海綿骨のVon Mises応力の最大値を示す。図7に垂直荷重時(250N)と水平荷重時(20N)のVon Mises応力分布図を示す。

1) 垂直荷重時(250N)の最大値と応力分布(図5)

皮質骨に発生するVon Mises応力の最大値は垂直荷重時

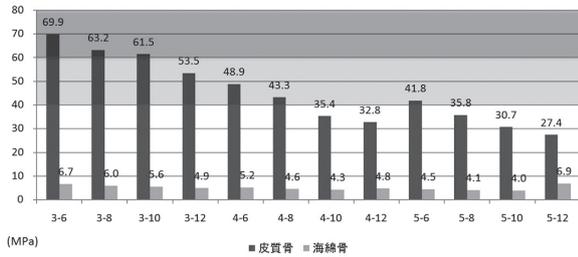


図5 垂直荷重時 (250N) における皮質骨と海綿骨の Von Mises応力の最大値 (実験1)

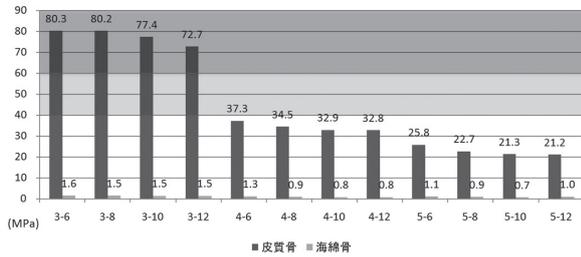


図6 水平荷重時 (20N) における皮質骨と海綿骨の Von Mises応力の最大値 (実験1)

では最大が3-6 (直径 3 mm, 長径 6 mm) のモデルで 69.9MPa, 最小が5-12のモデルで27.4MPaであり, 約2.6倍の差があった. インプラント体の同直径内では長径が長いほうが, 同長径内では直径が大きいほど最大応力値は減少した.

皮質骨の最大応力値について, 骨吸収域に入っていたのは3-6, 3-8, 3-10のモデルであった. 臨界域に入っていたのは3-12, 4-6, 4-8, 5-6のモデルであった. 生理的安全域に入っているのは4-10, 4-12, 5-8, 5-10, 5-12のモデルであった.

皮質骨の最大応力発生部位は全モデルでインプラント体周囲の皮質骨表層部であった. また皮質骨と海綿骨との境界部にも応力の集中がみられた. (図7)

海綿骨の最大応力値は皮質骨に比べて小さく, 同直径内では長径が長いほうが, 同長径内では直径が大きいほど応力値は低くなる傾向にあったが, 4-12と5-12の2つのモデルは特異的に応力値が高くなった.

海綿骨の最大応力発生部位は皮質骨との境界部付近とインプラント体先端部付近であり, 4-12, 5-12のモデルはイ

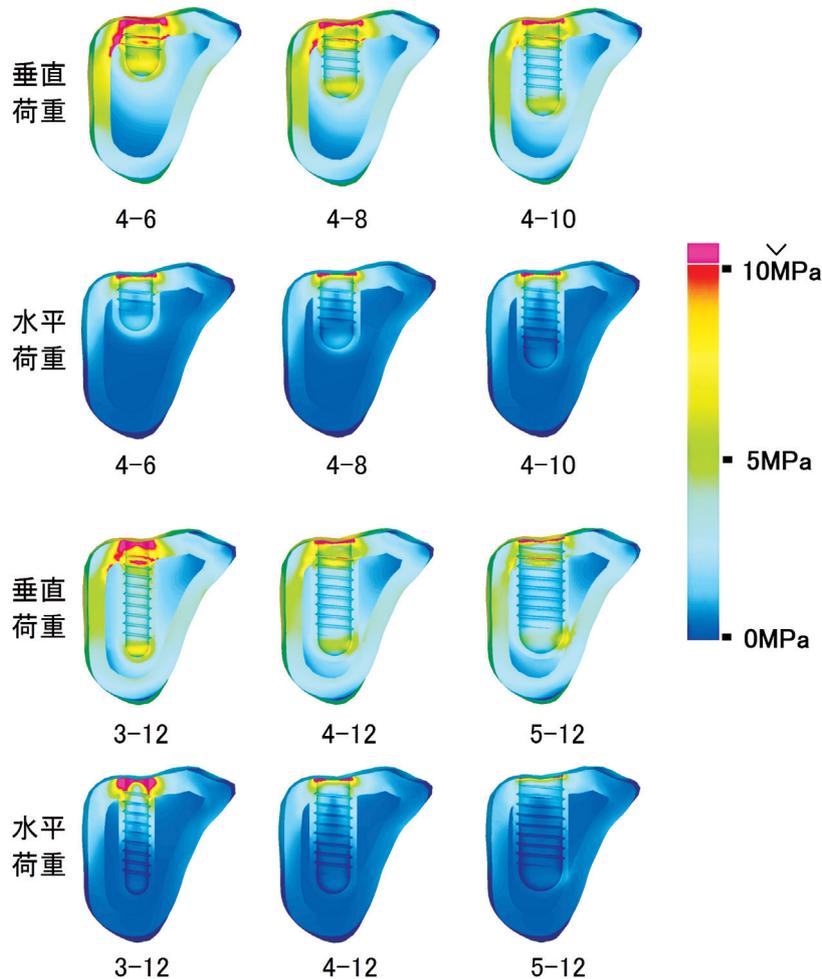


図7 垂直荷重時 (250N) と水平荷重時 (20N) の Von Mises応力分布図 (実験1)

インプラント体先端部付近の舌側（海綿骨が薄くなる部分）の応力が高かった。（図7）

2) 水平荷重時（20N）の最大値と応力分布（図6）

皮質骨に発生する Von Mises 応力の最大値は側方荷重時で最大が3-6のモデルで80.3MPa，最小が5-12のモデルで21.2MPaであり，約3.8倍の差があった。

皮質骨の最大応力値は，直径と長径が大きいほど減少しているが，直径3mmのモデルと直径4mmのモデルとの差が大きく，全体的には長径よりも直径の違いによる応力値の変化が大きかった。

皮質骨の最大応力値について，直径3mmの全てのモデルが骨吸収域に入っていた。また，直径4mmと5mmの全てのモデルは，生理的安全域に入っていた。

皮質骨の最大応力発生部位は全モデルでインプラント体周囲の皮質骨表層部であり，垂直荷重時に比較すれば応力分布は狭い範囲に局限していた。（図7）

海綿骨の最大応力値については，直径と長径が大きいほど減少する傾向にあったが，5-12のモデルの応力値は高かった。全体的には長径よりも直径の違いによる応力値の変化が大きかった。

海綿骨の応力集中部位は皮質骨境界部付近の頬舌側とインプラント体先端部の舌側に認められた。

3) 長径の変化率と応力増減率との関係について（図8，図9）

同直径内の長径6mmのモデルの皮質骨と海綿骨の最大応力値を基準にした増減率を図8（垂直荷重）と図9（水平荷重）に示す。最大応力値の増減率はインプラント体長径の変化率と比較すると極めて小さかった。海綿骨の最大応力は皮質骨よりも小さいが増減率では皮質骨とほぼ同等であった。垂直荷重時では長径を長くすることで皮質骨の最大応力を減少させる効果があるが，水平荷重時では長径を長くしても皮質骨の最大応力を減少させる効果が極めて

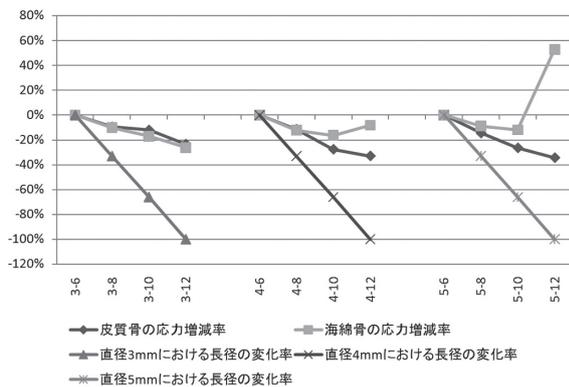


図8 垂直荷重時（250N）における長径の変化率と応力増減率との関係（実験1）

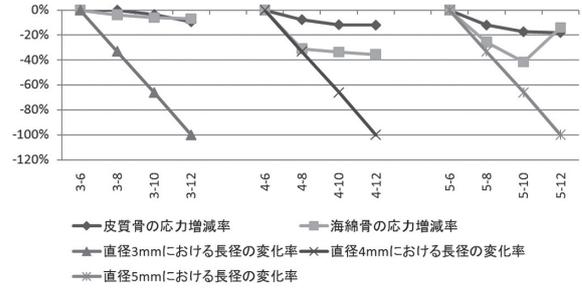


図9 水平荷重時（20N）における長径の変化率と応力増減率との関係（実験1）

小さかった。

2. 実験2

1) 骨吸収0モデル

図10に垂直荷重時（250N）における皮質骨と海綿骨の Von Mises 応力の最大値，図11に水平荷重時（20N）における皮質骨と海綿骨の Von Mises 応力の最大値を示す。

(1) 垂直荷重時（250N）の Von Mises 応力の最大値（図10）

皮質骨に発生する Von Mises 応力の最大値は垂直荷重時では最大が2.4-6（直径2.4mm，長径6mm）のモデルで60.3MPa，最小が4.4-12のモデルで25.2MPaであり，約2.4倍の差があった。インプラント体の同直径内では長径が長いほうが，同長径内では直径が大きいほど応力値は減少した。

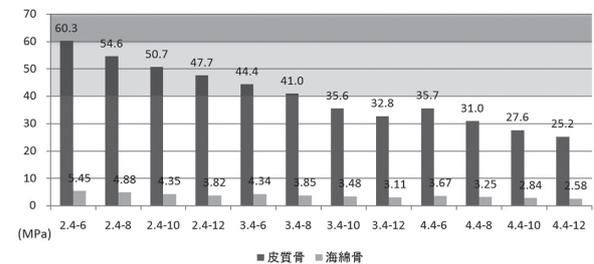


図10 垂直荷重時（250N）における皮質骨と海綿骨の Von Mises 応力の最大値（実験2 骨吸収0モデル）

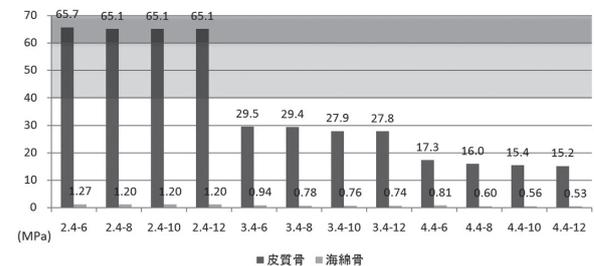


図11 水平荷重時（20N）における皮質骨と海綿骨の Von Mises 応力の最大値（実験2 骨吸収0モデル）

皮質骨の最大応力値について、骨吸収域に入っていたのは2.4-6のモデルであった。臨界域に入っていたのは2.4-8, 2.4-10, 2.4-12, 3.4-6, 3.4-8のモデルであった。その他のモデルは生理的安全域に入っていた。

海綿骨の最大応力値は皮質骨に比べて小さく、同直径内では長径が長いほうが、同長径内では直径が大きいほど応力値は低くなる傾向にあり、実験1のように特異的に応力値が高くなるモデルはなかった。

(2) 水平荷重時 (20N) のVon Mises応力の最大値 (図11)

皮質骨に発生するVon Mises応力の最大値は側方荷重時で最大が2.4-6のモデルで65.7MPa, 最小が4.4-12のモデルで15.2MPaであり、約4.3倍の差があった。

皮質骨の最大応力値は、直径と長径が大きいほど減少しているが、直径2.4mmのモデルと直径3.4mmのモデルとの差が大きく、長径の違いによる応力値の変化は小さかった。

皮質骨の最大応力値について、直径2.4mmの全てのモデルが骨吸収域に入っていた。また、直径3.4mmと4.4mmの全てのモデルは、生理的安全域に入っていた。

海綿骨の最大応力値については、直径と長径が大きいほど減少する傾向にあり、実験1の5-12モデルのように応力値が特異的に高くなることはなかった。

(3) 長径の変化率と応力増減率との関係について (図12, 図13)

同直径内の長径6mmのモデルの皮質骨と海綿骨の最大応力値を基準にした増減率を図12 (垂直荷重) と図13 (水平荷重) に示す。皮質骨の最大応力増減率及び、海綿骨の最大応力増減率は、共にインプラント長径の増加にともない減少した。

2) カップ状吸収モデル

図14に垂直荷重時 (250N) における皮質骨と海綿骨のVon Mises応力の最大値、図15に水平荷重時 (20N) における皮質骨と海綿骨のVon Mises応力の最大値を示す。

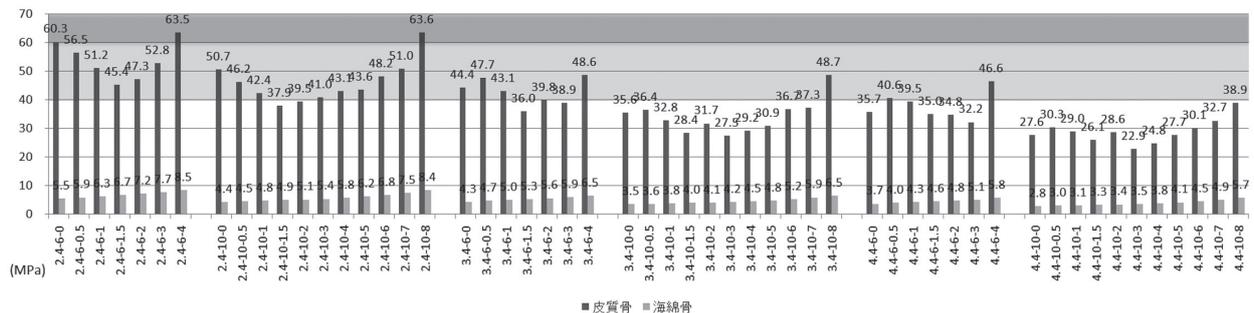


図14 垂直荷重時 (250N) における皮質骨と海綿骨のVon Mises応力の最大値 (実験2カップ状吸収モデル)

(1) 垂直荷重時 (250N) のVon Mises応力の最大値 (図14)

2.4-6, 2.4-10, 3.4-6のモデルでは骨吸収が進むにつれ、皮質骨の最大応力値は減少し、1.5mm吸収で最小値となり、骨吸収が2mm以上進むと再び応力は増加した。

3.4-10, 4.4-6, 4.4-10モデルは3.0mm吸収で最小値となり骨吸収が4mm以上進むと再び応力は増加した。

皮質骨の最大応力値において、骨吸収領域に入っているものは2.4-6の0, 4吸収モデル, 2.4-10の8吸収モデルで、臨界域にあるものは2.4-6の0.5, 1.0, 1.5, 2, 3吸収モデル, 2.4-10の0, 0.5, 1.0, 3, 4, 5, 6, 7吸収モデル, 3.4-6の0, 0.5, 1.0, 4吸収モデル, 3.4-10の8吸収モデル, 4.4-6の0.5, 4吸収モデルであった。その他のモデルは生理的安全域に入っていた。

海綿骨の最大応力値は骨吸収が進むにつれて全てのモデルで増加した。

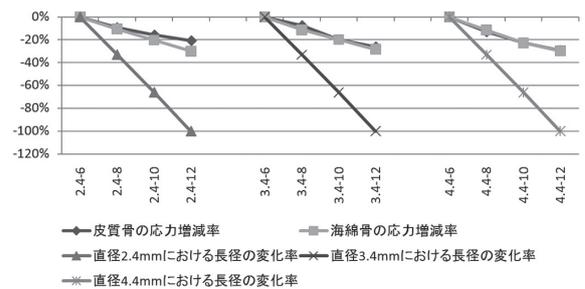


図12 垂直荷重時 (250N) における長径の変化率と応力増減率との関係 (実験2骨吸収0モデル)

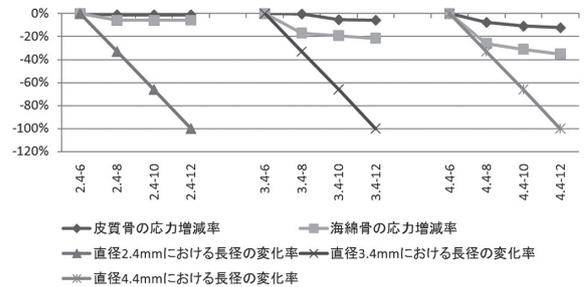


図13 水平荷重時 (20N) における長径の変化率と応力増減率との関係 (実験2骨吸収0モデル)

(2) 水平荷重時 (20N) の Von Mises 応力の最大値 (図15)

皮質骨の最大応力値は骨吸収が進むと、増加傾向にあり、2.4-6, 2.4-10, 3.4-6のモデルは骨吸収が3mm以上になると応力が急激に増加した。4.4-6のモデルは骨吸収が4mm以上になると応力が急激に増加した。3.4-10, 4.4-10のモデルは骨吸収が6mm以上になると応力が急激に増加した。

皮質骨の最大応力値が骨吸収域に入っていたのは直径2.4mmの全てのモデル、3.4-10の8吸収モデルで、臨界域にあるのは3.4-6の3, 4吸収モデル、3.4-10の6, 7吸収モデル、4.4-6の4吸収モデル、4.4-10の7, 8吸収モデルであった。その他のモデルは生理的安全域に入っていた。

海綿骨の最大応力値は全てのモデルで骨吸収が進むにつれて増加した。

考 察

1. 解析モデルについて

1) 実験1

実験1の解析モデルの下顎骨部は無歯顎模型をCT撮影した画像から構築したことにより、複雑な形態を有する下顎骨を精密に再現できた。

有限要素法では一般的に解析モデルの要素を細分化すると解析精度が向上し、応力場の応力値は一定の値に収束する。しかし、実験1の解析モデルでは、応力の集中するインプラント体頸部の皮質骨の要素を細分化していくと、最大応力値は増加していき、収束を確認できなかった。また、この部位は異種材料の境界(皮質骨と純チタン)であるため、応力場の特異点になっていると考えられた。実験1の解析モデルは複雑な曲面で構成されているため、海綿骨の厚みが不均一となり、技術的な問題により、四面体要素でしか要素分割できなかった。解析精度をより向上させるためには、下顎骨の形態を単純化し、六面体要素を使用する必要があると思われる。

垂直荷重時における4-12と5-12モデルの海綿骨の最大応力及び、水平荷重時における5-12モデルの海綿骨の最大応

力が特異的に大きくなったことについては、最大応力発生部位がインプラント体先端部の舌側で、海綿骨の厚みが急激に減少する部位であり、そのため応力集中が起きたと考えられた。(図7)

2) 実験2 (骨吸収0モデル)

実験2の解析モデル(図3)については実験1と同様に要素を細分化しても応力の収束を確認できず、皮質骨と純チタンの境界は応力場の特異点になっていることが考えられた。しかし、実験1と異なり、海綿骨の応力値が特異的に高くなるモデルが存在しなかったのは、骨形状を単純化したことにより、長径が長くなっても、インプラント体先端部の海綿骨の厚みが確保され、その部位に応力集中が起きなかったためと考えられた。

2. 解析結果について

堤らは40MPa以下を生理的安全域、40MPa~60MPaを臨界域とし、60MPa以上を骨吸収域としたが、これはミニプレートによる下顎骨の応力測定から導きだした値をインプラントに応用したものである。著者らが過去に治療した、インプラント禁忌症といわれているブラキシズムの強い患者¹⁴⁾の咬合圧測定において、咬合力が約800N、咬合圧が約40MPaという測定結果が得られたことから、堤らの設定した臨界域は臨床的に妥当な値と考えた。

側方荷重時では直径3mmのインプラントに大きな応力が発生した解析結果は、インプラントは側方荷重に弱いという臨床報告と一致し、臨床的には直径4mm以上が必要であるという示唆が得られた。

力学的観点から考えるとインプラント体長径を長くするよりインプラント体直径を太くする方がインプラント周囲骨の応力を分散させる効果が大きいという本実験結果は、Himmlova¹⁵⁾ *et al*の報告と一致した。

しかし、Ivanoff¹⁶⁾ *et al*は直径が5mmのインプラントは直径が3.75mmや4mmのインプラントに比べ生存率が低かったと報告している。臨床では直径を太くすると歯槽

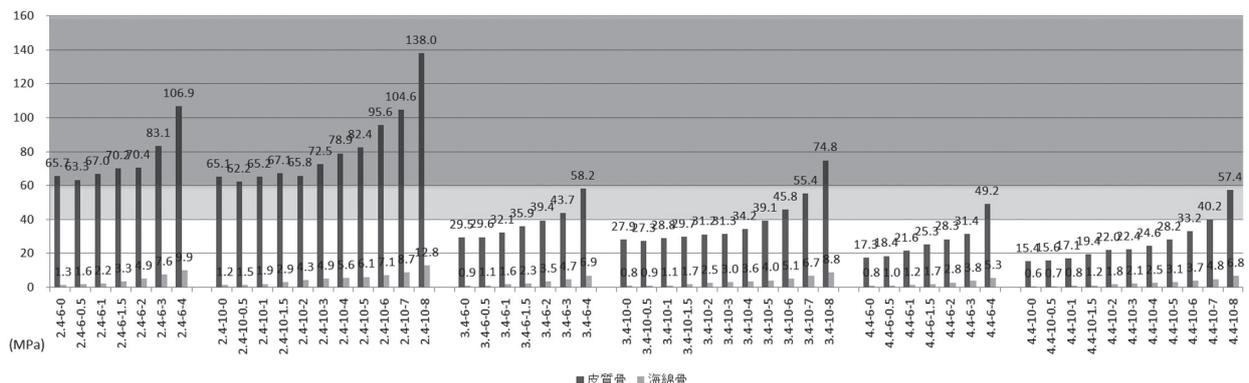


図15 水平荷重時 (20N) における皮質骨と海綿骨の Von Mises 応力の最大値 (実験2 カップ状吸収モデル)

骨の頂上を平坦化させなければならず、また不動上皮の量を確保しなければならないため、インプラントの長期的な安定を考えると必要最低限に応力集中を緩和し、かつ手術侵襲の少ないデザインとしては、長径が10mm以上であれば直径4mm、長径が10mm以下であれば直径5mmのデザインが推奨できると考えられた。

3. カップ状吸収モデル

(1) 垂直荷重時

垂直荷重時の皮質骨に発生するVon Mises応力の最大値は、骨吸収が進むにつれて、一度減少する傾向にあった。これは北村ら¹⁷⁾の報告と一致した。さらに骨吸収が進むと最大応力が増加していくのが特徴的であった。一方、海綿骨の最大応力値は骨吸収が進むにつれ、増加した。図16に2.4-10モデルの垂直荷重時の応力分布図を示す。骨吸収0モデルにおいて、垂直荷重時の応力集中部位は最大応力の発生する皮質骨表層部と同部位の2mm下方の海綿骨に隣接した皮質骨部とインプラント体先端部の3箇所に観察できた。骨吸収が進むにつれて下方の応力集中部位の応力が増加し、2.0mm吸収した時に、表層部と下方の応力集中部位が一体化し、さらに8.0mm吸収でインプラント先端部の応力集中部位と一体化し、皮質骨の応力値は最大値に達したと考えられる。

1.5mmの骨吸収まではインプラント体頸部の皮質骨全体に応力が広がっており、結果的に皮質骨表層部の最大応力が減少したのではないかと考えられた。

また全てのモデルでインプラント体の長径の1/2の骨量を失っても皮質骨の最大応力値は骨吸収0と同等かそれ以下であり、垂直荷重時には骨吸収がある程度進行しても、応力の分散がおり、骨吸収域には達しなかったと考えられた。しかし、臨床的には骨吸収が進行すると、インプラント体周囲のポケットが深くなり、生物学的要因(感染)の合併によって骨吸収がさらに急激に進行することが考えられる。

(2) 水平荷重時

水平荷重時には、皮質骨と海綿骨のVon Mises応力の最大値は、骨吸収が進むにつれ増加する。これは骨吸収が進むと、水平荷重時は力のモーメントの影響を受けるためと考えられる。

図17に2.4-10モデルの水平荷重時の応力分布図を示す。骨吸収0モデルでは皮質骨頸部にのみ応力が集中しているが、骨吸収が3mmになるとインプラント体先端部にも応力が発生し、骨吸収が8mmになると皮質骨表層部とインプラント体先端部の応力集中部位が一体化し、皮質骨の最大応力値が急激に増加したと考えられる。

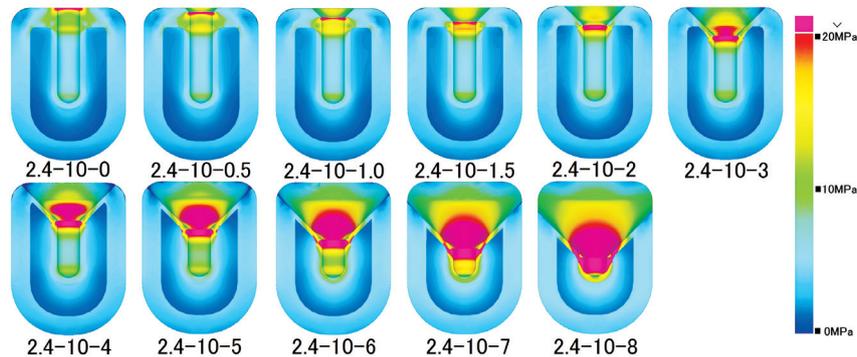


図16 垂直荷重時 (250N) における2.4-10モデルのVon Mises応力分布図 (実験2カップ状吸収モデル)

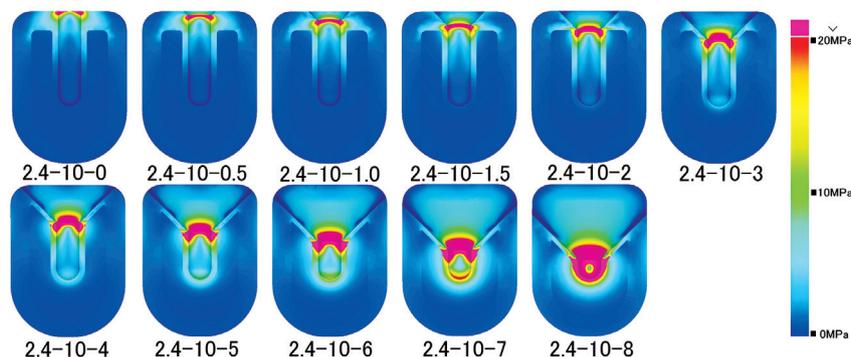


図17 水平荷重時 (20N) における2.4-10モデルのVon Mises応力分布図 (実験2カップ状吸収モデル)

そのため、臨床的には頸部骨の吸収が約3mmまで進んだ場合は咬合調整により、インプラントに加わる側方力を減ずる処置が必要であると考えられた。

結 論

- 1 全モデルにおいて、垂直荷重時および水平荷重時では、骨の最大応力発生部位はインプラント体周囲の皮質骨表層部であり、海綿骨の最大応力値は小さかった。
- 2 インプラント体形状の違いにより、インプラント周囲骨に発生する最大応力値は異なり、長径を長くするより、直径を太くする方が皮質骨に発生する最大応力を下げる効果が大きく、特に側方荷重時にはその効果が顕著であった。
- 3 骨吸収モデルにおいては、垂直荷重時の皮質骨表層部の最大応力値は、骨吸収が進行すると、一度減少し、さらに骨吸収が進むと最大応力値は増加した。
- 4 骨吸収モデルの水平荷重時においては、インプラント体頸部の骨吸収が初期の段階では最大応力値の増加は緩やかであるが、さらに骨吸収が進行すると、皮質骨の最大応力値は急激に増加した。

謝 辞

本研究に様々な面でご協力をいただきましたリハビリ補綴学教室の皆様にご心より感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K : Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 81 : 537-552, 1999.
- 2) 松下恭之, 佐々木健一, 郡英寛, 江崎大輔, 春田明日香, 古谷野潔 : インプラント咬合にエビデンスはあるか?. 日本補綴歯科学会雑誌 52 : 1-9, 2008.
- 3) Adell R, Lekholm U : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International Journal of Oral Surgery 10 : 387-416, 1981.
- 4) Lang NP, Wilson TG, Corbet EF : Biological complications with dental implants : their prevention, diagnosis and treatment : Clin Oral Implants Res 11 : 146-155, 2000.
- 5) 高野直樹 : 有限要素法. 矢川元基編, 構造工学ハンドブック 362-366, 丸善, 東京, 2004.
- 6) 阿部潤一, 川和忠治, 福永秀樹, 割田研司 : インプラントの近心傾斜が応力分布に及ぼす影響. 日本補綴歯科学会雑誌 45 : 189-201, 2001.
- 7) 岸好彰, 高橋好文, 東分吉, 松尾雅斗, 高橋和人, 長谷川二郎 : 咬合機能下におけるインプラント界面骨と微小循環. 日本歯周病学会誌 43 : 43-51, 2001.
- 8) 谷野之紀, 黒江敏史, 佐藤範幸, 立花佳奈, 三田村好矩, 大畑昇 : 3次元有限要素法を用いた支台築造の応力解析 ファイバーポストおよび各種金属ポストの弾性係数の違いによる影響. 北海道歯学雑誌 25 : 10-18, 2004.
- 9) 前澤周文, 若林則幸, 横山紗和子, 塩田真, 鈴木哲也 : インプラント支台クラウンの咬合接触の強さが歯冠および支持骨の応力分布に及ぼす影響. 日本補綴歯科学会雑誌 51 : 582-591, 2007.
- 10) 渡辺浩秀, 山森徹雄 : インプラント支持オーバーデンチャーの有限要素解析. 奥羽大学歯学誌 37 : 13-20, 2010.
- 11) MatWeb, <http://www.matweb.com/>, Barbara Simms Hudock, Ph.D, 2010.
- 12) 岡崎正史 : 咀嚼力の三次元的解析に関する研究 下顎第一大臼歯における検討. 歯科学報 88 : 1643-1666, 1988.
- 13) 堤定美 : インプラントの生体力学. 末次恒夫編, 松本直之編, 歯科インプラント 95-103, 厚徳社, 東京, 2000.
- 14) 大畑昇 : 欠損形態に対応した顎補綴治療 下顎骨部分欠損症例 非再建症例 10年間にわたる経過症例報告. 歯科ジャーナル 38 : 573-578, 1993.
- 15) Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S : Influence of implant length and diameter on stress distribution : a finite element analysis. J Prosthet Dent 91 : 20-25, 2004.
- 16) Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U : Influence of variations in implant diameters : a 3- to 5-year retrospective clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 14 : 173-180, 1999.
- 17) 北村絵里子, 野村修一 : 力学的要因がインプラント及び周囲骨に与える影響 三次元有限要素法を用いた応力解析. 新潟歯学会雑誌 33 : 269-270, 2004.

ORIGINAL

Stress analysis of the bone surrounding dental implants using a three-dimensional finite element method

– Effects of the dental implant design and mandible on the stress distribution in the surrounding bone –

Takayuki Ota¹, Yukinori Tanino¹, Masaru Higa² and Noboru Ohata¹

ABSTRACT : [Background] Dental implants are now widely used for patients suffering from oral dysfunction and esthetic problems due mainly to missing teeth. The occlusal force on the superstructure of implants directly transfers to the alveolar bone due to the close contact (osseointegration) between bone and implant, and in turn to the periodontal ligament. Therefore, a well-considered decentralization of the occlusal force to the alveolar bone is necessary to achieve a for longer-lasting life of dental implants. The present study analyzed the influence of root-size differences of dental implants on the distribution of stress in alveolar bone using a finite element method. The effect of stress absorption in the neck cortical bone of implants on the stress distribution was also analyzed.

[Materials and methods] First molar-equivalent parts of the mandibular bone was adopted for the analysis. Twelve different sizes (diameters at the neck: 3, 4, and 5 mm and lengths of fixture: 6, 8, 10, and 12 mm) of the dental implant were investigated. Occlusal forces, (250 N vertical and 20 N horizontal), were loaded on the dental implant and the stress distribution in the alveolar bone was calculated. Then, a simplified force absorption of the neck cortical bone was simulated for each size of the dental implants and the stress distribution was re-analyzed. A computer program (ANSYS10.0, ANSYS, Inc.USA) was used for all of the finite element analysis.

[Results] With all the dental implant sizes, the maximum stress was generated in the surface of the cortical bone around the body of the implant. Longer lengths and larger diameters of fixtures resulted in lower stress on the bone. The diameter of the implant affected the stress distribution more than the length. This tendency was especially apparent with horizontal loads. In the bone absorption model, absorption deeper in the bone affected a decrease in the generated maximum cortical stress especially under vertical stresses, while the stress increased under horizontal stress loadings. Here, the changes in stress values in cancellous bone were small.

[Discussion and conclusion] The results showed that the diameter rather than the length of dental implants is the more important/effective factor to achieve reductions in stress by occlusal forces, and this is clearly observed in horizontal loadings. It was also suggested that bone absorption in the neck of implants, does not cause dynamic instability with vertical occlusal forces.

Key Words : FEM, Stress analysis, Implant, Cortical bone, Cancellous bone.

¹Oral Rehabilitation, Division of Oral Functional Science, Graduate School of Dental Medicine, Hokkaido University. (Chief : Prof. Noboru Ohata) N13 W7, Kita-ku, Sapporo 060-8586, Japan

²Precision Engineering Research Group, University of Hyogo. (Chief : Prof. Satoshi Kakunai) 2167, Syosya, Himeji 671-2201, Japan