

〔原著〕

## 上顎埋入インプラント周囲骨に発生する応力の三次元有限要素解析 -CTデータに基づいた頭蓋骨全体モデルの構築と拘束条件の検討-

坂本 太郎<sup>1)</sup>, 仲井 太心<sup>1)</sup>, 遠藤 一彦<sup>2)</sup>, 中山 英二<sup>3)</sup>, 越智 守生<sup>1)</sup>

- 1) 北海道医療大学歯学部口腔機能修復・再建学系 クラウンブリッジ・インプラント補綴学分野  
 2) 北海道医療大学歯学部口腔機能修復・再建学系 生体材料工学分野  
 3) 北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系 歯科放射線学分野

## Three-dimensional finite-element analysis of the stress in bone around maxillary implants. -Construction of whole skull model using CT data and investigation of restricting conditions-

Taro SAKAMOTO<sup>1)</sup>, Taishin NAKAI<sup>1)</sup>, Kazuhiko ENDO<sup>2)</sup>, Eiji NAKAYAMA<sup>3)</sup>, Morio OCHI<sup>1)</sup>

- 1) Division of Fixed Prosthodontics and Oral Implantology, Department of Oral Rehabilitation,  
School of Dentistry, Health Sciences University of Hokkaido  
 2) Division of Biomaterials and Bioengineering, Department of Oral Rehabilitation,  
School of Dentistry, Health Sciences University of Hokkaido  
 3) Division of Human Biology and Pathophysiology, Department of Oral and Maxillofacial Radiology,  
School of Dentistry, Health Sciences University of Hokkaido

### Abstract

There are anatomical limits to implant treatment in the maxilla due to the presence of the maxillary sinus. It is generally accepted that implant treatments in the maxilla have a lower success rate than those in the mandible. In finite-element analysis of maxillary dental implants, however, no studies using the finite element model of the whole skull have been reported. In the present study, we constructed a finite element model of the whole skull based on Computed Tomography (CT) data and evaluated the stress distribution in bone using three-dimensional finite-element analysis (3D-FEA).

CT data for edentulous parts of the skull with 700–900 H.U. were converted into a finite element model that reflected the actual bone form and bone density. Effect of each region of the model and restricting conditions on the distribution of stress were investigated.

3D-FEA demonstrated that the stress induced in im-

plant marginal bone for the partial skull model without the sincipita was approximately 12.3% lower than that for the whole skull model. The average values of stress induced in implant marginal bone for the whole skull model were almost the same independent of the restricting conditions, while the distribution of stress in the whole skull was different depending on the restricting conditions. For the partial skull model, the average values of stress induced in implant marginal bone were significantly influenced by the restricting condition employed.

These results suggested that a whole skull model with a restricting condition similar to the actual chewing state should be employed for stress distribution analysis of the maxilla around dental implants using the three-dimensional finite-element method.

**Key words :** 3 D-FEM, CT, Maxillary model, All-on- 4 concept

## 緒 言

現在、無歯顎患者に対して様々な歯科インプラントによる治療が行われており、顎骨の状態、侵襲性および経済的観点から、インプラント体を一歯一本から少数本化する方法が多く行われている。無歯顎の症例で臼歯部に十分な骨がない場合、従来方法であると骨増生手術が必要になる場合がある。Maló et al. (2003) によって提唱されたAll-on-4 コンセプトでは、無歯顎の症例において臼歯部にインプラント体を埋入する十分な骨量がない場合においても、前歯部にある豊富な骨量を利用してインプラント体を傾斜させて埋入することが可能である。上顎におけるインプラント治療は、上顎洞の存在によりインプラント体の埋入に制限があり、下顎に比べてインプラント治療の成功率が低いとされている (Mundt, 2005 ; Bryant et al., 2007)。しかしながら、上顎のインプラント体周囲骨に対する応力の解析は未だ十分に行われておらず、治療の予知性は臨床的な統計調査による検証はされているものの、力学的な検証は十分行われていない。現在までに歯科インプラントにおける生体力学的研究は、光弾性試験や歪みゲージを用いた研究、あるいは有限要素解析法を用いた研究が行われてきた。なかでもインプラント体の形状、埋入方向、埋入本数、骨質およびアバットメントの形状による応力分布の違いを解析する有効な構造力学的手法として、有限要素解析が脚光を浴びている (Huang et al., 2005 ; Lin et al., 2007, 2008 ; Bergkvist et al., 2008)。有限要素解析は、モデルの形状、材料特性、拘束条件および荷重条件などにより結果が左右される。そのため、実際の生体力学的環境をシミュレートするには、まず有限要素モデルの各条件を生体と近似させる必要があり、その上で詳細な構造力学的な解析を行う必要がある。

Marco et al. (2008) やTakahashi et al. (2010) は、有限要素解析を行ってAll-on-4 コンセプトのインプラント体周囲骨に発生する応力を評価した。彼らは皮質骨と海綿骨の単純2層モデルを有したアーチ状ブロック型のモデルを用いて、インプラント体の傾斜埋入は有効であると報告している。しかし、Akagawa et al. (2003) は、単純な皮質骨と海綿骨の2層構造モデルと骨密度を考慮したモデルでは、応力分布が異なることを既に明らかにしており、2層モデルを用いて解析を行ったMarco et al. (2008) やTakahashi et al. (2010) の結果の妥当性には疑問が残る。さらに、上顎における有限要素解析での拘束部位は、上顎骨上面や撮像された骨の上面を完全に拘束するモデルが多く、実際の咬合状態とは異なる境界条件

が殆どである (Saab et al., 2007 ; Okumura et al., 2011)。現在までのところ、上顎埋入インプラント体の有限要素解析において、頭蓋骨全体の有限要素モデルを用いた研究は行われていない。そこで本研究では、無歯顎のヒト乾燥頭蓋骨骨体標本のCTデータを有限要素モデルに置き換えることによって骨形態と骨質情報を獲得し、実際の骨密度に近い状態のモデルを構築して応力分布の解析を試みた。また、頭頂部を含まないモデルを作成し、頭蓋骨全体を用いたモデルで得られた結果と比較し、解析に用いる妥当なモデルの範囲について検討した。さらに頭頂部、後頭窩周囲および咬合関連筋付着部位での拘束条件を設定し解析を行った。本研究の目的は、ヒト頭蓋骨全体のCTデータを使用した三次元有限要素解析法を用いて、モデルの作成範囲および拘束条件の影響について検討を行うことである。

## 材料と方法

### 1) CTデータの獲得

#### (1) 頭蓋骨CTデータ

頭蓋骨モデルはMishの分類でD2～3 (Mish, 2007)、700～900H.Uを持つインプラント体を埋入する条件の良い骨質を有する無歯顎のヒト乾燥頭蓋骨骨体標本を使用した。コンプレッサーを用いて減圧したデシケータ内で頭蓋骨を水中に48時間浸漬し、骨内から空気を除去した。脱気された骨は、水中に浸漬したままヘリカルCT (PROSPEED F II, GE) で、Field of view 204mm、管電圧120kV、管電流130mA、一回転1000ms、0.6mmスライスの条件下で撮像し、CTデータを得た。そのCTデータからwindow値600H.U.、window幅3200H.U.のDICOM画像データを得た。

#### (2) インプラント体マイクロCTデータ

インプラント体は、先端が先細りの形状を持つNobel-Speedy (Nobel Biocare) を使用した。応力解析には、直径4.0mm、長さ15.0mmのインプラント体を使用した。マイクロCT (MCT-12505MF (H), 日立メディコ) を用い、管電圧65kV、管電流100mA、スライス幅0.1mmの条件下で撮像し、window値1500H.U.、window幅500H.U.の連続画像 (JPEG形式) を得た。

### 2) ポリウムおよび形状データの構築

#### (1) 頭蓋骨モデル

頭蓋骨のCTデータは、本研究においてモデルの構築および解析に用いた有限要素解析ソフトウェア (Mechanical Finder Version 6.1, 計算力学研究センター) に



図1：頭蓋骨形状モデル

CT撮影で得られたヒト乾燥頭蓋骨骨体標本のDICOMデータからボリューム構築した頭蓋骨モデル。



図2：インプラント体形状モデル

マイクロCTを用いて作成したインプラント体STLモデル。

取り込み、2値化の最小閾値を300H.U.に指定し、全CT原画像を決定閾値に初期化した。全CT原画像上で任意に骨外形領域を選択し、頭蓋骨モデルとしてCT値を反映する領域を決定した。それを頭蓋骨ROI (Region of Interest-対象領域)としてモデルに導入した。要素数を低減させるため、頭蓋骨ROIの形状データをSTLバイナリー形式で出力し、頭蓋骨形状データとして保存した(図1)。

#### (2) インプラント体モデル

インプラント体のボリュームは、有限要素解析ソフトウェアに導入されている画像構築ツールを用いて、ピクセルサイズと画像間距離を指定することにより作成した。ピクセルサイズは0.03mm、画像間距離は各インプラント体長軸距離を各インプラント体撮影枚数で除して求めた値を用いた。構築されたインプラント体データを有限要素解析ソフトウェアに取り込みROI抽出を行った後、インプラント体外形態を形状データとしてSTLバイナリー形式で保存した(図2)。

#### (3) アバットメントモデル

インプラント体と上部構造を連結するアバットメントは、Nobel Biocare社から供給されている30度角度付きアバットメントを考慮し、CADソフト(TURBOCAD Professional Version 15, IMSI)で直径4mmの円錐台形態にモデル化した。垂直埋入用アバットメントも、直径4



図3：アバットメント形状モデル

CADソフトを用いて作成したインプラント体と上部構造を接続するアバットメントSTLモデル。

左：傾斜埋入インプラント体用30度角度付きアバットメント

右：垂直埋入インプラント体用アバットメント

mmの円柱形状にモデル化し、STLバイナリー形式で保



図4：インプラント上部構造モデル

CADソフトを用いて作成したインプラント用補綴装置STLモデル。上顎歯槽突起の湾曲に合わせて作成。

存した(図3)。

#### (4) 上部構造モデル

上部構造は顎堤弓に沿って湾曲したプレートとして、CADソフトで高さ3mm、幅5mmとしたモデルを構築し、形状データとしてSTLバイナリー形式で保存した(図4)。

#### 3) 有限要素モデルの構築

インプラント体の埋入計画は、埋入位置および方向をインプラント術前シミュレーションソフト(SimplantPro 12.03, マテリアライズデンタルジャパン)を用いて作成した。

有限要素モデルは、インプラント術前シミュレーションソフトで設計した埋入計画に従って有限要素解析ソフトウェアを用いて、CTデータを基にした頭蓋骨モデル、マイクロCTデータから構築した各インプラント体モデル、アバットメントモデルおよび上部構造モデルを用いて構築した。

構築したモデル上で、遠心インプラント体2本を上顎洞を避けてインプラント体頸部を遠心に30度傾斜させ設置した。頬舌的角度は、顎堤弓に法線に垂直な角度とした。埋入深度は、インプラント体頸部近心が完全埋入する位置に設置した。前歯部インプラント体は、垂直に2本のインプラント体を頸部まで埋入した。インプラント体を設置した後、傾斜埋入用および垂直埋入用アバットメントをそれぞれのインプラント体上部に0.1mm重ね合わせるように設置した。その上に上部構造を上顎歯槽突起に接触しないように設置した。この条件で、カン

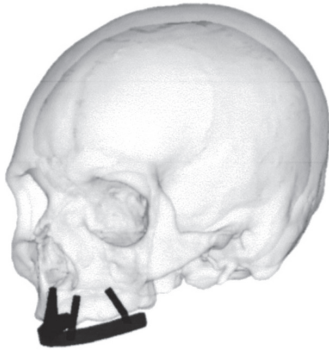


図5：インプラント埋入モデル  
All-on-4コンセプトを用いた傾斜埋入モデル。カンチレバーの長さは14mm。

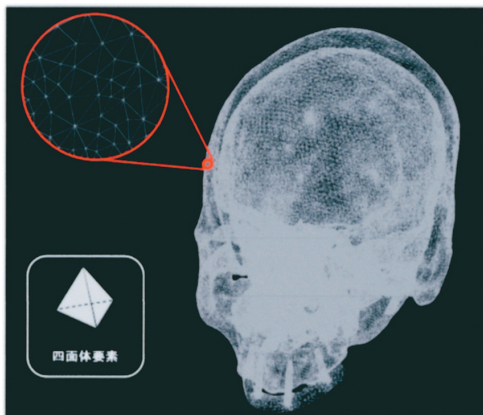


図6：垂直埋入モデルの要素分割  
要素は四面体要素。メッシュサイズは0.3~2.4mm。

チレバーの長さは14mmであった（図5）。

4) 要素分割

要素分割は、有限要素解析ソフトウェアに導入されている要素分割ソフトウェア（ANSYS ICEM CFD Version 13.0, ANSYS）で行った。ジャギー除去「強」で補間処理を行ったのち、頭蓋骨モデルのメッシュサイズは最小0.3mm、最大1.2mmに設定した。インプラント体、アバットメントおよび上部構造に対しては、メッシュサイズを0.3mmとした。要素数が膨大になるのを防ぐために、頭蓋骨メッシュサイズ倍率は2倍に設定し、各モデルの要素分割を行った。要素の形状は四面体とした（図6）。平均要素数は約280万であった。

5) メッシュ解析条件

材料種別分類は、有限要素モデルの構築の時に頭蓋骨と各STLパーツが重なり合っている領域の種別を決定す

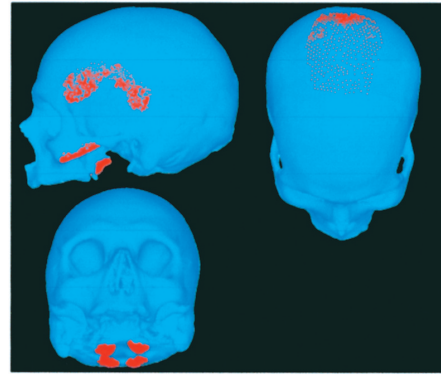


図7：拘束条件  
左上：咬合関連筋付着部位。右上：頭頂部。左下：後頭窩

るために行った。骨に埋まったインプラント体、アバットメントおよび上部構造は、材料特性を別に設定するため、他材料に設定した。それ以外は、骨材料とした。また、骨とインプラント体はオッセオインテグレーションが達成されている状態を想定し、節点共有として完全結合状態とした。

6) 材料特性

メッシュ解析条件によって要素分割され、材料種別分類された頭蓋骨有限要素モデルに対して材料特性を与えた。骨領域に対する材料特性は解析ソフトウェアの規定に従い、下記換算式（1）と（2）を用いてCT値から骨密度に変換した。

$$\text{骨密度 [g/cm}^3\text{]} = (\text{CT値 [H.U.] + 1.4246}) \times 0.001 / 1.0580 \quad (\text{CT値} > -1) \dots\dots\dots (1)$$

$$\text{骨密度 [g/cm}^3\text{]} = 0.0 \quad (\text{CT値} \leq -1) \dots\dots\dots (2)$$

骨密度の値からヤング率への変換は、表1に示す Keyak et al. (1998) の公式に基づいて行い、要素ごとにヤング率を決定した。また、ポアソン比は0.4とした。インプラント体、アバットメントおよび上部構造においては、純チタンの物性データを用いた（ヤング率108 GPa, ポアソン比0.19）。

7) 解析条件

(1) 頭蓋骨有限要素モデルの拘束条件の検討

表1：Keyak et al. の式

密度範囲 [g/cm <sup>3</sup> ]	ヤング率関係式E [MPa]
$\rho = 0$	$E = 0.001$
$0 < \rho \leq 0.27$	$E = 33900\rho^{2.20}$
$0.27 < \rho < 0.6$	$E = 5307\rho + 469$
$0.6 \leq \rho$	$E = 10200\rho^{2.01}$

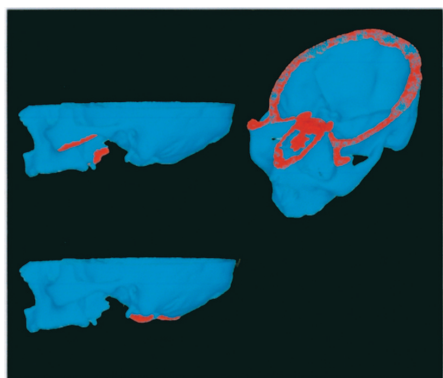


図8：頭頂部を含まないモデルでの拘束条件  
 左上：咬合関連筋附着部位. 右上：切断面. 左下：後頭窩

拘束条件としては、頭頂部を完全拘束したモデル、後頭窩を完全拘束したモデルおよび実際の咬合咀嚼状態をできる限り再現性するために閉口筋である咬筋、側頭筋および内側翼突筋を想定して、各筋附着部位に拘束点を付与し完全拘束したモデルをそれぞれ作成し解析を行った。(図7)

また、同じ頭蓋骨の頭頂部を含まないモデルを構築し、切断面上面で完全拘束したモデル、後頭窩を完全拘束したモデルおよび咬合関連筋附着部位で完全拘束したモデルをそれぞれ作成し解析を行った。(図8)

(2) 荷重条件

上部構造左側カンチレバー最遠心部に、咬合平面に対し垂直に250Nになるように荷重条件を設定した(Asundi et al., 2000).

8) 応力分布の評価

各モデルの応力分布を評価するためにコンター図を作成した。

頭頂部を含むモデルおよび頭頂部を含まないモデルにおける拘束部位およびインプラント体形状による応力分

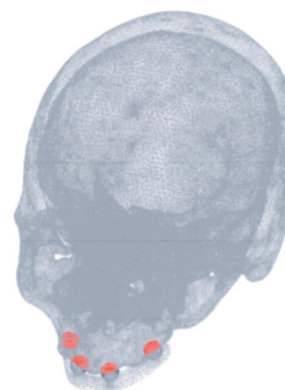


図9：応力評価データの採得領域  
 インプラント体頸部周囲骨を覆う半径5mmの球状領域をインプラント体軸点と歯槽骨との交点を球中心としてデータ採取領域とした。

布について、指定数値以上あるいは以下の要素だけを抽出し、その表面コンターを表示するデータ抽出表面コンターモードを用いてコンター図を作成した。

9) 応力データの採取

インプラント体の頸部周囲骨に発生する応力を評価するため、インプラント体頸部周囲骨を覆う半径5mmの球状領域をインプラント体軸点と歯槽骨との交点を球中心として定義し、このデータ採取領域内の応力を算出した。この値を用いて、インプラント体頸部周囲骨に生じる応力の増減傾向を比較した。なお、この領域は引張応力と圧縮応力が混在するため、圧縮・引張を区別しない絶対値である相当応力を計算した。

データ採取領域はモデルごとに位置座標で記録されているため、各モデル間における採取データは同座標で採取した(図9)。

結 果

1) 頭蓋骨有限要素モデルの作成範囲の検討

図10に傾斜埋入モデルにおける骨全体の要素の内、応

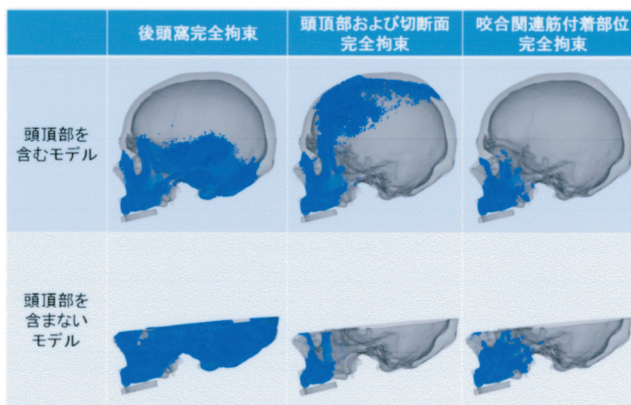


図10：頭頂部を含むモデルおよび頭頂部を含まないモデルにおける応力の分布  
 頭頂部を含むモデルおよび頭頂部を含まないモデルにおける骨内応力の分布の違い。

骨内応力の分布範囲は、拘束条件、頭頂部を含むモデルおよび頭頂部を含まないモデルによって違いが認められた。上顎骨歯槽突起部に限局した応力の分布範囲には大きな差を認めなかった。

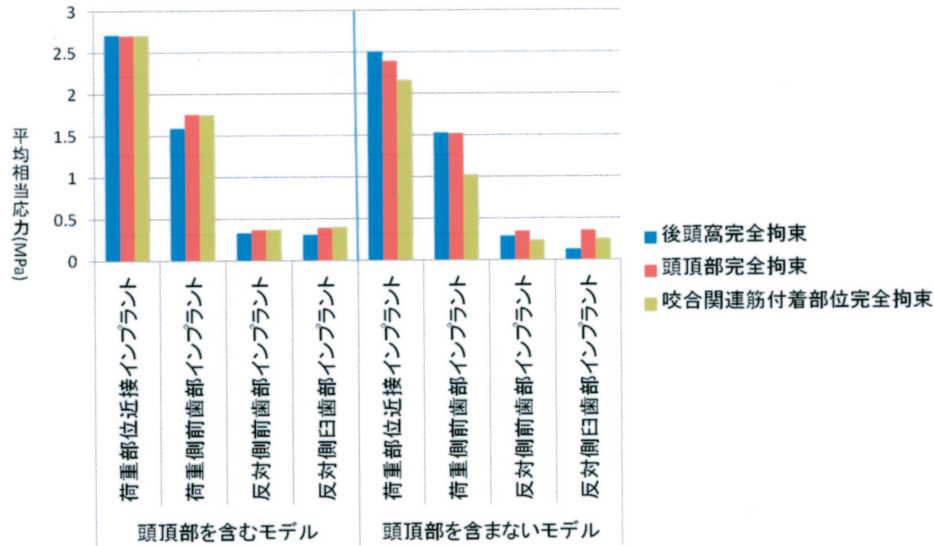


図11：頭頂部を含んだモデルおよび頭頂部を含まないモデルにおける相当応力の値

頭頂部を含むモデルにおける後頭窩、頭頂部および咬合関連筋付着部と、頭頂部を含まないモデルにおける後頭窩、切断面および咬合関連筋付着部での各拘束条件におけるインプラント体周囲骨部で発生した応力を比較した結果、頭頂部を含んだモデルでは、いずれのインプラント体モデルでも荷重負荷部位に近接したインプラント体周囲骨部で発生した応力の値に大きな差を認めなかった。頭頂部を含まないモデルでは、拘束部位によってインプラント体周囲骨に発生する応力の値が異なった。頭頂部があるモデルと比較して、頭頂部がないモデルでは平均12.3%低い応力の値を示した。

力値の高い上位5%の要素の分布を示す。いずれのモデルにおいても上顎骨歯槽突起部に限局した応力の分布範囲には大きな差を認めなかった。しかし、応力の分布範囲に関して、頭頂骨を含むモデルでは頭蓋骨の広範な部位に応力が発生している。頭頂骨を含まないモデルでは応力が荷重負荷部位と拘束部位の間に発生していた。この結果から、頭蓋骨全体を用いたモデルと頭蓋骨を部分的に用いたモデルでは、発生する応力の分布に違いのあることが分かった。

## 2) 頭蓋骨有限要素モデルの拘束条件の検討

図11に頭頂部を含むモデルと含まないモデルにおいて、各拘束条件下でのインプラント体頭部周囲骨部に発生した応力を示す。インプラント体周囲骨部に発生した応力は、頭頂部があるモデルと比較して、頭頂部がないモデルでは平均12.3%低い値を示した。頭頂部を含むモデルにおいて、いずれの拘束モデルにおいても、インプラント体周囲骨部に発生する応力の値に大きな差は認められなかった。頭頂部を含まないモデルでは、後頭窩拘束モデルで高い応力の値を示し、次いで切断面上面拘束モデル、咬合関連筋付着部拘束モデルの順に低い値を示した。インプラント体周囲骨に発生する応力の値について、頭頂部を含まないモデルでは拘束部位によって値に相違があるのに対し、頭頂部を含むモデルでは値の相違が小さかった。

## 考 察

過去の研究においては、主として片側二次元の応力解

析が行われてきたに過ぎず、均質化された皮質骨と海綿骨で構成された単純な2層モデルを用いた解析が殆どであった (Zampelis et al., 2007; Okumura et al. 2011)。三次元の応力解析を行った研究においても、インプラント体埋入周囲骨のみをブロック状の形態としたシミュレーションが殆どで、荷重条件も現実の咬合状態には程遠いものであった (Wang et al., 2002; Bergkvist et al., 2008)。また、Akagawa et al. (2003) は、単純な皮質骨と海綿骨の2層構造モデルと骨密度を考慮したモデルでは、応力分布が異なることを既に明らかにしている。均質化された2層構造モデルは任意に皮質骨および海綿骨の厚みや物性を変更できるため、設計条件の異なる複数の条件のモデルを比較検討できる利点がある。しかし、荷重条件および拘束条件の設定が難しく、実際に起こっている現象を正しくシミュレーションすることは困難であると考えられる。本研究では、ヒト乾燥頭蓋骨骨体標本をCT撮像し有限要素モデルに置き換えることで、頭蓋骨全体の形態および骨質を有限要素モデルに反映した。過去に行われた上顎埋入インプラント体の有限要素解析では、頭蓋骨全体の有限要素モデルを用いた研究はなく、上顎骨や骨の一部といった部分的な顎骨モデルが多かった。その結果、上顎骨上縁およびその側面で拘束するなど、実際の咬合状態とは異なる境界条件を設定して解析した結果が大半であった (Saab et al., 2007; Okumura et al., 2011)。従来の研究で用いられてきたモデルでは、頭蓋骨を部分的に解析に用いることで要素数の調整を行っていた。そのため、その範囲の中で拘束することによって、頭蓋骨全体の応力伝搬や骨の歪みを抑制し

てしまう結果、実際の咬合咀嚼時に発生する応力の分布を再現することは難しいと考えられる。本研究では、頭頂部を含む頭蓋骨全体のモデルに加えて、頭蓋骨の一部をモデル化することによって、過去の研究に近似した条件下においても応力解析を行った。

上顎骨を含んだ頭蓋骨の一部を解析に用いた過去の研究 (Saab et al., 2007 ; Heng et al. 2008 ; Okumura et al. 2011) では、荷重負荷部位と拘束部位が近接しているため、応力が骨体の荷重負荷部位と拘束部位の間で高く分布しており、実際は頭蓋骨の広範な部位に分布すると予想される応力が分散せず、一部に集中していることが考えられる。本研究では、頭蓋骨全体のモデルについて、頭頂部を完全拘束したモデル、後頭窩を完全拘束したモデルおよび各筋附着部位を完全拘束したモデルを構築した。また、頭頂部を含まない頭蓋骨の一部を構築したモデルについて、切断面上面で完全拘束したモデル、後頭窩を完全拘束したモデルおよび咬合関連筋附着部位で完全拘束したモデルを構築した。荷重条件は過去の研究結果 (Asundi & Kishen., 2000) を参考にし、臼歯部カンチレバー最遠心部にかかる荷重を250Nに設定した。頭蓋骨の一部をモデル化した場合と頭蓋骨全体をモデル化した場合では、図10に示したように応力の分布に差が認められる。しかし、上顎骨歯槽突起部に局限した応力の分布範囲には大きな差を認めなかった。

過荷重により骨吸収や骨折が生じやすい部位は、インプラント体の頸部周囲骨であるという Quirynen et al. (1992) による臨床研究の結果から、本研究ではインプラント体の頸部周囲骨に発生する応力の解析を行った。図11に示したインプラント体頸部周囲骨に発生した応力の結果から、頭蓋骨全体を構築したモデルでは応力の値に変動が少なく、頭頂部を含まないモデルでは応力の値に変動を認めた。つまり、大きな構造物の一部を解析に用いる際は拘束条件によって、応力および応力分布に差が出る可能性が大きい。有限要素解析は、その物体を固有の要素に分割して個々の要素の特性を方程式で与えることで近似的に再現する。それらの方程式を組み合わせることで全体の方程式が成り立つ解を求め、モデルの動態を予測しようとするものである (Rao., 2005)。これは信頼性の高い解析結果を得るためには、実際に近い解析モデルを構築しなければならないということである。つまり、頭蓋骨全体のモデルを構築し、実際の咀嚼状態に近似した拘束条件を用いたモデルが、最も実際の状態を反映させていると考えられる。よって、本拘束条件に基づいて得られた解析結果は、臨床的に個体差の多い顎骨のうちの一つを対象としたシミュレーションモデルで

はあるが、従来から報告されてきた結果よりも精度や信頼性が高いものであると考えられた。

## 結 論

本研究では、ヒト頭蓋骨骨体標本のCTを用いて有限要素モデルを構築し、モデルの作成範囲および拘束条件の影響について検討を行い以下の結果を得た。

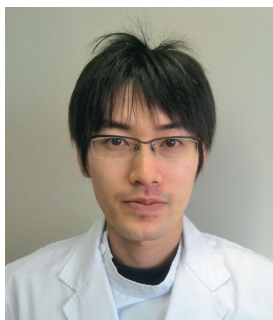
1. 頭蓋骨全体をモデル化した本研究の解析条件下において、どの拘束条件でも解析結果の値に大きな差を認めなかった。
2. 頭頂部を含まない頭蓋骨の一部を用いたモデルとは、インプラント体周囲骨に発生する応力の分布に差があることから、実際の状態を反映させている頭蓋骨全体での解析条件が妥当であると考えられた。

結論として、有限要素解析における上顎埋入インプラントの応力解析では頭蓋骨全体のモデルを構築し、実際の咀嚼状態に近似した拘束条件を用いたモデルが、最も実際の状態を反映させていると考えられる。

## 文 献

- Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N & Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 30 : 41-45, 2003.
- Asundi A & Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* 45 : 543-550, 2000.
- Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F & Dérand T. A Finite Element Analysis of Stress Distribution in Bone Tissue Surrounding Uncoupled or Splinted Dental Implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 10 : 40-46, 2008.
- Bryant SR, MacDonald-Jankowski D & Kim K. : Does the type of implant prosthesis affect outcomes for the completely edentulous arch? *Int J Oral Maxillofac Implants* 22 : 117-139, 2007.
- Esposito M, Thomsen P, Ericson LE & Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14 : 798-810, 1999
- Heng-LH, Jui-TH, Lih-JF, Ming-GT, Ching-CK. & Yen-WS. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant : A non-linear finite element study. *J Dent* 36 : 409-417, 2008

- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 : 345–360, 1994.
- Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH & Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants : a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 16 : 466–472, 2005
- Keyak JH, Rossi SA, Jones KA & Skinner HB. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* 31, 125–133, 1998.
- Lin CL, Chang SH, Chang WJ & Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci* 115 : 408–416, 2007.
- Lin CL, Wang JC & Chang WJ. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type : a finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 19 : 107–117, 2008.
- Maló P, Rangert B & Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles : a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 : 2–9. 2003.
- Marco B, Tiziano T, Francesco P, Maria M, Alexi M, Carl D. & Paolo P. Three Dimensional Element Analysis of Load Transmission Using Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths. *Int J prothodont* 21 : 539–542, 2008.
- Mish CE (前田芳信, 懸田利孝, 櫻井薫 & 宮崎隆) : インプラント補綴 (Dental Implant prosthetics). 永末書店 : 2007, 60–64.
- Mundt T, Mack F, Schwahn C & Biffar R. Private Practice Results of Screw-type, Tapered Implants. Survival and Evaluation of Risk Factors. *Int J Oral Max Imp* 21 ; 607–617, 2006
- Okumura N, Stegaroiu R, Nishiyama H, Kurokawa K, Kitamura E, Hayashi T & Nomura S. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data : comparison with the conventional model. *J prosthodont Res* 55 : 24–31, 2011
- Quirynen M, Naert I & Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and implant success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 3 : 104–111, 1992
- Rao .S. S. The finite element method in engineering. p5, 2005.
- Saab.X.E, Jason A. John M. & Robert L.E. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla : A finite element study. *J Prosthet Dent* 97 : 85–92, 2007
- 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* 54 : 179–184, 2010.
- Wang TM, Leu LJ, Wang J & Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone : a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 : 231–237, 2002.
- Zampelis A, Rangert B & Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support : a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 97 : 35–43, 2007.



昭和56年2月生まれ、埼玉県熊谷市出身  
 平成12年3月 福井県昭栄高等学校 卒業  
 平成19年3月 北海道医療大学歯学部 卒業  
 平成24年3月 北海道医療大学大学院歯学研究科博士課程 修了  
 平成24年4月 北海道医療大学歯学部口腔機能修復・再建学系クラウンブリッジ・インプラント補綴学分野 任期制助手