

〔原著〕

3次元有限要素法によるインプラント傾斜埋入下顎骨モデルの応力解析

仲井 太心¹⁾, 遠藤 一彦²⁾, 中山 英二³⁾, 広瀬由紀人¹⁾, 越智 守生¹⁾

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

Analysis of FE mandible model with some tilted-implants by 3D-FEM

Taishin NAKAI¹⁾, Kazuhiko ENDO²⁾, Eiji NAKAYAMA³⁾, Yukito HIROSE¹⁾, Morio OCHI¹⁾

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

The All-on-4 concept for complete rehabilitation of the edentulous mandible with placing four implants including two tilted implants in distal sites is frequently employed for patients without sufficient bone height. However, distal implants of the All-on-4 concept that support large stresses result in the surrounding tissue to be subject to unsustainable conditions. In this study, a mandibular FE model with bone density distribution similar to the human mandible was developed from CT data and the mandibular stress distribution of All-on-4 concept implants was evaluated using a three dimensional finite element method. It was confirmed that the stress induced in the bone around the tilted implant decreased as the implant length became longer. Further, the value of the maximum compressive stress induced in the bone around the vertical implant neck was not significantly influenced by the implant length. The use of vertical implants rather than tilted implants was desirable for implants having a cantilever superstructure. Especially, with the TRONT model that has five straight implants between mental foramina, the stress induced in the cortical bone around the distal implant dispersed most effectively.

Key words : 3D-FEM, Tilted implant, Mandibular model, All-on-4 concept

要 約

All-on-4 コンセプトは、片顎無歯顎に対して遠心に傾斜した2本のインプラントを含む4本のインプラントを埋入する手法であり、骨高径が低い患者に対して多く適用されている。しかし、All-on-4 コンセプトにおける傾斜した遠心インプラントには高い応力が付与されるため、その周囲骨には力学的に過酷な状況を強いていると考えられる。そこで本研究では、CTデータを基にヒトの骨密度分布を再現した下顎骨モデルを構築し、三次元有限要素法を用いて傾斜埋入インプラントおよび垂直

埋入インプラントの周囲骨に発生する応力を解析した。その結果、長いインプラント体の使用は、All-on-4 コンセプトにおける遠心インプラントの周囲骨に発生する応力の軽減に有効であることが分かった。一方、垂直埋入モデルであるTRONT、STモデルにおいて、インプラント周囲に発生する最大圧縮応力は、インプラントの長径に大きく影響されないことが明らかとなった。上部構造にカンチレバーを付与する場合には、傾斜埋入法よりも垂直埋入法のほうが適していることが分かった。特に、オトガイ孔間に5本埋入するTRONTモデルでは、右側遠心インプラント体頸部の皮質骨に発生する応力が

受付：平成23年3月30日

最も有効に分散されることが明らかとなった。

緒 言

All-on-4 コンセプトは, Maló et al. (2003) によって提唱された無歯顎患者に対するインプラント治療の概念である。片顎無歯顎に対して, 遠心に傾斜した2本のインプラントを含む4本のインプラントを埋入し, 片顎歯列を回復する手法である。All-on-4 コンセプトは, 少ないインプラント本数で治療が行えるため, 低侵襲でコストも抑えることができると報告されている。さらに, Maló et al. (2003, 2005, 2006) は, このインプラント群に少なくとも大臼歯一本分のカンチレバーを付与できると報告している。また, 1~3年の臨床報告においても良好な結果が得られている。しかし, カンチレバーを付与したインプラント補綴の10年生存率は61%と低いとの報告もある (Anderson et al., 2005)。

現在, 歯科インプラントに関する力学的解析において, 有限要素解析が多く用いられている。ブロック状の骨モデルは2次元または3次元有限要素モデルで作成され, その材料特性は皮質骨と海面骨の2つに限られている (Sertgöz et al., 1996; Wang et al., 2002; Zampelis et al., 2007; Bergkvist et al., 2008)。All-on-4 の応力解析は, Takahashi et al. (2010) によって報告されている。しかしそれらモデルは, 単純二層の骨質を有したモデルである。Akagawa et al. (2003) は, 骨密度を再現した骨モデルと単純2層の骨モデルの応力分布を比較した場合, 結果が明らかに異なることを報告しており, 骨密度を考慮した3次元有限要素解析はAll-on-4 コンセプトの臨床的な危険性の把握に有効な手法と考えられる。

そこで本研究では, 現実に近い状態で解析を行うためにヒトの下顎骨骨体標本をCTで撮像し, 得られたDICOMデータを用いて, ヒトの骨密度分布を再現した下顎骨モデルを作成した。さらにインプラント体に関して, マイクロCTで撮像したデータに基づいて, スレッド構造を再現した有限要素モデルを作成した。また, 今回用いた解析ソフトは開発時点において, 有限要素モデルを用いて計算された応力と実際の骨に発生した応力の実測値の間に高い相関性を有していることが確認されている (松下ら, 2000)。これらの精密なモデルと解析ソフトを使用することによって, All-on-4 コンセプトを用いたインプラント周囲骨における応力分布を明らかにした。

材料と方法

1. All-on-4 コンセプト有限要素モデルの作成

本研究では, 下顎骨モデルとしてMishの分類でD2~3 (Mish, 2007), 400~800 H.Uを持つ下顎無歯顎の標準的な骨質を有するヒト乾燥下顎骨骨体標本を使用した。実際の骨密度分布を再現した下顎骨モデルを作成するために, 48時間浸水脱気したヒト乾燥下顎骨骨体標本をヘリカルCT (PROSPEED F II, GE) で撮像し, DICOMデータを得た。撮像条件は, Field of view 180 mm, 管電圧120 kV, 管電流130 mA, 一回転1000 ms, 0.6 mmスライスとした。インプラント体のモデルは, 6種類の長径のインプラント体 (Nobel biocare社製 Brånemark Mk III : 7.0, 8.5, 10, 11.5, 13.0, 15.0 mm) をマイクロCT (MCT-12505MF (H), 日立メデイコ) で0.1mmスライスで撮影したデータを用いて作成した。また, CADを用いて30度角度付きと垂直の2種類のアバットメントモデルを作成した。アバットメントの直径は4.0 mmとした。上部構造は, 顎堤弓の湾曲に沿って幅5.0 mm厚さ3.0 mmの形状にモデル化した。All-on-4 コンセプトモデル (以後TILTモデル) の応力解析は, 計算力学研究センター製Mechanical Finder Version6.0 (Tawada et al., 2010) で行った。遠心2本のインプラント体は, 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, 遠心に30度傾斜させてオトガイ孔前方に設置した。水平的埋入方向は, 歯槽頂線に沿わずものとした。前方2本のインプラントは, Z軸に平行に2番相当部に設置した。傾斜埋入したインプラント体と垂直埋入したインプラント体の埋入深度は, それぞれインプラント体頸部近心とインプラント体頸部が骨に完全埋入する状態とした。各インプラント体には, 専用のアバットメントを装着し, その上に上部構造モデルを設置した (図1)。右側遠心インプラントにおいて, アバットメントと骨が接触しないように骨を除去した。また, 比較対照モデルとして, オトガイ孔間に4本のインプラントを垂直埋入したSTモデル (図2), 5本埋入したTRONTモデルを用いた (図3)。カンチレバーの長さは, TILTモデルでは15 mm, STおよびTRONTモデルでは19 mmとし, 長径の異なる6種類のインプラント体モデルそれぞれ3通りの埋入方法を適用し, 合計18種類の応力解析モデルを構築した。

2. 要素分割

要素分割はANSYS ICEM CFD Version11.0 (アンシス・ジャパン) で行った (図4)。分割条件は骨が0.3~1.2 mm, インプラント体, アバットメントおよび上部構造は0.3~0.9 mmとした。要素形状は四面体とした。

3. 材料特性

骨における各分割要素の材料特性は以下のように決定した。すなわち、ソフトの規定に従って各要素のCT値 (Hounsfield Unit) から骨密度に変換し、さらにKeyak et al. (1998) の公式を用いてヤング率を求めた。なお、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は、純チタンの材料特性値 (ヤング率108 GPa, ポアソン比0.19) を与えた。

4. 解析条件

境界条件は、下顎骨基底面を完全拘束とした。荷重点は、右側カンチレバー最遠心部頬舌的中点とした。荷重の方向と大きさは、最大咬合力を考慮して咬合平面に垂直に250 Nとした (Asundi et al., 2000)。

5. データ採取

咬合時にインプラント周囲骨が負担する応力を観察するために、右側遠心インプラントの長軸に従って断面を作成し、圧縮応力の分布を評価した。データ採得は、荷重点に最も近く、最も高い応力が発生する右側遠心インプラント体の周囲骨を対象に行った。すなわち、インプラント体頸部に球状の領域を定義し、相当応力の平均値を算出することによって、インプラント体周囲骨に発生する応力の増減傾向を評価した。また、骨吸収や骨折に影響する最大圧縮応力を評価するために、最小主応力の最小値 (以後最大圧縮応力) を求めた。

結 果

1. 右側遠心インプラント体周囲骨における応力分布

図5に右側遠心インプラント体断面における圧縮応力の分布を示す。傾斜埋入インプラントにおける応力は、インプラント遠心頸部に集中していた。垂直埋入モデル (STモデルおよびTRONTモデル) においては、高い圧縮応力を示す赤い領域がインプラント頸部皮質骨に広く分散していた。また、垂直埋入インプラント体の近心面に応力負担領域が存在したが、傾斜埋入インプラント体近心面には応力負担領域は確認されなかった。

2. 右側遠心インプラント頸部周囲骨における平均相当応力

図6に右側遠心インプラント体頸部周囲骨の平均相当応力を示す。インプラント長径が長くなるにしたがって、インプラント頸部における応力は減少した。平均相当応力は、TILTが最も高く、TRONTが最も小さかった。

3. 右側遠心インプラント頸部周囲骨における最大圧縮応力

図7に右側遠心インプラントの周囲骨に発生した最大

圧縮応力を示す。TILTモデルでは、インプラント長径が長くなるにしたがって、最大圧縮応力は減少することが分かった。長径7.0~11.5 mmのインプラント体を有するTILTモデルでは、200MPa以上の高い応力を示した。インプラント長径が7~13 mmの範囲では、図8中の回帰直線で示されているように、長径の増大とともに応力は単調に減少した (相関係数: -0.949 , P値: 0.014)。しかし、長径が15 mmのインプラント体では、回帰直線から予想されるよりも著しく高い応力を示した。一方、垂直埋入モデルでは、インプラント体頸部周囲骨に発生する平均相当応力はインプラント体の長径に影響を受けないことが分かった。

考 察

1. 傾斜埋入インプラントおよび垂直埋入インプラントの周囲骨に発生する応力

負荷される荷重の90%は、荷重点に最も近いインプラント体に集中することが既に報告されている (保母, 2006)。そこで本研究では、荷重点に最も近い右側遠心インプラント体の周囲骨に発生する応力とその分布を詳細に調べた。TILTモデルおよび垂直モデル (ST, TRONTモデル) において、応力はインプラント体の頸部周囲皮質骨に集中することが分かった (図5)。垂直埋入モデルでは、インプラントの長軸方向で荷重を受けることができるため、発生する応力は皮質骨に広く分散する傾向が認められた。特に、TRONTモデルは右側遠心インプラントとその隣のインプラント間距離が近く、上部構造間距離が短くなるために撓みにくいため、インプラント体に対して荷重がより垂直に付与される。その結果、インプラント体周囲皮質骨の遠心部と近心部に応力が比較的均一に分散されるものと考えられる。それに対して、傾斜埋入インプラントでは、遠心面が選択的に被圧されるために、インプラント遠心頸部の皮質骨に応力が集中することが確かめられた。

図6に示されているように、インプラント頸部周囲骨に発生する平均相当応力は、TILTモデルで最も高く、TRONTモデルで最も小さくなる傾向が認められたが、それらの値の差はモデル間で小さかった。これは、インプラント頸部の全周にデータのサンプリング領域を設定して相当応力の平均値を算出したためと考えられる。一方、インプラント体頸部皮質骨に発生する最大圧縮応力は、遠心部に応力が集中するTILTモデルで極めて高く、応力が分散される傾向にあったSTモデルとTRONTモデルでは小さいことが分かった (図7)。これらの結果から、カンチレバーを付与する場合には、傾斜埋入イ

ンプラントよりも垂直埋入インプラントのほうが適していることが分かった。

2. インプラント長径と周囲骨に発生する応力との関係
一般的にインプラント体の長径が長いほど周囲骨に発生する応力は小さくなることが報告されている (Li et al., 2011). Himmlová et al. (2004) は、一本埋入におけるインプラント体において、長径が長くなるほど応力は減少することを示した。本研究においても、TILTモデルでは、インプラント長径が長くなるにしたがって、最大圧縮応力は著しく減少することが分かった。インプラント体の長径が11.5 mm以下の場合には、発生する最大圧縮応力は、脛骨で骨折が起こる応力の目安とされている200 MPaを超えていた (Burstein et al., 1976)。この結果から、TILTモデルでカンチレバーが存在する場合には、インプラント体頸部皮質骨の遠心部に骨折や骨吸収が生じる可能性があることが分かった。しかし、インプラント体の長径が13 mmでは最大圧縮応力が200 MPa以下となることから、All-on-4 コンセプトなどの傾斜埋入法において上部構造体にカンチレバーを付与する場合には、13 mm以上の長いインプラント体を使用すべきであることが示唆された。

今回の有限要素法を用いた応力解析の結果では、7～13 mmのインプラント長径と発生する圧縮応力の相関係数は -0.949 、P値は 0.014 と非常に高かった。しかし、15 mmのインプラント長径を有するTILTモデルのインプラント頸部周囲骨には、回帰直線から予想されるよりも著しく高い圧縮応力が発生していた (図7)。インプラント体の周囲骨を精査した結果、図8の矢印に示すように、インプラント体先端部に存在する骨のヤング率が特異的に高いことが分かった。すなわち、傾斜埋入インプラントに付与された荷重によって発生した回転モーメントが硬い骨質に受け止められ反力が生じたために、インプラント体頸部の応力が増加したものと考えられる。したがって、長径15 mmのインプラント体の周囲骨に発生した最大圧縮応力が著しく高くなる現象は、本研究で用いた下顎骨に特有な現象であり、一般的に発生する最大応力はインプラント長径の増大とともに単調に減少するものと考えられる。

垂直埋入モデルであるSTモデルとTRONTモデルでは、周囲骨に発生する最大圧縮強さは、インプラント長径の影響をほとんど受けないことが分かった (図7)。Sertgöz et al. (2004) も、6本の垂直埋入したモデルのインプラント周囲骨応力に関して、インプラント長径は周囲骨に発生応力にほとんど影響を与えないと報告している。したがって、垂直埋入法の場合には、骨穿孔や神経

の損傷等のリスクが高いケースでは、必要以上に長いインプラント体を埋入する必要がないことが示唆された。

本研究では、All-on-4 コンセプトにおける荷重点に最も近い傾斜埋入インプラントの頸部周囲骨は、インプラントの脱落につながる高い応力が発生することを示した。この結果から、下顎においてカンチレバーを付与しなければならない症例に対しては、垂直埋入インプラントを用いた方が長期間にわたって良好に機能することが示唆された。

しかし本研究で行った有限要素法を用いた応力解析では、下顎基底面を固定した拘束条件を設定したことに加えて、荷重は咬合面に直接付与している。これらの条件は、実際の咬合状態を完全には反映できていない。今後、より現実に近い咬合状態を再現した解析結果を得るために、荷重条件や拘束条件の更なる検討が必要と考えられる。

結 論

CTデータを基にヒトの骨密度分布を再現した下顎骨モデルを構築し、三次元有限要素法を用いてインプラント周囲骨に発生する応力を解析した。傾斜埋入法と垂直埋入法におけるインプラント体の長径とインプラント体の周囲骨に発生する応力との関係を詳細に検討した結果、以下に示す知見が得られた。

1. 長いインプラント体の使用は、All-on-4 コンセプト (傾斜埋入インプラント) の周囲骨に発生する応力の軽減に有効である。
2. 上部構造体にカンチレバーを付与する場合には、傾斜埋入法よりも垂直埋入法のほうが適している。特に、オトガイ孔間に5本埋入するTRONTモデルでは、荷重点に最も近い右側遠心インプラント体頸部の皮質骨に発生する応力が最も有効に分散される。
3. 垂直埋入モデルであるTRONT,STモデルにおいて、インプラント周囲に発生する最大圧縮応力は、インプラント長径に影響されない。

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.
- Anderson JD. Ten-year survival rate for cantilevered fixed partial dentures. *Evid Based Dent* 6 : 96-97, 2005.
- 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.

Burstein AH, Reilly DT & Martens M. Aging of bone tissue : mechanical properties. J Bone Joint Surg Am 58 : 82–86, 1976.

Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A & Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution : a finite element analysis. J Prosthet Dent 91 : 20–25, 2004.

保母須弥也 : All-on-4 ハンドブック, クインテッセンス出版株式会社, 2006.

Li t, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, Kong L. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A3D finite element analysis. Appl Math Model 35 : 446–456, 2011.

Keyak JH, Rossi SA, Jones KA & Skinner HB. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. J Biomech 31, 125–33, 1998.

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.

Maló P, Rangert B & Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae : a 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 7 : 88–94, 2005.

Maló P, Nobre Mde A, Petersson U & Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design : case series. Clin Implant Dent Relat Res 8 : 223–232, 2006.

松下亮二, 大田豊承, 山本逸雄, 森田陸司, 田中智佳, 小南尚登. 有限要素法を用いた骨強度評価システムの開発. 滋賀医大誌, 15 : 7–13, 2000.

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.

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 76 : 165–9, 1996.

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.

Tawara D, Sakamoto J, Murakami H, Kawahara N, Oda J & Tomita K. Mechanical evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic effects for osteoporotic vertebrae. J Mech Behav Biomed Mater 3 : 31–40, 2010.

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.

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.

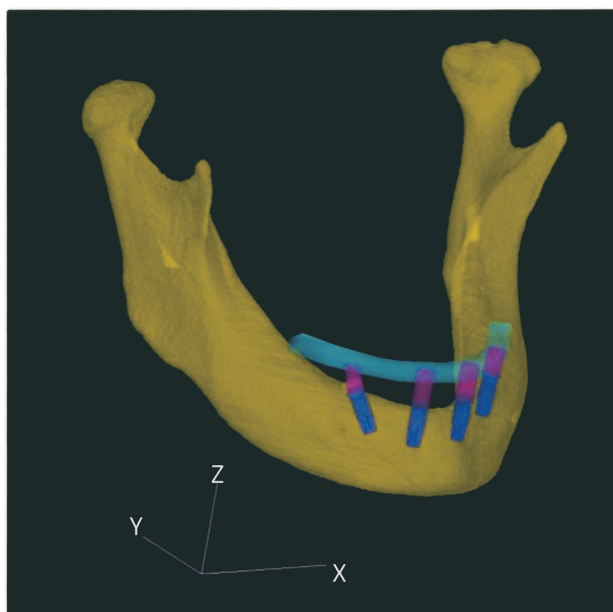


図1 : TILTモデル
All-on-4 コンセプトを用いた傾斜埋入モデル

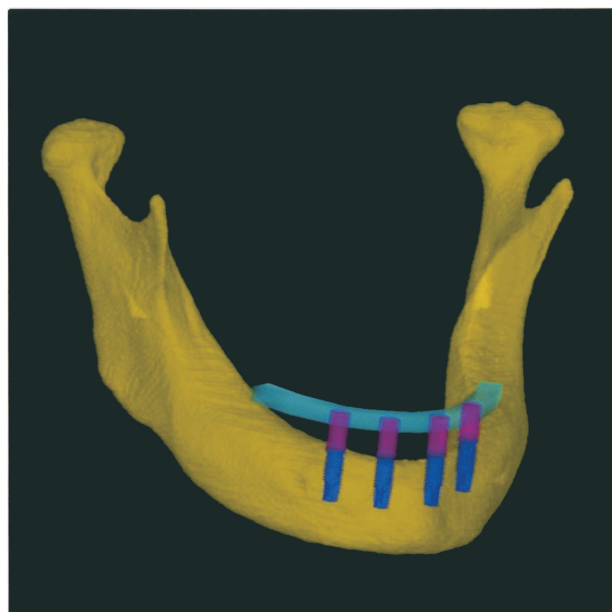


図2 : STモデル
オトガイ孔間に垂直に4本インプラント体を埋入したモデル

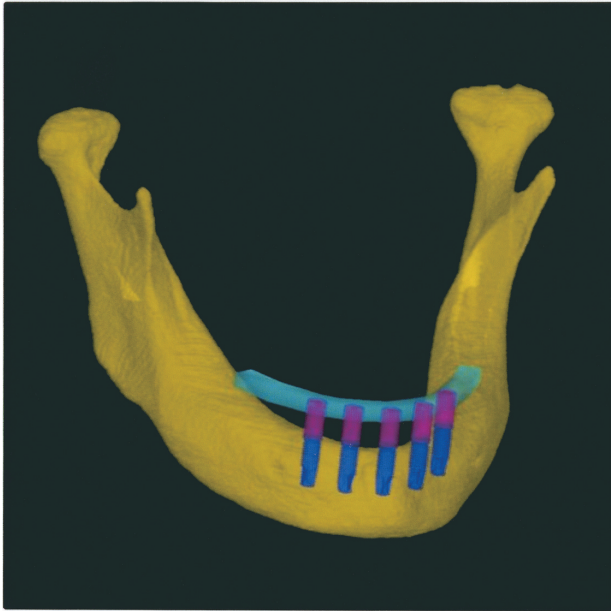


図3：TRONTモデル
オトガイ孔間に垂直に5本インプラント体を埋入したモデル

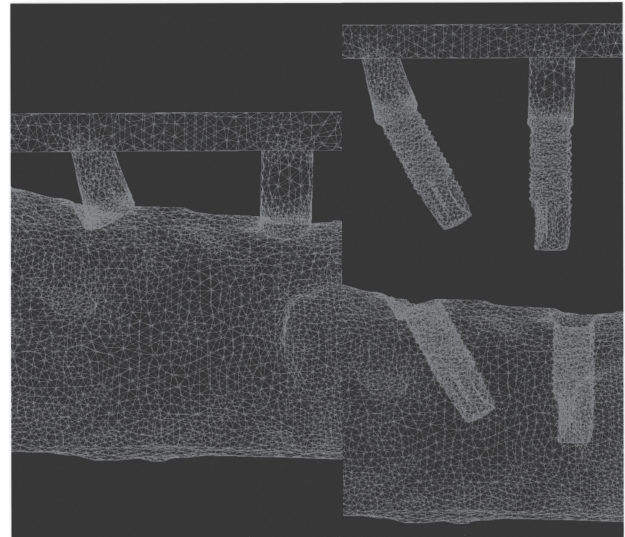


図4：要素分割
要素分割されたTILTモデル右側遠心インプラント周囲拡大図

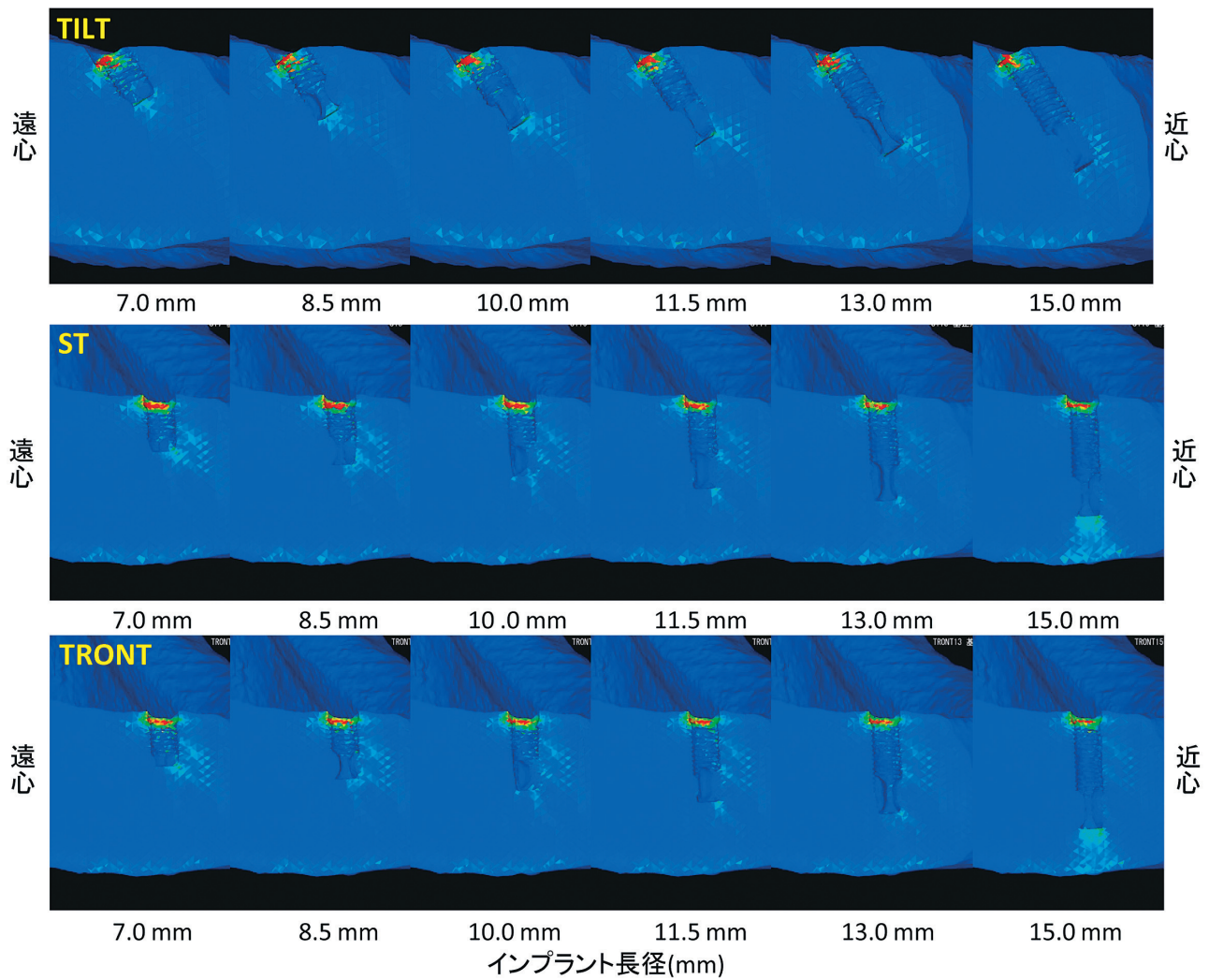


図5：右側遠心インプラント体周囲骨における圧縮応力分布
TILTモデルにおいてインプラント頸部遠心に高い応力集中を認めた。垂直埋入インプラント頸部においては近心側まで広く応力が分布しており、周囲骨に効率よく応力を分散している。しかし、赤線に示すように、垂直埋入インプラントの応力は長いインプラントにおいて深部まで応力が伝達されることが分かった。

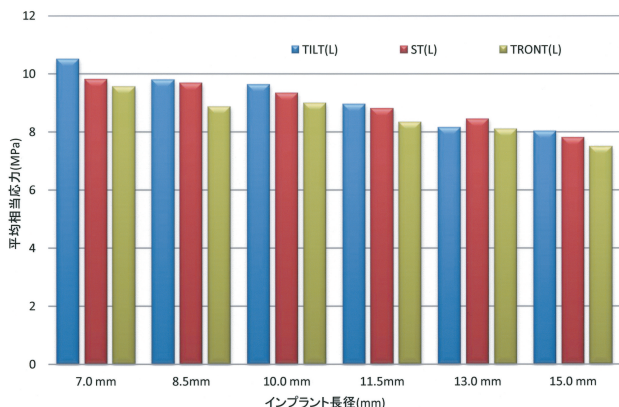


図6：右側遠心インプラント体頸部周囲骨に発生した平均相当応力各拘束モデルにおける右側遠心インプラント体頸部周囲骨平均相当応力を計算した。TILTモデルにおいて高い応力を示した。TRONTモデルが最も低い応力を示した。インプラント長径が長くなるにつれて応力の減少傾向を示した。

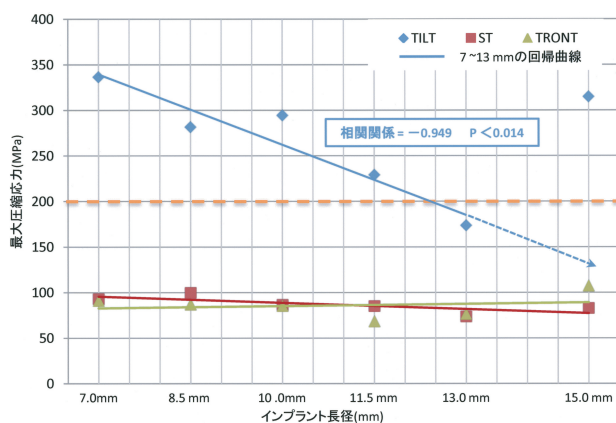


図7：右側遠心インプラント頸部周囲骨に発生した最大圧縮応力各モデルの右側遠心インプラント頸部最大圧縮応力と最小二乗法により求めた回帰直線を示す。TILTモデルにおいて最も高い圧縮応力を示した。その応力は、垂直埋入モデルと比べて2～3倍となった。垂直埋入モデルにおいてインプラント長径の影響はほとんど見られなかった。TILTモデルにおいて、7～13 mmのインプラント長径が長くなるにつれて応力の減少を認めた（相関係数：-0.949, P値：0.014）。しかし、15 mmのTILTモデルにおいて、回帰直線から予想される（青破線）よりも高い最大圧縮応力を認めた。

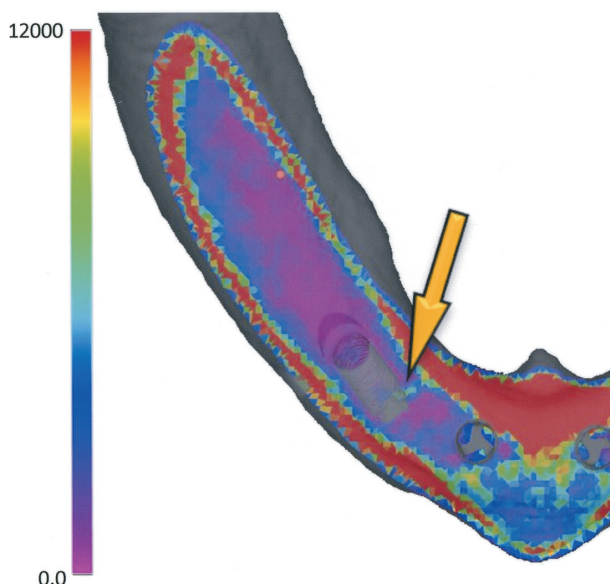
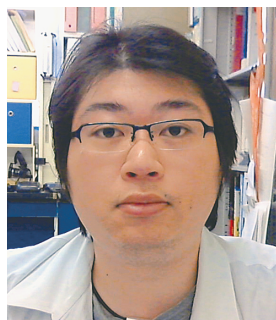


図8：TILTモデル15 mmインプラント体先端部における骨のヤング率分布

15 mm傾斜埋入インプラント体先端部における骨のヤング率を示す。インプラント体先端部において、高いヤング率を有する骨領域を確認した（橙色矢印）。カンチレバーに与えられた応力は、矢印に示す硬い骨質に受け止められ反力が生じたために、インプラント体頸部に高い圧縮応力が発生したと考えられる。



仲井 太心

昭和56年 8月 生まれ，東京都中野区出身

平成12年 3月 東京都立富士高等学校 卒業

平成18年 3月 日本歯科大学新潟歯学部 卒業

平成23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23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