

## 研究論文

顎義歯を支持するインプラントの有限要素法による応力解析  
(3D 設計ツールによるインプラントの傾斜埋入の影響について)

田中清志, 神谷修\*

Stress analysis of implants supporting maxillofacial prosthesis by using finite element method  
(Effects of tilted angle of implants by 3D CAD Tool)

Kiyoshi TANAKA and Osamu KAMIYA†

The objective of present study is to determine the effect of the tilted angle of dental implants supporting the maxillofacial prosthesis on the stress and strain distribution of the dental implants, abutments and bone. Present authors already determined the stress and strain distribution of the abutment and the superstructure body supported by three implants. In this study, the material properties of bone and titanium were substituted to the 3 dimensional finite element method (3D-FEM), then the stress and strain were analyzed. We subsequently discussed the better implant alignment. Finally, a human-friendly implant and a superstructure body having longer life than usual were designed. The result suggested that tilted implants should be designed their tips separating each other like a root of plant.

**Key Words** : Dental Implants, Maxillofacial Prosthesis, Computer Aided Design, Finite Element Method

## 1. 緒言

上顎腫瘍切除後の顎欠損は、切除範囲により構音(話す)障害や咀嚼(噛む)障害を生じ、日常生活に支障をきたす場合が多い。患者の早期社会復帰のためには、機能の回復が必要であり、従来、顎義歯による治療が行われてきた。しかし、多数歯欠損や歯がまったく無い(無歯顎)症例では、顎義歯の十分な維持・安定を得ることが困難である。近年、無歯顎症例の残存顎堤にインプラントを埋入し、内冠を用いたインプラント支持型顎義歯<sup>1)~3)</sup>で機能の回復を図っている。

インプラントの埋入方向は、力学的観点から、咬合力(荷重)の作用方向に一致することが望ましいとされている。

しかし、Figure 1に示すように、顎欠損患者の上顎洞、オトガイ孔および下顎管などの解剖学的構造により、インプラントの埋入方向が制限され、インプラントを咬合力の作用方向に対して傾斜させて埋入することを余儀なくされる。

本研究の目的は、顎欠損患者に対して、インプラントを傾斜させて埋入した場合に発生するインプラント周囲の骨の弾性歪み、インプラントおよびアバットメント(支台部)に発生する応力や荷重部位の変位量を明らかにすることである<sup>4)~7)</sup>。

そこで今回、工学的な観点から3D-CAD(Three Dimensional Computer Aided Design)、3D-FEM(Three Dimen-

sional Finite Element Methods)を用いて検討を行った。

## 2. 実験方法

実験モデルの作製には、3次元CAD Autodesk Inventor® Professional 9(Autodesk, inc., California, USA)を用いた。

Figure 2に示したように60×20×18mmの直方体に海绵骨を設定し、皮質骨は高さ2mmに設定した。さらに、直径4mm、長さ13mmの円柱をインプラントとし、直径4mm、高さ3mmの円柱をアバットメントとして連結し、中心間距離を10mmとして3本、近遠心的直線配置(前歯部から臼歯部方向)したモデルを設定した。

Figure 3に示したA~Fモデルのデザインを行い、傾斜角

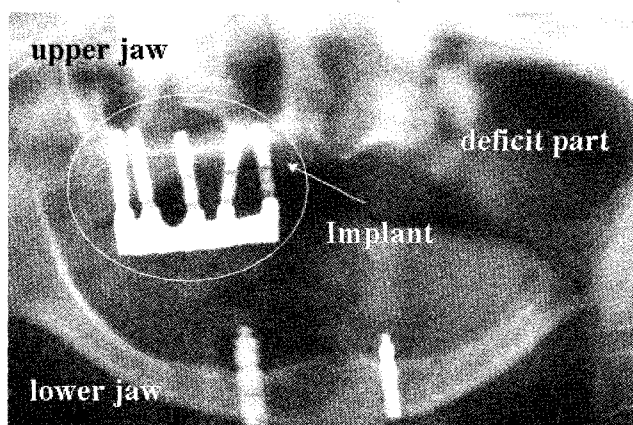


Figure 1 Tilted placement of dental implants for maxillofacial prosthesis

平成18年10月3日受付;平成19年1月10日受理

\*正会員 秋田大学大学院工学資源学研究所

〒010-8502 秋田市手形学園町1-1

†Department of Mechanical Engineering Faculty of Engineering and Resource Science, Akita University 1-1 Tegata Gakuen-Machi, Akita City, 010-8502, Japan

E-mail:k-tanaka@hos.akita-u.ac.jp

Table 1 Mechanical strength of use materials<sup>9)</sup>

Material	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio
Cancellous bone	1.37	0.30
Cortical bone	13.7	0.30
Titanium	103	0.35
Cast Gold	91	0.35

Table 2 Number of nodes and elements for FEM

model	A	B	C	D	E	F
Total nodes	11,546	10,317	10,548	10,805	9,957	9,512
Contact elements	1,984	1,642	1,696	1,714	1,592	1,670
Solid elements	4,834	4,519	4,458	4,478	4,276	3,634
Total elements	6,941	6,277	6,270	6,322	5,984	5,426

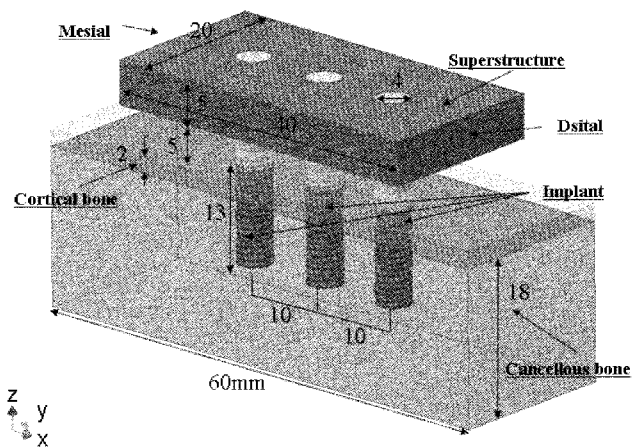
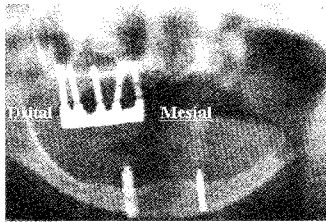


Figure 2 X ray of a patient and Experiment model 0 by 3D-CAD (A model)

度は Figure 1 に示すように荷重方向に対して臨床で多い15度とした。さらに40×20×5 mm の直方体の上部構造体を連結し、実験モデルを構築した。

解析には、汎用有限要素解析プログラム<sup>8~9)</sup> ANSYS Work-

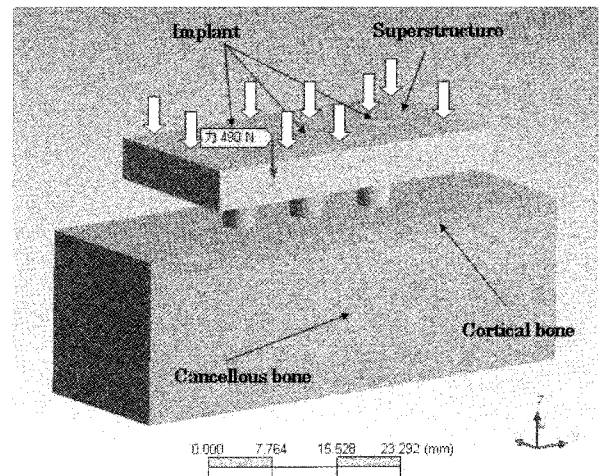


Figure 4 Three-dimensional CAD model A (Total Load 490N)

Model	A	B	C
Tilted angle design			
Model	D	E	F
Tilted angle design			

Figure 3 Tilted angle design of implants

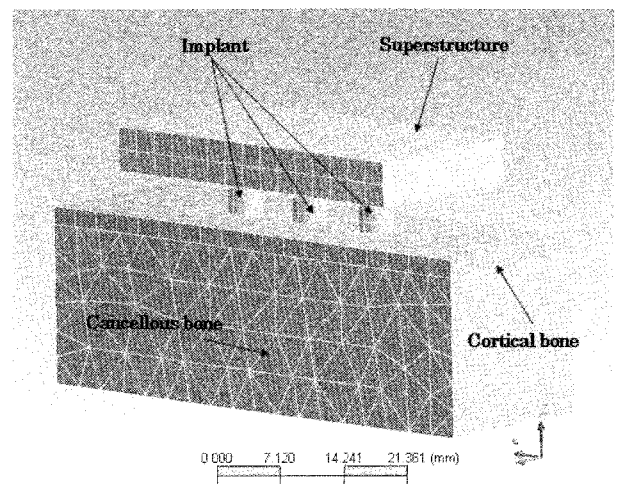


Figure 5 Three-dimensional FEM model A (Element type : triangle • quadrangle)

bench 9.0<sup>®</sup> (Cybernet system, Tokyo, Japan) を用いて口腔内をシミュレーションするために Table 1 に示した縦弾性係数およびポアソン比を実験モデルに入力し、荷重負荷は欠損側の顎義歯を想定し、上部構造に全体荷重490Nを負荷した。Figure 4 に示した実験モデルの境界条件は、海綿骨の底部を含む、頬舌方向と近遠心方向の5面(x, y, z軸方向)をすべりの無い完全固定とし、各要素は摩擦の無い固着状態にして解析を行った。Figure 5 には、要素形状(三角形, 四角形)を示し、節点数, 要素数は Table 2 に示した。

### 3. 実験結果とおよび考察

#### 3.1 A~Fモデル

Figure 3 に示したすべてのモデルにおいて、インプラント周囲の海綿骨には圧縮ひずみが発生し、またすべてのインプラント(アバットメントとの連結部)には圧縮応力を発生した。さらに、すべてのモデルで上部構造の変位が発生した。

このA~Fモデルの中から、特にA, D, E, Fモデルについて結果および考察を加えて説明する。

#### 3.2 Aモデル(①②③:荷重方向0度)

Figure 6 (a) の断面図に示すように、海綿骨には圧縮ひずみが発生し、インプラント周囲の圧縮ひずみの最大値は $1.23 \times 10^{-3}$ であった。

Figure 6 (b) の断面図に示すようにすべてのインプラント(アバットメントとの連結部)には圧縮応力を発生し、最大値は26.7MPaであった。

Figure 6 (c) の断面図に示すように上部構造のZ軸方向に変位が発生し、最大値は上部構造で $1.07 \times 10^{-2}$ mmであった。

インプラントを咬合力の作用方向、つまり、Aモデルのように埋入するとインプラント①~③のひずみ発生部が局部的(先端底部)で、かつひずみ値が小さい。これは、インプラントが荷重方向に平行で底面による荷重支持が効果的に働いていると考えられる。

さらに、咬合力の作用方向に埋入すると、荷重負荷により、インプラント①, ②及び③には反力が発生する。インプラント①, 並びに③に発生する反力は、インプラント②の周りに、それぞれ互いに反対方向の回転モーメントを発生させるから、アバットメント連結部に発生する応力が軽減したと考えられる。そのため、上部構造の変位量が軽減したと思われる。

#### 3.3 Dモデル(①:15度外側傾斜, ②:荷重方向0度, ③:反対外側に15度傾斜)

Figure 7 (a) の断面図に示すように、海綿骨には圧縮ひずみが発生し、インプラント周囲の圧縮ひずみの最大値は $1.10 \times 10^{-3}$ であった。

Figure 7 (b) の断面図に示すようにすべてのインプラント(アバットメントとの連結部)には圧縮応力が発生し、最大値は33.5MPaであった。

Figure 7 (c) の断面図に示すように上部構造のZ軸方向に変位が発生し、最大値は $9.67 \times 10^{-3}$ mmであった。

これも、Bモデルと同様に①インプラントの傾斜側に倒れる挙動に対して③インプラントの傾斜側に倒れる挙動が反力として働き、回転モーメントが相殺され、応力やひずみが分散したと考えられる。②インプラントは、Aモデル同様に、ひずみ

発生部が局部的(先端底部)で、かつひずみ値が小さい。これは、インプラントが荷重方向に平行で底面による荷重支持が効果的に働いていると考えられる。

したがって、インプラントを咬合力の作用方向に埋入することが困難な場合、Dモデルのように埋入すると、咬合力の作用方向に埋入した場合と同様に、荷重負荷が軽減されることが考えられる。

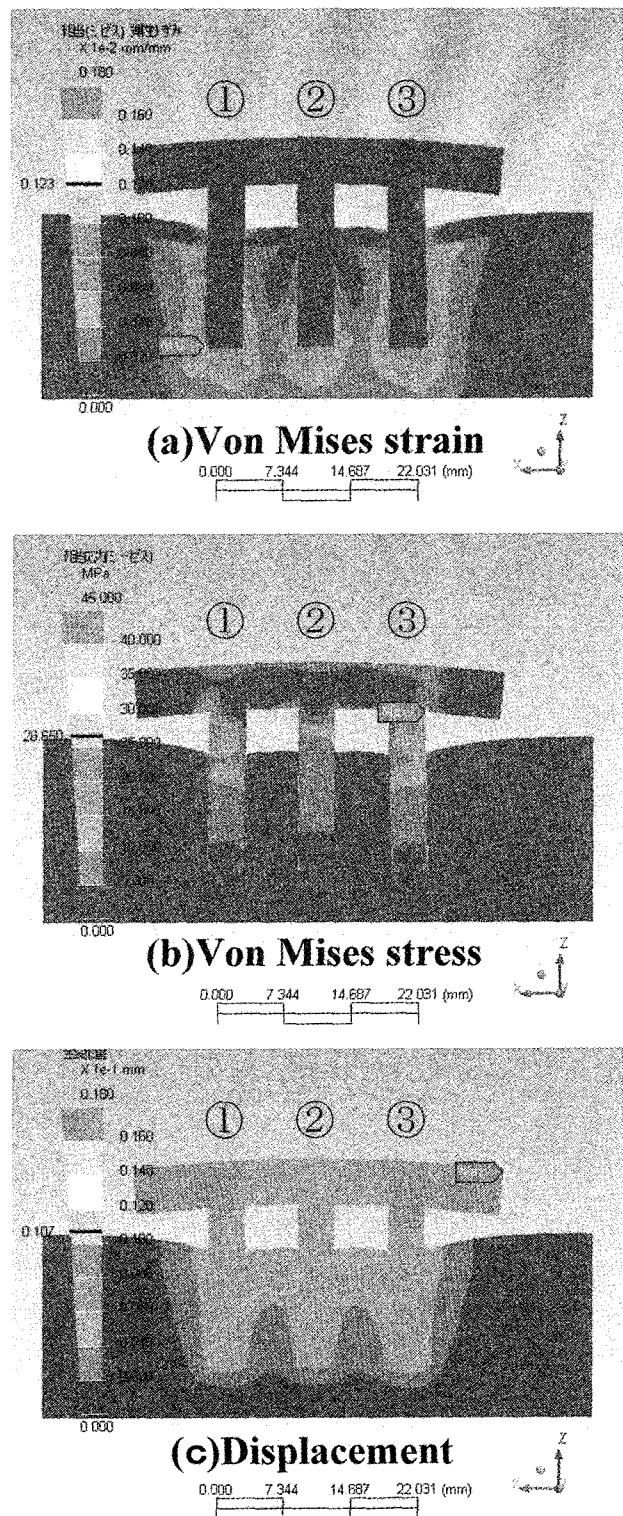


Figure 6 Result of model A (Cross section)

### 3.4 Eモデル (①, ②, ③: 同側に15度傾斜)

Figure 8 (a) の断面図に示すように、海綿骨には圧縮ひずみが発生し、インプラント周囲の圧縮ひずみの最大値は $1.55 \times 10^{-3}$ であった。

Figure 8 (b) の断面図に示すように、すべてのインプラント (アバットメントとの連結部) には圧縮応力が発生し、最大値は40.1MPaであった。

Figure 8 (c) の断面図に示すように、上部構造のZ軸方向に変位が発生し、最大値は $1.65 \times 10^{-3}$  mmであった。

これは、荷重負荷により①~③インプラント傾斜側に倒れる挙動、つまり回転モーメントが発生する。しかし、①~③の応力やひずみがインプラントの傾斜側に集中し、軽減できないと考えられる。

したがって、インプラントを咬合力の作用方向に埋入するこ

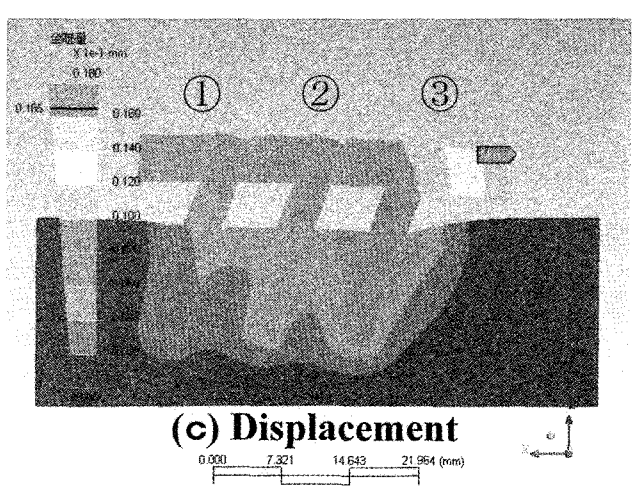
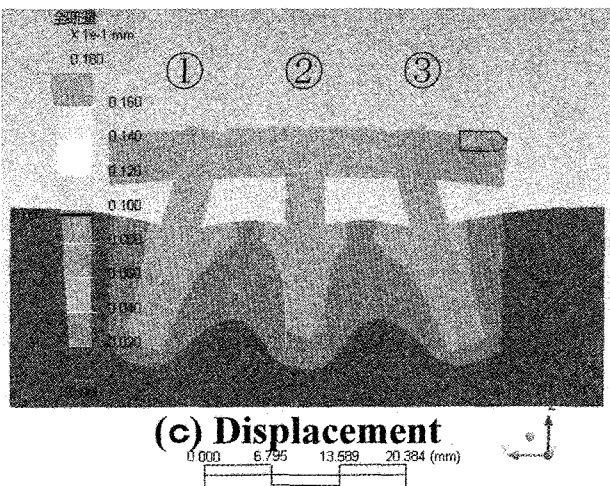
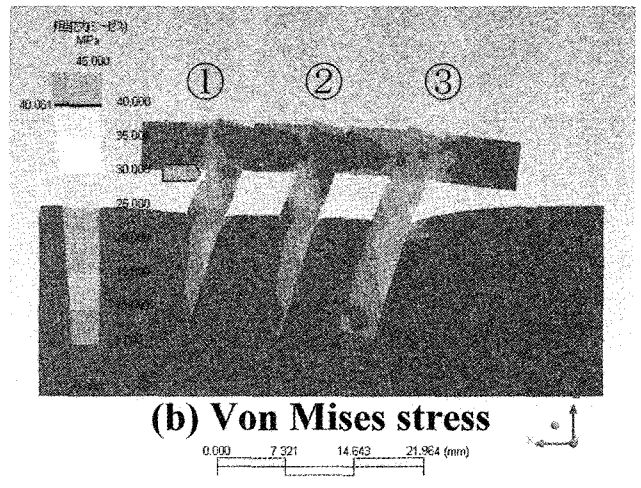
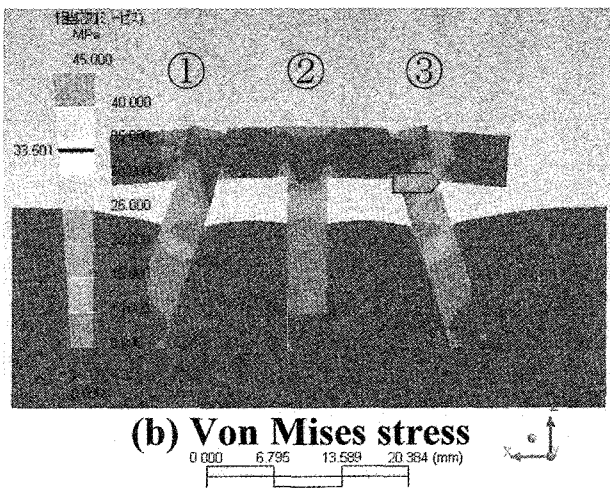
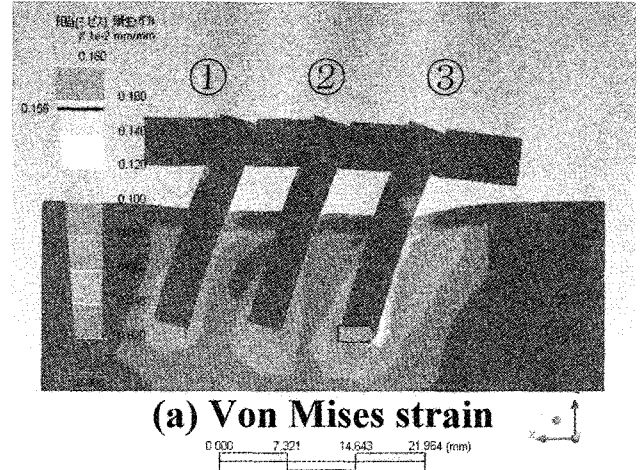
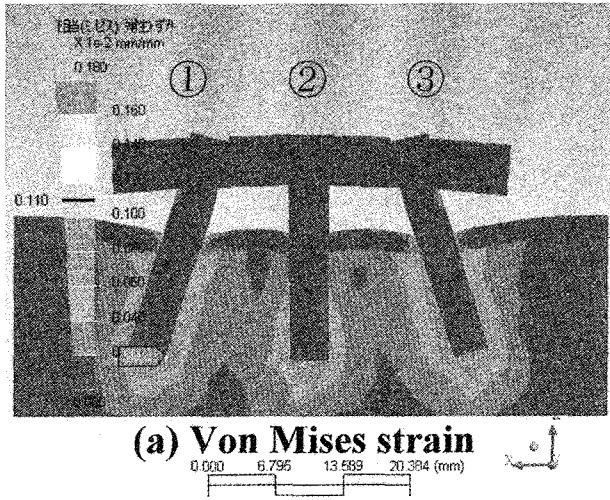


Figure 7 Result of model D (Cross section)

Figure 8 Result of model E (Cross section)



とが困難な場合、Eモデルのように埋入すると、応力とひずみが傾斜側に集中し、上部構造が倒壊する恐れがあると考えられる。

### 3.5 Fモデル (①:内側に15度傾斜, ②:0度, ③:内側に15度傾斜)

Figure 9 (a) の断面図に示すように、海綿骨には圧縮ひずみが発生し、インプラント周囲の圧縮ひずみの最大値は $1.48 \times$

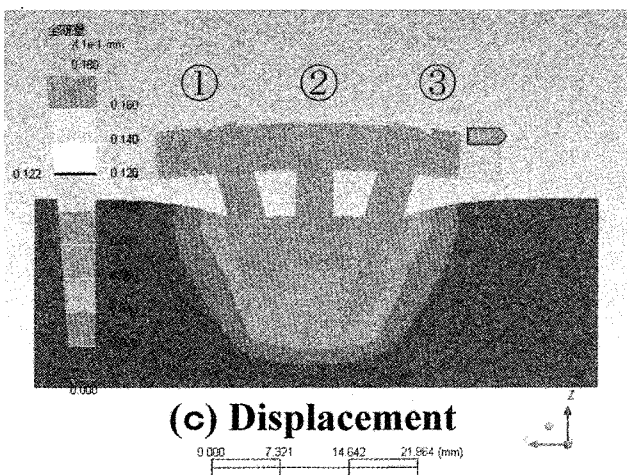
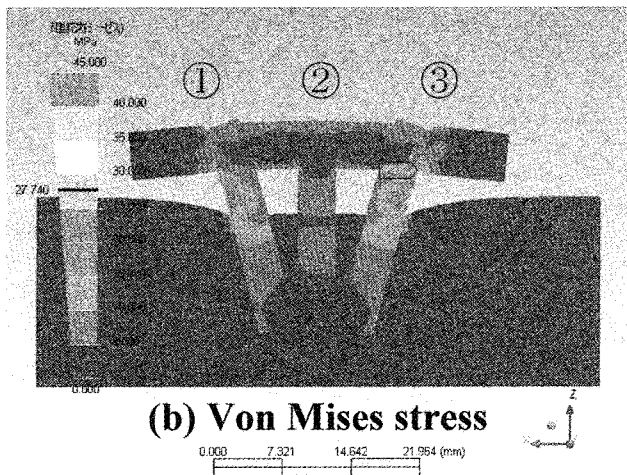
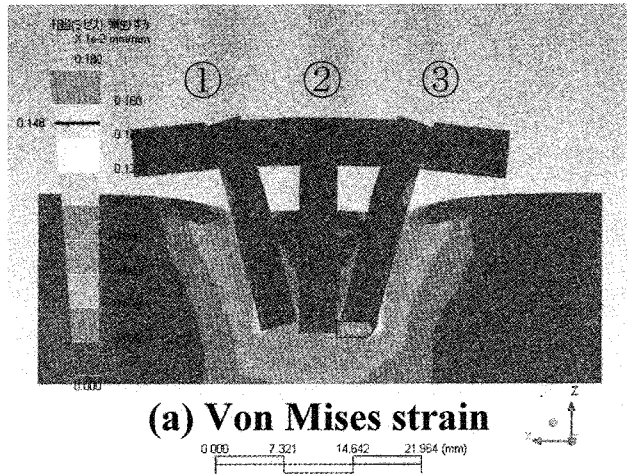


Figure 9 Result of model F (Cross section)

$10^{-3}$ であった。

Figure 9 (b) の断面図に示すように、すべてのインプラント (アバットメントとの連結部) には圧縮応力が発生し、最大値は27.7MPaであった。

Figure 9 (c) の断面図に示すように、上部構造のZ軸方向に変位が発生し、最大値は $1.22 \times 10^{-3}$  mmであった。

これは、①インプラント傾斜側に倒れる挙動と③インプラントの傾斜側に倒れる挙動が働き、反力が働き、回転モーメントが相殺され反力による軽減されるように思われる。しかし、①③の応力やひずみが中央②インプラントの先端に集中し、軽減できないと考えられる。

したがって、インプラントを咬合力の作用方向に埋入することが困難な場合、Fモデルのように埋入すると、骨を抱え込んでしまうため、応力とひずみが中央に集中し、上部構造が倒壊する恐れがあると考えられる。

### 3.6 顎骨のひずみとインプラント (アバットメント連結部) の応力

Figure 10 (a), (b) に示すように、顎骨のひずみやインプラント (アバットメント連結部) の応力についてはA~Dモデルにおいて最大値の差は少ないので解剖学的構造上、インプラントを咬合力の作用方向に埋入することが困難な場合、

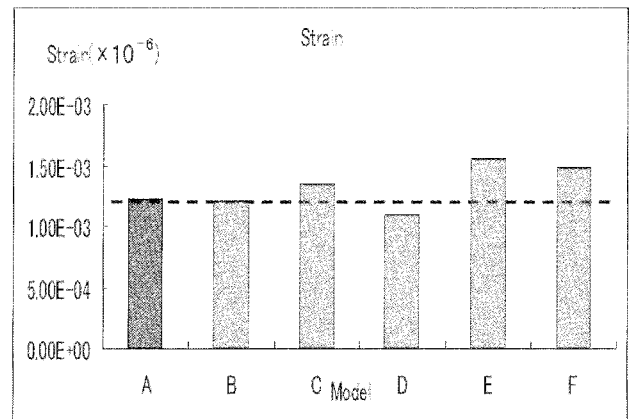


Figure 10 (a) Von Mises strain result of FEM model (Maximum)

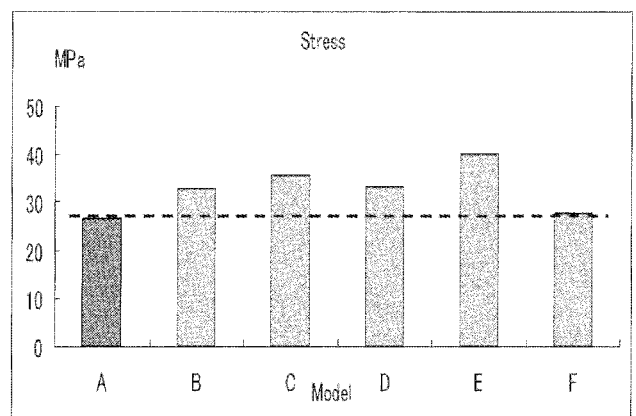


Figure 10 (b) Von Mises stress result of FEM model (Maximum)

B～Dモデルのような近遠心的に15度傾斜埋入することで、咬合力の作用方向と同じ効果が得られると考えられる。

### 3.7 上部構造の変位量

Figure 10 (c) に示すように、上部構造の変位量については A モデルに対して、B モデルと D モデル以外のモデルは Z 軸方向の変位量が増加した。特に、E モデルでは、Z 軸方向の変位量が大きく増加した。

つまり、今回の実験モデルにおいて解剖学的構造上、インプラントを咬合力の作用方向に埋入することが困難な場合、E モデルのような同じ方向に傾斜埋入することや、それに近似した C モデル、F モデルのように内側に傾斜埋入することは、上部構造の変位を起こす危険性があることが判った。

したがって、今回の実験から、顎欠損患者のインプラントを埋入する際、インプラントを咬合力の作用方向に埋入することが困難な場合、B モデル、D モデルのように、相反する方向、つまり、植物の根のようにインプラントを近遠心的に15度傾斜埋入することで、インプラントの応力、骨のひずみ、上部構造変位量の軽減が図れると考えられる。

## 4. 結 言

解剖学的構造上、インプラントを咬合力の作用方向に埋入することが困難な場合 3D 設計ツールを用いて傾斜埋入をシミュレーションすることで、術前にインプラントの応力、骨のひずみ、上部構造の変位を予測できることが示唆された。

したがって、顎欠損患者の限られた骨で、インプラントを15

度以内で相反する方向に傾斜埋入することは、咬合力の作用方向に埋入した場合と同様に咬合力の軽減が図れる有効な埋入方法であることが判った。

## 参考文献

- 1) Fukuda M, Takahashi T, Nagai H, et al: Implant-supported edentulous maxillary obturators with milled bar attachments after maxillectomy, J. Oral Maxillofac. Surg., Vol.62, No.37, p.799-805 (2004)
- 2) 福田雅幸, 飯野光喜, 大貫敏嘉, 他: ミリングバーを用いたインプラント顎義歯の上顎無歯顎症例への応用, 日口外誌, Vol.47, No.10, p.641-644 (2001)
- 3) 田中清志, 高橋 哲, 福田雅幸: 上顎腫瘍切除後の咬合再建—インプラント顎義歯により咬合の再建を行った1例—, Quintessence of Dent. Technol., Vol.25, No.10, p.122-128 (2000)
- 4) 田中清志, 福田雅幸, 神谷 修, 他: 顎義歯支持におけるインプラント体の配置に関する検討—ストレート型埋入モデルとアーチ型埋入モデルとの比較—, 日本歯技, No.435, p.33-40 (2005)
- 5) 吉野 晃: インプラントの上部構造体高径とフィクスチャーの長さの比がインプラント周囲骨のひずみに及ぼす影響, 日口腔インプラント誌, Vol.14, No.3, p.20-35 (2001)
- 6) 船木章宏: インプラント周囲骨の厚みとフィクスチャー埋入角度がインプラント周囲骨のひずみに及ぼす力学的影響—上顎前歯部欠損を想定した実験的研究—, 日口腔インプラント誌, Vol.13, No.3, p.34-48 (2000)
- 7) 中村明博, 嶋田 淳: フィクスチャーの近遠心的傾斜がインプラント構造体および周囲骨のひずみ分布に与える力学的影響—ビーグル犬下顎骨による実験的研究—, 日口腔インプラント誌, Vol.18, No.1, p.3-13 (2005)
- 8) 北川剛至: 歯科インプラントにおけるアバットメントの安定性に関する解析—有限要素法による動的解析—, 日大口腔科学, No.30, p.11-24 (2004)
- 9) 保志美砂子, 松下恭之, 木原優文, 他: インプラント破折に関する生体力学的検討, 日口腔インプラント誌, Vol.15, No.2, p.192-198 (2002)
- 10) 田中清志, 神谷 修: 顎欠損患者用デンタルインプラントの配置による応力の軽減—ひずみゲージによる計測と3D設計ツールによる応力・ひずみの解析, 日本材料学会, 投稿中.

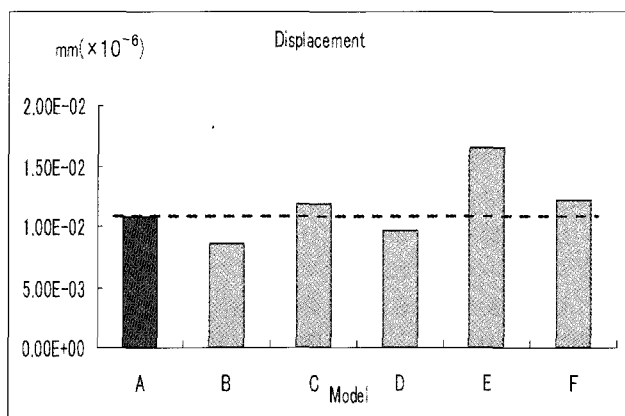


Figure 10 (c) Displacement result of FEM model (Maximum)