



Title	吸収した無歯顎下顎骨におけるインプラント補綴に関する力学的検討
Author(s)	濱田, 匠
Citation	大阪大学, 2021, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/82151
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

吸収した無歯顎下顎骨における インプラント補綴に関する力学的検討

大阪大学大学院歯学研究科
口腔科学専攻 顎口腔機能再建学講座
有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野
濱田 匠

指導
大阪大学大学院歯学研究科
口腔科学専攻 顎口腔機能再建学講座
有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野
池邊 一典教授

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。特に、無歯顎症例に対しては、全部床義歯による治療では十分な機能回復が困難な場合があることから、インプラントを用いた補綴歯科治療に大きな期待が寄せられている(3, 4)。

インプラント体がオッセオインテグレーションを獲得し、上部構造による咬合付与がなされると、力による問題が発生する場合がある(5, 6)。過重負担（オーバーロード）による機械的偶発症については、スクリューの緩みや破折、上部構造の破折や前装材料のチッピング、インプラント体やフレームワークの破折などが報告されている(7-15)。生物学的偶発症については、オッセオインテグレーションの喪失や骨吸収などが報告されており、一定の大きさ以上の力が加わることで骨のリモデリングに影響を及ぼしている可能性が報告されている(3, 16-22)。

無歯顎症例に対する固定性のインプラント支持補綴装置について、Brånemark は、下顎の場合はオトガイ孔間にインプラント体を埋入して、遠心カンチレバーのインプラント支持補綴装置を装着する方法を用いていた(4)。しかし、遠心カンチレバーを有するインプラント支持補綴装置においては、カンチレバー最後方部のインプラント体に対し過重負担を起こす可能性が指摘されており(23-26)、小宮山は、前歯部のみでなく臼歯部へもインプラント体を埋入し、カンチレバーを避けることが力学的な安定に重要であると述べている(27)。しかし、顎骨の吸収程度が高度な症例では、解剖学的な制約から臼歯部にインプラント体を埋入することが困難な場合も多く、下顎の場合はオトガイ孔間のみにインプラント体を埋入することが多い。

また、カンチレバー以外にも過重負担を引き起こす可能性がある因子としてブラキシズム(28, 29)、クラウン-インプラント比(30-33)などが挙げられ、さらに、骨の形状の影響もあるといわれているが(34)、この点についての詳しい報告はない。

下顎骨の形状について、過去にはセファログラムを用いた研究(35, 36)があり、経時的に下顎骨の顎堤吸収は進行し、高さが低くなることが報告されている。また、Gonda ら(34)は、三次元有限要素解析を用いて、下顎骨の高さが低い場合に、下顎骨に生じる応力が大きくなると報告しているが、下顎骨の吸収による形状の変化は、高さだけではなく、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲も考えられる。下顎骨前方部の彎曲が変化した場合、インプラント補綴において、下顎骨に生じる応力も変化すると考えられるが、それについての報告はない。下顎骨前方部の彎曲の形状については、これまでに無歯顎模型の顎堤頂間距離を計測した研究(37)はあるが、下顎骨前方部の彎曲の形状を CT (Computed Tomography) 撮影のデータで立体的に計測した報告はない。

そこで本研究では、インプラント補綴において吸収した下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える力学的影響を明らかにすることを目的として、患者の CT 撮影で得られたデータから下顎骨の形状の計測を行い、そのデータから作成した三次元有限要素モデルを用いて、下顎骨の形状が、インプラント周囲骨に生じる相当応力に与える影響について検討を行った。

実験Ⅰでは、下顎無歯顎者の下顎骨の形状を検討するために、下顎無歯顎者の CT 撮影で得られたデータを用いて計測を行った。実験Ⅱでは、実験Ⅰの結果を参考に CAD (Computer-aided design) モデルを作成し、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に及ぼす力学的影響について、三次元有限要素解析を用いて検討を行った。実験Ⅲでは、三次元有限要素解析を用いて、実際の患者の CT 撮影で得られたデータから作成した下顎骨モデルの解析を行ない、下顎骨形状がインプラント周囲骨に及ぼす力学的影響を検討した。

実験Ⅰ 下顎無歯顎者における垂直的距離と彎曲で示される下顎骨の形状の検討

1. 目的

本実験は、CT 撮影で得られた DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) データから下顎無歯顎者の下顎骨の形状を調べ、下顎骨の正中の垂直的距離と咬合面観の下顎骨前方部の彎曲の関係を検討した。

2. 方法

(1) 研究対象者

対象者はインプラント支持補綴装置を用いた補綴歯科治療を希望した下顎無歯顎者 25 名 (男性 12 名, 女性 13 名) とし、CT 撮影時にステントを装着して撮影を行い、その DICOM データを使用した。

なお、本実験は、大阪大学大学院歯学研究科・歯学部および歯学部附属病院倫理審査委員会の承認を得て行った (承認番号 H28-E10 号)。

(2) 計測方法

得られた DICOM データをインプラント支援システム (Landmarker DIRECT+DS Ver.7.52, アイキャット社, 大阪, 日本) に読み込み、得られた三次元画像 (図 1) 上で下顎骨正中の垂直的距離と咬合面観の前方部の彎曲を計測した。

下顎骨正中の高さについては、ステントの下顎左右中切歯間を正中とし、CT 画像上で正中矢状断面より下顎骨の上端と下端の距離を求め、本研究では下顎骨正中の垂直的距離とした (図 2)。

前方部の彎曲については、以下のように求めた。咬合平面上に下顎骨を投影し、下顎骨のオトガイ孔前方部、正中部とその中間点の 5 か所にインプラント体の埋入シミュレーションを行った。5 本のインプラント体のプラットフォームの中心から 3 点を選択し、3 点を通る円を作成した（図 3）。5 点から正中をはさんだ 3 点を選択して 8 つの円を作成し、それらの円の半径の平均を下顎骨前方部の彎曲の基準（以下、彎曲の半径）とした。彎曲の半径を求めるために作成した円は、咬合面観の下顎骨に埋入シミュレーションを行ったインプラントの中心を通ることから、彎曲は下顎骨の唇舌幅の中央を通る。そのため、本研究で設定した彎曲は「下顎骨前方部の咬合面観における唇舌的な骨幅の中央の彎曲」であり、「下顎骨前方部の咬合面観における彎曲」と記述した。

（3）統計学的分析方法

得られたデータは、正規性を確認した上で、Pearson の相関係数を用いて、下顎骨正中の垂直的距離と下顎骨前方部の彎曲の半径の相関を求めた。統計処理には、統計解析ソフトウェア（IBM SPSS Statistics25, IBM Japan 社, 東京, 日本）を用い、有意水準は 5%とした。

3. 結果

25 名の下顎骨正中の垂直的距離は平均 24.2mm（最小 13.0mm, 最大 32.6mm, 標準偏差 4.8）であった（図 4）。また、前方部の彎曲の半径は平均 20.1mm（最小 16.2mm, 最大 24.8mm, 標準偏差 2.2）であった（図 5）。

正中の垂直的距離と前方部の彎曲の半径との間には有意な相関（相関係数:-0.64, $p=0.02$ ）が認められた（図 6）。

4. 小括

下顎無歯顎者の下顎骨の形状を分析した結果、下顎骨正中の垂直的距離と下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径との間に有意な相関が認められた。

以上のことから、下顎無歯顎者の下顎骨の形状は、下顎骨正中の高さが低いと、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲が弱いことが示された。

実験Ⅱ 三次元有限要素解析による無歯顎下顎骨 CAD モデルの応力分布の検討

1. 目的

実験Ⅰでは、下顎無歯顎者の下顎骨の形状は下顎骨正中の高さが低いと、下顎骨前方部の彎曲の半径が大きいことが示されたが、実験Ⅱでは、その下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える力学的影響を検討することを目的とし、実験Ⅰの結果を参考に、パラメトリックモデル（CAD モデル）を CAD ソフトウェアで作成し、三次元有限要素解析を行った。

2. 実験方法

(1) モデルの作成

実験Ⅰで使用した下顎骨正中の高さが高く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の小さい症例（図 7）と下顎骨正中の高さが低く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きい症例（図 8）から得られた下顎骨正中の高さと下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径を参考にして、下顎骨正中の高さが高く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の小さいモデル（高さ 30.0mm，半径 15.0mm，図 9a）（以下，半径の小さいモデル），および下顎骨正中の高さが低く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きいモデル（高さ 15.0mm，半径 20.0mm，図 9b）（以下，半径の大きいモデル）を作成した。

それぞれのモデルは、三次元・CAD ソフトウェア（Solidworks, DassaultSystèmes, Paris, France）を用いて、下顎骨、インプラント体、アバットメント、上部構造の三次元表面形状を作成した。インプラント体は直径 3.75mm，長さ 10.0mm，アバットメントは直径 3.75mm，

長さ 2.0mm の円柱とし、CAD ソフトウェアにて CAD モデルを作成した。下顎骨の高さと前方部の彎曲の違い以外のモデルによる形状の違いを極力小さくし、下顎骨前方部の高さが低くなると半径が大きくなる下顎骨モデルを設計し、FEM 解析モデリングソフトウェア (HyperMesh, Altair, Troy, USA) で三次元有限要素モデルを作成した。オトガイ孔間にインプラント体を埋入することを想定し、半径の小さいモデルにおいては、インプラント体とインプラント体の中心間距離を 12.0mm に設定し、等間隔に 4 本のインプラント体を設置した (図 9a 下)。半径の大きいモデルにおいては、インプラント体とインプラント体の中心間距離を 13.2mm に設定し、等間隔に 4 本のインプラント体を設置した (図 9b 下)。それぞれのモデルでインプラント支持による上部構造を想定し、咬合平面から見て下顎骨と形状が同じで、第一大臼歯までの長さを想定したカンチレバーを有した上部構造を作成した。上部構造は、正中部の高さが 12.0mm、左右第一大臼歯遠心の頬舌的中央を結ぶ線に、正中から下した垂線の長さを歯列弓長径とよび、30.0mm とした。咬合面観における、後方のインプラントの中心から上部構造後端の頬舌的中央までの長さは、半径の小さいモデルでは 18.1mm、半径の大きいモデルでは 18.4mm であった。下顎骨、インプラント体、アバットメント、上部構造を組み合わせたモデルを作成した (図 9)。注目領域であるインプラント周囲骨の要素サイズは、一辺 0.25mm、その他の部位の要素サイズは、5.0mm までの不定の要素サイズとした四面体ソリッドの二次要素で要素分割を行った。なお、インプラント体と下顎骨の間の境界条件は、滑りや離れを許容する接触条件とし、他の境界条件は、滑りや離れを許容しない固着条件とした。

(2) 荷重条件

荷重条件は、過去の報告(38)を参考に、咬合平面に対して垂直方向に、右側第一大臼歯部咬合面遠心の頬舌的中央に 100N の荷重を設定した。

(3) 拘束条件

下顎骨の形状による影響の検討を行うため、注目する部位が拘束部位から離れていると、注目部位の応力分布が拘束の影響を受けにくいこと(39)を考慮して、拘束条件は、両側下顎頭上面を完全拘束した。

(4) 節点数と要素数

三次元有限要素モデルは、四面体ソリッドの二次要素からなり、半径の小さいモデルの総節点数は、181,367 点、総要素数は 123,614 個であった。半径の大きいモデルでの総節点数は、213,809 点、総要素数は 145,916 個であった。

(5) 材料定数

インプラント体、アバットメント、上部構造の材料はチタンとし、ヤング率 110,000MPa、ポアソン比 0.33 と設定した(40)。下顎骨の形状がインプラント周囲骨に及ぼす力学的影響を検討するため、下顎骨は皮質骨と海綿骨に分けず、歯槽骨としてヤング率 7,900MPa、ポアソン比 0.3 と設定した(41) (表 1)。

(6) 解析方法

以上の解析条件を設定し、構造解析ソフトウェア (LS-DYNA, ANSYS, Canonsburg, USA) を用いて各モデルの解析を行い、インプラント周囲骨に生じる von Mises 相当応力 (以下、相当応力) について検討した。

3. 結果

半径の小さいモデルにおいて、インプラント周囲骨の辺縁に相当応力の集中が認められた (図 10a)。各インプラント周囲骨に生じた相当応力は、荷重側後方で 5.2MPa、荷重側前方で 5.6MPa、非荷重側前方で 2.0MPa、非荷重側後方で 2.9MPa であり、非荷重側よりも荷重側で高い相当応力が生じた。

半径の大きいモデルにおいても、インプラント周囲骨の辺縁に相当応力の集中が認められた (図 10b)。各インプラント周囲骨に生じた相当応力は、荷重側後方で 76.3MPa、荷重側

前方で 9.4MPa, 非荷重側前方で 8.7MPa, 非荷重側後方で 12.5MPa であり, 荷重側後方で最も高い相当応力が生じた。

半径の小さいモデルよりも半径の大きいモデルにおいて, 下顎骨のインプラント周囲骨に高い相当応力が生じた。その中でも, 半径の大きいモデルの下顎骨に生じた最も高い相当応力は, 荷重側後方のインプラント周囲骨の遠心辺縁部に生じた (図 10, 11)。

4. 小括

下顎骨正中の高さが高く, 下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の小さいモデルと下顎骨正中の高さが低く, 下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きいモデルの CAD モデルにおいて, とともにインプラント周囲骨の辺縁に相当応力の集中を認めた。半径の小さいモデルと比較して, 半径の大きいモデルにおける荷重側後方のインプラント周囲骨の遠心辺縁部に, 高い相当応力が認められたことから, CAD モデルにおいて, 下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる相当応力に影響を及ぼすことが明らかになった。

実験Ⅲ 三次元有限要素解析による無歯顎下顎骨 CT モデルの応力分布の検討

1. 目的

実験Ⅱでは CAD ソフトウェアで作成した三次元有限要素モデルを用い, 下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる相当応力に影響を及ぼすことが示された。さらに生体に近い下顎骨形状でも同じ傾向が認められることを確認するため, 実験Ⅲでは, CT 撮影で得られたデータから作成したモデル (CT モデル) で, 三次元有限要素解析を行い, 下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える力学的影響を検討することを目的とした。

2. 方法

(1) 下顎骨形状データ

実験 I で使用した 25 症例から，下顎骨正中の高さが高く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の小さい症例（図 7）と下顎骨正中の高さが低く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きい症例（図 8）の 2 症例を選択し，CT 撮影で得られた DICOM データの下顎骨の形状データを使用した．

(2) モデルの作成

前述の 2 種類の DICOM データをもとに，三次元有限要素モデルを作成した．作成手順は，まず CT スキャン 3D 化ソフトウェア（Mimics, Materialise, Leuven, Belgium）を用いて，DICOM データをパーソナルコンピュータ上に取り込み，閾値を 148～1988HU に設定し，二値化を行い下顎骨の形状を抽出した．次に，3D モデリングソフトウェア（3-matic, Materialise, Leuven, Belgium）を用いて，下顎骨正中の高さが高く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の小さい症例（高さ 29.9mm，半径 18.8mm，図 12a）と下顎骨正中の高さが低く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きい症例（高さ 13.0mm，半径 24.8mm，図 12b）の下顎骨表面の三次元形状を生成した．また，インプラント体は直径 3.75mm，長さ 10.0mm，アバットメントは直径 3.75mm，長さ 2.0mm の円柱とし，CAD ソフトウェアにて三次元有限要素モデルを作成した．オトガイ孔間にインプラント体を埋入することを想定し，実験 I のオトガイ孔間の距離を参考に，半径の小さいモデルにおいては，インプラント体とインプラント体の中心間距離を 12.0mm に設定し，等間隔に 4 本のインプラント体を設置した（図 12a 下）．半径の大きいモデルにおいては，インプラント体とインプラント体の中心間距離を 13.2mm に設定し，等間隔に 4 本のインプラント体を設置した（図 12b 下）．上部構造は CT 撮影時に装着しているステントの歯冠形態を参考に，第二大臼歯までの長さを想定したカンチレバーブリッジの三次元有限要素モデルを作成した（図

12). 上部構造の正中部の高さは、半径の小さいモデルで 10.0mm, 半径の大きいモデルで 14.0mm であった。咬合面観における、後方のインプラントの中心から上部構造後端の頬舌的中央までの長さは、半径の小さいモデルで 27.7mm, 半径の大きいモデルで 30.1mm であった。また、左右第一大臼歯遠心の頬舌的中央を結ぶ線に、正中から下した垂線の長さを歯列弓長径とよび、30.0mm とした。荷重側後方のインプラントの中心から第一大臼歯遠心の頬舌的中央までの長さは、半径の小さいモデルで 18.1mm, 半径の大きいモデルで 18.4mm であった。下顎骨、インプラント体、アバットメント、上部構造を組み合わせたモデルを作成した (図 12)。注目領域であるインプラント周囲骨の要素サイズは、一辺 0.25mm, その他の部位の要素サイズは、5.0mm までの不定の要素サイズとした四面体ソリッドの二次要素で要素分割を行った。なお、インプラント体と下顎骨の間は、滑りや離れを許容する接触条件とし、他の境界条件は、滑りや離れを許容しない固着条件とした。

(3) 荷重条件

荷重条件は、2 種類のモデルとも実験Ⅱと同様に、咬合平面に対して垂直方向に、右側第一大臼歯部咬合面遠心の頬舌的中央に 100N の荷重を設定した。

(4) 拘束条件

拘束条件は、2 種類のモデルとも実験Ⅱと同様に、両側下顎頭上面を完全拘束した。

(5) 節点数と要素数

三次元有限要素モデルは、四面体ソリッドの二次要素からなり、半径の小さいモデルの総節点数は、236,763 点、総要素数は 162,278 個であった。半径の大きいモデルでの総節点数は、224,214 点、総要素数は 149,674 個であった。

(6) 材料定数

材料定数は、2つのモデルとも実験Ⅱと同様に設定し、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に及ぼす力学的影響を検討するため、下顎骨は皮質骨と海綿骨に分けず、歯槽骨としてヤング率 7,900MPa、ポアソン比 0.3 と設定した(表 1).

(7) 解析方法

以上の解析条件を設定し、構造解析ソフトウェア (LS-DYNA, ANSYS, Canonsburg, USA) を用いて各モデルの解析を行い、インプラント周囲骨に生じる von Mises 相当応力について検討した.

3. 実験結果

半径の小さいモデルにおいて、インプラント周囲骨の辺縁に相当応力の集中が認められた (図 13a). 各インプラント周囲骨に生じた相当応力は、荷重側後方で 15.2MPa, 荷重側前方で 36.3MPa, 非荷重側前方で 21.2MPa, 非荷重側後方で 23.6MPa であり、荷重側前方で最も高い相当応力が生じた.

半径の大きいモデルにおいて、インプラント周囲骨の辺縁に相当応力の集中が認められた (図 13b). 各インプラント周囲骨に生じた相当応力は、荷重側後方で 78.2MPa, 荷重側前方で 51.6MPa, 非荷重側前方で 36.5MPa, 非荷重側後方で 59.4MPa であり、荷重側後方で最も高い相当応力が生じた.

半径の小さいモデルよりも半径の大きいモデルにおいて、下顎骨のインプラント周囲骨に高い相当応力が生じた. その中でも、半径の大きいモデルの下顎骨に生じた最も高い相当応力は、荷重側後方のインプラント周囲骨の遠心辺縁部に生じた (図 13, 14).

4. 小括

下顎骨正中の高さが高く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の小さいモデルと下顎骨正中の高さが低く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きいモデルの CT モデルにおいて、ともにインプラント周囲骨の辺縁に相当応力の集中を認めた. 半径

の小さいモデルと比較して、半径の大きいモデルにおける荷重側後方のインプラント周囲骨の遠心辺縁部に、高い相当応力が認められたことから、実際の下顎骨を用いた CT モデルにおいて、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる相当応力に影響を及ぼすことが明らかになった。

考察

下顎無歯顎者では、インプラントを用いた補綴歯科治療が広く行われている。その成功率や偶発症については、多数報告されている(7-22, 42)ものの、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える力学的影響については十分に検討されていない。そこで本研究では、インプラント補綴において、吸収した下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える力学的影響を明らかにすることを目的として、下顎骨の形状の検討および三次元有限要素解析による検討を行った。その結果、下顎骨正中の高さが低いと、下顎骨前方部の咬合面観における唇舌的な骨幅の中央の彎曲の半径が大きいことが示され、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる応力に影響を及ぼすことが明らかになった。

下顎骨は、歯が喪失するとその機能の変化にともない下顎骨各部にリモデリングが起こり、外形が大きく変化する。特に歯槽部での変化が著しく、骨吸収により歯槽部が消失していく。上顎骨は時間経過とともに吸収の程度が緩やかになっていくが、下顎骨では吸収し続けることが報告されている(35)。下顎骨が最も吸収した場合、前歯部ではオトガイ棘、小臼歯部ではオトガイ孔、大臼歯部では顎舌骨筋線の高さまで下顎骨が退縮する(43, 44)。

無歯顎顎堤の計測は、1950～1970 年代に盛んに行われたが(35, 36, 45)、セファログラムを用いた骨の高さの計測に主眼を置いているものがほとんどであった。1990 年代になって実

際の顎堤の高さや幅を計測しようとする試みがなされ、模型を使用した顎堤の大きさの計測が報告されている(37, 46-48)が、実際の顎骨の形状を三次元的に計測した研究は認められない。そこで本研究では、下顎無歯顎者の CT 撮影から得られた下顎骨の形状データの計測を行い、下顎骨の正中の垂直的距離と前方部の彎曲の半径の大きさを計測した。

本研究は、同一個体の下顎骨の経過観察による骨吸収を検討した実験ではなく、別個体の下顎骨の計測を行った実験である。同一個体の下顎骨の高さの吸収過程を追った研究は報告(35)されている。本研究で用いた下顎骨の高さが高い症例の咬合平面に対して平行な断面を骨頂部から下方に向けて下げていき、咬合平面に対して平行な断面の下顎骨前方部の彎曲の半径を計測した結果、下顎骨の下方ほど彎曲の半径が大きくなることが示された。そのため、同一個体の下顎骨の経過観察による骨吸収を検討した場合でも、下顎骨の吸収が進むほど彎曲の半径が大きくなることが示唆された。

下顎無歯顎者の骨吸収状態を評価する分類によると、ACP (American College of Prosthodontists) 分類(49)では歯槽骨の高さの最小値が 20mm 以下を、Cawood & Howell の分類(50)では下顎骨の正中の高さが 25mm 未満を骨吸収として定義している。これらの定義をもとに、本研究の下顎骨正中の垂直的距離が 15mm 以下である下顎骨の高さが低い症例は、骨吸収の大きな症例、下顎骨正中の垂直的距離が 30mm である下顎骨の高さが高い症例は、骨吸収の小さな症例とした。

また、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える影響はこれまで言及されていない。Gonda ら(34)は下顎臼歯部のカンチレバーを有するインプラント支持補綴装置において、骨量が少ない場合にインプラント周囲骨の応力分布に影響を与えると報告しているが、無歯顎者の研究ではなく、骨の詳細な形状は言及されていない。そこで本研究では、下顎無歯顎者を対象に、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる相当応力に与える影響を検討した。

1. 実験方法について

(1) 実験Ⅰの実験方法について

本研究は、下顎骨正中の垂直的距離と咬合面観の下顎骨前方部の彎曲の半径を計測するために、CT 撮影で得られた DICOM データを用いた。過去の報告(51)より CT 撮影で得られる画像には、十分な寸法精度があると考えられる。本研究の対象者は、インプラント支持補綴装置を用いた下顎無歯顎者 25 名を対象としている。すべての対象者は、口腔内にステントを装着して、下顎骨の CT を撮影し、本研究の咬合平面と正中は、ステントの咬合平面と正中を採用した。

下顎骨の正中については、粘膜上では舌小帯や下唇小帯などの解剖学的ランドマークはあるが(47)、CT 撮影で得られたデータ上では、無歯顎下顎骨に正中の明確な解剖学的ランドマークがない。本研究で CT 撮影された症例では、すべての症例で歯列が再現されたステントを装着しており、その左右中切歯間は上顎の正中の基準となる切歯孔の位置と大きな相違がなかったため、本研究ではステントの左右中切歯間を正中と定義し、計測を行った。

また本研究では、オトガイ孔間にインプラント体を埋入することを想定しているため、咬合面観の下顎骨前方部の彎曲の形状を計測した。下顎骨前方部の彎曲の半径については、彎曲の半径を求める方法が過去の研究では報告されていない。生体の下顎骨前方部の彎曲は正確に円弧に沿うことはなく、生体の彎曲と円弧の差を補うため、3 点の中間点を設定し、計 5 点から半径を求める方法を検討した。そのため本実験では、下顎骨のオトガイ孔前方部、正中部とその中間点の 5 点から 3 点を選択し、その 3 点を通る円の半径を求めた。5 点から正中をまたぐ 3 点を選ぶ方法は 8 通りあり、8 個の半径を求め、その平均を下顎骨前方部の彎曲の半径とした。

(2) 実験ⅡおよびⅢの実験方法について

(i) 三次元有限要素解析

インプラント体や顎骨，上部構造に対する応力解析法としては，これまで光弾性実験法(52-55)，ひずみゲージ法(56)，三次元有限要素解析(57, 58)などが用いられている．その中で，光弾性法は，応力分布を可視化し，広範囲かつ連続的に観測できる特徴を持っている．しかし，光弾性法は，特殊な材料と計測装置が必要であり，模型をその都度製作する必要があることから，同様の利点を持つ三次元有限要素解析に比べて汎用性に欠ける(59)．ひずみゲージ法は，ひずみの定量的な評価ができる一方で，計測結果が貼付部位に限定され，物体表面の情報しか得られず，表面の応力は計測できるが，内部の応力を計測することができない．三次元有限要素解析は，複雑な形状のモデル設定が可能であり，モデルの境界条件や材料の特性の変更および特定の要素による影響についての検討なども比較的容易な解析方法である．

本研究のように下顎骨の応力分布の検討を目的とした場合，複雑な形状モデルの内部構造を再現し，応力解析できる三次元有限要素解析が適していると考えられるため，三次元有限要素解析を採用した．

本研究では，構造解析ソフトウェアに LS-DYNA (ANSYS, Canonsburg, USA) を使用した．このソフトウェアは，従来の構造解析ソフトウェアでは困難であった大規模かつ複雑な現象も複数 CPU による並列化処理により，短時間で解析ができる特徴がある．骨や粘膜などの多くの生体組織の弾性率は一定ではなく，ひずみの変化に伴って，弾性率が変化する材料非線形の性質を示す．ひずみの変化に伴って，弾性率が変化するために非線形解析は線形解析よりもハードウェアにかかる負担が大きく，計算に要する時間も長くなる．本研究では，人体の複雑な形状を再現した下顎骨モデルを用いて，材料と形状の幾何学的な非線形の接触解析を行っており，解析効率の良さおよび詳細な解析結果が得られるため，構造解析ソフトウェアに LS-DYNA (ANSYS, Canonsburg, USA) を用いて解析を行った．

三次元有限要素解析には、入力荷重およびその荷重による構造側の応答が時間的に変化しない状態を解析する静解析と、入力荷重や構造側の応答が時間的に変化する状態を時間軸や周波数軸で解析する動解析がある。本研究では、片側の咀嚼時を想定しており、咀嚼時は筋力と咬合力の垂直方向の力が釣り合い、静力学的平衡式が成立する(60)。そのため、片側の咀嚼時は定常状態であると想定し、定常状態を求めることができる静解析を用いて解析を行った。

(ii)インプラント体の形状について

上部構造の歯冠長が一定であればインプラント周囲骨の応力は長さ 8mm のインプラント体で最小となるとされている(61)。また、理論的な計算からも、インプラント体においては、長さよりも直径を増やすことで、骨に生じる応力が減少するといわれている(62)。本実験では、骨移植をせずに既存骨にインプラント体を埋入することを想定したため、インプラント体の直径については、骨幅が狭い症例で通常用いられる直径 4.0mm 以下のものとした。また、直径 3.75mm のインプラント体を用いることにより、直径 3.7mm 以下のインプラント体と比べて、インプラント体の破折の頻度が著しく低下したとの報告(63)がみられたため、直径 3.75mm を選択した。インプラント体の長さについては、下顎骨のオトガイ孔間に埋入することを想定し、下顎管による解剖学的制約がないため、一般的に使用されている長さ 10mm を選択した。モデルに組み込んだインプラント体は、下顎骨全体の挙動について計測していくため、スレッド部分などの影響が出る可能性が低いと考えられることから、解析の効率化を考慮し、シリンダー型とした。

(iii)拘束条件について

三次元有限要素解析において、拘束条件はモデルの変形に大きく影響し、場合によっては、拘束部位に相当応力の集中がおこることがあり、合理的な拘束を与える必要がある。過去の研究では、下顎底や筋付着部位を拘束した実験が行われてきた(64)が、応力やひずみなどを

計測したい注目する部位が拘束部位から近いと、上部構造およびインプラント体に荷重が過度に加わり、拘束条件が、変位および応力に影響すると報告されている。注目部位が拘束部位から離れていると、注目部位の応力分布が拘束の影響を受けにくいことから、本研究では下顎骨前方の応力分布に注目するため、下顎骨前方から最も離れた下顎頭上部を完全拘束した。

(iv)荷重条件について

荷重方法については、無歯顎症例に対する固定性のインプラント支持補綴装置において最も咬合力が加わるとされる第一大臼歯部のみを荷重する方法と、歯列全体を荷重する方法が考えられ、それぞれに片側のみを荷重する方法と、両側同時に荷重する方法がある。

本研究では、片側での咀嚼時の咬合を想定し、片側の第一大臼歯部のみに荷重を設定した。荷重の方向については、過去の報告より、咀嚼時にかかる荷重は歯軸方向が一番大きいと報告されており(65)、本研究ではそれにしたがって、咬合平面に対して垂直なインプラント体の長軸方向に荷重の方向を設定した。

荷重の大きさについては、過去に報告されている三次元有限要素解析を行った研究では、咬合力の設定が 35～360N(38, 66-70)と報告されており、また下顎無歯顎者のインプラント支持補綴装置を用いた口腔内での咬合力を計測した研究でも、最大咬合力は 35～330N(38)と報告されている。本研究では、その範囲内で、咀嚼中に起こる咬合力として 100N を設定した。

(v)応力の分析について

応力の評価対象としては最大主応力、最大せん断応力、von Mises 応力などが挙げられるが、骨は脆性であるか延性であるかの判断が難しく(71)、脆性材料だけでなく、延性材料でも応力の評価をすることが出来る von Mises 相当応力を評価対象とした。

(vi)要素サイズについて

三次元有限要素解析において、要素は可及的に細かくした方が精度の高い結果を得ることができる(72)。特に、応力が集中する部位では応力の変化が激しく、粗い要素分割では、応力集中部に生じる最も高い相当応力を低く評価してしまうことが知られている(72)。そこで、本研究を始めるにあたっては予備実験で要素サイズの検討を行った。要素サイズを細かくしていくと、応力集中部での応力分布は限局化して最大値は大きくなったが、実験Ⅱおよび実験Ⅲの下顎骨モデルでは、インプラント周囲骨の平均要素サイズが 0.25mm 以下では von Mises 相当応力が一定値に収束した。そのため、実験Ⅱおよび実験Ⅲの下顎骨モデルでは、注目部位であるインプラント周囲骨の平均要素サイズを 0.25mm とした。その他の部位の要素サイズを 5.0mm までの不定の要素サイズにすることで、最も短い時間で解析可能かつ各下顎骨モデル間で最も高い von Mises 相当応力が比較可能になったため、この値を最適な要素サイズとした(73, 74)。

(vii)モデルの妥当性について

三次元有限要素解析は、実現象をモデル化した状態での数値シミュレーションであるため、入力する値や条件設定によって、大きく結果が変化し、実際と異なる結論を導く危険性を持ち合わせている。そのため、三次元有限要素解析によるシミュレーションの成否は、モデル化が妥当であるかが重要である。その妥当性は、実稼働条件の実験を実施し、相関を検証することにより得られるが、生体を対象とした場合、理論値が規定されていないため、厳密な検証は困難である。そこで本研究では、解析結果が現実に近いことを検証するため、口腔内におけるアバットメントの変位量と本研究の三次元有限要素解析の結果との比較を行った。過去の研究(75)で、実際の患者の口腔内のインプラント体に計測用のアバットメントを装着し、荷重をかけて生じた被圧変位量を計測した実験があり、本研究で利用したモデルで、インプラント体とアバットメント、荷重を実際の口腔内と同じ条件で解析を行った。インプラント体の長さは 10mm、直径 3.75mm、アバットメントは長さ 11mm、直径

3.75mm とした。荷重は、頬舌側・近遠心側方向に 2000gw をアバットメントの上端から下方に 5mm の位置にインプラント体の長軸方向と垂直に設定した。アバットメントの変位は、口腔内では頬舌側が平均 40.5 μ m、近遠心側が平均 57.3 μ m の変位が認められた。CAD モデルでは頬舌側が 40.0 μ m、近遠心側が 76.0 μ m の変位が認められた。両者が大きく異なることから、三次元有限要素解析の結果が現実と矛盾していないことを実証するものと考えた。

2. 結果の考察

(1) 実験Ⅰについて

実験Ⅰの結果より、下顎骨正中の垂直的距離が短いと、咬合面観の下顎骨前方部の半径が大きいことが示されたが、彎曲の半径が大きい場合には、下顎前方部に設置したインプラント体の配列が直線的になった。下顎前方部に設置したインプラント体の配列が直線的になった場合に、上部構造の遠心部に荷重が加わると、上部構造が後方に傾きやすくなり、その結果、荷重側後方のインプラント周囲骨辺縁に生じる応力が高くなることが予想された。そのことを確認するため、実験ⅡとⅢを計画した。

(2) 実験ⅡおよびⅢについて

下顎骨前方部の彎曲と高さ以外のモデルによる形状の違いを極力小さくするため、彎曲と高さの違い以外の下顎骨の形状が同じになるように、下顎骨前方部の高さが低くなると半径が大きくなるように作成した CAD モデル（実験Ⅱ）と実形状を用いた CT モデル（実験Ⅲ）で、下顎骨に生じた応力分布は同様の傾向を示した（図 15）。半径の大きいモデルでは、荷重側後方のインプラント周囲骨辺縁に生じた相当応力が高く、半径の小さいモデルと比較して、生じた相当応力に大きな差が認められた。

モデルの変位については、下顎頭を拘束しているため、上部構造の遠心部に荷重を加えると下顎骨は下方に変位し、上部構造は後方に変位した。下顎骨の高さが下顎骨の変位に影響

しており、下顎骨正中の高さが低くなると、下顎骨が下方に大きく変位した。また、彎曲の半径が上部構造の変位に影響しており、彎曲の半径が大きくなると、上部構造が後方に大きく変位すると考えられる。半径が大きいモデルでは、上部構造は後方に大きく変位するため、インプラント周囲骨に生じる相当応力は後方部に高い値を示したと考えられる。半径が小さいモデルでは、上部構造の変位は小さく、下顎骨前方部の変位の方が大きかったため、インプラント周囲骨に生じる相当応力は前方部に高い値を示したと考えられる。

実験Ⅰの結果より、下顎骨正中の垂直的距離と前方部の彎曲の半径の間には有意な相関が認められたことから、本研究では、下顎骨正中の高さと前方部の彎曲の半径の2つの要因を同時に変化させた。一方のみの要因を変化させる検討は、実際にそのような症例が存在しないため行っていないが、モデルに生じる変位により、高さと彎曲の半径の両方のパラメータが下顎骨に生じる相当応力に影響を与えていることが示唆された。過去の報告より(34)、下顎骨の高さが下顎骨に生じる応力に影響を与えることが示されている。下顎骨前方部の彎曲の半径については、彎曲の半径が大きくなると、下顎前方部に設置したインプラント体の配列が直線的となって、上部構造が後方に傾きやすくなる。上部構造の変位が、下顎骨に生じる相当応力に影響を与えていることが示唆されるため、本研究では両方のパラメータが下顎骨に生じる相当応力に影響を与えることが示唆された。

本研究では、下顎骨前方の応力分布に注目しているため、下顎骨前方から最も離れた下顎頭上部を完全拘束したが、過去の研究では、下顎底や下顎角などの筋付着部位を考慮に拘束部位を設定している研究もある。本研究のモデルでは、片側で第一大臼歯部に荷重を設定した際の上部構造の変位は、下顎骨の拘束部位に関わらずに生じていることが確認できている。拘束部位の変化によって、下顎骨に生じる相当応力の大きさに違いは生じるが、上部構造自体の変位は変化しないため、拘束部位に関わらず、半径の小さいモデルよりも半径の大きいモデルで、下顎骨に生じる相当応力が大きくなることが考えられる。

本研究の荷重条件は、過去の報告を参考に、下顎無歯顎者の固定性インプラント補綴の上部構造に加わる荷重として、片側の第一大臼歯部に 100N を設定した。荷重を 100N より大きくした場合は、モデルの変位も大きくなることが考えられ、下顎骨に生じる相当応力も大きくなると示唆される。荷重の方向を咬合平面に対して斜めに設定した場合、咬合平面に垂直に設定した場合よりも、下顎骨に生じる相当応力が高くなることが考えられる。本研究では、咬合面観での下顎骨前方部の彎曲の大きさの違いが及ぼす影響を検討するため、頬舌側や近遠心側のベクトルのわずかな違いが結果に影響を及ぼすことを考慮して、咬合平面に対して垂直に荷重を設定した。

(3) 過重負担について

下顎骨に過重負担が生じると、骨のリモデリングに影響を及ぼし、骨吸収が起こる可能性があると報告されている。Flost ら(76)は、骨に生じるひずみが 3000μ ひずみ以上になると、骨のリモデリングに影響を及ぼし、骨吸収が生じると報告している。また、Sugiura ら(77)は、実際の患者の下顎骨周囲に生じる応力を計測した研究で、下顎骨に生じる圧縮の応力が 50MPa 以上になると骨吸収が生じると報告している。本研究とは、状況が異なり、直接比較することは難しいが、半径の大きいモデルの方が下顎骨に生じる相当応力が高く、本実験条件よりも咬合力が大きくなる、咬合力の方向が傾斜するといった条件が厳しくなることで、インプラント周囲骨に生じる相当応力が骨吸収の閾値に近づく可能性が考えられ、臨床的な対応の必要性が示唆された。対応策としては、オトガイ孔間のインプラント体の本数を増やす、あるいは臼歯部へインプラント体を埋入して、各インプラント体に加わる負担を分散することや、インプラントオーバーデンチャーへ設計を変更し、粘膜負担を考慮することなどが考えられる。

3. 本研究の限界について

本研究の解析モデルでは、下顎無歯顎患者におけるインプラント補綴において、吸収した下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える影響を生体力学的観点のみで評価している。本研究における限界は、正確に再現することが難しい生体組織の材料を用いて、シミュレーションを行うことであった。生体組織は複雑な性質であるため、現実と全く同じ環境を作成することは困難であるが、できるだけ生体に近い設定で研究を行った。そのため、実際の患者の CT 撮影で得られたデータから作成したモデルを用いた。また、口腔内で計測した咬合力を参考にして荷重を設定した。モデルの材料定数を現実の材料の値に設定した。さらに、ひずみの変化に伴って弾性率が変化する非線形解析を行った。

また、本研究の下顎骨の材料定数は皮質骨と海綿骨に分けず、歯槽骨として設定した。この設定は実際の生体と異なるが、皮質骨と海綿骨の設定による影響を受けることなく、下顎骨の形状のみによる相違を比較できるため、採用した。

総括ならびに結論

本研究は、下顎無歯顎患者におけるインプラント補綴において、吸収した下顎骨の形状がインプラント周囲骨に与える力学的影響を明らかにするために、三次元有限要素解析を用いた実験を行い、次のような結論が得られた。

1. CT 撮影で得られた下顎骨の形状を調べた結果、下顎骨正中の垂直的距離と下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径との間に有意な相関が認められ、下顎骨正中の高さが低いと、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲が弱いことが示された。
2. 三次元有限要素解析の結果、パラメトリックモデル（CAD モデル）において、下顎骨正中の高さが低く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きいモデルの方が下顎

骨に生じる相当応力は大きく、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる相当応力に影響を及ぼすことが明らかになった。

3. 三次元有限要素解析の結果、実際の下顎骨を用いたモデル（CT モデル）においても、下顎骨正中の高さが低く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の大きいモデルの方が下顎骨に生じる相当応力は大きく、下顎骨の形状がインプラント周囲骨に生じる相当応力に影響を及ぼすことが明らかになった。

以上のことから、顎堤の吸収が進んで、下顎骨正中の高さが低く、下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径が大きい症例では、インプラント周囲骨辺縁の相当応力が高く、骨吸収の可能性があり、臨床的な対応の必要性が示唆された。

謝辞

稿を終えるにあたり，本研究を行う貴重な機会を与えていただき，かつ終始変わらぬ御指導，御校閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科 顎口腔機能再建学講座 有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野 池邊一典教授，権田知也講師，ならびに終始御懇篤なる御助言を賜りました大阪大学大学院基礎工学研究科 村瀬晃平教授に謹んで感謝の意を表します．さらに，本研究に際し終始御理解と御協力をいただきました大阪大学大学院歯学研究科 顎口腔機能再建学講座 有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野の教室員各位ならびに本研究の対象者の皆様に心から御礼申し上げます．

参考文献

1. Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont.* 1999;12:483-91.
2. Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:181-8.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
4. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:227-31.
5. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998;106:527-51.
6. Chiapasco M. Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:76-91.
7. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81:537-52.
8. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9:511-9.
9. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:102-10.

10. Jemt T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2008;21:400-8.
11. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:202-16.
12. Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, et al. Influence of alveolar bone loss and different alloys on the biomechanical behavior of internal- and external-connection implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30:30-42.
13. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:2-21.
14. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;91:532-7.
15. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007;23:296-301.
16. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3:104-11.
17. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:143-52.

18. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10:153-201.
19. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:425-31.
20. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:207-18.
21. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:601-10.
22. Esaki D, Matsushita Y, Ayukawa Y, Sakai N, Sawae Y, Koyano K. Relationship between magnitude of immediate loading and peri-implant osteogenesis in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:1290-6.
23. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol.* 1986;13:307-12.
24. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996;75:285-91.
25. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29:350-6.
26. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76:165-9.

27. 小宮山 彌太郎. 失敗からオッセオインテグレーション・インプラント成功の糸口を探る 外科処置に関連して. 歯科ジャーナル. 1994;497-509.
28. Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16:460-9.
29. Zhou Y, Gao J, Luo L, Wang Y. Does bruxism contribute to dental implant failure? A systematic review and meta-analysis. Clin Implant Dent Relat Res. 2016;18:410-20.
30. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990;63:671-6.
31. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. Periodontol 2000. 1998;17:119-24.
32. Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. J Oral Maxillofac Surg. 2011;69:2990-4.
33. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. J Periodontol. 2014;85:1214-21.
34. Gonda T, Yasuda D, Ikebe K, Maeda Y. Biomechanical factors associated with mandibular cantilevers: analysis with three-dimensional finite element models. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29:275-82.
35. Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. J Prosthet Dent. 1971;26:280-95.
36. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent. 1972;27:120-32.

37. 吉備 政仁, 小野 高裕, 守光 隆, 渡邊 久仁恵, 難波 秀和, 野首 孝祠. 三次元顎堤形態計測システムの開発 上顎無歯顎模型について. 補綴誌. 1994;38:17-24.
38. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implants Res. 1996;7:153-61.
39. Cicciu M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM investigation of the stress distribution over mandibular bone due to screwed overdenture positioned on dental implants. Materials (Basel). 2018;11.
40. 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;25:911-9.
41. Kamei K, Gonda T, Takahashi T, Maeda Y. Mechanical study of optimal implant position for maxillary implant-supported overdentures using three-dimensional simulation software. Int J Prosthodont. 2018;31:619–26.
42. Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16:705-17.
43. 阿部 伸一, 井出 吉信. 加齢による顎骨の変化 歯の喪失に伴う顎骨の形態変化の特徴. 歯科学報. 1999;99:181-6.
44. 田松 裕一, 井出 吉信. 加齢による顎骨の変化 歯の喪失による下顎骨の形態変化. 歯科学報. 1999;99:357-62.
45. Watt DM, Likeman PR. Morphological changes in the denture bearing area following the extraction of maxillary teeth. Br Dent J. 1974;136:225-35.

46. 三宅 茂樹, 鱒見 進一, 城戸 寛史. 無歯顎顎堤の形態的特徴について. 補綴誌. 1990;34:442-52.
47. 外川 正. 無歯顎顎堤模型の解剖学的なランドマーク間の計測 無歯顎顎堤に適合するトレーの想定. 補綴誌. 1993;37:469-79.
48. 丸山 正隆, 西村 克彦. 無歯顎顎堤の形態計測に関する基礎的研究. 鶴見歯学. 2006;32:17-28.
49. McGarry TJ, Nimmo A, Skiba JF, Ahlstrom RH, Smith CR, Koumjian JH. Classification system for complete edentulism. The American College of Prosthodontics. J Prosthodont. 1999;8:27-39.
50. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1988;17:232-6.
51. Marcus A, Jose LC, Gray O, Gerhard W. Comparison of the accuracy of cone beam computed tomography and medical computed tomography: implications for clinical diagnostics with guided surgery. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:536-42.
52. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont. 1992;1:24-8.
53. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent. 1999;8:141-51.
54. Gross MD, Nissan J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part II. J Prosthet Dent. 2001;85:450-4.
55. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent. 2002;87:528-35.
56. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8:541-8.

57. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010;54:179-84.
58. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in all-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33:64-71.
59. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent.* 1994;22:259-64.
60. 細井 栄二, 匠原 悦男, 川上 哲司, 都築 正史, 森本 佳成, 高山 賢一, 杉村 正仁. 咬合力と積分筋電位の実測値を用い静力学的平衡式により試みた顎関節負荷算出法. *日顎関節会誌.* 2000;12:32-41.
61. 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;5:254-62.
62. 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;91:20-5.
63. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:347-59.
64. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:722-30.
65. 竹下 登紀子, 中沢 文子. 咀嚼中の第一大臼歯の咀嚼速度と食品物性の関係. *日本家政学会誌.* 2007;58:129-37.

66. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 1977;85:200-8.
67. Haraldson T. Masticatory muscle function in patients rehabilitated with OIB. *Swed Dent J Suppl*. 1985;28:137-42.
68. Lindquist LW, Carlsson GE. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. *Acta Odontol Scand*. 1985;43:39-45.
69. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4:55-62.
70. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:301-8.
71. Peter K, Helmut K, Herwig P. Ageing bone fractures: The case of a ductile to brittle transition that shifts with age. *Bone*. 2020;131:115176.
72. Zienkiewics O. The finite element method in engineering science. McGraw-Hill. 1971:61-5.
73. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, et al. 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;12:219-34.
74. Moriwaki H, Yamaguchi S, Nakano T, Yamanishi Y, Imazato S, Yatani H. Influence of implant length and diameter, bicortical anchorage, and sinus augmentation on bone stress distribution: Three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:e84-91.

75. 堀田 宏巳. 下顎 Osseointegrated implant 症例における Fixture の被圧変位特性に関する実験的研究. 歯科学報. 1992;92:1-65.
76. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2003;275:1081-101.
77. 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;1:165-70.

図および表の説明

図 1 下顎骨（白色）とステント（黄色）の三次元画像

図 2 下顎骨正中の垂直的距離を示す下顎骨の外観と正中断面図

(a) 下顎骨とステントの外観 (b) 下顎骨とステントの正中断面

図 3 計測に使用した下顎骨の咬合面観の一例，下顎骨前方部の彎曲を示す．

5つの青色の丸は，設置したインプラント体，黄色の丸は，下顎骨前方部の彎曲の円を示す．

図 4 下顎骨正中の垂直的距離の分布

図 5 下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の分布

図 6 下顎骨正中の垂直的距離と下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の相関

図 7 下顎骨正中の高さが高く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径が小さい症例

図 8 下顎骨正中の高さが低く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径が大きい症例

図 9 作成した CAD モデル

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

黄色は下顎骨．灰色は上部構造とアバットメント，灰色の丸は設置したインプラント体，赤色の丸は荷重点，紫色の丸は拘束を示す．

図 10 CAD モデルの下顎骨表面に生じる相当応力

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

図 11 CAD モデルの各インプラント周囲骨辺縁に生じる相当応力

図 12 作成した CT モデル

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

黄色は下顎骨、灰色は上部構造とアバットメント、灰色の丸は設置したインプラント体、赤色の丸は荷重点、青色の丸は上部構造後端の頬舌的中央、紫色の丸は拘束を示す。

図 13 CT モデルの下顎骨表面に生じる相当応力

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

図 14 CT モデルの各インプラント周囲骨辺縁に生じる相当応力

図 15 荷重側後方のインプラント周囲骨辺縁に生じる相当応力

表 1 各構成要素の材料定数

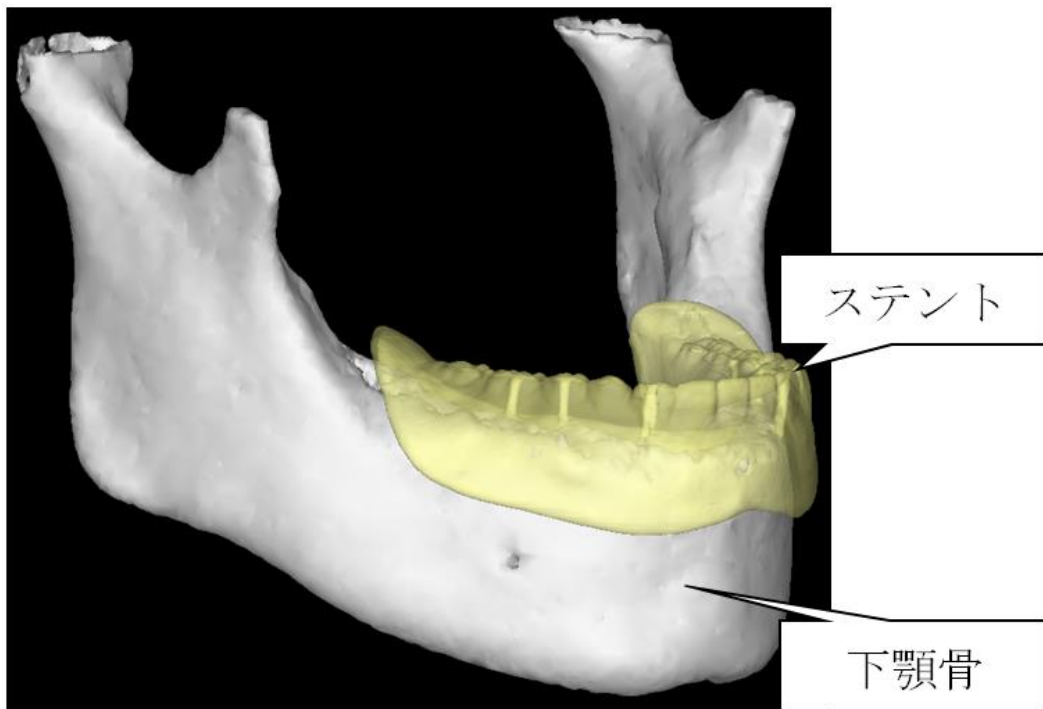


図1 下顎骨（白色）とステント（黄色）の三次元画像

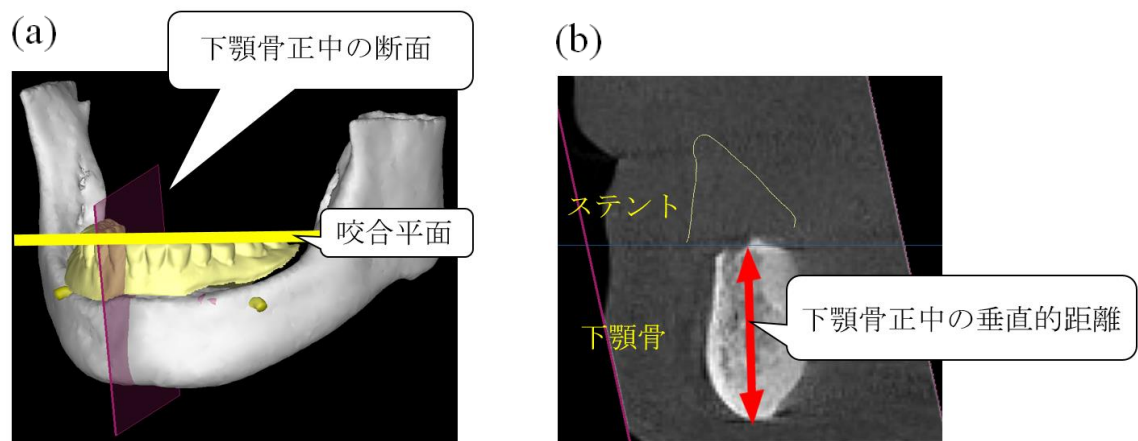


図2 下顎骨正中の垂直的距離を示す下顎骨の外観と正中断面図

(a) 下顎骨とステントの外観

(b) 下顎骨とステントの正中断面

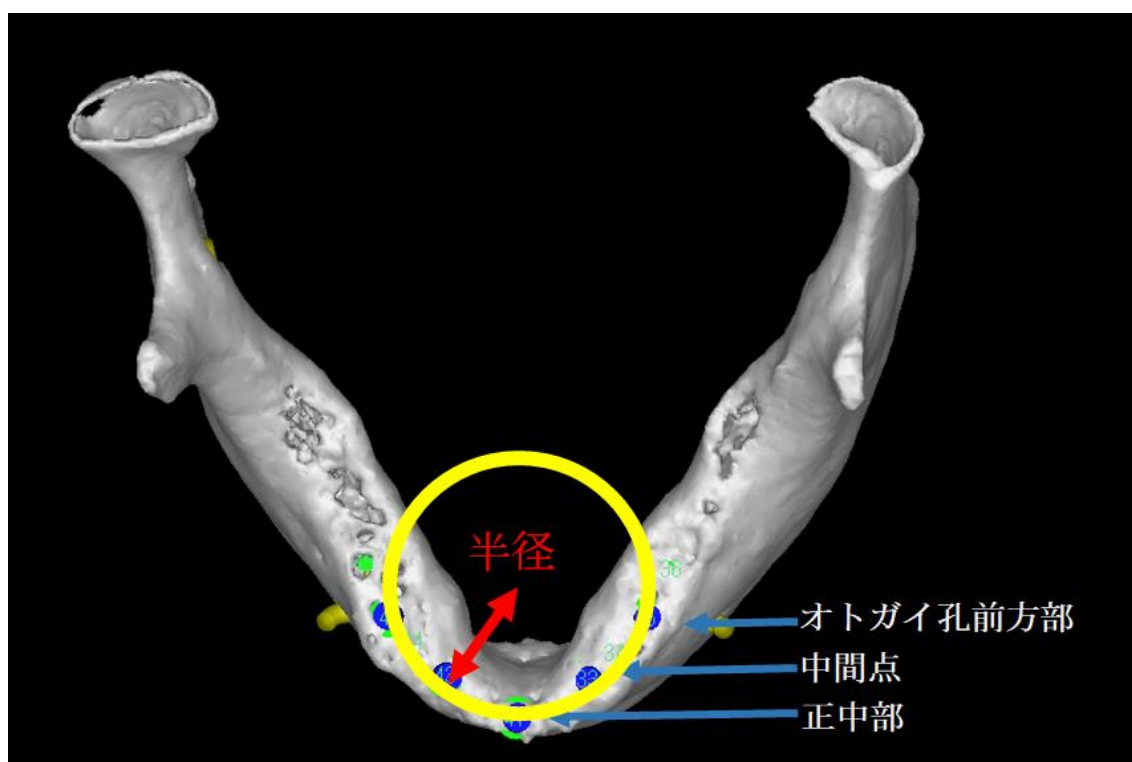


図3 計測に使用した下顎骨の咬合面観の一例，下顎骨前方部の彎曲を示す．

5つの青色の丸は，設置したインプラント体，黄色の丸は，下顎骨前方部の彎曲の円を示す．

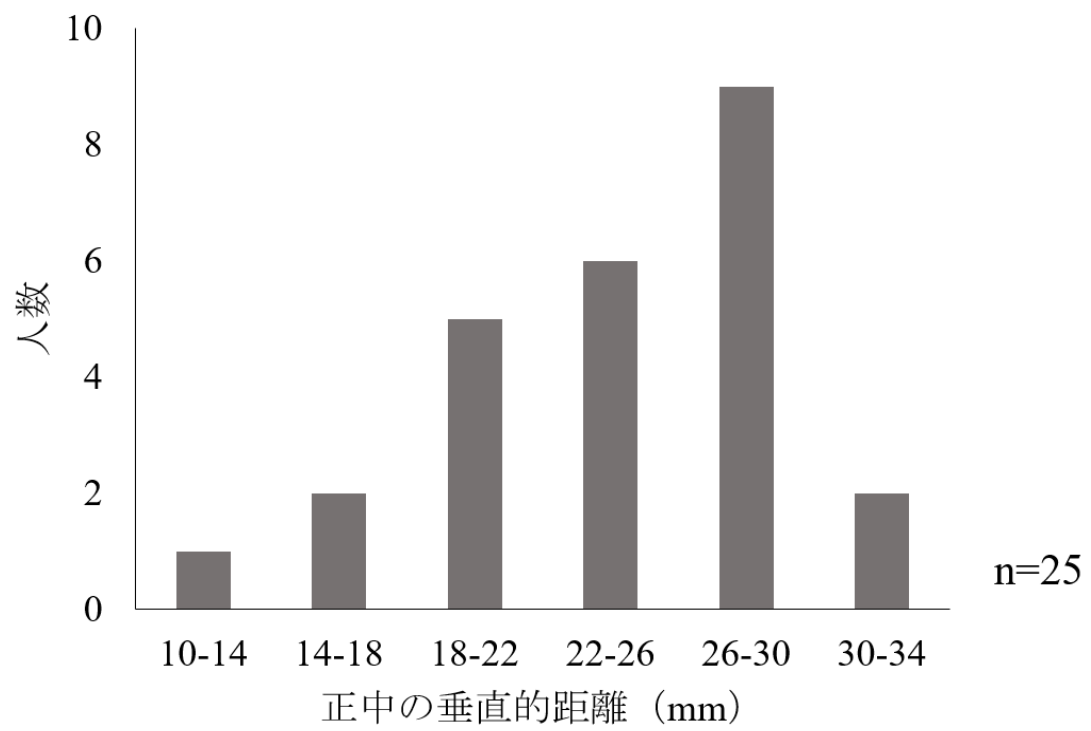


図4 下顎骨正中の垂直的距離の分布

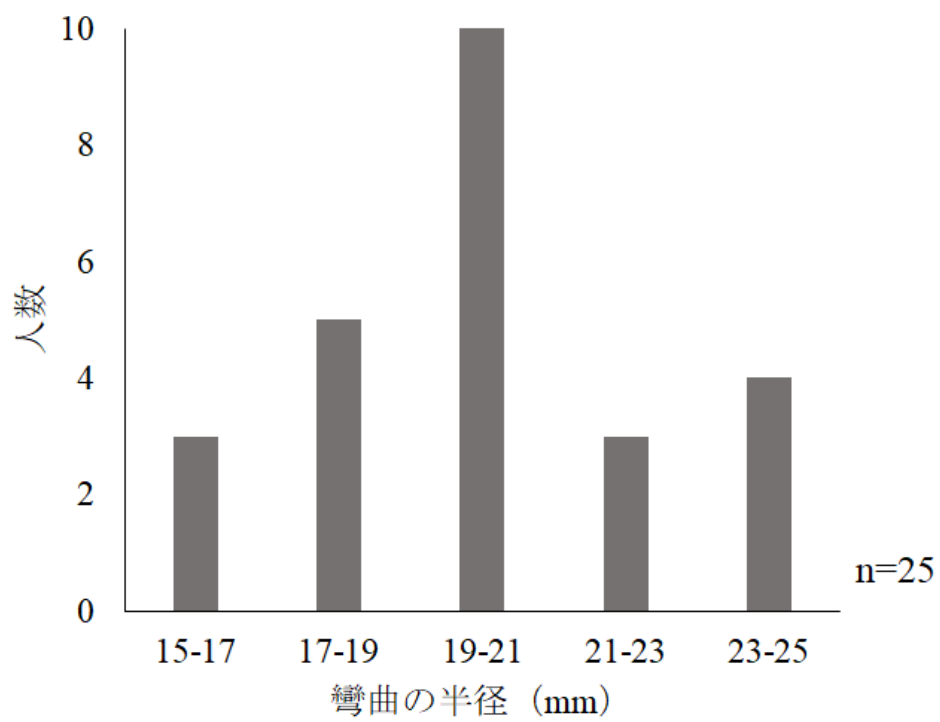


図 5 下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の分布

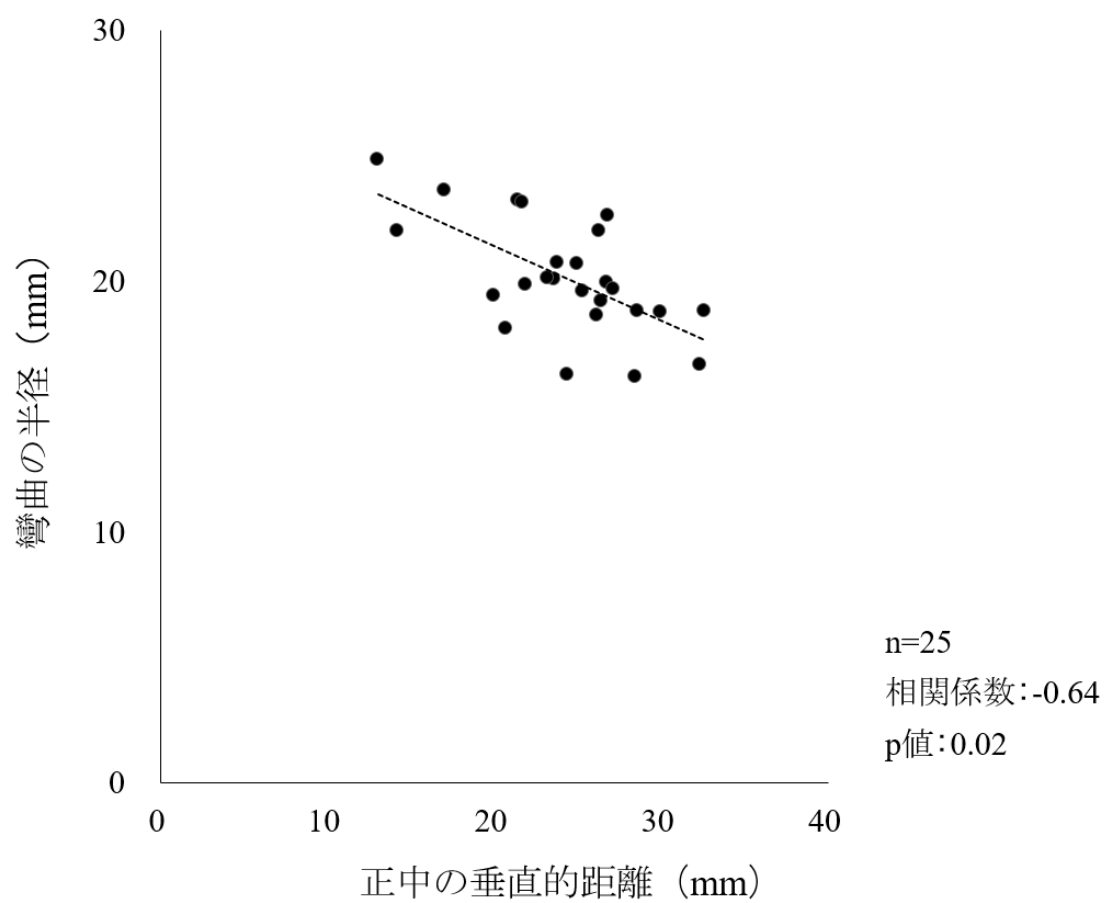


図6 下顎骨正中の垂直的距離と下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径の相関



図7 下顎骨正中の高さが高く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径が小さい
症例



図8 下顎骨正中の高さが低く，下顎骨前方部の咬合面観における彎曲の半径が大きい
症例

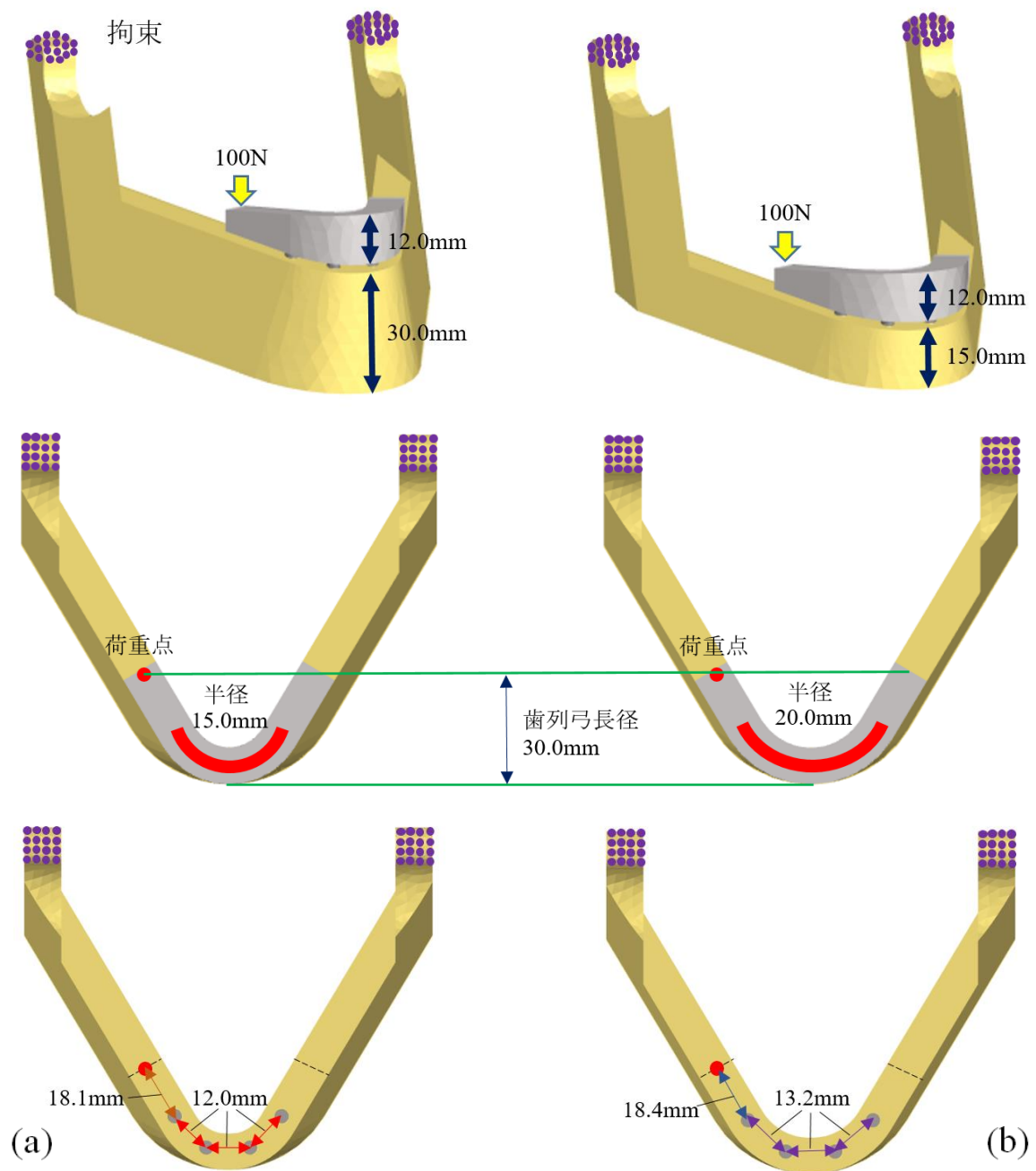


図9 作成した CAD モデル

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

黄色は下顎骨、灰色は上部構造とアバットメント、灰色の丸は設置したインプラント体、赤色の丸は荷重点、紫色の丸は拘束を示す。

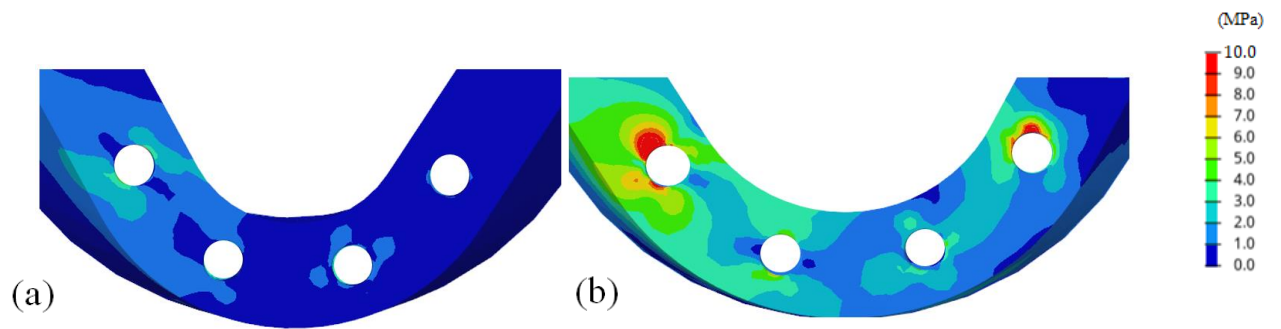


図 10 CAD モデルの下顎骨表面に生じる相当応力

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

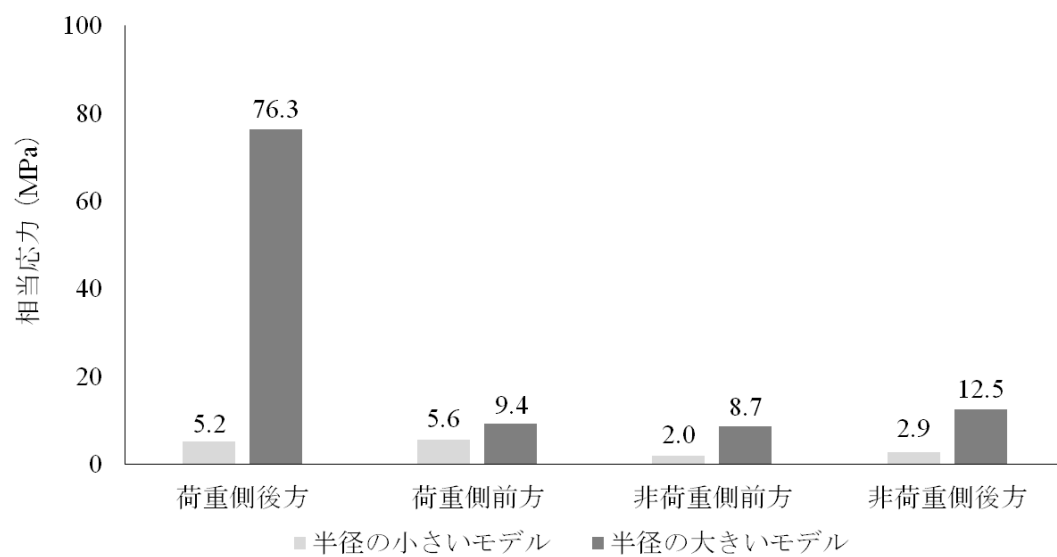


図 11 CAD モデルの各インプラント周囲骨辺縁に生じる相当応力

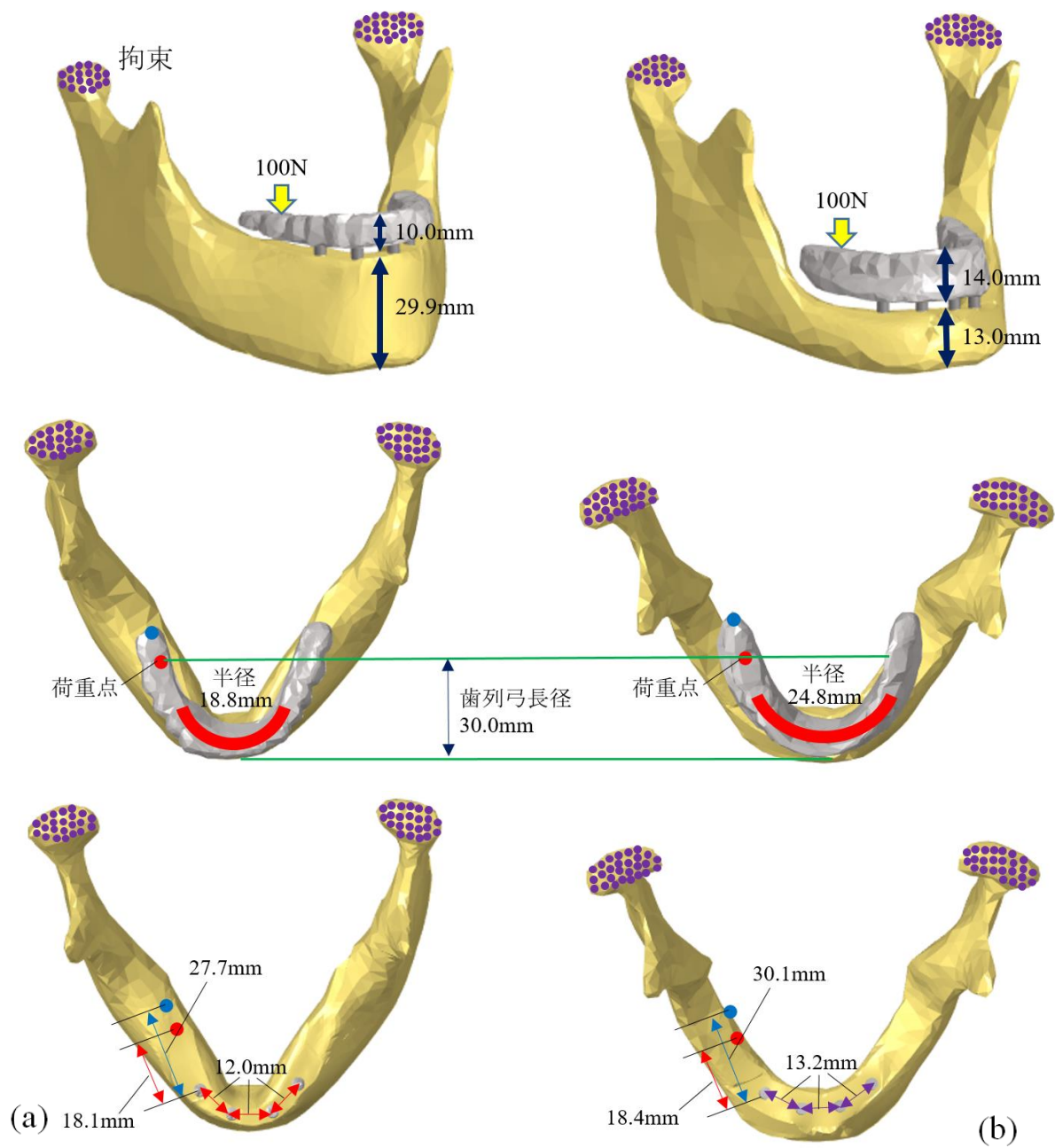


図 12 作成した CT モデル

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

黄色は下顎骨、灰色は上部構造とアバットメント、灰色の丸は設置したインプラント体、赤色の丸は荷重点、青色の丸は上部構造後端の頬舌的中央、紫色の丸は拘束を示す。

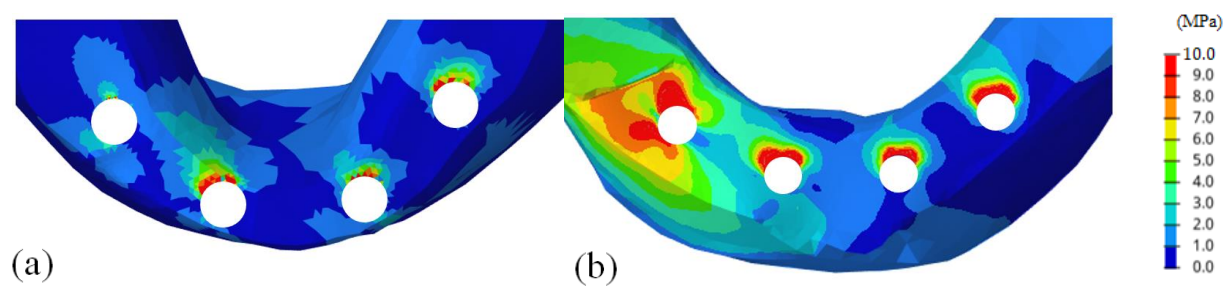


図 13 CT モデルの下顎骨表面に生じる相当応力

(a) 半径の小さいモデル (b) 半径の大きいモデル

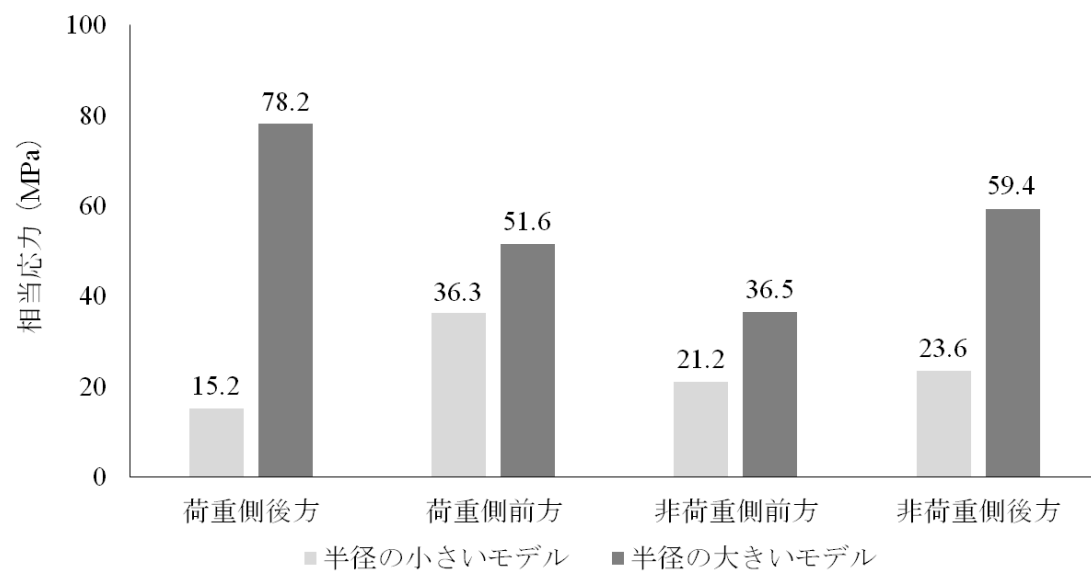


図 14 CT モデルの各インプラント周囲骨辺縁に生じる相当応力

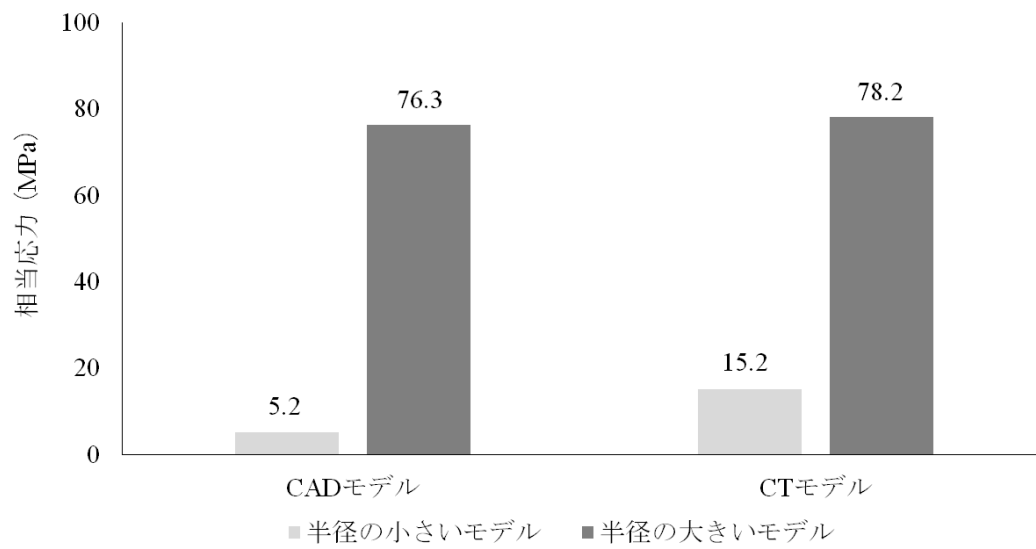


図 15 荷重側後方のインプラント周囲骨辺縁に生じる相当応力

表 1 各構成要素の材料定数

構成要素	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
インプラント体 アバットメント 上部構造	110,000	0.33
下顎骨	7,900	0.3