

Title	上顎臼歯欠損部顎堤に埋入したショートインプラント が周囲骨に及ぼす力学的影響		
Author(s)	森脇, 大善		
Citation	大阪大学, 2015, 博士論文		
Version Type	VoR		
URL	https://doi.org/10.18910/52357		
rights			
Note			

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

学位論文

上顎臼歯欠損部顎堤に埋入した ショートインプラントが周囲骨に及ぼす 力学的影響

大阪大学大学院歯学研究科

統合機能口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座

クラウンブリッジ補綴学分野

森脇 大善

緒言

現在、歯科インプラント治療はその良好な臨床成績 1.20から、補綴歯科治療の 選択肢のひとつとして様々な症例に応用されている.近年、特に重度の歯周炎 や長期間にわたる欠損の放置などによって引き起こされる高度な顎堤吸収 30に より骨量が不足した部位においても使用可能であるとして、長さ 8.0 mm 以下 のショートインプラントが注目されている.インプラント体表面性状の改良 4.50 に伴い、ショートインプラントにおいても一般的な長さのインプラントと遜色 ない良好な臨床成績が報告されている 6.70. さらに、簡略化されたモデルを用い た応力解析実験の結果ではあるが、インプラント体の長さを変化させてもイン プラント体頸部における周囲骨吸収の一因とされているインプラント体頸部へ の応力に差がないことも報告されており 80,いずれもショートインプラントが有 用であることを示している.

しかしながら,実際の臨床で顎堤が高度に吸収しており,骨量が十分に確保 できない症例においては,一般的な長さのインプラント体を埋入するため,上 顎では外科的侵襲や治療期間の延長といった欠点があるにもかかわらず⁹,上顎 洞底挙上術^{10,11)}等の外科的骨造成が第一選択となることが多い.また,下顎で は埋入を断念し,ショートインプラントの使用は回避されることが多いのが現 状である. さらに,ショートインプラントの使用に関しては,臼歯単独歯欠損 での使用は回避する¹²,インプラント幅径を増加させる^{13,14},埋入本数を増加 する¹²⁻¹⁴,といった一般的な長さのインプラントには必ずしも要求されない制 約条件を設けるべきであるとする意見がみられる.これらはすべてショートイ ンプラントを力学的観点から独自に評価した上での見解であり,ショートイン プラントが有用であるとする先述の報告と見解が一致していない.

ショートインプラントが力学的に有用であることが明らかとなれば、ショー トインプラントを用いることで外科的骨造成を回避することができ、低侵襲か つ安全なインプラント治療が可能となるため¹⁵⁻¹⁸,これまでにも三次元有限要 素法によって、ショートインプラントにおける応力解析実験が多く行われてき た.しかしながら、従来の解析実験^{19,20)}では、インプラント体、アバットメン トおよびアバットメントスクリューがすべて一体となった1ピース型の非常に 簡略化された解析モデルによるもので、インプラントの構造を反映していなか った.また、市販されているインプラントを CT データ化して設計した解析モデ ル²¹⁻²³⁾では、メーカーによってインプラントの形状が異なるため、デザインの 違いがインプラント体周囲骨にどのように力学的影響を与えているのかを明確 に比較できず、さらには計算コストが増大することから、複雑な解析になると 思われる複数歯欠損を対象とした解析は困難であった。解析結果の評価方法に 関しても、従来の実験で行われてきた応力分布解析は一断面における二次元的 な定性評価にとどまっていた⁸.

本研究ではこれらの問題を解決し、ショートインプラントの有用性とその使 用における制約条件の必要性について検討することとした.インプラントのデ ザインの違いがインプラント体頸部皮質骨にどのように力学的影響を与えてい るのかを明確にするため、解析モデルの設計から解析までを一つの Computer Aided Design (CAD) ソフトウェアで行うことで、検討したいデザインのみに 違いを限定し、それ以外のすべてのデザインを統一したインプラントの解析モ デルを独自に設計した.また、単独歯欠損のみならず複数歯欠損をも対象とし た精密な解析モデルを用いて解析を行うため、解析モデルを独自に設計するこ とで、データ量を大幅に削減した.解析結果の評価方法においては、インプラ ント体頸部皮質骨への三次元的な応力分布を明確に評価するため、三次元有限 要素解析で得られた結果から、インプラント体頸部皮質骨での一定の応力が分 布した領域を抽出し、その体積を計測した.

対象とする部位は、ショートインプラント以外にも上顎洞底挙上術という選 択肢があるという点で上顎臼歯欠損部とし、まず単独歯欠損においてインプラ ント体の長さやショートインプラントの幅径の違いがインプラント体頸部皮質 骨に及ぼす力学的影響について、さらに複数歯欠損におけるインプラント体の 長さやショートインプラントの幅径,埋入本数と補綴設計の違いがインプラン ト体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響について三次元的に検証を行った. (実験 1-1)上顎臼歯単独歯欠損部顎堤における インプラント体の長さの違いがインプラント体頸部皮質骨 に及ぼす力学的影響の検討

1) 目的

上顎臼歯単独歯欠損部顎堤においてインプラント体の長さの違いがインプラ ント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検証することにより、ショートインプ ラントの使用条件とされている「臼歯単独歯欠損での使用の回避」について検 討することを目的とした.

2) 実験方法

三次元有限要素解析モデルの設計には SolidWorks 2011 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA)を用いた. 長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm のショートインプラント (6R) と, 長さ 13.0 mm, 幅径 4.0 mm の一般的な長さのインプラント (13R) の三次元有限要素解析モデルを設計した. インプラント体のスレッドの形態とピッチ等のデザインはすべて統一した. 同様に, アバットメントとアバットメントスクリューについても, すべてデザインを統一した. インプラント体とアバットメントはアバットメントスクリューに

て締結した (図 1).

上顎臼歯単独歯欠損部顎堤を想定した骨モデルは日本人の平均的な上顎骨を 参考に ²⁴⁾, 骨量が十分にあるモデルと骨量が不足したモデルの二種類を設計し た(図 2). 後者において長さ 6.0 mm のショートインプラントは, インプラン ト体頸部と上顎洞底部の二つの皮質骨でインプラント体を固定するバイコルチ カル ²⁵⁾を獲得しているものとし(6R-B), 長さ 13.0 mm の一般的な長さのイン プラントは上顎洞底挙上術後に埋入されているものとした(13R-S)(図 3). 計 四つの埋入モデルを設計した. 解析に用いた骨および骨補填材とチタンの機械 的特性を表 1 に示す ²⁶⁻³⁰⁾. オッセオインテグレーションが獲得されているもの とし, インプラント体と骨および骨補填材の接触条件は完全固定とした. 補綴 装置の構成要素間は, 微視的な滑りが生じうる接触条件とした ²⁶⁾. 上顎骨モデ ルの近遠心面を拘束面とし, 補綴装置咬合面相当部にインプラント長軸方向に 対し頬側に 30 度傾斜した方向から 150N の静荷重を付加した ^{23,31,32)}(図 4).

解析に用いる要素は四面体とした. 短い解析時間で正確な結果が得られる最 適な要素サイズを決定するため、インプラント体頸部皮質骨における最大主応 力を基準とした収束試験を行った. 三次元有限要素解析には SolidWorks Simulation (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA)を使用した. 応力の分布体積を最小限の誤差で定量比較可能とするため に、すべての埋入モデル間で最大主応力が収束し、かつ平均要素サイズが同じ になる要素数を求めた.

三次元有限要素解析により得られた最大主応力をもとに、インプラント体頸 部皮質骨での一定の値以上の応力が分布した領域を抽出し、その分布体積を計 測することにより、インプラント体の長さの違いがインプラント体頸部皮質骨 に及ぼす力学的影響について各埋入モデル間で比較した(図5).

3) 実験結果

最大主応力を基準とした収束試験の結果, すべての埋入モデルにおいて平均 要素サイズは 0.3 mm で, 要素数はそれぞれ 6R が 155,499, 13R が 163,406, 6R-B が 146,609, 13R-S が 154,254 となった (図 6).

インプラント体頸部皮質骨への応力の分布体積の結果を図 7 に示す.まず, 骨量が十分にあるモデルにショートインプラントを埋入した 6R と骨量の不足 したモデルにショートインプラントをバイコルチカルを獲得して埋入した 6R-Bを比較すると,応力の分布体積は 6R-B のほうが小さく,ショートインプ ラントはバイコルチカル獲得によりインプラント体頸部皮質骨への応力分布を 減少させた.骨量の不足したモデルにおいて,6R-Bと上顎洞底挙上術後に長さ 13.0 mm のインプラントを埋入した 13R-S を比較すると,応力の分布体積は同 程度であった.

4) 小括

ショートインプラントのバイコルチカル獲得により、インプラント体頸部皮 質骨への応力分布が大きく減少したのは、応力をインプラント体頸部皮質骨の みならず上顎洞底部皮質骨でも負担するためであると考えられ、ショートイン プラントを使用する際はバイコルチカル獲得が望ましいことが示唆された.ま た、13R-S と 6R-B のインプラント体頸部皮質骨への応力分布が同程度であった のは、上顎洞底挙上術部の骨補填材とインプラントの接触面積の増加によるイ ンプラント体頸部皮質骨への力学的影響とバイコルチカル獲得によるインプラ ント体頸部皮質骨への力学的影響が同等であるためであると考えられる.以上 より、外科的侵襲や治療期間等を考慮すると、上顎臼歯単独歯欠損部顎堤にお いて 6R-B は有用である可能性が示唆された.

9

(実験 1-2)上顎臼歯単独歯欠損部顎堤における ショートインプラントのインプラント幅径の違いが インプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響の検討

1) 目的

上顎臼歯単独歯欠損部顎堤におけるショートインプラントのインプラント幅 径の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検証することによ り,ショートインプラントの使用条件とされている「インプラント幅径の増加」 について検討することを目的とした.

2) 実験方法

SolidWorks 2011 を用いて,実験 1-1 で設計した 6R と 13R に加えて,長さ 6.0 mm,幅径 5.0 mm のショートインプラント (6W)の三次元有限要素解析モ デルを設計した.インプラント体のスレッドの形態とピッチ等のデザインはす べて統一した.アバットメント咬合面相当部の面積とアバットメントスクリュ ーのデザインは統一した.インプラント体とアバットメントはアバットメント スクリューにて締結した (図 8).

実験 1-1 よりショートインプラント使用時はバイコルチカル獲得が望ましい

ことが明らかとなったことから,骨量が不足した上顎臼歯単独歯欠損部顎堤を 想定した骨モデルに対し,長さ 6.0 mm のショートインプラントをバイコルチ カルを獲得して埋入したモデル (6R-B, 6W-B) と,上顎洞底挙上術後に長さ 13.0 mm の一般的な長さのインプラントを埋入したモデル (13R-S) の三つの 埋入モデルを設計した.解析に用いた骨および骨補填材とチタンの機械的特性 は実験 1 と同じとした.オッセオインテグレーションが獲得されているものと し,インプラント体と骨および骨補填材の接触条件は完全固定とした.補綴装 置の構成要素間は,微視的な滑りが生じうる接触条件とした.上顎骨モデルの 近遠心面を拘束面とし,補綴装置咬合面相当部にインプラント長軸方向に対し 頬側に 30 度傾斜した方向から 150N の静荷重を付加した.

解析に用いる要素は四面体とした.短い解析時間で正確な結果が得られる最 適な要素サイズを決定するため,最大主応力を基準とした収束試験を行った. 三次元有限要素解析には SolidWorks Simulation を使用した.応力の分布体積 を最小限の誤差で定量比較可能とするために,すべての埋入モデル間で最大主 応力が収束し,かつ平均要素サイズが同じになる要素数を求めた.

三次元有限要素解析により得られた最大主応力をもとに,インプラント体頸 部皮質骨での一定の値以上の応力が分布した領域を抽出し,その分布体積を計 測することにより,ショートインプラントのインプラント幅径の違いがインプ ラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響について各埋入モデル間で比較した.

3) 実験結果

最大主応力を基準とした収束試験の結果,すべての埋入モデルにおいて平均 要素サイズは0.3 mmで,要素数はそれぞれ6W-Bが146,249,6R-Bが146,609, 13R-Sが154,254となった(図9).

インプラント体頸部皮質骨への応力の分布体積の結果を図 10 に示す.まず, 長さ 6.0 mm,幅径 5.0 mmのショートインプラントをバイコルチカルを獲得し て埋入したモデル(6W-B)と 6R-Bを比較すると,最大主応力の分布体積は 6W-B のほうが小さく,ショートインプラントはインプラント幅径の増加によりイン プラント体頸部皮質骨への応力分布を減少させた.また,6W-Bと 13R-Sを比 較すると,最大主応力の分布体積は 6W-B のほうが小さかった.

4) 小括

ショートインプラントのインプラント幅径の増加により、インプラント体頸 部皮質骨への応力分布が大きく減少したのは、インプラント幅径の増加により 骨 - インプラント接触面積が増加したためであると考えられ、ショートインプ ラントを使用する際は、インプラント幅径の大きいものがより望ましいことが 示唆された.また,13R-S と比較して 6W-B が小さくなったのは,インプラント幅径の増加により皮質骨における骨 - インプラント接触面積が増加したためであると考えられる.以上より,外科的侵襲や治療期間等を考慮すると,6W-Bは非常に有用である可能性が示唆された.

(実験 2-1)上顎臼歯複数歯欠損部顎堤における インプラント体の長さとインプラント幅径の違いが インプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響の検討

1) 目的

実験1より上顎臼歯単独歯欠損部顎堤におけるショートインプラントのイン プラント体頸部皮質骨への力学的影響が明らかとなり、ショートインプラント の使用条件とされている「臼歯単独歯欠損での使用の回避」、「インプラント幅 径の増加」について検証できた.一方で、ショートインプラントの使用条件と されている「埋入本数の増加」については、対象を複数歯欠損としなければ検 証は不可能である.そこで実験 2-1 では、対象を上顎臼歯複数歯欠損部顎堤と し、上顎臼歯複数歯欠損部顎堤におけるインプラント体の長さおよび幅径の違 いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検証することにより、力 学的観点から複数歯欠損におけるショートインプラントの有用性を検討するこ とを目的とした.

2) 実験方法

SolidWorks 2011 にて、実験1で設計した6R,13R,6Wの三つのインプラ

ントの三次元有限要素解析モデルを用いた.インプラント体のスレッドの形態 とピッチ等のデザインはすべて統一した.アバットメント咬合面相当部の面積 とアバットメントスクリューのデザインは統一した.インプラント体とアバッ トメントはアバットメントスクリューにて締結した.

実験 1-1 よりショートインプラント使用時はバイコルチカル獲得が望ましい ことが明らかとなったことから、骨量が不足した上顎臼歯複数歯欠損部顎堤を 想定した骨モデルに対し(図11),3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入 し、上部構造を連結冠にて補綴したモデル(6R-B-C)、上顎洞底挙上術後に3 本の13Rを埋入し、上部構造を連結冠にて補綴したモデル(13R-S-C)、および 3本の 6W をバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造を連結冠にて補綴した モデル(6W-B-C)の三つの埋入モデルを設計した(図12).解析に用いた骨お よび骨補填材とチタン、ジルコニアの機械的特性を表1に示す.オッセオイン テグレーションが獲得されているものとし、インプラント体と骨および骨補填 材の接触条件は完全固定とした. 補綴装置の構成要素間は、微視的な滑りが生 じうる接触条件とした.アバットメントと上部構造は合着しているものとして、 完全固定とした.上顎骨モデルの近遠心面を拘束面とし、補綴装置咬合面相当 部にインプラント長軸方向に対し頬側に 30 度傾斜した方向から 150N の静荷重 を付加した (図13).

解析に用いる要素は四面体とした. 三次元有限要素解析には SolidWorks Simulation を使用した. 応力の分布体積を最小限の誤差で定量比較可能とする ために,実験 1 での収束試験によって得られた最適な要素サイズをすべての埋 入モデル間で統一した.

三次元有限要素解析により得られた最大主応力をもとに、インプラント体頸 部皮質骨での一定の値以上の応力が分布した領域を抽出し、その分布体積を計 測することにより、上顎臼歯複数歯欠損部顎堤におけるインプラント体の長さ および幅径の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響について各 埋入モデル間で比較した.

3) 実験結果

実験 1 の収束試験で、インプラント体頸部皮質骨の最大主応力が平均要素サ イズ 0.3 mm で収束したことから、すべての埋入モデルにおいて平均要素サイ ズを 0.3 mm とし、要素数はそれぞれ 6R-B-C が 204,419, 13R-S-C が 222,010, 6W-B-C が 203,290 となった.

インプラント体頸部皮質骨への応力の平均分布体積の結果を図 14 に示す.ま ず,上顎洞底挙上術後に 3 本の 13R を埋入し,上部構造を連結冠にて補綴した 13R-S-C と 3 本の 6W をバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造を連結冠 にて補綴した 6W-B-C を比較すると,最大主応力の分布体積は 6W-B-C のほう が小さかった.次に,3本の 6R をバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造 を連結冠にて補綴した 6R-B-C と 13R-S-C を比較すると,最大主応力の分布体 積は同程度であった.

4) 小括

インプラント体頸部皮質骨への応力分布において、13R-S-C と比較して 6W-B-C が小さかったのは、上顎洞底挙上術部の骨補填材とインプラントの接触 面積よりもインプラント幅径の増加による皮質骨との骨 - インプラント接触面 積の増加のほうが、インプラント体頸部皮質骨への応力分布を減少させるため であると考えられ、6W-B-C は非常に有用である可能性が示唆された.また、 13R-S-C と 6R-B-C が同程度であったのは、上顎洞底挙上術部の骨補填材とイ ンプラントの接触面積の増加によるインプラント体頸部皮質骨への力学的影響 とバイコルチカル獲得によるインプラント体頸部皮質骨への力学的影響が同等 であるためであると考えられる.以上より、外科的侵襲や治療期間等を考慮す ると、6R-B-C も有用である可能性が示唆された.

17

(実験 2-2) 上顎臼歯複数歯欠損部顎堤における ショートインプラントの埋入本数と補綴設計の違いが インプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響の検討

1) 目的

上顎臼歯複数歯欠損部顎堤においてショートインプラントの埋入本数と補綴 設計の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検証することに より,使用条件とされている「埋入本数の増加」について検討することを目的 とした.

2) 実験方法

SolidWorks 2011 にて,実験1で製作した6R,13R,6Wの三つのインプラントの三次元有限要素解析モデルを用いた.インプラント体のスレッドの形態 とピッチ等のデザインはすべて統一した.アバットメント咬合面相当部の面積 とアバットメントスクリューのデザインは統一した.インプラント体とアバッ トメントはアバットメントスクリューにて締結した.

実験 2-1 で用いた骨量が不足した上顎臼歯複数歯欠損部顎堤を想定した骨モ デルに対し,3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造を連結冠 にて補綴したモデル(6R-B-C),2本の 6R をバイコルチカルを獲得して埋入し, 上部構造をブリッジにて補綴したモデル (6R-B-B),3本の 6W をバイコルチカ ルを獲得して埋入し,上部構造を連結冠にて補綴したモデル (6W-B-C),およ び2本の 6W をバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造をブリッジにて補 綴したモデル (6W-B-B) の四つの埋入モデルを設計した (図 15).解析に用い た骨,チタンおよびジルコニアの機械的特性を表1に示す.オッセオインテグ レーションが獲得されているものとして,インプラント体と骨の接触条件は完 全固定とした.補綴装置の構成要素間は,微視的な滑りが生じうる接触条件と した.アバットメントと上部構造は合着されているものとして,完全固定とし た.上顎骨モデルの近遠心面を拘束面とし,補綴装置咬合面相当部にインプラ ント長軸方向に対し頬側に30度傾斜した方向から150Nの静荷重を付加した.

解析に用いる要素は四面体とした.三次元有限要素解析には SolidWorks Simulation を使用した.応力の分布体積を最小限の誤差で定量比較可能とするために,実験1での収束試験によって得られた最適な要素サイズをすべての埋入モデル間で統一した.

三次元有限要素解析により得られた最大主応力をもとに、インプラント体頸 部皮質骨での一定の値以上の応力が分布した領域を抽出し、その分布体積を計 測することにより、上顎臼歯複数歯欠損部顎堤におけるショートインプラント の埋入本数と補綴設計の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響 について各埋入モデル間で比較した.

3) 実験結果

実験 1 の収束試験で、インプラント体頸部皮質骨の最大主応力が平均要素サ イズ 0.3 mm で収束したことから、すべての埋入モデルにおいて平均要素サイ ズを 0.3 mm とし、要素数はそれぞれ 6R-B-C が 204,419, 6R-B-B が 204,013, 6W-B-C が 203,290、6W-B-B が 200,874 となった.

インプラント体頸部皮質骨への応力の平均分布体積の結果を図 16 に示す.ま ず 6R-B-C と 2本の 6R をバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造をブリッ ジにて補綴した 6R-B-B を比較すると,最大主応力の分布体積は 6R-B-B のほう が大きかった.しかし,ショートインプラントを用いたブリッジでの補綴にお いても,インプラント幅径を増加させると分布体積は小さくなり,6R-B-C と 2 本の 6W をバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造をブリッジにて補綴し た 6W-B-B の比較では,最大主応力の分布体積は同程度であった.

4) 小括

インプラント体頸部皮質骨での応力分布において、6R-B-C と比較して

6R-B-Bが大きかったのは、応力を2本のインプラント体で負担するためである と考えられ、レギュラー幅径のショートインプラントは欠損歯数と同数のイン プラント体を埋入し連結冠にて補綴することが力学的に望ましいことが示唆さ れた.また、インプラント体頸部皮質骨での応力分布において、6R-B-C と 6W-B-Bが同程度であったのは、上顎洞底部皮質骨における骨 - インプラント接 触面積の増加のほうが海綿骨における骨 - インプラント接触面積の増加よりも インプラント体頸部皮質骨への応力分布を減少させるためであると考えられる. 以上より、ワイド幅径のショートインプラントが埋入可能であればブリッジに て補綴することも力学的に有用である可能性が示唆された.

考察

これまでにもショートインプラントを対象とした三次元有限要素解析は多く 行われてきたが、計算コストや解析モデル設計の難易度の問題から、インプラ ント体とアバットメント,アバットメントスクリューがすべて一体となった1 ピース型の非常に簡略化された解析モデル 19,20)や、市販されているインプラン トを CT データ化して設計した解析モデル²¹⁻²³⁾が用いられており、臨床に近い 情報を獲得することやインプラントのデザインの違いがインプラント体周囲骨 にどのような力学的影響を与えているのかを明確に比較することは不可能であ った. また, より複雑な解析になるものと思われる複数歯欠損を対象とした報 告がなく、ショートインプラントの使用における制約条件を力学的に評価する ことが困難であった. さらに, 解析結果の評価方法に関しても, 一断面での二 次元的な定性評価 8 では、インプラント体頸部における周囲骨への三次元的な応 力分布が明確に評価されているとは言い難かった.本研究では、CAD ソフトウ ェアを用いて検討したいデザインのみに違いを限定し、それ以外のすべてのデ ザインを統一した解析モデルを独自に設計することで、この問題を解決した. また解析結果の評価では、インプラント体頸部皮質骨での応力が分布した領域 を抽出し、その体積を計測することで、三次元的な定量評価に成功した.

本研究での付加荷重は、上顎第一大臼歯に加わる咬合力の方向の報告³¹⁾と咀 嚼運動中の約45%においてインプラントの補綴装置に150N以上の咬合力が加 わるという報告³²⁾をもとに、補綴装置咬合面相当部にインプラント長軸方向に 対し頬側に30度傾斜した方向から150Nの静荷重とした.また、解析モデルの 拘束条件に関しては、検証部位であるインプラント体周囲骨が拘束条件により 変位0となることを防ぐため、また歯槽骨相当部を除く上顎骨モデルの他面を 拘束面としても結果は変わらなかったため、検証部位から十分に距離のある上 顎骨モデルの近遠心面を拘束面とした.

実験1にて上顎臼歯単独歯欠損部顎堤,実験2にて上顎臼歯複数歯欠損部顎 堤を対象とし、ショートインプラントがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力 学的影響について検討を行った.

インプラント体への過重負荷はインプラント体頸部における周囲骨吸収の一 因とされている³³. 骨は圧縮応力に対して強く,引張応力に対しては骨吸収の 閾値が圧縮応力と比べて 30%程度低いという報告³⁴⁾がある一方で,歯槽骨は引 張応力に対して骨形成の方向にリモデリングを行い,圧縮応力に対して骨吸収 の方向にリモデリングを行うという報告³⁵⁾もあり,見解の一致をみていない. この不一致は骨組織に加わる応力が圧縮応力か引張応力かという違いに加えて 応力の絶対値が影響するためと思われる³⁶⁻³⁹⁾. そこで本研究では,圧縮応力と 引張応力を含めて応力の絶対値で評価を行うことが重要と考え,最大主応力に て応力解析を行った.

実験 1-1 では、インプラント体頸部皮質骨における最大主応力を基準とした 収束試験を行った. 6R は要素数が 99,527, 13R は要素数が 103,882 を超える と収束し、そのときの平均要素サイズは 0.4 mm であった. 一方で、6R-B は要 素数が 146,606, 13R-S は要素数が 154,254 を超えると収束し、そのときの平 均要素サイズは 0.3 mm であった. 本研究では、最大主応力の分布体積を最小 限の誤差で定量比較可能とするために、すべての埋入モデル間で平均要素サイ ズを 0.3 mm に統一した. その結果、要素数はそれぞれ 6R が 155,499, 13R が 163,406, 6R-B が 146,609, 13R-S が 154,254 となり、最も短い時間で解析可 能かつ各埋入モデル間で最大主応力の分布体積が比較可能なこの値を最適な要 素数とした 40.

骨量が十分にあるモデルに長さ 6.0 mm のショートインプラントを埋入した 6R と長さ 13.0 mm の一般的な長さのインプラントを埋入した 13R のインプラ ント体頸部皮質骨への応力の分布体積の比較では,体積は 6R のほうが大きかっ た.これは 6R と比較して 13R の方が骨 - インプラント接触面積が大きいため であると考えられる.従来の解析実験では,一断面での二次元的な定性評価に より,インプラント体の長さはインプラント体頸部への応力分布に影響を与え ないとされてきた⁸. しかし本研究にて応力分布を三次元的に定量評価すること により,一断面での二次元的な評価では確認されなかったインプラント体の長 さの違いによるインプラント体頸部皮質骨への力学的影響が明らかとなった.

6Rと骨量の不足したモデルにショートインプラントをバイコルチカルを獲得 して埋入した 6R-B のインプラント体頸部皮質骨への応力の分布体積の比較で は、体積は 6R-B のほうが小さかった.これは、6R は応力をインプラント体頸 部皮質骨のみで負担するのに対し、6R-B はインプラント体頸部皮質骨のみなら ず、インプラント体先端における上顎洞底部皮質骨でも応力を負担しているた め、インプラント体頸部皮質骨での応力分布が減少したものと考えられる²⁰⁾. 特に上顎において、インプラントはバイコルチカルを獲得すると成功率が 2 倍 になるという臨床報告もある⁴¹⁾.したがって、ショートインプラントはバイコ ルチカル獲得によりインプラント体頸部皮質骨への応力分布を減少させること が明らかとなった.

次に骨量の不足したモデルにおいて, 6R-B と上顎洞底挙上術後に長さ 13.0 mm のインプラントを埋入した 13R-S のインプラント体頸部皮質骨への応力の 分布体積を比較したところ,体積は同程度であった. 6R-B と 13R-S の埋入モ デルにおいての違いは, 13R-S における上顎洞底挙上術部の骨補填材とインプ ラントの接触面積の増加のみである.ゆえに,骨補填材とインプラントの接触 面積の増加はインプラント体頸部皮質骨への応力分布に与える影響が少ないこ とが示唆された.本研究では、上顎洞底挙上術部の骨補填材が 100 %海綿骨に 置換されたと想定して機械的特性を海綿骨と一致させた.また、骨補填材とイ ンプラントの接触条件も、骨補填材が 100 %海綿骨に置換されたと想定して、 オッセオインテグレーションが獲得されているものとした.最近の報告では骨 補填材としてβTCP を使用した際, 9 か月後の生検で約 26%が新生骨, 約 28% が残存した骨補填材,残りが骨髄様組織となっていたとされている 42).本研究 において、骨補填材の機械的特性とインプラントとの接触条件に好条件を与え た 13R-S と比較してもなお, 6R-B は 13R-S と同程度の応力の分布体積を示し た.上顎洞底挙上術は、外科的侵襲や治療リスク、術後合併症、治療期間や治 療コストの増大といった欠点を有しているが⁹⁾, これらはショートインプラント を使用することで回避することが可能となる場合がある.加えて、実験 1-1 よ り 6R-B は好条件を与えた 13R-S とインプラント体頸部皮質骨での応力の分布 体積が同程度であったことから、バイコルチカルを獲得したショートインプラ ントが力学的に有用であるものと考えられる.

実験 1-2 では、インプラント体頸部皮質骨における最大主応力を基準とした 収束試験の結果、6W-B は要素数が 82,989 を超えると収束し、そのときの平均 要素サイズは 0.4 mm であった. 実験 1-1 より 6R-B は要素数が 146,606, 13R-S は要素数が 154,254 を超えると収束し,そのときの平均要素サイズは 0.3 mm であったことから,実験 1-1 と同様の理由により,平均要素サイズを 0.3 mm に 統一した結果,6W-Bの要素数は 146,249 となり,最も短い時間で解析可能かつ 各埋入モデル間で最大主応力の分布体積が比較可能なこの値を最適な要素数と した 40 .

骨量の不足したモデルに長さ 6.0 mm, 幅径 5.0 mm のショートインプラント をバイコルチカルを獲得して埋入した6W-Bと6R-Bのインプラント体頸部皮質 骨での応力の分布体積の比較では、6W-Bのほうが小さかった.これは、インプ ラント幅径の増加により骨 - インプラント接触面積が増加することで、応力が 分散し、インプラント体頸部皮質骨への応力分布が減少したためであると考え られる²³⁾. また, 6W-B と 13R-S のインプラント体頸部皮質骨への応力の分布 体積の比較においても, 6W-Bのほうが小さかった. 6W-Bと13R-Sの埋入モデ ルの違いは, 6W-B におけるインプラント幅径の増加と 13R-S における上顎洞 底挙上術部の骨補填材とインプラントの接触面積の増加の二つが挙げられる. 実験 1-1 より骨補填材とインプラントの接触面積の増加によるインプラント体 頸部皮質骨での応力分布に与える影響が少なかったことを考慮すると、インプ ラント体頸部皮質骨への応力の分布体積の比較において 6W-B のほうが小さか ったのは、6W-Bにおけるインプラント幅径の増加が関与しているものと考えら

れる. インプラント幅径の増加により, インプラント体頸部皮質骨とインプラ ントの接触面積とインプラント体先端部における上顎洞底部皮質骨とインプラ ントの接触面積が増加することで, 応力が分散し, インプラント体頸部皮質骨 での応力分布が減少したものと考えられる.

以上より、ショートインプラントの使用における制約条件について考察する と、上顎臼歯単独歯欠損部顎堤においてショートインプラントを使用する際は、 バイコルチカル獲得が非常に有効であり、バイコルチカル獲得が可能であれば 臼歯単独歯欠損の症例であってもショートインプラントの使用を回避する必要 がないことが示唆された.また、骨幅が十分にありインプラント幅径の増加が 可能な症例においては、インプラント幅径の増加によりインプラント体頸部皮 質骨への応力の分布体積の減少が期待でき、力学的により望ましいことも示唆 された.

続いて実験 2·1 では、上顎臼歯複数歯欠損部顎堤を対象とした.予備実験と して、上部構造の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検証 するために、3本のインプラント体を埋入し、上部構造を連結冠にて補綴したモ デルと 3本のインプラント体を埋入し、上部構造を単冠にて補綴したモデルの インプラント体頸部皮質骨への応力分布を比較した.その結果、応力の分布体 積はわずかに連結冠にて補綴したモデルの方が小さかったため、本研究では複 数歯欠損部顎堤に 3 本のインプラント体を埋入した際は上部構造を連結冠にて 補綴するほうが力学的に望ましいと考察し,モデルの上部構造は連結冠にて補 綴するものとした.

上顎洞底挙上術後に 3 本の 13R を埋入し、上部構造を連結冠にて補綴した 13R-S-Cと3本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し、上部構造を連結冠 にて補綴した 6W-B-C のインプラント体頸部皮質骨への応力の分布体積の比較 では, 6W-B-C が小さかった. これは, 実験 1-2 と同様, インプラント幅径の増 加により、インプラント体頸部皮質骨とインプラントの接触面積とインプラン ト体先端部における上顎洞底部皮質骨とインプラントの接触面積が増加するこ とで、応力が分散するためであると考えられ、 6W-B-C は非常に有用である可 能性が示唆された. また、13R-S-C と 3 本の 6R をバイコルチカルを獲得して 埋入し,上部構造を連結冠にて補綴した 6R-B-C のインプラント体頸部皮質骨へ の応力の分布体積が同程度であったのは、実験 1-1 と同様、骨補填材とインプ ラントの接触面積の増加によるインプラント体頸部皮質骨での応力分布に与え る影響が少ないためであると考えられ、外科的侵襲や治療期間等を考慮すると、 6R-B-Cも有用である可能性が示唆された.

実験 2-2 において,3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造を連結冠にて補綴した6R-B-Cと2本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し,

29

上部構造をブリッジにて補綴した 6R-B-B のインプラント体頸部皮質骨への応 力の分布体積の比較では、6R-B-Bが大きかった. これは 6R-B-Bが応力を2本 のインプラント体で負担するためであると考えられ、レギュラー幅径のショー トインプラントは欠損歯数と同数のインプラント体を埋入し、連結冠にて補綴 することが望ましいことが示唆された.また、3本の6Wをバイコルチカルを獲 得して埋入し、上部構造をブリッジにて補綴した 6W-B-B のインプラント体頸 部皮質骨への応力の分布体積は 6R-B-C と同程度であった. 骨 - インプラント接 触面積を計測すると, 6R-B-C と 6W-B-B では 6R-B-C の方が大きく, 上顎洞底 部皮質骨とインプラントの接触面積のみ、6W-B-Bの方が大きい.このことから、 6R-B-Cにおける骨 - インプラント接触面積と6W-B-Bにおける上顎洞底部皮質 骨とインプラントの接触面積のインプラント体頸部皮質骨への力学的影響が同 等であると考えられ、ワイド幅径のショートインプラントが埋入可能であれば ブリッジにて補綴することも力学的に有用である可能性が示唆された.

以上より,ショートインプラントの使用における制約条件について考察する と,上顎臼歯複数歯欠損部顎堤においてレギュラー幅径ショートインプラント を用いる際は,欠損歯数と同数のインプラント体をバイコルチカルを獲得して 埋入し,上部構造を連結冠にて補綴することが望ましく,インプラント幅径の 増加が可能であればブリッジにて補綴することも力学的に有用である可能性が 示唆された.

結論

力学的観点からショートインプラントの有用性とその使用における制約条件 の必要性について三次元的かつ定量的に検討し、以下の結論を得た.

 上顎臼歯単独歯欠損部顎堤においてショートインプラントを使用する際は、 バイコルチカル獲得が力学的に有効であり、バイコルチカル獲得が可能であれ ば、臼歯単独歯欠損の症例であってもショートインプラントの使用を回避する 必要がないことが示唆された.

 2. 骨幅が十分にありインプラント幅径の増加が可能な症例においては,幅径の 大きなインプラント体を埋入することが力学的により望ましいことが示唆された.

3. 上顎臼歯複数歯欠損部顎堤においてレギュラー幅径ショートインプラントを 用いる際は、欠損歯数と同数のインプラント体をバイコルチカルを獲得して埋 入し、上部構造を連結冠にて補綴することが力学的に望ましく、インプラント 幅径の増加が可能であればブリッジにて補綴することも力学的に有用である可 能性が示唆された。

以上より,ショートインプラントの有用性とその使用における明確な制約条 件が明らかとなった.

謝辞

稿を終えるにあたり、本研究の機会を与えていただき、御指導と御高配を賜 りました大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の矢谷博文教授、歯科 理工学教室の今里聡教授に対し、深甚なる謝意を表します.

また,本研究の遂行にあたり,大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教 室の中野環助教,歯科理工学教室の山口哲講師,歯科補綴学第一教室の小林靖 宜医員,小野真司医員,山西康文医員に心より感謝申し上げます。

最後に、本研究を行うに際し、多大なる御協力と御助言を頂いた大阪大学大 学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます.

文献

- Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. Int J Prosthodont 1999; 12: 483-491.
- Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 181-188.
- Pietrokovski J, Massler M. Alveolar ridge resorption following tooth extraction. J Prosthet Dent 1967; 17: 21-27.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clin Oral Implants Res 2009; 20 Suppl 4: 172-184.
- 5) Schüpbach P, Glauser R, Rocci A, Martignoni M, Sennerby L, Lundgren A, Gottlow J. The human bone-oxidized titanium implant interface: A light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants. Clin Implant Dent Relat Res 2005; 7 Suppl 1:

S36-43.

- 6) Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentuolous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. Int J Dent 2012; Article ID 351793.
- 7) Mertens C, Meyer-Bäumer A, Kappel H, Hoffmann J, Steveling HG. Use of 8-mm and 9-mm implants in atrophic alveolar ridges: 10-year results. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 1501-1508.
- Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. Clin Implant Dent Relat Res 2003; 5: 254-262.
- 9) Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. Clin Implant Dent Relat Res 2000; 2: 184-189.
- 10) Wallace SS, Tarnow DP, Froum SJ, Cho SC, Zadeh HH, Stoupel J, Del Fabbro M, Testori T. Maxillary sinus elevation by lateral window approach: evolution of technology and technique. J Evid Based Dent Pract 2012; 12: 161-171.
- 11) Boyne PJ. Augmentation of the posterior maxilla by way of sinus grafting

procedures: recent research and clinical observations. Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2004; 16:19-31.

- 12) Buser D, von Arx T, ten Bruggenkate C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants. Clin Oral Implants Res 2000; 11 Suppl 1: 59-68.
- 13) Romeo E, Bivio A, Mosca D, Scanferla M, Ghisolfi M, Storelli S. The use of short dental implants in clinical practice: literature review. Minerva Stomatol 2010; 59: 23-31.
- 14) Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. Dent Today 2005; 24: 64-66, 68.
- 15) das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21: 86-93.
- 16) Monje A, Chan HL, Fu JH, Suarez F, Galindo-Moreno P, Wang HL. Are short dental implants (<10 mm) effective? a meta-analysis on prospective clinical trials. J Periodontol 2013; 84: 895-904.
- 17) Esposito M, Grusovin MG, Rees J, Karasoulos D, Felice P, Alissa R,Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth:

augmentation procedures of the maxillary sinus. Cochrane Database Syst Rev 2010; 17; CD008397

- 18) Sánchez-Garcés MA, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. Clin Implant Dent Relat Res 2012; 14: 508-516.
- 19) Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91: 20-25.
- 20) Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2009; 24: 455-462.
- 21) Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. Comput Math Methods Med 2013; Article ID 250929.
- 22) Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants

placed in the atrophic posterior maxilla. Med Eng Phys 2012; 34: 153-160.

- 23) Chang SH, Lin CL, Lin YS, Hsue SS, Huang SR. Biomechanical comparison of a single short and wide implant with monocortical or bicortical engagement in the atrophic posterior maxilla and a long implant in the augmented sinus. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: e102-111.
- 24) Mitsuhashi N, Fujieda K, Tamura T, Kawamoto S, Takagi T, Okubo K.
 BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts. Nucleic Acids Res 2009; 37: D782-785.
- 25) Brånemark P, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindström J, Rockler B. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. J Oral Maxillofac Surg 1984; 42: 497-505.
- 26) Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. Dent Mater 2012; 28: 1126-1133.

- 27) Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2009; 24: 455-462.
- 28) Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E Jr, Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25: 911-919.
- 29) Inglam S, Suebnukarn S, Tharanon W, Apatananon T, Sitthiseripratip K. Influence of graft quality and marginal bone loss on implants placed in maxillary grafted sinus: a finite element study. Med Biol Eng Comput 2010; 48: 681-689.
- 30) Ha SR, Kim SH, Han JS, Yoo SH, Jeong SC, Lee JB, Yeo IS. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. J Adv Prosthodont 2013; 5: 187-197.
- 31) Masaki Sato. Three-Dimensional. Morphological. Analysis of Occlusal Contacts in Intercuspal. Position in Normal Adults. -Upper. Premolars and Molars-. J Jpn Prosthodont Soc 2000; 44: 265-273.

- 32) Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002; 15: 20-27.
- 33) Kim Y and Oh TJ. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res 2005;
 16: 26-35.
- 34) Reilly DT and Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 1975; 8: 393-405.
- 35) Zhong Z, Zeng XL, Ni JH, Huang XF. Comparison of the biological response of osteoblasts after tension and compression. Eur J Orthod 2013; 35: 59-65.
- 36) Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res 2006; 17 Suppl 2: 8-18.
- 37) Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003; 275: 1081-1101.
- 38) Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. J Musculoskelet Neuronal Interact 2000; 1:

165-170.

- 39) Hasan I, Rahimi A, Keilig L, Brinkmann KT, Bourauel C. Computational simulation of internal bone remodelling around dental implants: a sensitivity analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2012; 15: 807-814.
- 40) Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2010; 12: 219-234.
- 41) Hessling K-H, Neukam FW, Scheller H, Günay H, Schmelzeisen R. Die extreme Atrophie des Ober- und Unterkiefers. Klinische Gesichtspunkte bei der Versorgungmit enossalen Implantaten. Z Zahnärztl Implantol 1990; 6: 35-39.
- 42) Kolerman R, Goshen G, Joseph N, Kozlovsky A, Shetty S, Tal H. Histomorphometric analysis of maxillary sinus augmentation using an alloplast bone substitute. J Oral Maxillofac Surg 2012; 70: 1835-1843.



図1 インプラント体,アバットメントおよびアバットメントスクリューの三次 元有限要素解析モデル(単位:mm)

- (a) 長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm のショートインプラント (6R)
- (b) 長さ 13.0 mm, 幅径 4.0 mm の一般的な長さのインプラント(13R)



図2 上顎臼歯部単独歯欠損を想定した骨の三次元有限要素解析モデル(単位: mm)

(a):骨量が十分にあるモデル
(b):骨量が不足したモデル
(c):咬合面観



図3 骨量の不足したモデルにおけるインプラント体埋入モデル

- (a):バイコルチカル(図中赤丸)を獲得して埋入されている長さ 6.0 mm のシ ョートインプラント (6R-B)
- (b): サイナスリフト(図中赤丸)後に埋入されている長さ 13.0 mm の一般的 な長さのインプラント (13R-S)



図4 単独歯欠損における解析条件

上顎骨モデルの近遠心面を拘束面とし、補綴装置咬合面相当部にインプラント 長軸方向に対し頬側に 30 度傾斜した方向から 150N の静荷重を付加した.

図中の緑印:拘束面 図中の紫矢印:付加荷重



図5 解析結果の三次元かつ定量的な評価方法

三次元有限要素解析で得られた結果から、インプラント体頸部における周囲皮 質骨での応力の分布した領域を抽出し、その体積を計測することで、インプラ ント頸部皮質骨における最大主応力の分布体積をモデル間で比較した.



図6 最大主応力を基準とした収束試験の結果

図中の矢印部を最適な要素数とした.

- 6R:骨量が十分な上顎骨に埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm の インプラント
- 13R:骨量が十分な上顎骨に埋入されている長さ 13.0 mm, 幅径 4.0 mm の インプラント
- 6R-B:骨量の不足した上顎骨にバイコルチカルを獲得して埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント
- 13R-S:骨量の不足した上顎骨にサイナスリフト後埋入されている長さ13.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント



図7 実験1-1でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の分 布体積 (mm³)

X:最大主応力(MPa)

- 6R:骨量が十分な上顎骨に埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm の インプラント
- 13R:骨量が十分な上顎骨に埋入されている長さ 13.0 mm, 幅径 4.0 mm の インプラント
- 6R-B:骨量の不足した上顎骨にバイコルチカルを獲得して埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント
- 13R-S:骨量の不足した上顎骨にサイナスリフト後埋入されている長さ13.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント



図8 長さ6.0 mm, 幅径5.0 mm のインプラント体, アバットメントおよびア バットメントスクリューの三次元有限要素解析モデル(単位:mm)



図9 最大主応力を基準とした収束試験の結果

図中の矢印部を最適な要素数とした.

- 6W-B:骨量の不足した上顎骨にバイコルチカルを獲得して埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 5.0 mm のインプラント
- 6R-B: 骨量の不足した上顎骨にバイコルチカルを獲得して埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント
- 13R-S:骨量の不足した上顎骨にサイナスリフト後埋入されている長さ13.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント



図 10 実験 1-2 でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の 分布体積(mm³)

X:最大主応力(MPa)

- 6W-B:骨量の不足した上顎骨にバイコルチカルを獲得して埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 5.0 mm のインプラント
- 6R-B:骨量の不足した上顎骨にバイコルチカルを獲得して埋入されている長さ 6.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント
- 13R-S:骨量の不足した上顎骨にサイナスリフト後埋入されている長さ13.0 mm, 幅径 4.0 mm のインプラント



図 11 骨量の不足した上顎臼歯部複数歯欠損を想定した骨の三次元有限要素解 析モデル(単位:mm)

(a):近心面観

(b):咬合面観



図 12 上部構造の寸法と骨量の不足した上顎臼歯部複数歯欠損を想定した骨モ デルにおけるインプラント体埋入モデル

- (a):ジルコニアを用いた連結冠を想定した上部構造
- (b):3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し、上部構造を連結冠にて補綴 したモデル(6R-B-C)
- (c): サイナスリフト後に3本の13Rを埋入し、上部構造を連結冠にて補綴した モデル(13R-S-C)
- (d):3本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し、上部構造を連結冠にて補綴したモデル(6W-B-C)



図13 複数歯欠損における解析条件

上顎骨モデルの近遠心面を拘束面とし、補綴装置咬合面相当部にインプラント 長軸方向に対し頬側に 30 度傾斜した方向から 150N の静荷重を付加した.

図中の緑印:拘束面 図中の紫矢印:付加荷重



図 14 実験 2-1 でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の 平均分布体積 (mm³)

X:最大主応力(MPa)

- 6R-B-C:3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し, 上部構造を連結冠にて補綴したモデル
- 13R-S-C: サイナスリフト後に3本の13Rを埋入し

 上部構造を連結冠にて補綴したモデル
- 6W-B-C:3本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し 上部構造を連結冠にて補綴したモデル



図 15 骨量の不足した上顎臼歯部複数歯欠損を想定した骨モデルにおけるイン プラント体埋入モデル

- (a):3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し、上部構造を連結冠にて補綴 したモデル(6R-B-C)
- (b):2本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造をブリッジにて補 綴したモデル(6R-B-B)
- (c):3本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し,上部構造を連結冠にて補 綴したモデル(6W-B-C)
- (d):2本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し、上部構造をブリッジにて 補綴したモデル(6W-B-B)



図 16 実験 2-2 でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の 平均分布体積 (mm³)

X:最大主応力(MPa)

- 6R-B-C:3本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し, 上部構造を連結冠にて補綴したモデル
- 6R-B-B:2本の6Rをバイコルチカルを獲得して埋入し, 上部構造をブリッジにて補綴したモデル
- 6W-B-C:3本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し, 上部構造を連結冠にて補綴したモデル
- 6W-B-B:2本の6Wをバイコルチカルを獲得して埋入し, 上部構造をブリッジにて補綴したモデル

表1 解析モデル構成要素の機械的特性

Components	Young's moduli (MPa)	Poisson's ratios
Cortical bone	13,000	0.3
Cancellous bone	1,370	0.3
Titanium	117,000	0.3
Graft material	1,370	0.3
Zirconia	200,000	0.19