原 著 論 文

インプラントの近心傾斜が応力分布に及ぼす影響

阿部 潤一 川和 忠治 福永 秀樹 割田 研司

The Influence of Mesial Inclination of Implant on Stress Distribution around Implant

Jun-ichi Abe, Tadaharu Kawawa, Hideki Fukunaga and Kenji Warita

歯科補綴学的意義

現在、インプラントによる治療は歯の欠損補綴に対する一選択肢として認識されている。一方でインプラント治療の偶発症の原因として、顎骨への持続的過度の応力があげられている。臨床において、植立されたインプラント間には傾斜が存在することがあり、インプラントの傾斜が応力分布に及ぼす影響を把握することは重要である。有限要素法により検討した結果、近心傾斜については15°未満が望ましいことが示唆された。

抄 録

目的：この研究の目的は、インプラントの近心傾斜がインプラント周囲顎骨の応力分布へ及ぼす影響を検討することである。

方法：下顎臼歯部欠損に、2本のインプラントを植立し、ブリッジ形態の上部構造体で補綴した状態を想定した二次元有限要素法モデルを構築した。そのうち遠心のインプラントを近心に0°から30°まで傾斜させ、咬合面3カ所に垂直に98 N (10 kgf) ずつ荷重し、有限要素法にて応力解析を行った。

結果：1. 傾斜0°モデルではインプラント全体、上部構造体は荷重点直下から連結部にかけて、顎骨はインプラント顎部皮質骨、尖端海綿骨およびインプラント間皮質骨表層に応力集中がみられた。インプラントの近心傾斜に伴い近心インプラント周囲では大きな変化はなかったが、遠心インプラント周囲では、インプラント尖端、上部構造体の遠心連結部で応力が減少し、近心顎部皮質骨で応力が増加した。2. 遠心インプラントの近心傾斜に伴い、遠心インプラントの近心顎部皮質骨で応力値の増加量が最大であった。

結論：1. インプラントの近心傾斜に伴い、荷重を主に負担（応力集中）する部位がインプラントの顎部皮質骨および尖端海綿骨からインプラントの傾斜側へと変化していくことが示された。2. 骨の吸収を防ぐためには、15°未満の傾斜が望ましいと考えられた。

和文キーワード

有限要素法、インプラントの近心傾斜、応力分布、骨吸収

昭和大学歯学部第一歯科補綴学教室（主任：川和忠治教授）

The First Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Showa University (Chief : Prof. Tadaharu Kawawa)

受付：2000年8月1日/受理：2000年10月23日

Received on August 1, 2000/Accepted on October 23, 2000

I. 緒 言

現在、歯の欠損症例への補綴法の一選択肢として歯科インプラントによる治療が行われている¹⁻⁴⁾。長年にわたるインプラントの形態や表面性状の改良により臨床成績は高い成功率を示し、治療法として確立しつつあるが³⁻⁵⁾、一方で、オッセオインテグレーションの喪失によりインプラントに動揺をきたし、撤去に至る症例も報告されている⁶⁻⁸⁾。その原因の1つとして、顎骨への持続的な過度の応力による骨吸収があげられており⁹⁻¹⁴⁾、インプラント周囲の応力分布を把握し、適所に適度の応力を分散、負担させることは、オッセオインテグレーションを維持しインプラント治療の予知性を高くするために非常に重要である。しかし、インプラントには天然歯と異なり歯根膜による緩衝機構が存在しないため荷重は直接顎骨へ伝達され、インプラントは顎骨への持続的な過度の応力が発生しやすい素因を有している^{12,15,16)}。そのため、インプラント周囲の応力分布を把握する目的で有限要素法を用いた検討が行われている^{12,16-29)}。しかし、複数本のインプラントによる補綴処置を想定した研究では、それぞれが平行に植立された状態で検討されており^{24,26,29)}、平行に植立されていないことが多い臨床的な形態を必ずしも再現しているとはいえない³⁰⁾。そこで、傾斜インプラント周囲の応力分布の検討が重要となる。臨床的には、傾斜インプラントの傾斜側で広範囲の骨の吸収がみられることが多く³¹⁾、インプラントの傾斜と顎骨への持続的な過度の応力、ひいては骨吸収との間に何らかの関連性が予想されるが、どの程度までインプラントを傾斜植立しても骨吸収を生じさせないかについては確固とした指標がない。そこで本研究では、インプラントの近心傾斜の変化が応力分布に及ぼす影響を明らかにすることを目的として、有限要素法を用いた検討を行った。

II. 方 法

1. 有限要素モデル

インプラントは純チタン、上部構造体は金合金 (Type III)、顎骨は皮質骨と海綿骨からなり、均質、等方性の材料とし、各々が共有する節点は 100% 結合

図 1 Schematic representation of finite element model and calculated regions (0 degree model)
有限要素モデルおよび応力算出部位の模式図 (0° 傾斜)

図 2 Finite element model (0 degree model)
有限要素モデルの 1 例 (0° 傾斜)

しているものと仮定した。図 1, 2 に傾斜 0° の場合のモデルを示す。

1) インプラント

インプラントは、直径 4.1 mm、長さ 12 mm のシリンダー型とした。当教室の石浦³⁰⁾、樋口³²⁾の研究に基づき下顎第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯欠損

表 1 Material properties
物性値

	ヤング率 (GPa)	ポアソン比
純チタン	10.8×10 ² (11,000 kgf/mm ²)	0.33
金合金 (Type III)	8.83×10 ² (9,000 kgf/mm ²)	0.33
皮質骨	1.47×10 ² (1,500 kgf/mm ²)	0.30
海綿骨	0.49×10 ² (500 kgf/mm ²)	0.30

部に、インプラント間距離 14 mm で 2 本植立した。

2) 上部構造体

上部構造体は、2 本支台のブリッジ形態の補綴処置をした状態を想定した。あらかじめ上部構造体を単純形態と解剖的形態で検討した結果、インプラントの傾斜に伴う応力分布の変化や応力値に顕著な差はなかった。そこで、解析を単純化するため、上部構造体は単純形態とした。

3) 顎骨

有限要素法では、解析結果はモデルの形状に依存するため^{23,26,33)}、インプラントを主に支持しているとされる上縁皮質骨の厚さが重要である。そこで、顎骨の厚さについては、当科で下顎臼歯部欠損にインプラントを植立した、男性 3 名、女性 6 名、年齢 28~61 歳、平均年齢 50.7 歳の下顎第二小臼歯、第二大臼歯相当部の CT 像を計測し、その平均的厚さを参考とした。その結果、厚さは下顎骨上縁皮質骨は 1.6±1.49 mm、下縁皮質骨は 3.2±0.66 mm、海綿骨は 22±3.71 mm となった。過去の研究において、モデル中のインプラントの直径や、長さとの比から算出すると、ほぼ同程度であった^{12,16,21,25,27)}。

4) インプラントの傾斜角度

臨床では、口腔内の解剖学的形態および器具の形状等から、特に臼歯部では複数本のインプラントを平行に植立することは難しい場合がある。当教室の石浦³⁰⁾は、15 症例のインプラント支台の作業模型を計測したところ、一方のインプラントを基準とした場合もう一方のインプラントは、最小 0° から最大 25°、平均約 10° の近遠心傾斜をもって植立されていた。そこで、インプラントの植立角度の違いによる応力分布の変化を検討するため、0° からテーパー 15° のアバットメントを装着した場合ワンピースでブリッジの上部構造体

の製作が可能と考えられる最大 30° まで、5° ずつ近心傾斜させた有限要素モデルを構築した。

5) 荷重条件

荷重点はインプラント上の咬合面、およびポンティック中央の咬合面 3 カ所で約 98 N (10 kgf) (以下 98 N と記す) ずつ咬合平面に対して垂直に負荷した^{34,35)}。

6) 拘束条件

拘束点には応力集中が生じないことが望ましいが、全く生じさせないことは不可能である^{27,35)}。そのため拘束点への応力集中が少なく、インプラント周囲顎骨の応力分布への影響が少ない部位に拘束点を設定する必要がある。二次元の有限要素法解析では、下顎骨の下縁 1/3 もしくは、下顎骨下縁を拘束している研究が多い^{12,19,21,23,25)}。以上のことから、下顎骨下縁全節点を完全拘束した。

7) 物性値

生体組織は異方性、非線形性を有するといわれ^{36,37)}、個体差や計測部位によりばらつきも大きい。そのため物性値の計測は行わず、過去の文献を参考とした^{12,16,19,24,28)} (表 1)。海綿骨は研究ごとに異なるため、採用している研究が多かったヤング率 49.0 GPa (500 kgf/mm²) とした^{12,17,19)}。

8) 要素

要素は、解析精度が高いとされる四節点四角形要素を用い^{19,23)}、プログラムの自動メッシュ機能を用いて要素分割した結果、総節点数 8,132~8,276、総要素数 7,888~8,030 となった。図 2 に傾斜 0° のモデルを示す。

以上の条件により、有限要素法プログラム COSMOS/M Ver.2.0 (Structural Research & Analysis Corp.) と、パーソナルコンピュータ (DELL コンピュータ, Dimension XPS R 400) を用いて線形解析を行った。なお、応力の評価は各要素間の応力値の大小関係を単純に比較しやすい Von Mises (フォンマイセス) 応力を指標として用いた。

2. 検討項目

1) インプラントの傾斜による応力分布の変化

2 本のインプラントのうち、遠心インプラントをインプラントの近心頸部を中心に 0~30° まで 5° ずつ近心傾斜させ、それぞれに上部構造体を装着した計 7 モ

デルを構築し (以後, 0°モデルとする), インプラントの傾斜による応力分布の変化を検討した。また, 顎骨は応力集中により骨吸収などの形態的变化を起こしやすく, その結果オッセオインテグレーションの喪失という直接的影響として表れるため, 特に Von Mises 応力分布図 (図 3) において応力集中していたインプラント周囲顎骨 (A~L) (図 1) に着目して傾斜による応力分布の変化を検討した。

2) インプラント傾斜とインプラント周囲骨内 Von Mises 応力値

Von Mises 応力分布図より, 特に傾斜による変化が顕著な部位について, インプラント周囲顎骨各部位 (A~L) (図 1) の 6 から 10 節点を選択しその平均応力値から, インプラントの傾斜に伴う平均応力値の変化を検討した。

III. 結 果

1. インプラントの傾斜による応力分布の変化

1) インプラントの傾斜に伴う Von Mises 応力分布の変化 (図 3)

0°モデルの Von Mises 応力分布図 (図 3-a) において, インプラントは全体にわたって, 上部構造体は荷重点直下から連結部にかけて, 顎骨はインプラント頸部皮質骨 (A, E, F, L), 尖端海綿骨 (C, I), およびインプラント間の皮質骨表層付近に応力集中がみられた。インプラントの近心傾斜に伴い, 近心インプラント周囲では大きな変化はないが, 上部構造体の遠心連結部, 遠心インプラントの尖端 (I) では応力値が減少し, 遠心インプラント近心頸部皮質骨 (F) では応力値が増加した。

2) インプラントの傾斜に伴う骨内 Von Mises 応力分布の変化 (図 4)

近心インプラント周囲では, インプラント頸部皮質骨 (A, E) および尖端海綿骨 (C) で応力集中が認められたが, 遠心インプラントの傾斜に伴う応力分布の変化は認められなかった。また, 遠心インプラントでは, 0°モデル (図 4-a) におけるインプラント周囲顎骨では, 近心インプラントと同様の部位 (F, I, L) で応力集中が認められたが, インプラントの近心傾斜に伴いインプラント尖端海綿骨 (I) から傾斜側頸部 (F) 方向へ徐々に応力値の大きな部位が増加

し, インプラントの傾斜側 (F, G, H) で応力の増加が顕著となった。一方, 反対側 (J, K, L) では徐々に応力値の大きな部位が減少し, 荷重を主に負担する部位がインプラントの近心頸部皮質骨 (F), 遠心頸部皮質骨 (L) および尖端海綿骨 (I) からインプラント体の傾斜側 (F, G, H) の広い範囲へと変化していくことが示された。

2. インプラント傾斜とインプラント周囲骨内 Von Mises 応力値 (図 5)

1) 近心インプラントについて (図 5-a)

インプラントの各部位では, インプラントの近心傾斜に伴う大きな応力値の変化はなかった。すなわち, A では 0°モデルで 4.90 MPa であったものが, 30°モデルでも 5.10 MPa とほとんど変化していなかった。B, C でも同様であった。また, D, E では応力値は減少したものの変化はわずかであった。

2) 遠心インプラントについて (図 5-b)

インプラントの近心側では, インプラントの近心傾斜に伴い応力値が増加した。特に F では, 0°モデルで 2.94 MPa であったものが, 30°モデルで 8.63 MPa へと約 200% 増加した。また, G では 1.96 から 4.61 MPa へ約 150%, H では 4.41 から 5.69 MPa へ約 30% 増加し, インプラント歯冠側方向で増加率が高かった。逆に I, J, K, L ではインプラントの近心傾斜に伴い応力値が減少傾向を示した。特に L では, 0°モデルで 5.00 MPa であったものが, 30°モデルで 0.98 MPa へと約 80% 減少した。また K では 1.86 から 0.29 MPa へ約 85%, J では 3.82 から 0.78 MPa へ約 80%, I では 6.28 MPa から 4.31 MPa へ約 30% 減少し, インプラント歯冠側方向で減少率が高かった。

IV. 考 察

これまで歯科インプラントの応力分布に関しては, 有限要素法により多くの検討が行われているが, インプラント体の材質^{16,17)}, 形状^{16,17~20)}, 骨との接触関係^{22,25,27)}, 天然歯との連結の影響^{16,17,19,26,28)}等に関する研究が多い。一方, インプラントの傾斜による影響に関して, インプラントの頬舌的傾斜について^{21,23)}はみられるが, インプラントの近遠心的傾斜角度の変化に

図 3 The change of Von Mises stress distribution as the inclination of implant
 a : 0 degree model, b : 10 degree model, c : 20 degree model, d : 30 degree model, e : Color/value range (MPa)
 インプラントの傾斜に伴う Von Mises 応力分布の変化
 a : 0° モデル, b : 10° モデル, c : 20° モデル, d : 30° モデル, e : 応力レンジ (MPa)

図 4 The change of Von Mises stress distribution in bone as the inclination of implant

a : 0 degree model, b : 10 degree model, c : 20 degree model, d : 30 degree model, e : Color/value range (MPa)

インプラントの傾斜に伴う骨内 Von Mises 応力分布の変化

a : 0° モデル, b : 10° モデル, c : 20° モデル, d : 30° モデル, e : 応力レンジ (MPa)

よる応力分布への影響、ひいては骨吸収との関連を系統的に検討した報告はみあたらない。臨床においてインプラント治療終了後のリコール時に、オッセオインテグレーションの状態を判断するためにX線写真を撮

影することが多いが、その際傾斜インプラントの傾斜側に骨吸収がみられることが多く³¹⁾、インプラントの近遠心的な傾斜による影響を検討することは重要と考えられる。インプラントの傾斜による影響について有

図 5 Implant inclination and Von Mises stress in bone around implant

a : Von Mises stress in bone around mesial implant, b : Von Mises stress in bone around distal implant

インプラント傾斜とインプラント周囲骨内 Von Mises 応力値

a : 近心インプラント周囲骨内応力, b : 遠心インプラント周囲骨内応力

有限要素法で検討した報告としては、堀内ら²¹⁾、小松ら²³⁾、Tuncelli ら²⁸⁾があげられる。堀内ら²¹⁾は、シリンダー型インプラントの周囲応力について、歯冠軸とインプラント歯軸が一致したもの、歯冠軸に対してインプラント歯軸が15°舌側に傾斜したもの、および歯冠軸に対してインプラント歯軸が1.5 mm 頬側に平行移動したものを検討した。その結果、歯冠軸とインプラントの歯軸が一致したモデルが最も均等に応力分布したと報告している。小松ら²³⁾は、ブレードタイプインプラントを頬舌的に傾斜植立、あるいは頸部で屈曲して植立した際の影響について検討し、16.6°の傾斜あるいは屈曲が顎骨が生理的に耐えうる限界としている。また、Tuncelli ら²⁸⁾は、中空シリンダー型インプラントと天然歯をブリッジ形態の上部構造体で補綴した状態について、天然歯とインプラントを平行植立、インプラントを15°近心に傾斜植立、インプラントを15°近心に傾斜植立し15°テーパのアバットメントを装着したものを検討した。その結果、傾斜させて植立したほうが平行植立より均等に応力を分布でき有利であると述べている。一般的に、ブリッジの支台

となるインプラントは平行に、しかも荷重方向に平行に植立することが望ましいとされているが、上記のように傾斜の方向、インプラントの種類、連結か単独植立か等の解析モデルの設定に違いがあるものの、インプラントの傾斜に関しては相対する結果が存在する。またインプラントどうしを連結し、近遠心的に傾斜させた場合の応力分布について系統的に検討した文献はみあたらない。そこで、近遠心的傾斜角度の変化による応力分布への影響を有限要素法を用いて検討した。

1. 有限要素法について

有限要素法は形状の単純化や仮定条件が必要であり、完全に生体を再現してはいない。しかし、実際にインプラント周囲顎骨の応力値を計測することは難しく、有限要素法は形状、物性値、荷重条件等を系統的に設定することが可能で、生体による実験のような個体差がなく、力学的要因以外を完全に排除でき^{21,23,26)}、本研究の目的に適した実験方法と考えられる。

2. 有限要素モデルについて

1) 植立本数について

下顎第二小臼歯, 第一大臼歯, 第二大臼歯欠損部に, 2本のインプラントを植立した。通常このような欠損症例の場合, 3本のインプラントによる補綴も考えられるが, 当教室の石浦³⁰⁾, 樋口³²⁾の研究との関連についても検討を行うために, インプラントの植立本数は2本とした。

2) 解析について

有限要素法では, 二次元解析より三次元解析のほうが精度は高い。しかし顎骨の頬舌的断面形態, 特に下顎骨上縁皮質骨や舌側の形態は, 計測した試料の個体差から文献^{12,16,21,23,25,26)}により異なり, 一般化しにくい条件と考えられる。そのため解析結果への影響が少なくなるように, 単純な二次元解析を行った。しかし二次元解析ではインプラントの頬舌側の顎骨が再現されておらず, 解析結果には限界があり今後三次元による検討も必要と考えられる。

3. 結果について

1) インプラントの傾斜に伴う Von Mises 応力分布の変化 (図3)

上部構造体では, 傾斜0°では荷重点直下から連結部にかけて応力集中がみられた。インプラントの近心傾斜に伴い近心の連結部では特に変化はないが, 遠心の連結部で応力の減少が顕著であった。ブリッジの製作法にはワンピースで製作する方法と, 連結部でろう着により製作する方法があるが, 特にろう着により製作する際は遠心連結部でろう着するほうが, 上部構造体が連結部で破壊される可能性が少ないことが示された。またインプラントについては, 傾斜0°では近心, 遠心インプラントともに全体に応力集中がみられた。インプラントの近心傾斜に伴い, 遠心インプラントの近心頸部と, 尖端で応力の減少が顕著であった。今回のモデルでは, インプラントに最大で28.34 MPaの応力が発生している。しかし, インプラントを構成している純チタンの引っ張り強度, 引っ張り耐力はそれぞれ329, 240 MPaである³⁸⁾ことから, インプラントの近心傾斜が, インプラントの破折が発生する頻度に影響を及ぼす可能性は少ないことが示された。

2) インプラントの傾斜に伴う骨内 Von Mises 応力分布の変化 (図4)

Von Mises 応力分布図の結果, 近心インプラントではインプラントの近心傾斜の影響を受けなかったが, 遠心インプラントではインプラントの近心傾斜によりインプラントの傾斜側顎骨 (F, G, H) に応力値の大きな部位がみられた。小松ら²³⁾は, ブレードタイプインプラントを頬舌的に傾斜または屈曲させた結果, 最大圧縮応力の発生部位は傾斜部または屈曲部で, 上部構造体の移動に伴い傾斜部または屈曲部皮質骨部の応力の増加と波及が顕著であったと報告している。本研究では, 荷重は咬合面に垂直に負荷しており, 近心インプラントは常に荷重方向とインプラント長軸が一致するため応力値の大きな部位に変化はないが, 遠心インプラントは近心傾斜によりヤング率の大きいインプラント体が顎骨を下方へ圧縮し, 傾斜側顎骨 (F, G, H) に大きな応力が発生したと考えられる。

3) インプラント傾斜とインプラント周囲骨内 Von Mises 応力値 (図5)

Von Mises 応力分布図 (図3) より, 特に近心傾斜による変化が顕著な部位 (A~L) (図1) について平均応力値を算出した。応力分布図による視覚的結果と同様に, 近心インプラントではインプラントの近心傾斜により応力値に大きな変化はなかったが, 遠心インプラントではF, Gの応力値が顕著に増加し, LおよびKでは応力値が減少した。

堀内ら²¹⁾は, 歯冠軸とインプラント歯軸が一致したモデルでは皮質骨に10~25 MPaのVon Mises 応力がほぼ均等に発生したが, 歯冠軸に対してインプラント歯軸が舌側に15°傾斜したモデルでは傾斜側頸部皮質骨に30~35 MPa, 反対側頸部皮質骨に5~10 MPaのVon Mises 応力が発生し, インプラントの傾斜により傾斜側の頸部で応力が大きく増加したと報告している。しかしTuncelliら²⁸⁾は, 平行植立モデルでは43 MPaの応力が, 15°近心に傾斜植立モデルと15°近心に傾斜植立し15°テーパのアバットメントを装着したモデルでは49~51 MPaの応力が傾斜側頸部に発生し, インプラントの傾斜に伴い大きな変化はないが, 反対側頸部では平行植立モデルでは78 MPaの応力が, 15°傾斜植立モデルと15°傾斜植立し15°テーパのアバットメントを装着したモデルでは

図 6 Implant inclination and limit Von Mises stress in cortical bone around implant
インプラント傾斜とインプラント周囲皮質骨部での限界荷重量

54～55 MPa の応力が発生し、インプラントの傾斜により大きく減少しており、傾斜モデルのほうが平行植立より有利であると報告している。結果が異なったのは、Tuncelli らは歯根膜を有する天然歯と連結しており、荷重をポンティック中央と上部構造体の遠心から近心方向へ水平に荷重している点が考えられる。

しかし堀内ら²¹⁾、小松ら²³⁾ともに傾斜方向、インプラント形状、単独植立か、インプラント間を連結しているか等の違いはあるが、インプラントの傾斜により傾斜側で応力が集中していた。本研究においてもインプラントの傾斜により、荷重を主に負担する部位がインプラント頸部皮質骨 (F, L) および尖端海綿骨 (I) からインプラント傾斜側顎骨 (F, G, H) に移動していくことが示され、極力平行植立のほうが望ましい結果となった。

4) 応力と骨吸収との関係 (図 6, 7)

(1) インプラント傾斜とインプラント周囲皮質骨部での限界荷重量 (図 6)

皮質骨については、10 MPa (約 1 kgf/mm²) 以上の応力が骨吸収を生じるという報告がある^{39,40)}。Hasler ら⁴¹⁾は、0.4 kgf/mm² 以上の応力では骨の形成

図 7 Implant inclination and limit Von Mises stress in cancellous bone around implant
インプラント傾斜とインプラント周囲海綿骨部での限界荷重量

量が減少し、0.01～0.015 kgf/mm² では骨の吸収が生じたと報告している。また Borchers ら⁴²⁾は、約 2.55 kgf/mm² を骨組織の生理的に耐える上限の応力であると報告しており、ばらつきも大きい。そこで中間的値である 10 MPa を基準とし、この応力を皮質骨すなわち本モデルでは A, E, F, L に生じさせるのに必要な最小限の荷重量を皮質骨の限界荷重量と定義した。線形静解析では、すべての材料はフックの法則に従うため、98 N (10 kgf) 荷重時の応力値をもとに 588 N (60 kgf) までの応力値を算出し、10 MPa 以上の応力を皮質骨に生じさせるのに必要最小限の荷重量を皮質骨の限界荷重量として求め、応力と骨吸収との関係について検討した (図 6)。

その結果、近心インプラントの皮質骨の限界荷重量は、インプラントの近心傾斜による影響は認められず、A では 196 N (20 kgf)、E では 392 N (40 kgf) と一定となった。しかし遠心インプラントでは、インプラントの近心傾斜に伴い F では 0° モデルで 392 N から 15° 以上のモデルで 196 N へと減少し、インプラントの近心傾斜に伴い少ない荷重量で骨吸収を生じる可能性が示唆された。15° 以上のモデルで限界荷重量

に変化がないのは、98 N 荷重では応力値は 8.63 MPa で、10 MPa に達しなかったためである。L では逆に 0° モデルで 196 N から 25° 以上のモデルで 588 N へと増加し、骨吸収が生じにくくなることが示唆された。

(2) インプラント傾斜とインプラント周囲海綿骨部での限界荷重量 (図 7)

海綿骨については、皮質骨に骨吸収を生じる応力の半分またはそれ以下の応力で骨吸収を生じるとの報告がある^{39,40)}。そこで 5 MPa を基準とし、この応力値を海綿骨すなわち本モデルでは B, C, D, G, H, I, J, K に生じさせるのに必要な最小限の荷重量を海綿骨の限界荷重量と定義し検討した (図 7)。

その結果、近心インプラントの海綿骨の限界荷重量は、インプラントの近心傾斜による影響は認められず、B, D では 196 N, C では 98 N と一定となった。しかし遠心インプラントでは、インプラントの近心傾斜に伴い G では 0° モデルで 294 N (30 kgf) から 5° 以上のモデルで 196 N へ、H では 0° モデルで 196 N から 10° 以上のモデルで 98 N へと減少し、インプラントの近心傾斜に伴い少ない荷重量で骨吸収を生じる可能性が示唆された。K では逆に、0° モデルで 294 N から 20° 以上のモデルで 588 N 以上へ、J では 0° モデルで 196 N から 30° 以上のモデルで 588 N 以上へ増加した。また I も増加し、骨吸収が生じにくくなることが示唆された。

4. 臨床的示唆

1) 持続的な過度の顎骨への応力は骨吸収を生じさせるといわれており^{9~14)}、均等に荷重を負担するほうが一部分で大きな荷重を負担するより骨吸収の可能性は低く^{17,21)}、インプラントどうしは極力平行植立がよいと考えられ、堀内ら²¹⁾、小松ら²³⁾と一致する結果となった。近遠心的傾斜について検討している Tuncelli ら²⁸⁾と結果が異なったのは、本研究ではインプラントどうしを連結しているのに対し、歯根膜を有する天然歯と連結している点、および上部構造体の遠心に近心方向に荷重していることが考えられる。しかし実際の臨床では、完全に平行に植立することが難しい点、また臨床的にインプラント頸部皮質骨から骨吸収が始まることが多い点を考慮すると、臨床で許容できる傾斜角度の最大値としては、F の限界荷重量の検討結果

からみて、通常の食事に発生する可能性のある 196 N の荷重量でも骨吸収を生じにくい 15° 未満の傾斜が望ましいと考えられる。この結果は、インプラントの形態および傾斜方向に違いがあるものの、小松ら²³⁾の 16.6° と近似した結果となった。また当教室の石浦³⁰⁾は、平行植立と傾斜植立の作業模型の寸法精度を比較した結果、有意な差はないとしていることから、傾斜 25° まではインプラントの傾斜に伴い上部構造体の適合度が原因となる応力集中が生じる可能性は低いものと推察された。

2) インプラントの傾斜角度を決定する際に参考とした症例の定期検診時の X 線写真からは、15° 未満の傾斜角度で植立されていた症例においてもインプラント頸部において近遠心方向、インプラント長軸方向ともに 1 mm 程度の骨吸収がみられた。この吸収は、インプラント植立後早期からみられる骨吸収として認識されているが⁴³⁾、インプラント周囲の骨吸収には顎骨への持続的な過度の応力以外に、インプラントの傾斜に伴う頸部の清掃性の低下による炎症等の要因も関与していることが推察される。しかしインプラントの傾斜が 15° 以上の症例では近遠心方向、長軸方向ともに 3 mm 程度と 15° 未満に比べ骨吸収量が多く、今回のデータからみても極力平行植立が望ましいと考えられた。

V. 結 論

インプラントの近心傾斜が応力分布に及ぼす影響について有限要素法を用いて検討を行った結果、以下のような結論を得た。

1. インプラントの近心傾斜に伴い、荷重を主に負担する部位がインプラントの頸部皮質骨および尖端海綿骨からインプラント体の傾斜側へと変化していくことが示された。

2. 傾斜したインプラントの傾斜側では骨吸収が生じやすくなることから、インプラントの植立は極力平行とし、また平行に植立することが難しい場合でも 15° 未満の傾斜が望ましいと考えられた。

本研究の要旨は、第 29 回日本口腔インプラント学会総会・学術大会 (平成 11 年 7 月 16, 17 日, 札幌), 日本補綴歯科学会東京支部総会・第 3 回学術大会 (平成 12 年 1 月 29 日, 東

京)において発表した。

なお本研究の一部は文部省科学研究費(基盤C 10671843)の補助により行われた。

文 献

- 1) Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3 : 85-97, 1988.
- 2) Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses* 233-240, Chicago : Quintessence Publishing, 1992.
- 3) Payant L, Williams JE, Zwemer JD. Survey of dental implant practice. *J Oral Implantol* 20 : 50-58, 1994.
- 4) Hutton JE, Heath MR, Chai JY et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdenture supported by Bränemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 : 33-42, 1995.
- 5) 吉田浩一, 安達 康, 小宮山彌太郎ほか. 東京歯科大学病院におけるOsseointegrated implantの臨床評価(第1報 Fixture および上部構造の機能残存率). *歯科学報* 93 : 1139-1144, 1993.
- 6) 西嶋 寛, 吉田明弘, 角南次郎ほか. インプラント経過不良症例に関する研究(第1報 臨床的検討). *日口腔インプラント誌* 9 : 29-33, 1996.
- 7) 石井宏昭, 瀬戸皖一, 松浦正朗ほか. 当科を受診したインプラント経過不良症例の臨床的検討. *日口腔インプラント誌* 10 : 95-104, 1997.
- 8) 前田康英, 大村真基, 小笠原健文ほか. インプラント経過不良 21 例の臨床的検討. *日口腔インプラント誌* 13 : 155-162, 2000.
- 9) Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical considerations. *J Prosthet Dent* 51 : 82-90, 1984.
- 10) 永井教之. 歯科インプラント周組織構造とその病理(天然歯周組織との比較において). *QE* 4 : 1781-1800, 1985.
- 11) Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 59 : 59-63, 1988.
- 12) 石川俊哉. 骨内インプラント植立下顎骨の咬合力に対する力学的反応(第1報 三次元有限要素法を用いた主応力解析). *補綴誌* 35 : 878-891, 1991.
- 13) 中村社綱. 人工歯根の長期安定性. *病態生理* 11 : 859-864, 1992.
- 14) Linkow LI, Wagner JR. Management of implant-related problems and infections. *J Oral Implantol* 19 : 321-325, 1993.
- 15) 虫本栄子, 三谷春保. 骨内インプラントに加わる機能圧への対応について. *オーラル・マキシロフェイシャル・インプラント* 6 : 385-396, 1988.
- 16) 中野 環, 乾 善彦, 松崎大助ほか. 機能下におけるインプラント補綴の三次元有限要素法による力学的研究. *日口腔インプラント誌* 9 : 56-68, 1996.
- 17) 宅間雅彦, 西本公紀, 岩田 徹ほか. 各種インプラントの咬合機能下での応力解析について. *補綴誌* 29 : 1032-1041, 1985.
- 18) 岸 岩男, 磯貝昌彦, 亀谷明秀ほか. 2次元有限要素法による人工歯根の形状解析について. *インプラント誌* 1 : 52-60, 1988.
- 19) 日永田裕子, 沖本公繪, 寺田善博. インプラントブリッジの力学的解析(緩衝材の付与と連結の影響について). *補綴誌* 35 : 1093-1101, 1991.
- 20) 荻原 力. ブレード型インプラントの有限要素法による3次元応力解析の実験(第1報). *日口腔インプラント誌* 4 : 14-21, 1991.
- 21) 堀内政信, 宮本雅司, 市川哲雄ほか. Apatite 2-piece implantの埋入術式に関する検討(2報 2次元有限要素法による応力解析). *日口腔インプラント誌* 5 : 256-262, 1992.
- 22) Ko CC, Kohm DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interface. *J Oral Implantol* 18 : 220-230, 1992.
- 23) 小松繁樹, 渡辺文彦, 畑 好昭. ブレードタイプインプラントの植立方向と曲げ角度に対する二次元有限要素応力解析. *補綴誌* 36 : 551-565, 1992.
- 24) Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 : 355-366, 1995.
- 25) 松下恭之, 古谷野 潔, 水田有彦ほか. チタニウム製骨結合型, 骨接触型骨内インプラントと周囲骨の応力分布に関する研究(第2報 カウンターシンク角度が周囲骨内応力に及ぼす影響). *補綴誌* 39 : 844-850, 1995.
- 26) 佐藤孝弘, 草刈 玄, 宮川 修. 下顎臼歯部に適用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の力学的影響). *補綴誌* 40 : 682-694, 1996.
- 27) 野村貴生, 栗澤重樹, 嶋村一郎ほか. 2次元有限要素法における骨結合インプラントの支持の設定条件に関する検討(イヌ下顎骨に適用されたBränemark implantの実測値との比較). *日口腔インプラント誌* 10 : 130-137, 1997.
- 28) Tuncelli B, Poyrazoglu E, Kyolouglu AM et al. Comparison of load transfer by angulated, standard and inclined implant abutments. *Eur J Orthod* 5 : 85-88, 1997.
- 29) Barbier L, Sloten JV, Krzesinski G et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 25 : 847-858, 1998.

- 30) 石浦雄一. インプラント作業模型の寸法精度 (支台間の傾斜の影響について). 補綴誌 43: 809-820, 1999.
- 31) 佐藤祐二, 新土井宣晶, 細川隆司ほか. 傾斜したフィクスチャーに対する補綴処置に生体力学解析を用いた上顎部分無歯顎症例. 補綴誌 44・103 回特別号: 106, 2000.
- 32) 樋口大輔. インプラント作業模型の寸法精度 (ITI インプラントについて). 補綴誌 40: 660-671, 1996.
- 33) 戸川隼人. 有限要素法へのガイド, 東京:サイエンス社, 1997.
- 34) 塩田 真, 大野真一. インプラント適用患者の咬合力測定. 口病誌 64: 405-412, 1997.
- 35) 塩田 真, 重岡祐一, 入谷 治. インプラント適用に伴う片側臼歯欠損症例の咬合力配分の変化. 口病誌 65: 297-301, 1998.
- 36) 野首孝祠, 堤 定美, 山賀 保ほか. 有限要素法による歯, 歯根膜および歯槽骨の力学解析. 歯材器誌 33: 369-378, 1976.
- 37) 鬼頭政勝, 近藤 晃, 水上 深ほか. 有限要素法による咬合力と歯, 歯根膜および下顎骨の力学挙動に関する基礎的研究. 補綴誌 19: 693-701, 1976.
- 38) 三浦維四, 井田一夫. チタンの歯科利用 33-34, 東京: クインテッセンス出版, 1988.
- 39) 川原春幸. 荷重下におけるオセオインテグレーション (Immediate loading に関して). 日口腔インプラント誌 29 回抄録集: 35, 1999.
- 40) 川原春幸. 荷重下におけるオセオインテグレーション (Immediate loading に関して). 日口腔インプラント誌 13: 163, 2000.
- 41) Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD et al. Quantitation of compressive stress and its effects upon bone remodeling, Bull Hosp Bone Joint Res 97: 90-93, 1977.
- 42) Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 62: 155-159, 1983.
- 43) Misch CE, Misch FD, Hoar J et al. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. J Oral Implantol 25: 185-197, 1999.

著者連絡先: 阿部 潤一

〒145-8515 東京都大田区北千束 2-1-1

TEL : 03-3787-1151 (内線 234)

FAX : 03-3784-7603

E-mail : jabe@senzoku.showa-u.ac.jp

The Influence of Mesial Inclination of Implant on Stress Distribution around Implant

Jun-ichi Abe, Tadaharu Kawawa, Hideki Fukunaga and Kenji Warita

The First Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Showa University
(Chief : Prof. Tadaharu Kawawa)

J Jpn Prosthodont Soc 45 : 189-201, 2001

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study was to investigate the influence of mesial inclination of an implant on stress distribution around dental implants.

Method : Two-dimensional finite element models, consisting of a bridge-shaped superstructure, implants, cortical bone, and cancellous bone, were constructed. The distal implant inclined mesially from 0° to 30° and loaded 98 N (10 kgf) vertically on 3 points of the occlusal plane. Subsequently, stress distributions were calculated using the finite element method.

Results : 1. In the zero degrees model, highly stressed areas were found on implants, from the loaded point to the rigid connector of the superstructure, cortical bone around implants, cancellous bone around the apex of implants and the surface of the cortical bone among implants. As the mesial inclination of the distal implant increased, stress distribution did not change around the mesial implant but around the distal implant ; stress decreased in the apex of the implant and in the rigid connector of the superstructure, and stress increased in the cortical bone around the mesial neck. 2. As the mesial inclination of the distal implant increased, the greatest stress increase in the bone was found around the mesial neck of the distal implant.

Conclusions : 1. It was shown that, as the mesial inclination of the implant is increased, areas that bear the load in the bone change, from cortical bone around the implant and cancellous bone around the apex of the implant, to the inclination side of the bone of the inclined implant. 2. In order to avoid bone resorption, mesial inclination of less than 15° is recommended.

Key words

finite element method, mesial inclination of implant, stress distribution, bone resorption