

# 歯科矯正用アンカースクリュー埋入時の安定性に関する生体力学的研究

井上雅秀，黒田晋吾，田中栄二

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部  
口腔顎顔面矯正学分野

キーワード：アンカースクリュー、有限要素解析、  
傾斜埋入

I. 原著論文

II. 田中栄二

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部  
口腔顎顔面矯正学分野

III. 受付：平成26年1月29日 / 受理：平成26年2月6日

四国歯学会雑誌 第27巻第1号 掲載予定

# 歯科矯正用アンカースクリュー埋入時の安定性に関する生体力学的研究

井上雅秀<sup>1</sup>, 黒田晋吾<sup>2</sup>, 田中栄二<sup>2</sup>

---

- 1 徳島大学大学院口腔科学教育部口腔顎顔面矯正学分野
- 2 徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部口腔顎顔面矯正学分野

# Stress analysis on surrounding bone of anchor screw during orthodontic force application

Masahide Inoue<sup>1</sup>, Shingo Kuroda<sup>2</sup>, Eiji Tanaka<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, The University of Tokushima

Graduate School or Oral Sciences

<sup>2</sup> Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Institute of Health

Biosciences, The University of Tokushima Graduate School

## ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to evaluate the influence of placement angle and force direction on the primary stability of orthodontic miniscrews by analyzing a novel three-dimensional finite element model (FEM) approximating the real interface between the screw and surrounding bone.

Materials and Methods: Three-dimensional finite element models were made with

6-mm-long miniscrews in diameters of 1.2mm. Four insertion angles ranging from 0°

(perpendicular to the bone surface) to 45° were examined. A load with 2N was applied to

the center of the screw head in four directions (upward, downward and on the right and

left sides).

Results: For miniscrews at the same insertion angle, the stress was the highest (or lowest)

under the downward (or upward) force condition. The stress increased as the insertion

angle decreased, except under the upward force condition. An analysis of the stress

distribution in the surrounding bone showed that the most of the stress was absorbed in

the cortical bone.

Conclusions: The stress distribution around the miniscrew and surrounding bone during

the application of orthodontic force is closely related to the force direction, and insertion

angle.

## 緒言

歯科矯正臨床における固定（anchorage）とは「望ましくない歯の移動を防ぐための抵抗源」<sup>1)</sup>と定義され、歯科矯正治療を成功に導くための、重要な概念である。歯の移動時には、目的の歯の移動の反作用として、固定源となる歯の移動は避けられない。そこで、それを回避するために、リンガルアーチやホールディングアーチに代表される顎内固定、顎間ゴムによる顎間固定、あるいはヘッドギアなどの顎外固定が加強固定に用いられてきた<sup>2)</sup>。しかし、これらの装置では、いわゆる不動固定を得るのは困難であり、またその効果が患者の協力性に依存するという欠点があった。

そこで1980年代に Creekmore<sup>3)</sup>らが、顎矯正手術後の顎間固定時に用いられるスクリューを、歯の移動の固定源に応用することを着想し、いわゆる“スケレタル・アンカレッジ”の概念が矯正歯科治療に持ち込まれた。その結果、絶対的な不動固定が患者の協力なしに得られるようになった。スケレタル・アンカレッジには歯肉剥離を行ない骨にネジで固定するミニプレートと歯肉から直接骨に植立するミニスクリューがある。チタン合金製のミニスクリュー（アンカースクリュー）は、1) 埋入および撤去が容易、2) 様々な部位に植立可能、3) 患者への侵襲が少ない、4) 安価である、など臨床的に優れた点を有しており、1990年代以降、広く用いられるようになった<sup>4)</sup>。アンカースクリューの応用により、治療メカニクスの簡略化と治療結果の向上が期待できることから、今後さらなる需要拡大が見込まれる。しかしその一方で、アンカースクリューの生着率は80-90%と人工歯根としてのデンタルインプラントの96.3%<sup>6)</sup>に比較して著しく低く<sup>7)</sup>、その向上を図ることが喫緊の課題となっている。

アンカースクリューの脱落に関与する要因として様々な因子が報告されている。ホスト側の因子として、性別<sup>7)</sup>、年齢<sup>8)</sup>、喫煙<sup>7)</sup>、口腔衛生状態<sup>7,9,10)</sup>、埋入部位<sup>7-10)</sup>、角化歯肉の有無<sup>7,11)</sup>、皮質骨の厚み<sup>12,13)</sup>、骨密度<sup>12,14)</sup> など、術者側の因子として、選択するアンカースクリューの直径<sup>9,12,14,15)</sup>、長さ<sup>9,16)</sup>、テーパー<sup>17,18)</sup>、ねじ山の形状<sup>14)</sup>、埋入方法<sup>19,20)</sup>、埋入トルクの大きさ<sup>18,21,22)</sup>、埋入角度<sup>23,24)</sup>、治癒期間<sup>16)</sup>、荷重の大きさ<sup>9)</sup>、荷重方向<sup>25)</sup>、歯根への近接<sup>26)</sup>、周囲骨の微小破折<sup>27)</sup>などが挙げられる。これらの中で、特にスクリュー脱落と関連性が強いと報告されているものに、植立後のスクリューと歯根の近接がある<sup>28)</sup>。

スクリューと歯根の近接を回避するためには、より歯根間距離の広い歯根側（高位）に埋入することが望ましい。しかし、歯冠から離れた部位の歯槽骨は、可動粘膜に覆われていることが多く、同部へのスクリュー埋入は、インプラント周囲炎を惹起しやすく、スクリュー脱落の危険因子の一つに挙げられている<sup>7,11)</sup>。そこで、この問題を解決する一つの方法として、付着歯肉部から歯根方向に向かって、スクリューを斜めに埋入する、傾斜埋入（図1）が用いられている<sup>25,28,29-33)</sup>。しかし、アンカースクリューを傾斜埋入して、様々な方向に加重した際に、骨吸収やスクリュー破折を起こさずに安全に使用できるかの力学的考察は未だ十分ではない。

そこで本研究では、アンカースクリューの埋入角度および荷重方向が、スクリューと周囲骨組織における発生する応力に及ぼす影響について、三次元有限要素法を用いて解析した。

## 材料と方法

### 1. アンカースクリューの3次元立体像の作成

直径1.2 mm, ネジ部長さ 6.0 mm のアンカースクリュー ( Abssoanchor SH1211-06, Dentos, South Korea) をmicro-Computed Tomography (  $\mu$ CT; TOSCANER-32250  $\mu$ hd, 東芝, 東京) にて撮像し, 断層幅 0.0303 mm, 845 枚のdigital imaging and communications in medicine (DICOM) 画像を得た。得られた画像を画像解析ソフトCT modeler (東芝 IT & コントロールシステム, 東京) にて STL ( Stereo Lithography ) 立体表面画像 (図 2) に変換した。さらに解析精度を上げるため, 有限要素作成ソフトCSSC (デジタルソリューション, 広島) にてスクリュー三次元立体像表面のポリゴン上のノイズとアーチファクトを修正し, 表面を均質, 滑らかに加工した。スクリュー部の長さは5.5 mm, ネジ山高さ0.25 mmで, ネジ部直径は頸部が1.2 mm, 先端部が1.1 mm で, 緩やかなテーパーを有していた。

## 2. スクリューの傾斜埋入モデルの作成

スクリューを歯肉および骨表面に対して垂直 (  $0^\circ$  ) に埋入したモデルを基に,  $15^\circ$  ,  $30^\circ$  ,  $45^\circ$  ずつ傾けた, 傾斜埋入モデルを3種類作成した。スクリュー STL 立体表面画像から, 有限要素モデル作成ソフト HyperMesh software ( Altair, USA ) を用いて, 歯周組織をスクリュー中心軸の周囲半径2 mm の円柱形に設定し, 歯槽粘膜厚さを0.4 mm, 皮質骨厚さを2.0 mm, 皮質骨より深層を海綿骨とした (図 3) 。 スクリューおよび周囲組織はすべて四面体要素で構成した。歯槽粘膜と皮質骨, 皮質骨と海綿骨の間は結合させた。スクリューと周囲組織との間の摩擦は考慮せず、摩擦係数はゼロとした。スクリュー, 歯槽粘膜, 海綿骨, 皮質骨の物性値は表 1 に示す値<sup>30)</sup> とし, すべて等方性で均質な線形弾性材料とした。



歯槽粘膜上面の辺縁を構成する節点には水平方向のみの部分拘束を，海綿骨底面には完全拘束をそれぞれ設定した（図4）。

### 3. 荷重点および荷重方向の設定

荷重点，荷重力および荷重方向は，スクリューの臨床使用を想定して設定した。対称性を持たせるため，スクリューヘッドの穴の中心を荷重点とした。荷重点（原点）を通り歯槽粘膜に平行な平面を想定し，スクリューを傾斜させた方向を上（Y軸（+））と定義し，以下，下（Y軸（-）），右（X軸（+）），左（X軸（-））とした。それぞれに2Nを加重した（図3）。この際に皮質骨およびスクリューに生じる応力および荷重点変位を有限要素解析ソフトNEiNastranVer10（NEi Software Co., Ca, USA）にてスクリューと周囲組織との接触を考慮した解析を行った。

## 結果

### 1. 皮質骨に発生する応力について（図5,6,7）

いずれの埋入角度，荷重方向においても，最大応力（Maximum von Mises stress）は圧縮側のスクリューのねじの谷の部分に接する皮質骨の最表面の突出部に認めた（図5,6）。下，右，左方向の荷重では，埋入角度が大きくなるほど最大応力も大きくなった。しかし，上方向の荷重では最大応力の変化が少なく，埋入角度が大きくなると最大応力は減少傾向を示した（図7C）。45°の埋入角度においては，下方向荷重での最大応力は上方向荷重の約4倍の値を示した。上方向の荷重では，下，左右方向の場合に比べて，応力はスクリュー周囲の皮質骨に広く分布していた（図5）。また歯槽粘膜，海綿骨に発生する応力は，

皮質骨に比べて極めて小さかった。

## 2. スクリューに発生する応力について (図5,6,7)

スクリューは荷重側が圧縮応力場 (図7-B)、その反対側が伸展応力場 (図7-A) となり、両応力場に応力が集中するため、これらの応力場で最大応力を示した。ほとんどの部位で伸展応力場の方が圧縮応力場より大きな応力を示した。

スクリューのスクリュー表面に生じた最大応力は、ほぼ全ての埋入角度、荷重方向において、伸展応力場のスクリュー頸部から1つ目あるいは2つ目のねじの谷の部分に集中していた (図5,6)。左右および下方向の荷重では、埋入角度が大きくなるほど、最大応力が大きくなったが、上方向荷重では埋入角度による変化が少なかった (図7-A,B)。すべてのモデルにおいて、スクリュー表面の最大応力は85 MPa以下であった。

## 3. 荷重点変位について (図7-D)

荷重点変位 (スクリューが荷重で変形する変位と周囲組織の変形によるスクリュー本体の移動による変位との総和) とスクリュー、皮質骨に発生する最大応力との間に強い関連が認められた。さらに傾斜埋入した場合、変位量には荷重方向依存性があり、下方向荷重時が最も大きく、上方向荷重で最も小さかった。

## 考察

有限要素法は、1) モデルに生体の物理的性状を組み込むことが可能、2) 荷重の大きさ、方向、作用点の位置を自由に設定が可能、3) 組織内部のすべての部位の変位、応力を

解析することが可能,4) モデルと生体の幾何学的等価性を極限まで高めることが可能, など, 複雑な構造を持つ生体組織内部の応力解析に対して, 優れた点を数多く有していることから, 近年, 歯科矯正用アンカースクリューの力学的解析に応用されている<sup>25,35,36)</sup>。本研究では,  $\mu$ CT画像からスクリューのきわめて精巧な三次元立体像を構築し, 要素分割はこれ以上分割しても結果に差が生じないところまで細かく行い, 十分な幾何学的等価性を得た。さらに周囲組織に歯槽粘膜, 皮質骨, 海綿骨を設定し, 各物性値を入力することで物理学的等価性を持つモデルとして生体に可能な限り近似させた。またスクリューへの荷重方向は歯槽粘膜に平行な方向とし, マルチブラケット装置による矯正治療時に用いられる荷重として, 最も大きいと考えられる 2N で解析した。埋入角度ごとに変化するスクリューと周囲組織の境界領域を, スクリューに投影した結果, 各モデルで節点および要素数に差が生じた (表 2)。また本解析で使用した四面体要素は直方体や三角柱に比べて計算精度が低いため, 1次要素を 2次要素にして使用するのが一般的であるが, 本研究では, NeNastran を用いることで, 1次三角錐要素のままパラメータによって計算精度を向上させて計算が可能であった。

結果として, スクリューの脱落に強く関連する歯根とスクリューの近接を回避するために有効なスクリューの傾斜埋入時に周囲骨組織内に生じる応力を可視化するとともに, 矯正歯科臨床上有効なスクリュー埋入角度ならびに荷重方向を検索することが可能となった。

しかし, 構築した有限要素モデルは生体と完全に等価なものではなく, 解析結果も多くの仮定と制限に基づいたものである。第一に骨組織には線形, 等方性といった単純化した物性を設定した。より精密で正確なモデルの設定には, 非線形, 異方性といった骨の詳細

な物性を考慮すべきである。第二に，スクリユーと周囲組織の間の摩擦は考慮せず，摩擦係数は0とした。ただ，今回の解析では，スクリユーヘッドの中心への荷重のため，スクリユーの緩みを発生させるようなトルクが生じず，結果，摩擦の有無による影響は非常に小さいと考えられた。

スクリユーの維持は主に皮質骨とネジ部の嵌合力によるものであり，過去の研究<sup>25,30</sup>と同様に，歯槽粘膜や海綿骨にはわずかな応力しか生じなかった。一方，スクリユーの埋入角度と応力分布との間には密接な関連がみられ，埋入角度が大きくなると伸展側、圧縮側の両側でのスクリユー表面および皮質骨での最大応力（Maximum von Mises stress）が大きくなった。したがって，最大応力の側面からは，垂直埋入が傾斜埋入より安定していると考えられる。しかし，本解析結果では皮質骨での最大応力は50 MPa以下であり，皮質骨の降伏応力（伸展力で100 MPa，圧縮力で150-200 MPa）<sup>30</sup>に比較して小さかった。したがって，傾斜埋入したスクリユーにおいても，2 N以下の荷重であれば，骨の微小破折は発生せず，安全に使用できる可能性が示唆された。

皮質骨での最大応力は荷重方向に関しては，下方向の荷重が最大の応力値を示し，傾斜角度が大きくなるほど最大応力も大きくなった。しかし临床上は，付着歯肉から根尖方向に向かって傾斜埋入されたスクリユーに対し，下向きに加重することは稀である。これに対して，上方向荷重では皮質骨での最大応力は傾斜角度に関係なくほぼ一定の値を示した。これらのことから，傾斜埋入したスクリユーは，上方向の荷重時に最も安定すると考えられ，過蓋咬合における前歯の圧下，前歯部開咬における臼歯の圧下，咬合平面の傾斜の修正などに適していることが示唆された。

左右方向への荷重における荷重点変位は，埋入角度が大きくなるほど大きくなったが，どの角度においても，右方向荷重で僅かに変位量が大きかった。これは右ネジの形態が反映されているためと考えられる。

本研究でのスクリュー表面の最大応力は 85 MPa 以下であった。チタン合金 (Ti6Al4V) の降伏応力は 880 MPa<sup>38)</sup> であり，2 Nの荷重では，傾斜埋入したスクリューに破折は起こらないと考えられる。しかし，どの埋入角度や荷重方向においても，スクリュー表面の最大応力はスクリュー頸部のネジ部に集中していた。ここは臨床上，埋入時や撤去時にスクリュー破折が起こりやすい部位である。埋入時や撤去時に回転軸がぶれ，捻れやせん断力がスクリュー頸部に集中することで，破折が起こると考えられることから，傾斜埋入においては，スクリュー頸部に応力集中が起こらないように，特に注意が必要と考えられた。

## 結論

歯科矯正用アンカースクリューの傾斜埋入において，埋入角度や荷重方向がスクリュー表面およびその周囲の皮質骨における応力分布や大きさに影響を及ぼすことが明らかとなった。傾斜埋入したスクリューは，上方向の荷重に対して最も安定し，2 Nの荷重下では破折を起こさず，安全に使用できることが示唆された。

## 謝辞

稿を終えるにあたり，終始御指導，御校閲を賜りました口腔顎顔面矯正学分野・田中栄二教授に深甚なる謝意を表しますとともに，御校閲，ご助言を戴きました口腔顎顔面

Accepted Article

補綴学分野・市川哲雄教授ならびに総合診療歯科学分野・河野文昭教授に深謝いたします。また、直接御指導とご助言を戴きました口腔顎顔面矯正学分野・黒田晋吾准教授に深く感謝いたします。本研究遂行にあたり、有限要素解析法の基礎を御指導戴きました大阪大学大学院基礎工学研究科機能創成専攻生体工学領域・田中正夫教授，内藤尚助教に深く御礼申し上げます。さらに本研究の円滑な遂行にあたり有限要素解析において、数々の御教授とご援助を戴きましたデジタルソリューション株式会社の上田寛治様，川岡拓司様，荒古江圭司様に厚く御礼申し上げます。最後に、常に温かく支え，理解を示してくれた家族，職場の方々に心から感謝いたします。

## 参考文献

- 1) Proffit W R and Fields H W: Contemporary Orthodontics. 3rd ed., St Louis, Mosby, 1999, 308.
- 2) Williams J K, Cook P K, Isaacson K G and Thom A R: Fixed orthodontic appliances – Principles and Practice. Oxford, Wright, 1995, 56-71.
- 3) Creekmore T D and Eklund M K: The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 17, 266-269 (1983)
- 4) Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y Y and Drescher D: Impact of Implant Design on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. J Orofac Orthop 69, 42-50(2008)
- 5) Mah J and Bergstrand F: Temporary anchorage devices: a status report. J Clin Orthod 39, 132-136 (2005)
- 6) Jang H W, Kang J K, Lee K, Lee Y S and Park P K: A retrospective study on related factors affecting the survival rate of dental implants. J Adv Prosthodont 3, 204-215 (2011)
- 7) Papageorgiou S N, Zogakis I P and Papadopoulos M A: Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: A meta-analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 142, 577-595 (2012)
- 8) Moon C H, Lee D G, Lee H S, Im J S and Baek S H: Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. Angle Orthod 78, 101-106 (2008)

- 9) Park H S, Jeong S H and Kwon O W: Factors affecting the clinical success of screw of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130, 18-25 (2006)
- 1 0) Wu T Y, Kuang S H and Wu C H: Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg* 67, 1595-1599 (2009)
- 1 1 ) Cheng S J, Tseng I Y, Lee J J and Koh S H: A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 100-106 (2004)
- 1 2 ) Shah A H, Behrents R G, Kim K B, Kyung H M and Buschang P H: Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *Angle Orthod* 82, 603-610 (2012)
- 1 3 ) Ozdemir F, Tozlu M and Cakan D G: Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 143, 190-196 (2013)
- 1 4 ) Chen Y, Kyung H M, Gao L, Yu W J, Bae E J and Kim S M: Mechanical properties of self-drilling orthodontic microimplants with different diameters. *Angle Orthod* 80, 821-827 (2010)
- 1 5 ) Lee N K and Baek S H: Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138, 8. e1-e8 (2010)
- 1 6 ) Chen Y, Kyung H M, Zhao W T and Yu W J: Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135, 284-291 (2009)



- 1 7 ) Song Y Y, Cha J Y and Hwang C J: Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 77, 979-985 (2007)
- 1 8 ) Kim J W, Baek S H, Kim T W and Chang Y I: Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod* 78, 692-698 (2008)
- 1 9 ) Çehreli S and Özçırpıçlı A A: Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141, 187-195 (2012)
- 2 0 ) Chen Y, Shin H I and Kyung H M: Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133, 44-50 (2008)
- 2 1 ) Suzuki E Y and Suzuki B: Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139, 669-678 (2011)
- 2 2 ) McManus M M, Qian F, Grosland N M, Marshall S D and Southard T E: Effect of miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140, e93-e98 (2011)
- 2 3 ) Wilmes B, Su Y Y and Drescher D: Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 78, 1065-1070 (2008)
- 2 4 ) Noble J, Karaiskos N E, Hassard T H, Hechter F J and Wiltshire W A: Stress on bone from placement and removal of orthodontic miniscrews at different angulations. *J Clin Orthod* 43, 332-334 (2009)

- 2 5 ) Lin T S, Tsai F D, Chen C Y and Lind L W: Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 143, 182-189 (2013)
- 2 6 ) Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Kyung H M and Takano-Yamamoto T: Root proximity is the major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131, S68-S73 (2007)
- 2 7 ) Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace W P and Nanda R: Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141, 538-546 (2012)
- 2 8 ) Kyung H M, Park H S, Bae S M, Sung J H and Kim I B: Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Ortho* 37, 321-328 (2003)
- 2 9 ) Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H and Takano-Yamamoto T: Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129, 721.e7-e12 (2006).
- 3 0 ) Yamada K, Kuroda S, Deguchi T, Takano-Yamamoto T and Yamashiro T: Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthod* 79, 78-84 (2009)
- 3 1 ) Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Kyung H M and Takano-Yamamoto T: Class II malocclusion treated with miniscrew anchorage: comparison with traditional orthodontic mechanics outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135, 302-309 (2009)

- Accepted Article
- 3 2 ) Kuroda S, Sakai Y, Tamamura N, Deguchi T and Takano-Yamamoto T: Treatment of severe anterior open bite with skeletal anchorage in adults: comparison with orthognathic surgery outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132, 599–605 (2007)
- 3 3 ) Ishihara Y, Kuroda S, Sugawara Y, Balam T A, Takano-Yamamoto T and Yamashiro T: Indirect usage of miniscrew anchorage to intrude overerupted mandibular incisors in a Class II patient with a deep overbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 143, S113–S124 (2013)
- 3 4 ) Ammar H H, Ngan P, Crout R J, Mucino V H and Mukdadi O M: Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139, e59–e71 (2011)
- 3 5 ) Chang J Z, Chen Y J, Tung Y Y, Chiang Y Y, Lai E H, Chen W P and Lin C P: Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141, 279–288 (2012)
- 3 6 ) Singh S, Mogra S, Shetty V S, Shetty S and Philip P: Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141, 327–336 (2012)
- 3 7 ) Ebacher V, Tang C, McKay H, Oxland T R, Guy P and Wang R: Strain redistribution and cracking behavior of human bone during bending. *Bone* 40, 1265–1275 (2007)
- 3 8 ) Collings E W: *Materials properties handbook: titanium alloys*. Materials Park, OH: ASM International, 1995

## 図 7 の 説 明

図 7 : 荷重点変位とスクリュー、皮質骨に発生する最大応力の間に関連が認められた (A,B,C~D)。

スクリューは荷重側が圧縮応力場 (B)、その反対側が伸展応力場 (A) となり、両側に応力が集中するため、これらの応力場で最大応力を示した。ほとんどの部位で伸展応力場の方が圧縮応力場より大きな応力を示した。

左右方向への荷重における荷重点変位は、埋入角度が大きくなるほど大きくなったが、どの角度においても、右方向荷重で僅かに変位量が大きかった (D)。これは右ネジの形態が反映されているためと考えられる。

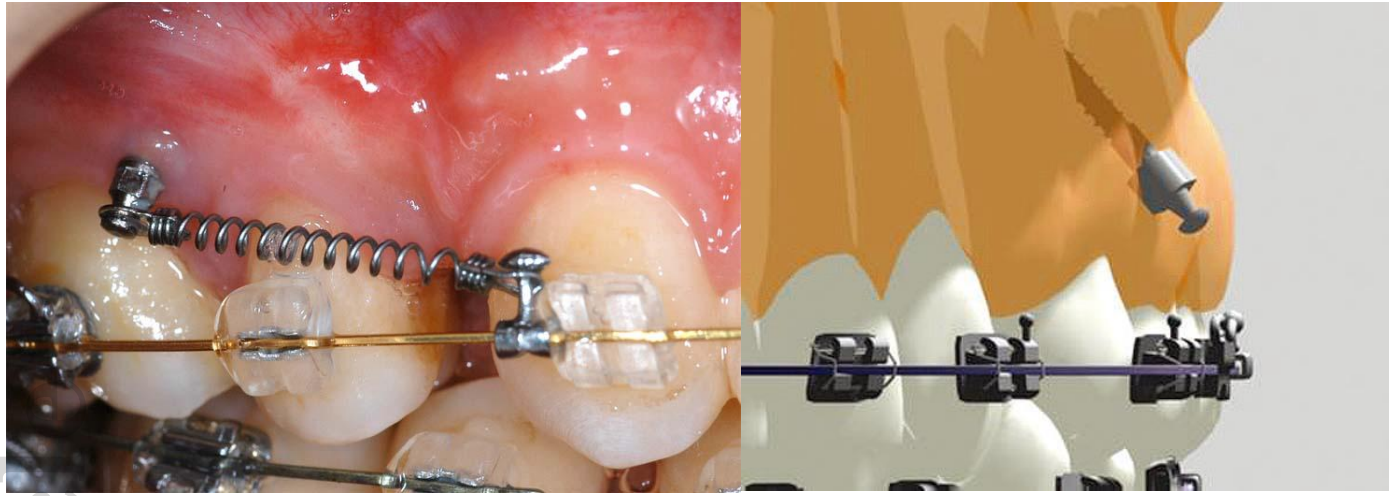


図1 傾斜埋入

歯根への近接を避けるため、付着歯肉部から斜めに埋入する

Accepted Article

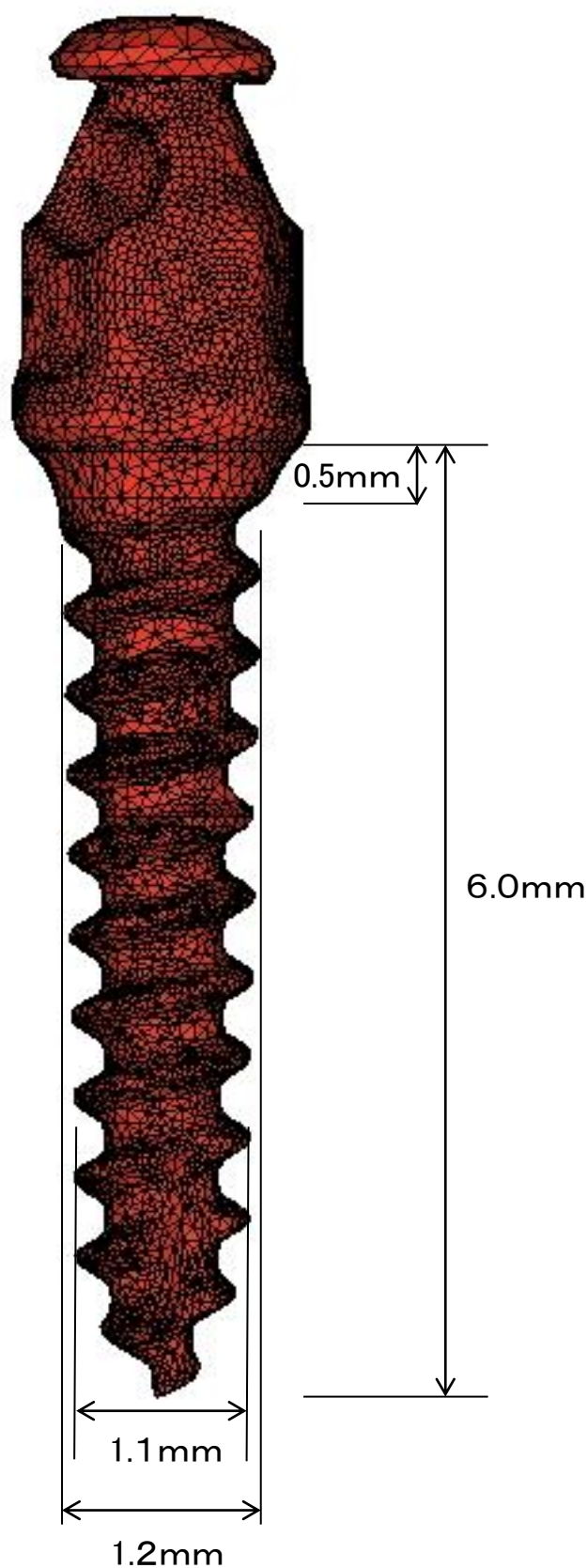


図2 スクリューのSTL (Stereo Lithography) 立体表面画像

$\mu$  CT画像より画像解析ソフトにて立体表面画像を構築、さらに有限要素作成ソフトにて立体像表面のポリゴン上のノイズを修正し、均質に滑らかに加工した像

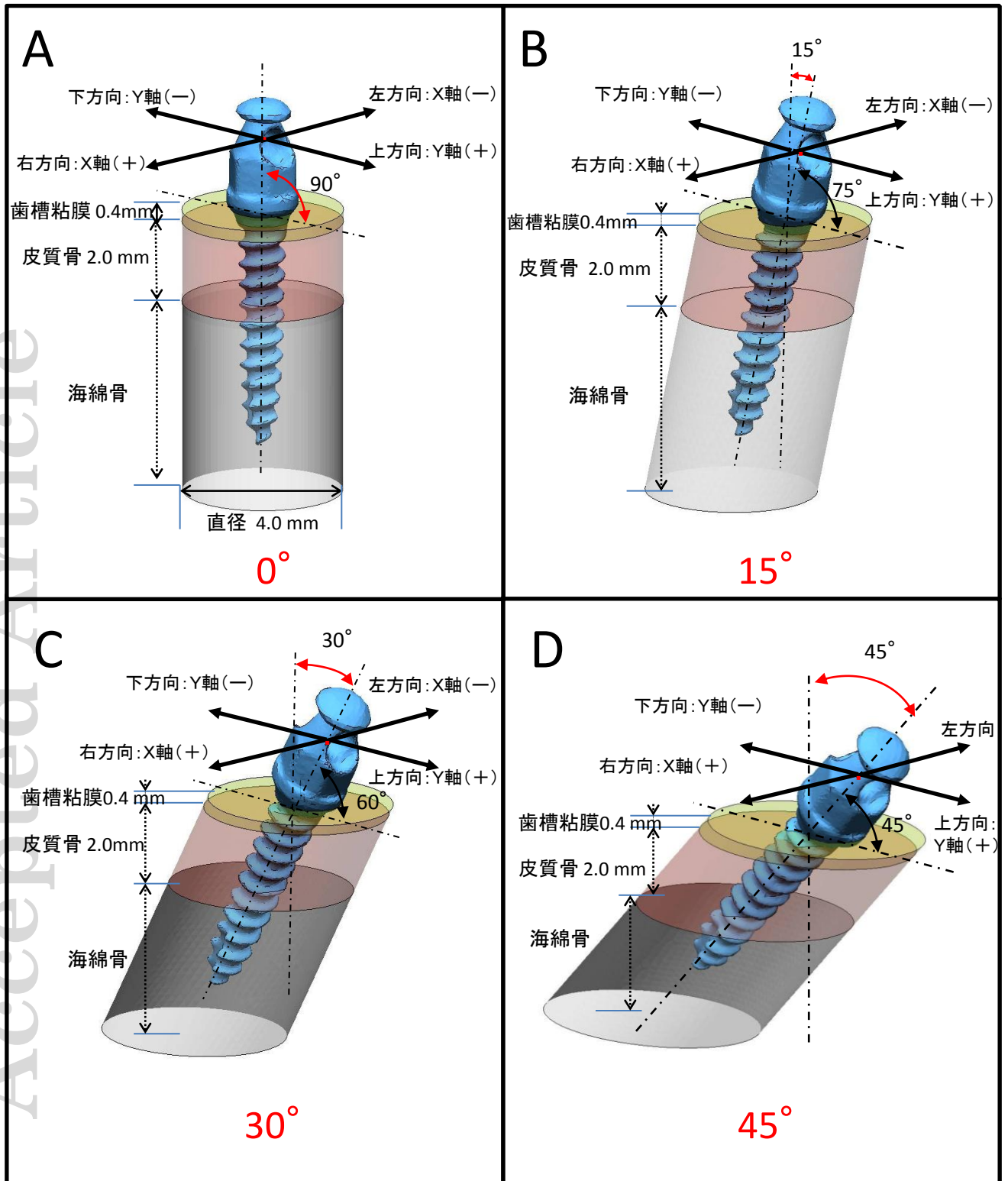


図3 スクリューの傾斜埋入モデルと荷重方向(上、下、左、右)  
A:埋入角 0° ,B:埋入角 15° ,C :埋入角 30° ,D:埋入角 45°

スクリューを歯槽粘膜、骨表面に対し垂直(0°)に埋入したモデルAから15°ずつ傾けた3種類の傾斜埋入モデル(B~D)。周囲組織をスクリュー中心軸の半径2.0mmの円柱形に設定。歯槽粘膜の厚さを0.4mm、皮質骨の厚さを2.0mm、皮質骨より深層を海綿骨とした。

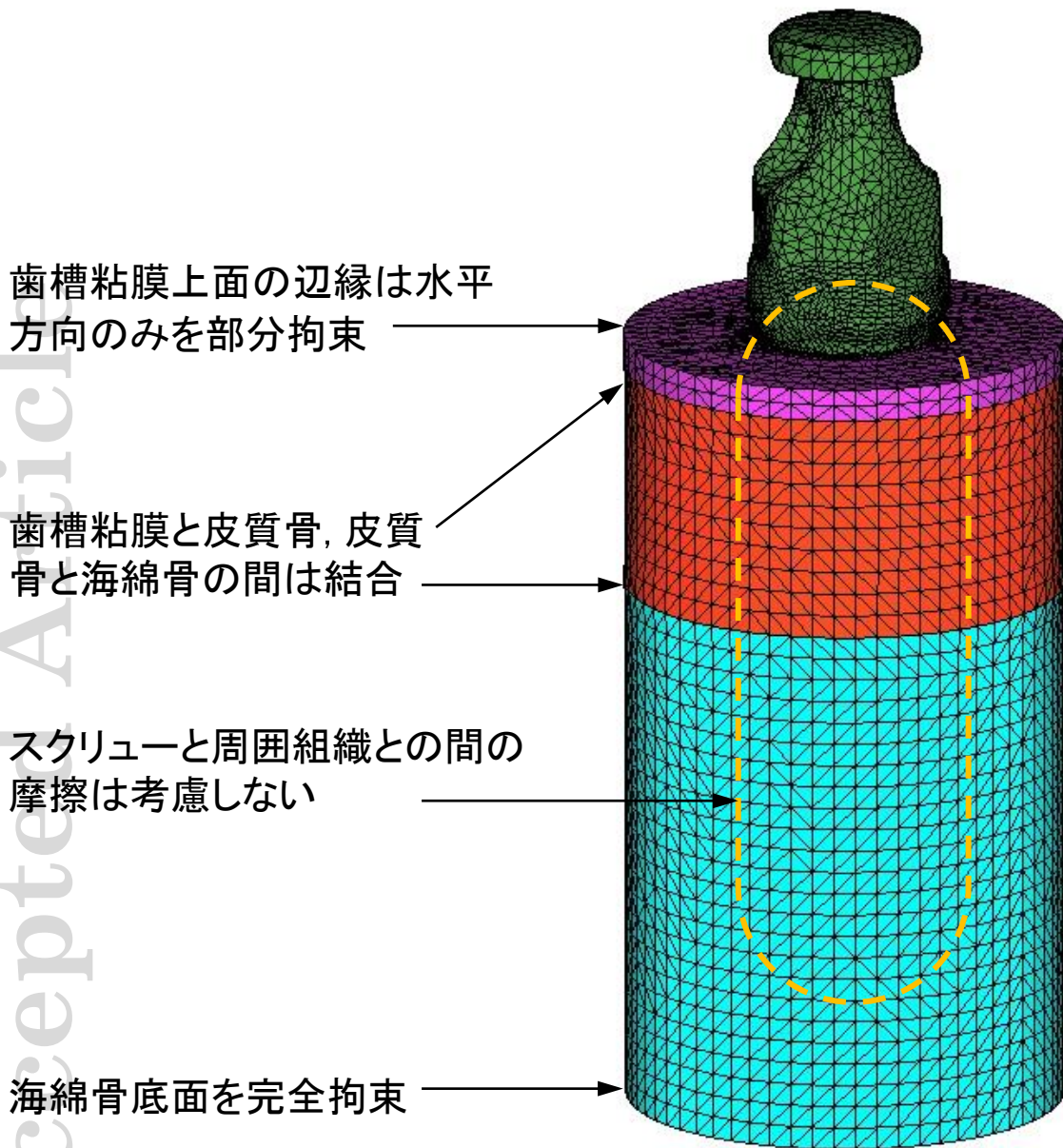


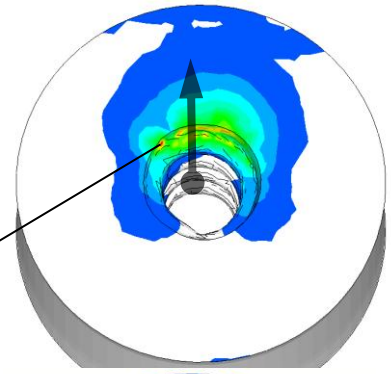
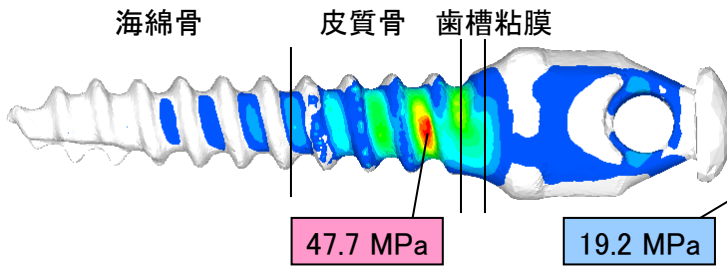
図4 有限要素モデルの拘束条件と境界条件



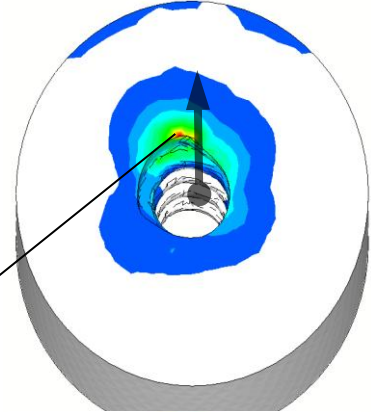
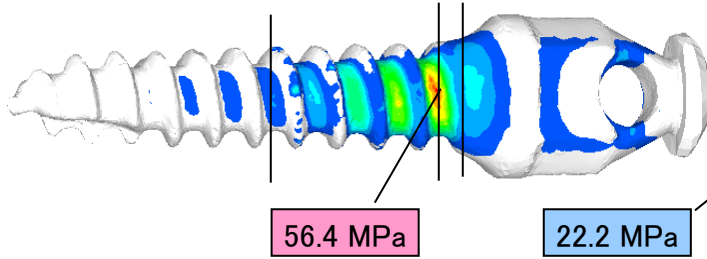
伸展側;スクリューの下面観

矢印は荷重方向をしめす

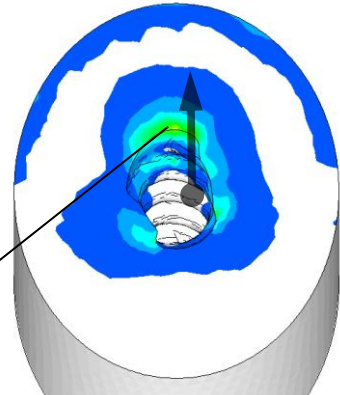
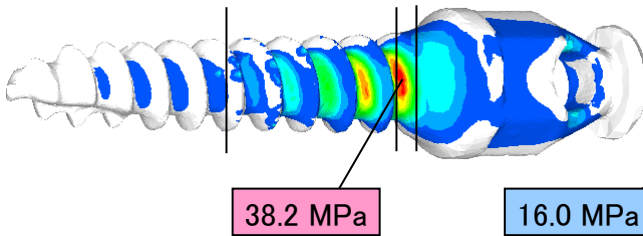
埋入角度0°



埋入角度15°



埋入角度30°



埋入角度45°

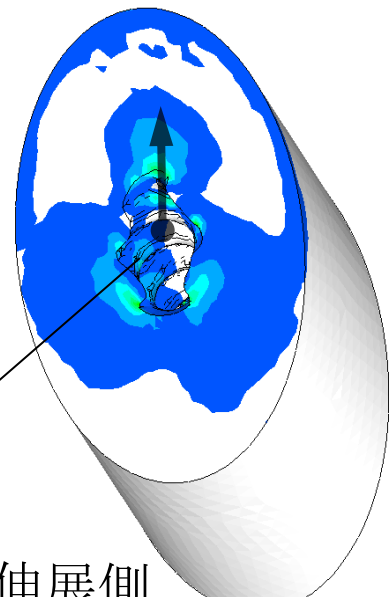
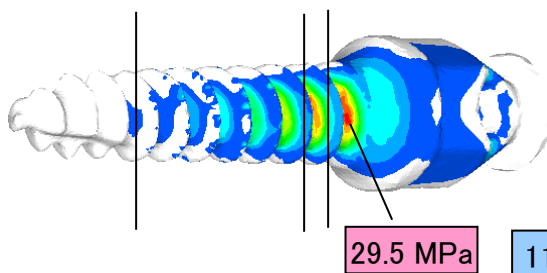
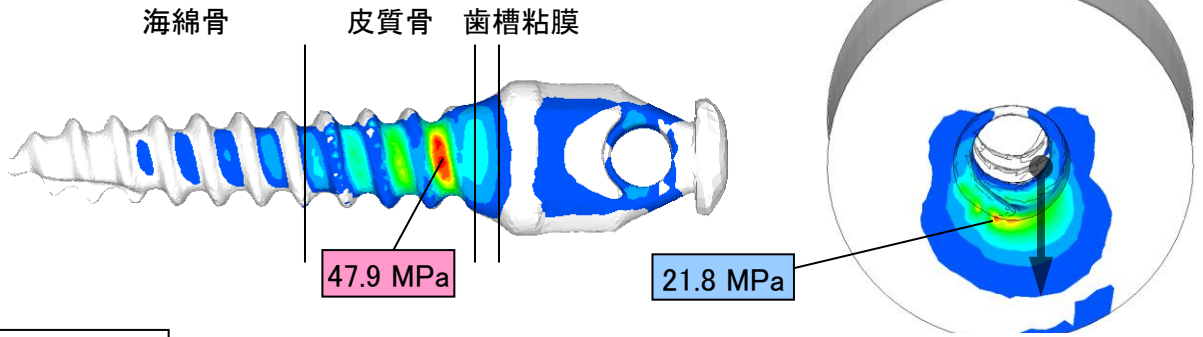


図5 上方向荷重の際のスクリュー伸展側および皮質骨に発生する最大応力

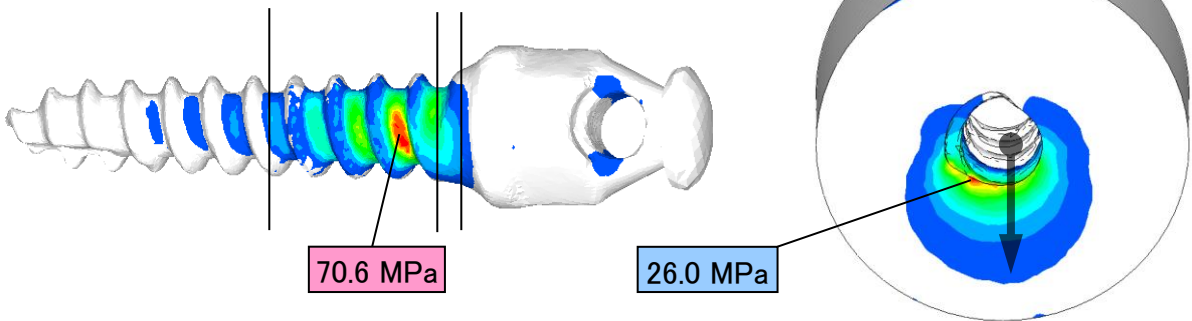
伸展側;スクリューの上面観

矢印は荷重方向をしめす

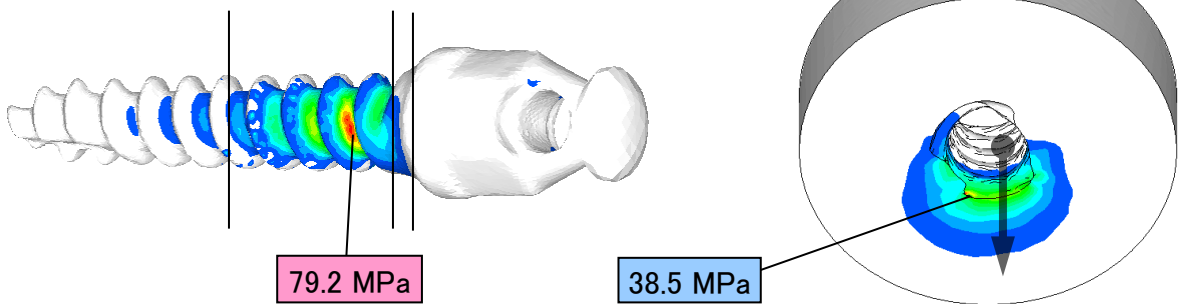
埋入角度0°



埋入角度15°



埋入角度30°



埋入角度45°

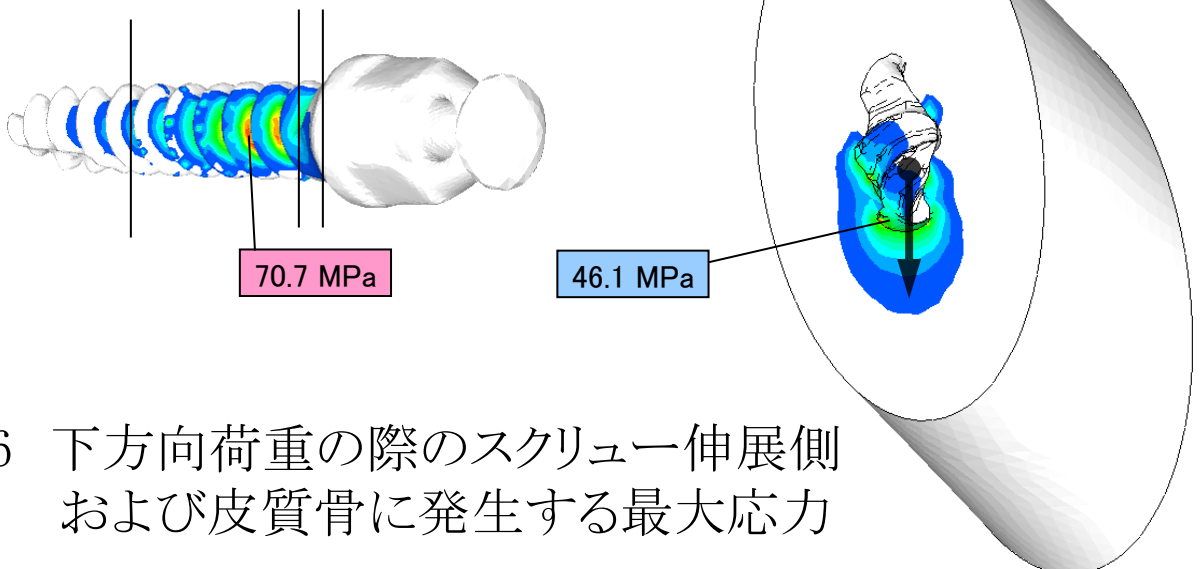


図 6 下方向荷重の際のスクリュー伸展側  
および皮質骨に発生する最大応力

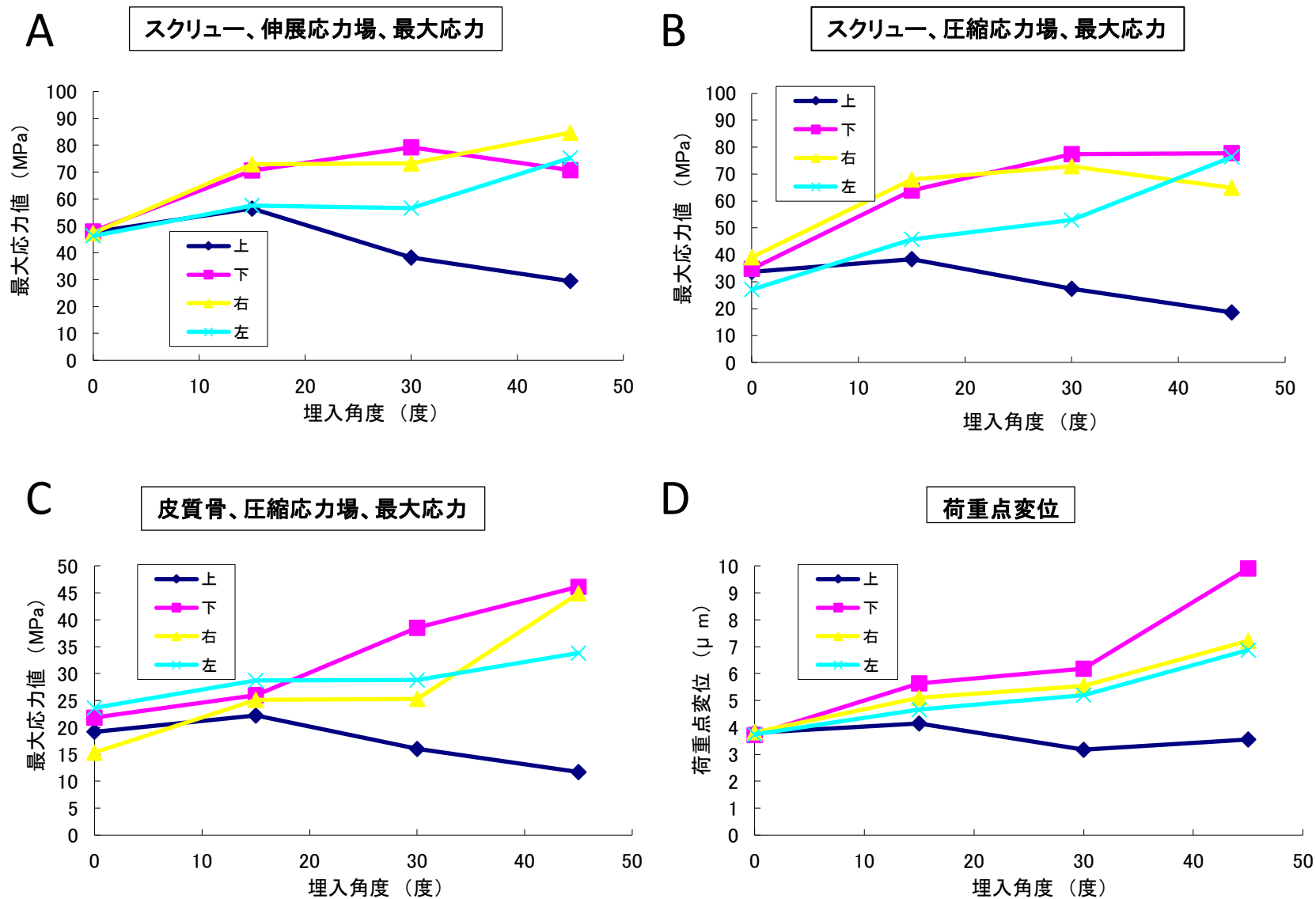


図7 スクリュー，皮質骨における最大応力値および荷重点変位

表1 各種物性値<sup>34)</sup>

名称	ヤング率 (GPa)	ポアソン比: $\nu$
スクリュー (Ti6Al4V)	114	0.34
歯槽粘膜	0.68	0.45
皮質骨	14.7	0.30
海綿骨	1.5	0.30

表2. 各有限要素モデルの節点数、要素数

埋入角度	スクリュー		歯槽粘膜		皮質骨		海綿骨	
	節点数	要素数	節点数	要素数	節点数	要素数	節点数	要素数
0°	43802	218585	2007	7591	77608	441737	299522	1742645
15°	27757	119994	2588	9922	100743	573848	222328	1288821
30°	52704	269413	2832	10808	83853	472694	213335	1235675
45°	50900	258400	4114	16323	117747	668197	174044	1006886