



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^{1,2)}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³⁾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^{4,5)}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^{6,7)}．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⁸⁾，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には、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對し頰側に 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．

（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には、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、インプラント体顎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

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頰側に 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．

(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には, 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, インプラント体顎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 β TCP 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、残りが骨髓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、

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。

1. 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

- 1) Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 483-491.
- 2) 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.
- 3) Pietrokovski J, Massler M. Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J Prosthet Dent* 1967; 17: 21-27.
- 4) 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 edentulous 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.
- 8) 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 Versorgung mit endossalen 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.

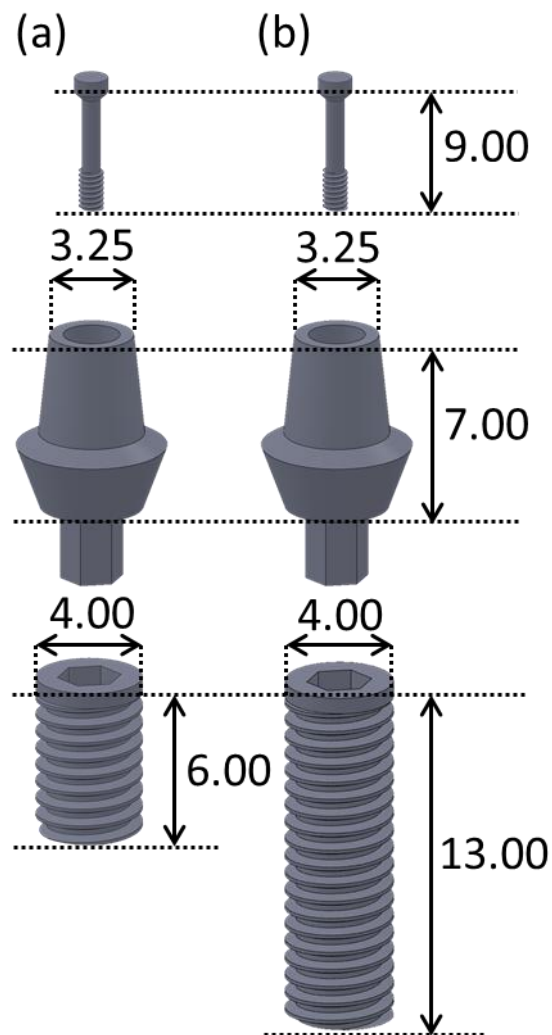


図1 インプラント体, アバットメントおよびアバットメントスクリューの三次元有限要素解析モデル (単位: mm)

- (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)

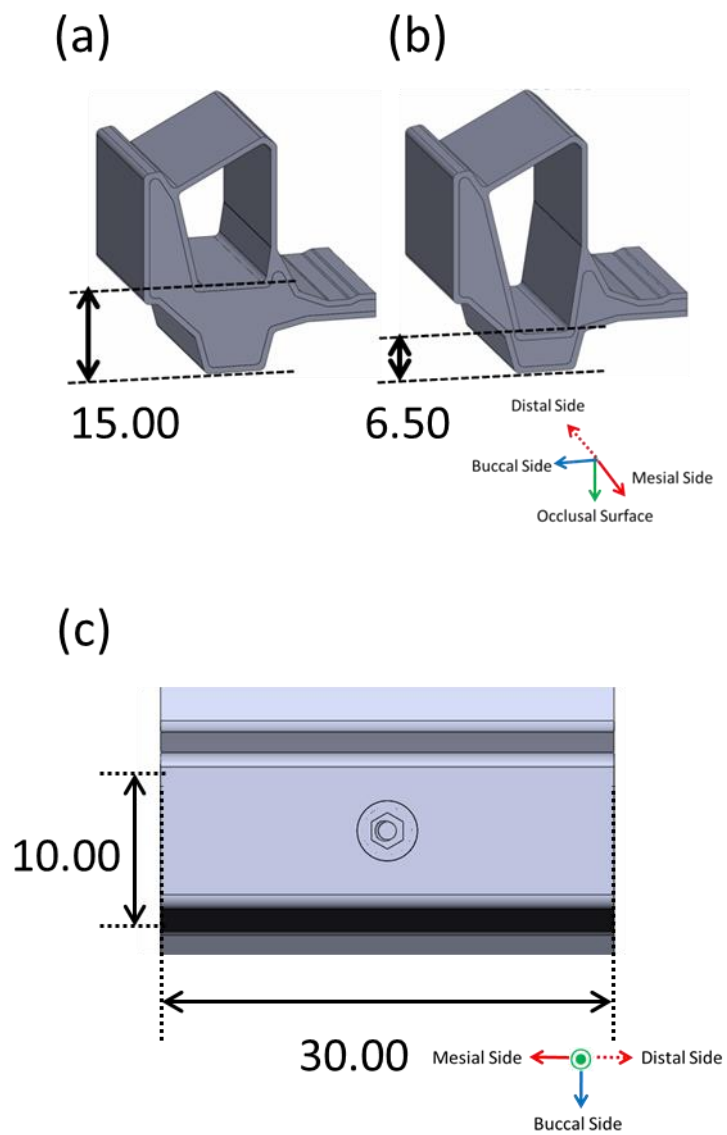


図 2 上顎臼歯部単独歯欠損を想定した骨の三次元有限要素解析モデル（単位：mm）

- (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

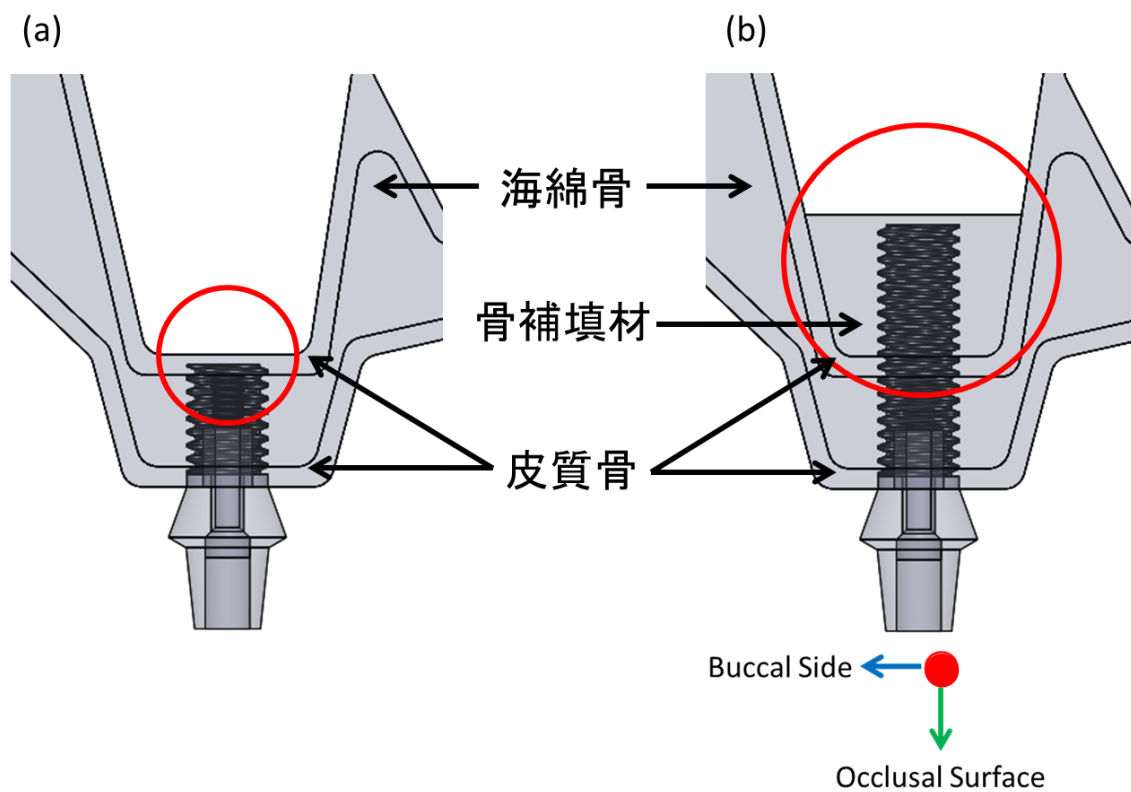


図 3 骨量の不足したモデルにおけるインプラント体埋入モデル

- (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）

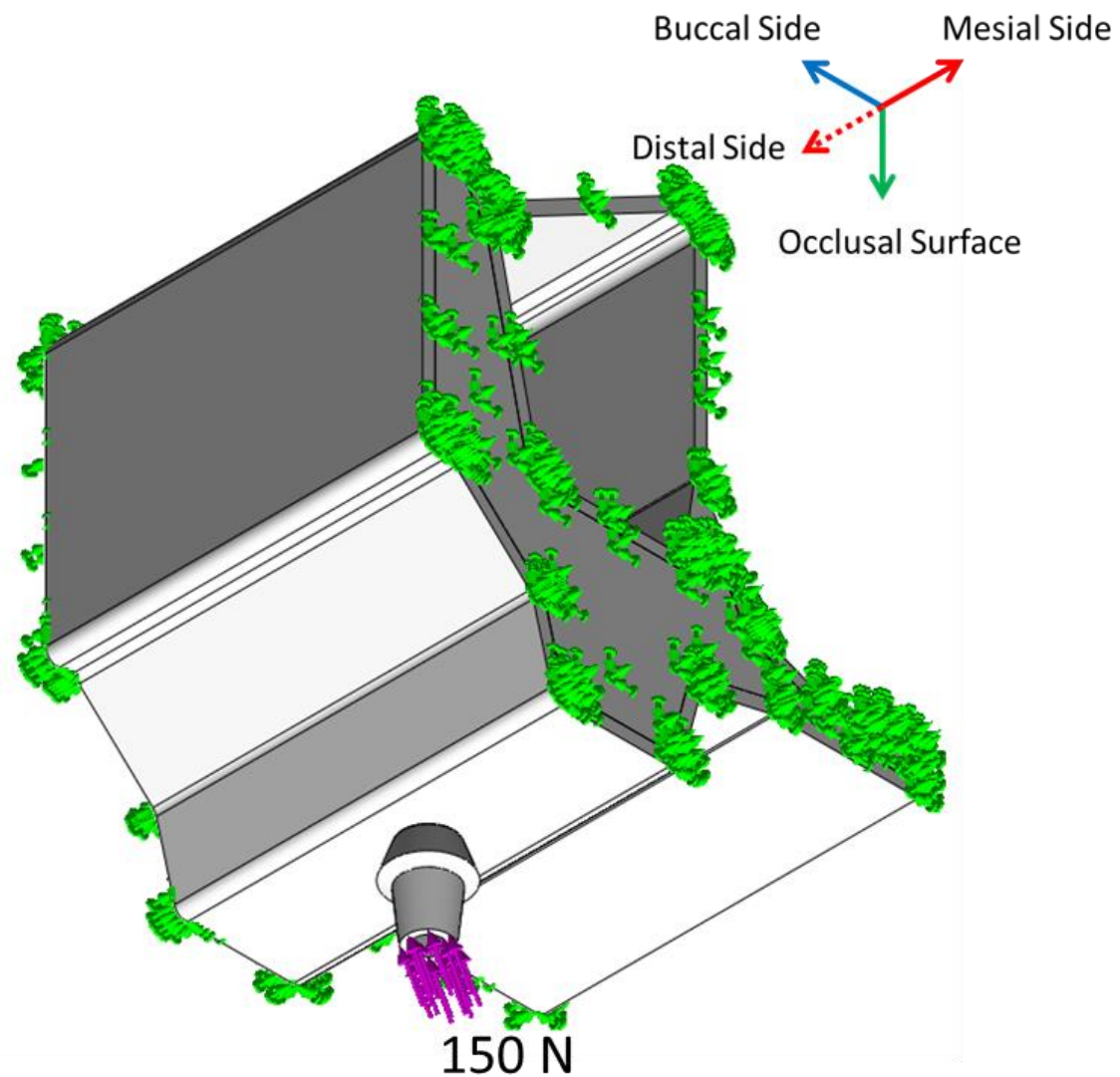


図 4 単独歯欠損における解析条件

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

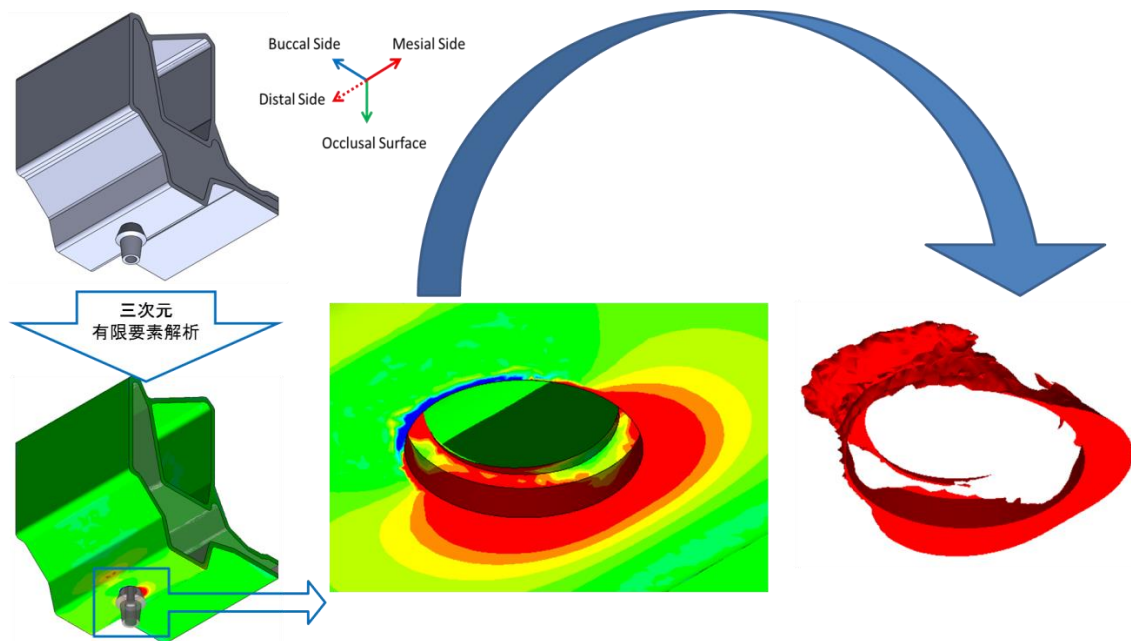


図 5 解析結果の三次元かつ定量的な評価方法

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。

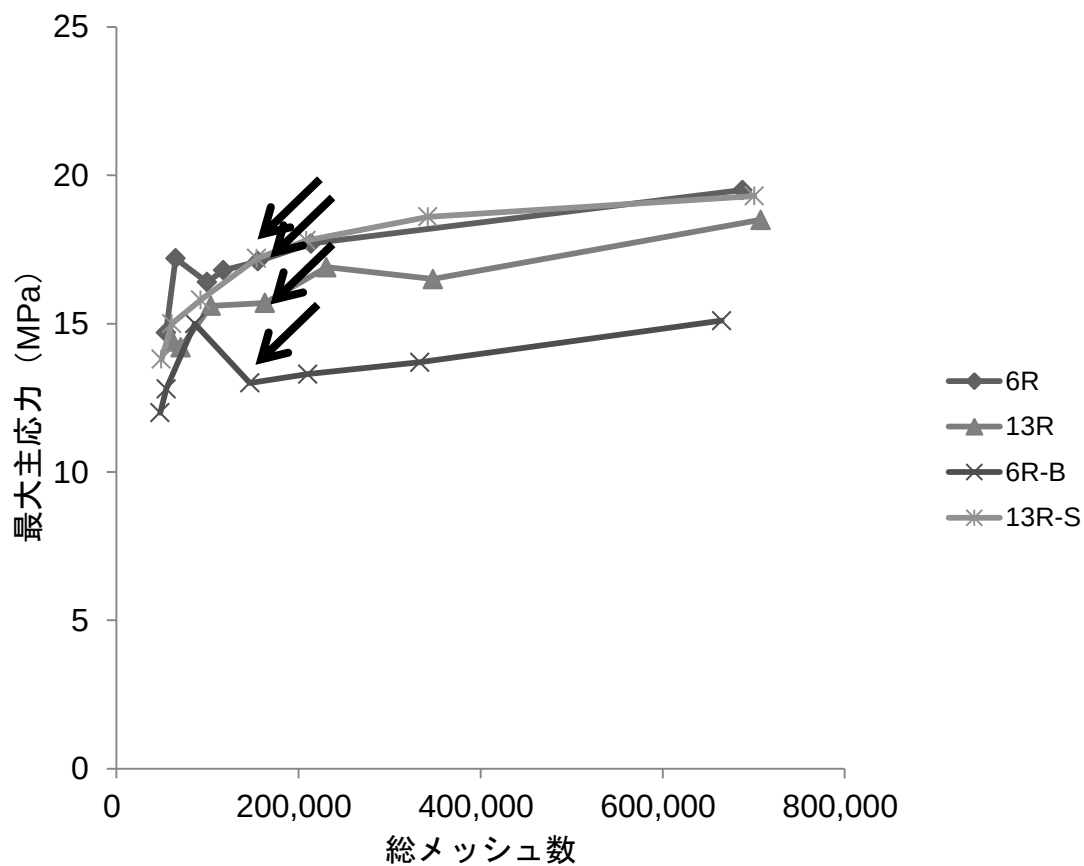


図 6 最大主応力を基準とした収束試験の結果

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

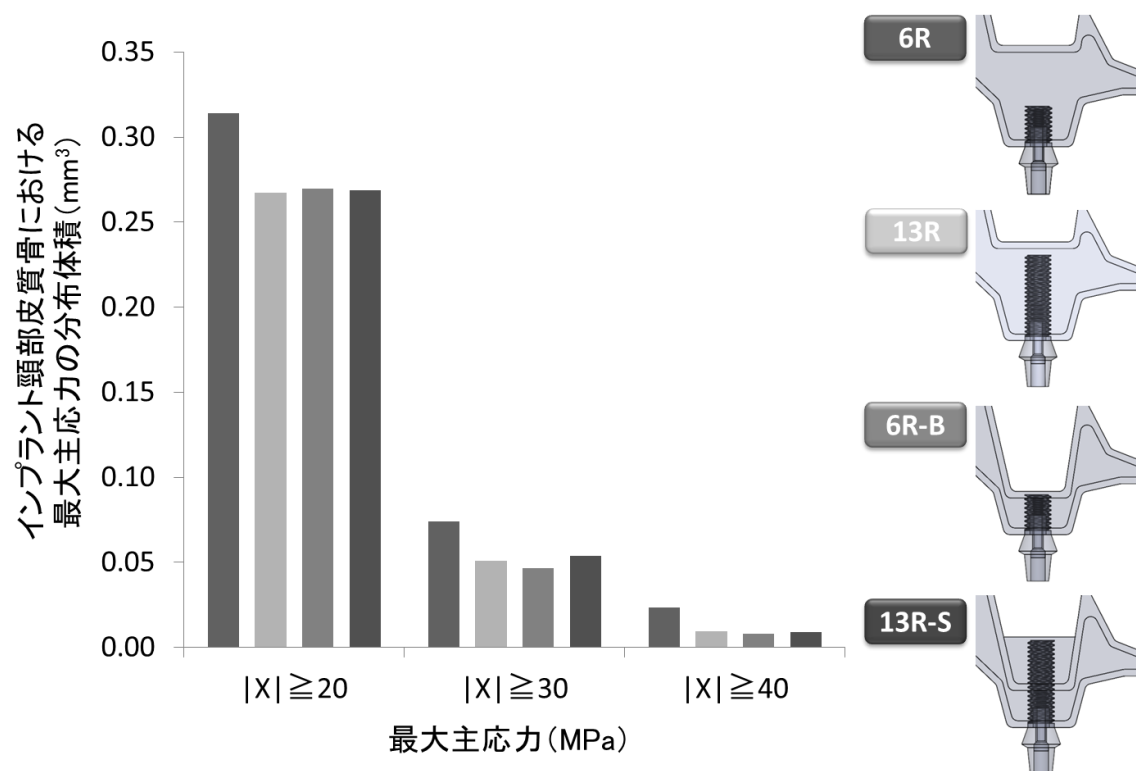


図7 実験1-1でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の分布体積 (mm³)

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

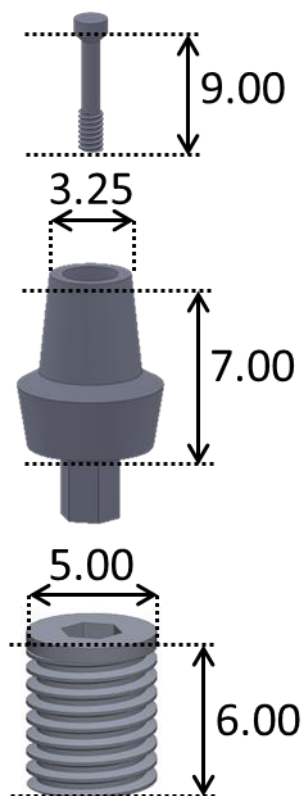


図 8 長さ 6.0 mm，幅径 5.0 mm のインプラント体，アバットメントおよびアバットメントスクリューの三次元有限要素解析モデル（単位：mm）

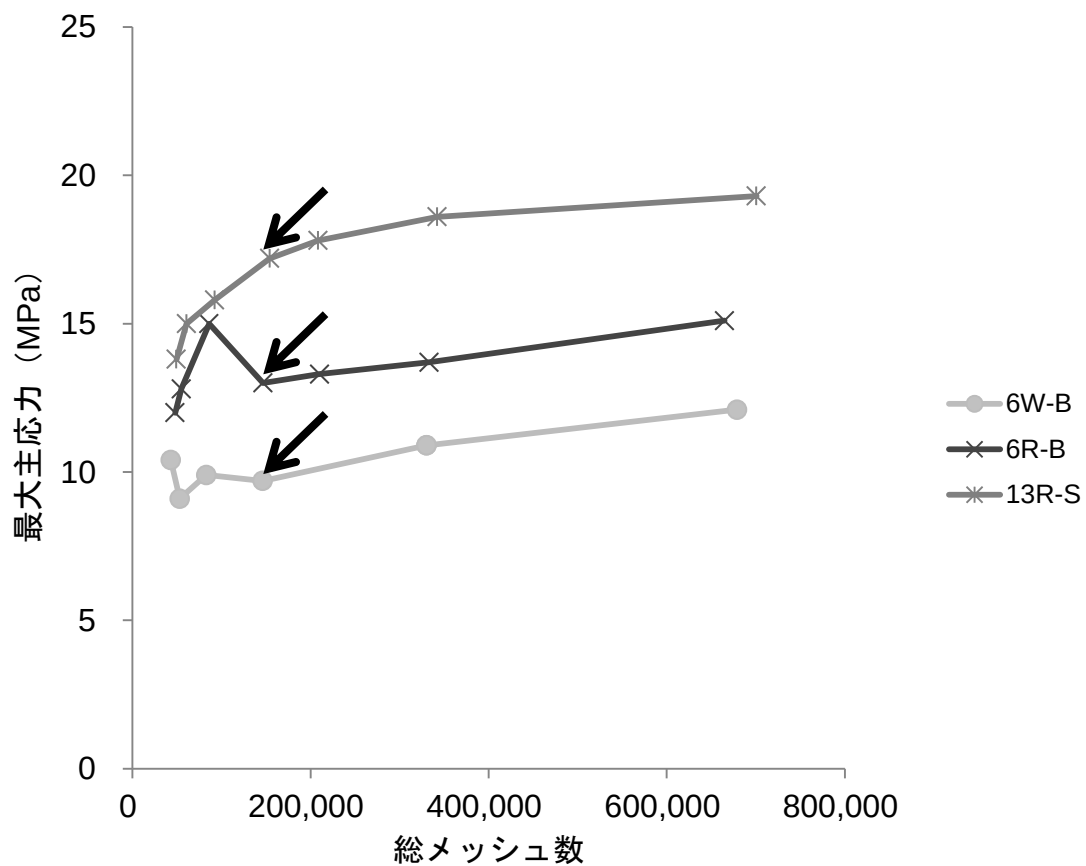


図 9 最大主応力を基準とした収束試験の結果

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

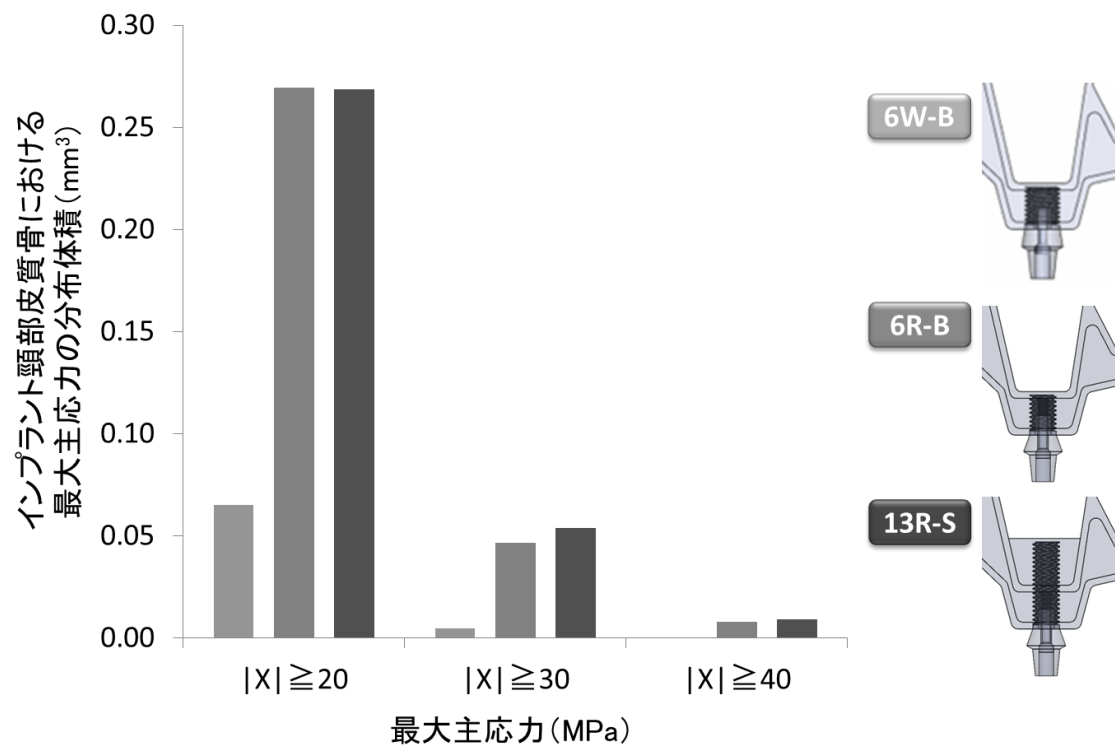


図 10 実験 1-2 でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の分布体積 (mm³)

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

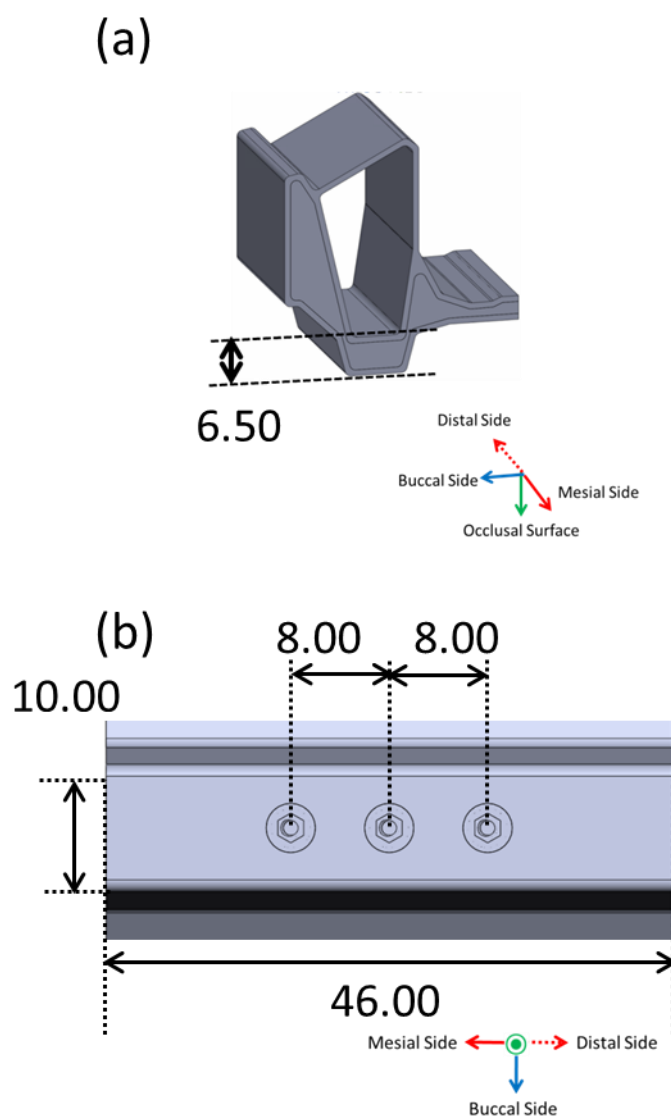


図 11 骨量の不足した上顎臼歯部複数歯欠損を想定した骨の三次元有限要素解析モデル（単位：mm）

(a)：近心面観

(b)：咬合面観

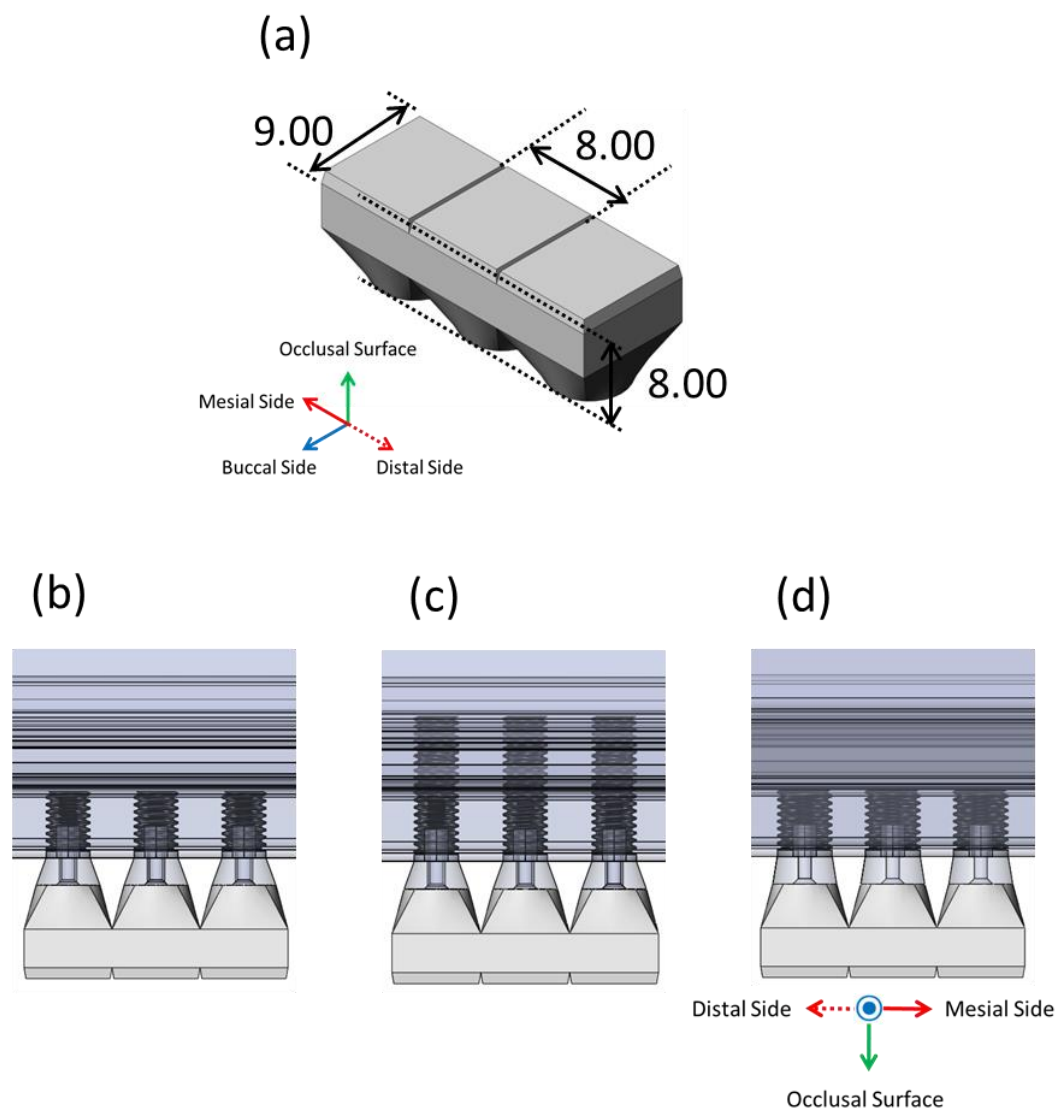


図 12 上部構造の寸法と骨量の不足した上顎臼歯部複数歯欠損を想定した骨モデルにおけるインプラント体埋入モデル

- (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)

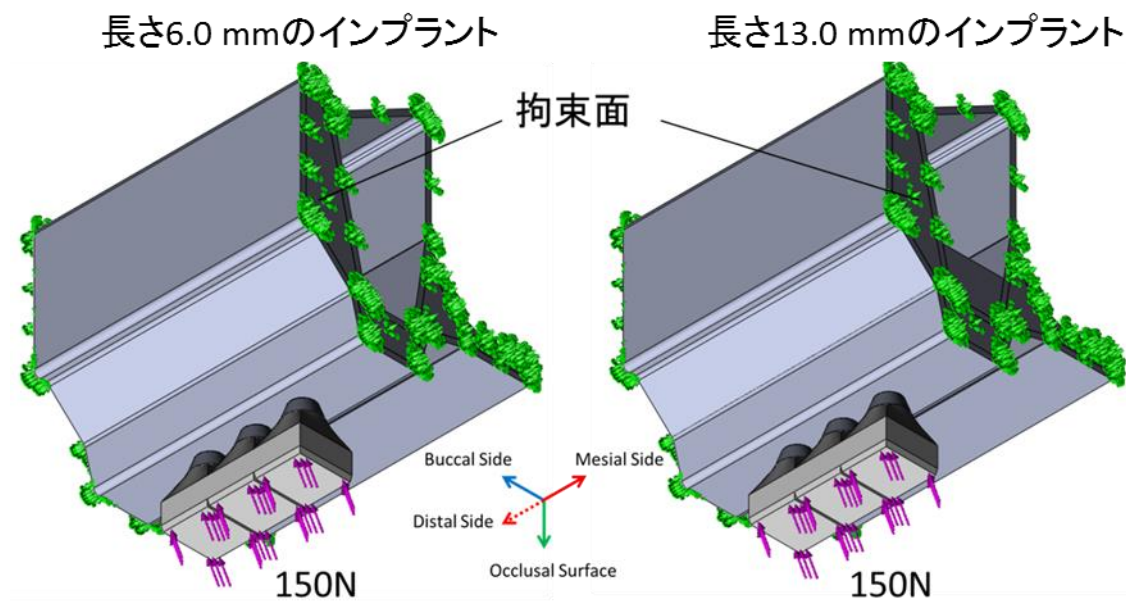


図 13 複数歯欠損における解析条件

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

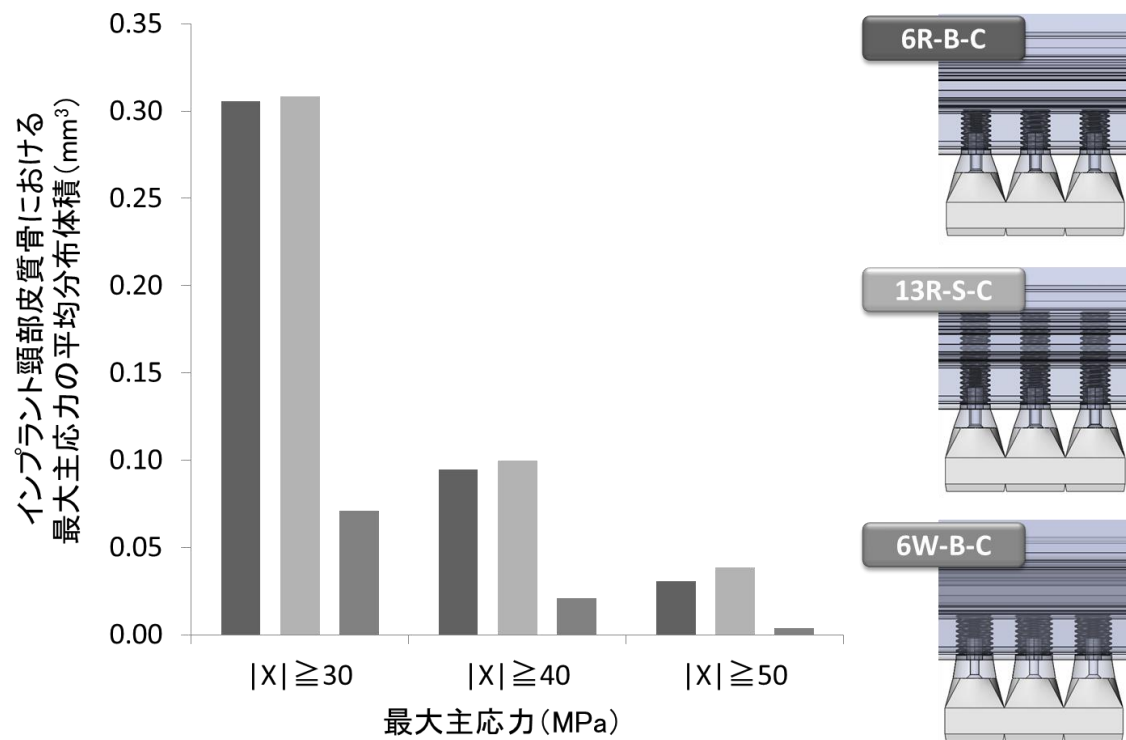


図 14 実験 2-1 でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の平均分布体積 (mm³)

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

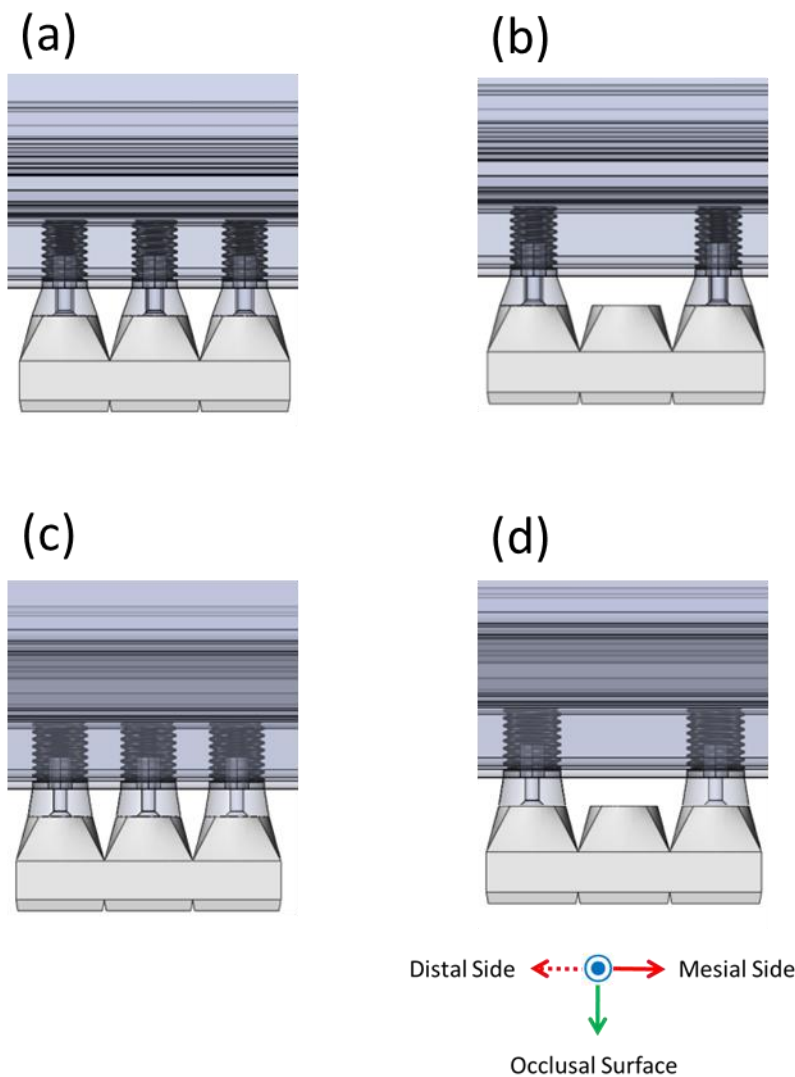


図 15 骨量の不足した上顎臼歯部複数歯欠損を想定した骨モデルにおけるインプラント体埋入モデル

- (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)

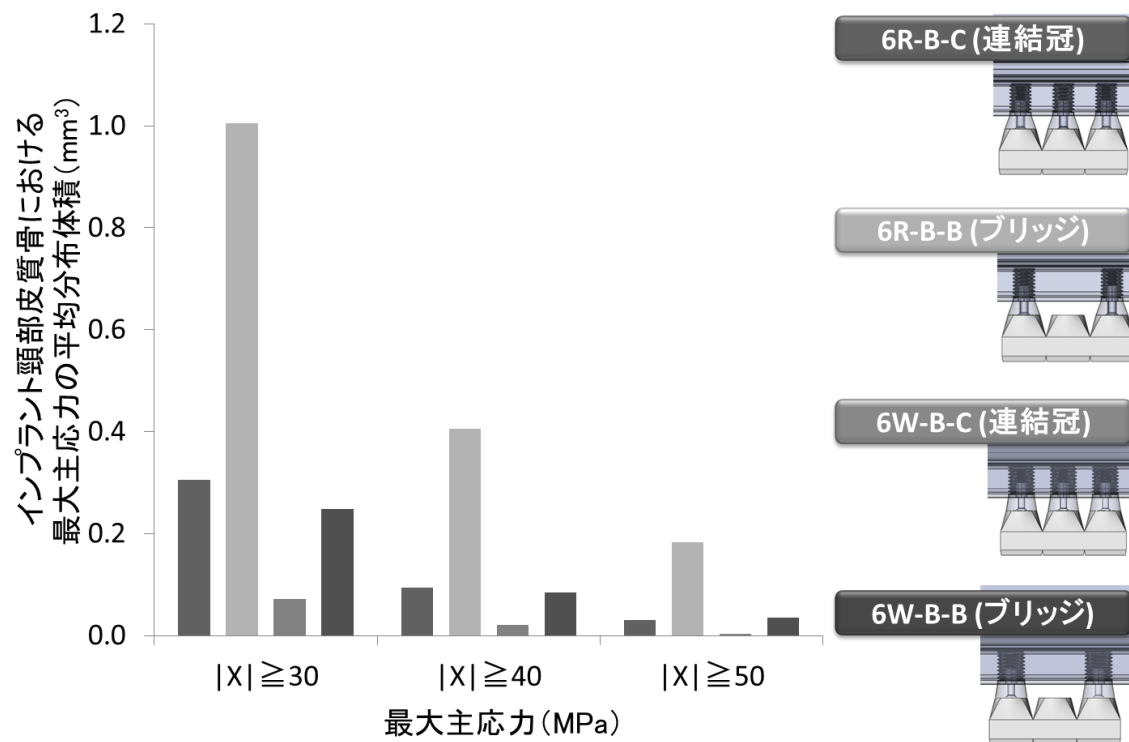


図 16 実験 2-2 でのインプラント体頸部における周囲皮質骨での最大主応力の平均分布体積 (mm³)

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