

インプラント体の構造と強度に関する研究

早野 圭吾

松本歯科大学 歯科理工学講座
(主指導教員：伊藤 充雄 教授)

松本歯科大学大学院歯学独立研究科博士（歯学）学位申請論文

The relationship between the structure and the strength on the prosthetic implant

KEIGO HAYANO

Department of Dental Materials, School of Dentistry, Matsumoto Dental University
(Chief Academic Advisor : Professor Michio Ito)

The thesis submitted to the Graduate School of Oral Medicine,
Matsumoto Dental University, for the degree Ph. D. (in Dentistry)

要 旨

歯科用補綴物は大きな咬合力に耐え得る強度が要求され、その材質や形態に様々な検討が加えられて現在に至っているのに対し、インプラント体の強度に関する研究はまだまだ十分とは言えず臨床で多くの破折例が報告されている。著者らは、市販チタン製インプラント体の強度について有限要素法による解析を行い、「市販のチタン製インプラント体は、垂直方向の荷重に対しては十分な強度を有しているものの、斜め方向の荷重に対しては弱く、不注意な使用によっては容易に破壊される可能性が存在すること」等を既に報告した。

最初に考案されたインプラント体は、全て一体型インプラントであり、強度的には一体型のインプラント体が最も優れている。しかし、このインプラント体は骨との結合が得にくいという問題点があった。この点を解決するためにフィクス

チャーとアバットメントに分割された2分割型が開発された。この2分割型はフィクスチャーにアバットメントをネジ込む形態になっているが、アバットメントに加わる回転力によりネジが緩む欠点がある。この欠点を克服するためにアバットメントとネジを分離し、アバットメントが回転しない、またアバットメントの角度が調整できる3分割型が考案され現在の主流となっている。さらにこの3分割型には、インプラント体辺縁骨の吸収や感染を抑える目的から、フィクスチャーを骨辺縁まで挿入し、粘膜下に完全に埋入して骨との結合が計れたのち、粘膜を貫通させる2回法用の形態が開発されている。

当然、このような形態の違いはインプラント体の強度に大きな影響を及ぼすと考えられるが、構造と強度の関係を明確に示した報告は無い。そこで、インプラント体の分割数とその強度との関係を明らかにするために、一体型、2分割型、3分

割型，4分割型のグレード4純チタンインプラント体について有限要素法を用いて斜め45°方向から荷重した場合の非線形応力解析を行った。

その結果，斜め45°方向からの荷重に対しては，分割数が増加するに従い急激に強度が減少し，特に4分割型では咬合力に耐えられないものと考えられた。この解析結果を受けて，3分割型の形態を改良して2回法に適応するインプラント体を設計し解析を行ったところ，実用的な強度を得ることができた。

この結果を検証するために，解析と同形態のインプラント体を，JISグレード4チタンを用いて試作し，擬似骨に埋入して荷重試験を行った。

その結果，2分割型，3分割型，4分割型はフィクスチャーとアバットメントを固定するネジのネジ切り部で破折したのに対し，一体型と改良3分割型は破折が起らず，最大荷重，耐力相当荷重ともに解析結果とよく一致していた。しかし荷重試験では，同一構造インプラント体間の荷重-変位曲線にも大きな差が生じていた。試験片を縦断し断面を調べた結果，この差はインプラント体の骨への埋入深さの僅かな違いに起因していることが明らかとなった。

上述の結果から，以下の結論に達した。

- 1 インプラント体の強度は分割数の増加に伴い大きく低下するが，JISグレード4チタンであれば3分割までは実用に耐えうる。
- 2 2分割型，3分割型，4分割型のフィクスチャーとアバットメントを固定するネジのネジ切り部最上部には応力が集中する。
- 3 応力集中を避けるようにネジのシャフト部を長く設計した改良3分割型は，荷重試験においても破折が起らず，有限要素法を用いたインプラント体の設計は極めて有用と考えられた。
- 4 インプラント体は，骨への埋入深さのわずかな違いにより，強度が大きく変化する可能性がある。

結 言

インプラント体の植立は，当初，無歯顎症例の咀嚼回復を目的として治療に用いられた¹⁾。しかし，チタンと骨との結合について研究がなされるに従い²⁾，天然歯に代わる人工歯根として，部分欠損症例においても，従来の補綴治療に追加され

る一手段として用いられるようになった^{3,4)}。

歯科用補綴物は咬合力に耐え得る強度が要求され，その材質や形態に様々な検討が加えられて現在に至っているのに対し，インプラント体の強度に関する研究はいまだ十分とは言えず，臨床上多くの破折例が報告されている⁵⁾。著者らは，市販チタン製インプラント体の強度について有限要素法による解析を行い，「市販のチタン製インプラント体は，垂直方向の荷重に対しては十分な強度を有しているものの，斜め方向の荷重に対しては弱く，不注意な使用によっては容易に破壊される可能性が存在すること」等を既に報告した⁶⁾。

部分欠損症例において，最初に考案されたインプラント体は，一体型インプラントであり，強度的には最も優れている⁶⁾。しかし，一体型のインプラント体は骨との結合が得にくいという問題点があった⁷⁾。この点を解決するためにフィクスチャーとアバットメントに分割された2分割型が開発された⁸⁾。この2分割型はフィクスチャーにアバットメントをネジ込む形態になっているが，アバットメントに加わる回転力によりネジが緩む欠点がある⁹⁾。またフィクスチャーを吸収された残存歯槽骨に埋入すると，アバットメントの角度が変えられないために，補綴物に対する咬合力がインプラント体の歯軸からずれてしまい，インプラント体の破壊が生じる原因となっていた。この欠点を克服するためにアバットメントとネジを分離し，アバットメントが回転せず，且つ角度が調整できる3分割型が考案され，現在の主流となっている¹⁰⁾。さらにこの3分割型には，インプラント体辺縁骨の吸収や感染を抑える目的から，フィクスチャーを骨辺縁まで挿入し，粘膜下に完全埋入して，フィクスチャーと骨との結合が計られたのちに粘膜を貫通させる2回法の形態のものが開発されている¹¹⁾。

当然，このような形態の違いはインプラント体の強度に大きな影響を及ぼすと考えられるが，構造と強度の関係を明確に示した報告は無い。そこで，臨床上の安全性を高めるためのインプラント体の分割が，どのように強度に影響を及ぼすかについて，有限要素法による検討を行い，その結果に基づき試作インプラント体の荷重試験を行い解析結果と対比したので報告する。

実験材料及び方法

1 有限要素法による検討

1) 解析モデル

解析モデルは、ヨシオカ（駒ヶ根）製チタンインプラント体（Φ3.7mm，長さ10mm）を原モデルとし，一体型（図1-A），ポディー+アバットメントの2分割型（図1-B），ポディー+アバットメント+ネジの3分割型（図1-C），また市販されていないが，分割数を通常より多くした，ポディー+アバットメント+ネジ+カラーの4分割型（図1-D）とした．各モデルを，約30,000の3次元要素（10節点4面体要素，8節点6面体要素）に分割し，有限要素法プログラム（ANSYS Ver：11.0，サイバーネットシステム）を用いて，上部構造物に45°方向から500～2,000Nの荷重を加え，要素形態が不安定になり解析不能になるまでの弾塑性解析を行った．なお，顎骨底面は全固定し，側面は縦方向以外を固定した．

さらに，従来の3分割インプラント体の解析結果を元に2回法に適応する3分割型の強度強化を計った改良3分割型（図2）を設計し検討を加えた．

解析には，パーソナルコンピュータ（Endeavor

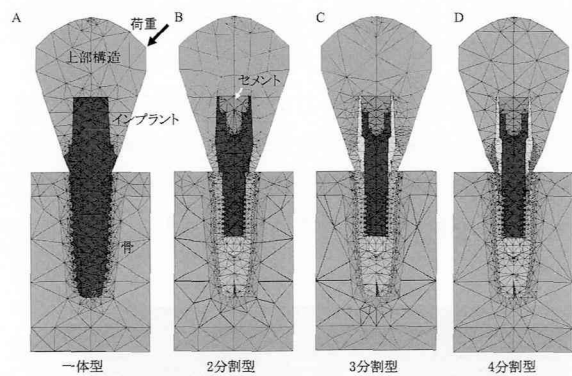


図1：有限要素解析に使用した各解析モデル（A：一体型，B：2分割型，C：3分割型，D：4分割型）。

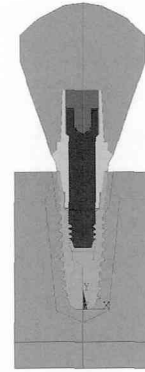


図2：2回法に適応した改良3分割型。

-9300，エプソン，諏訪）を用いた．なお，各解析には4コアX9650CPUを用いても数日を要した．

2) 材料特性

インプラント体の材質は，JISグレード4チタン（以下G4と略記する）とし（図3）⁶⁾，アバットメントと上部構造物は仮着セメント（テンポラリーセメントハード，松風，京都）で接着されているものとし，分割部は接触要素を用いて全て接触状態とした．また，上部構造もG4とした．なお本研究は，インプラント体の強度解析が主目的であるため，顎骨は全て緻密骨とし（表1）⁶⁾，評価はVon Mises応力と第1主応力により行った^{12,13)}．

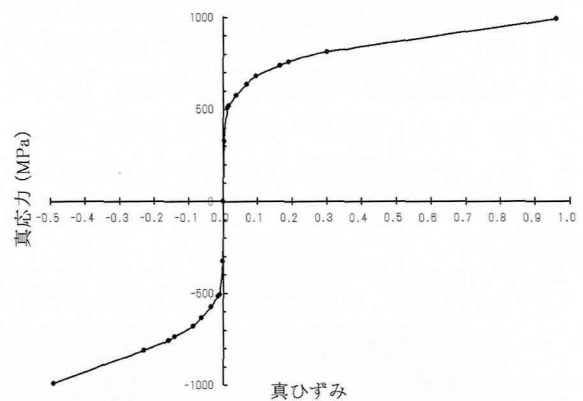


図3：解析に使用したグレード4純チタンの真応力-真歪曲線。

表1：解析に使用した諸物性値

材 料	弾性係数 (GPa)	ポアソン比	静摩擦係数	動摩擦係数
グレード4純チタン	116.0	0.32	0.78	0.42
緻密骨	12.0	0.15	-	-
仮封セメント	2.67	0.30	-	-

2 試作インプラント体の荷重試験

1) インプラント体の試作

解析モデルと同寸法の G4 インプラント体の試作をヨシオカ（駒ヶ根）社に依頼し、各形態に付き10個を市販品と同様に製作した。上部構造は大径 G4 の入手と加工が困難であったため、SUS 303を用いてユキトモ精工（塩尻）に依頼し作製した。

2) インプラント体の埋入

顎骨には、ASTM F-1839に準拠し、皮質骨と同等の弾性係数 (16 GPa) を有する擬似骨 (Sawbones #3401-06, Pacific Research, Washington, USA) を用いた。インプラント体の埋入は通法に従い、直径2.2mm のガイドドリルおよび3.3 mm のパイロットドリルにてドリリングを行い所定の深さまで埋入した。なお、埋入トルクは、通常の皮質骨に埋入するトルクよりかなり強めであった。フィクスチャー埋入後、分割型では、トルクメーター (THG 2-5N, 今田, 東京) を用いて所定のトルク (25N・cm) にてネジ締めを行った。擬似骨に固定後のインプラント体に仮着セメント (ハイボンド・テンポラリーセメント, 松風, 京都) を用いて上部構造物を接着し、常温下にて30分以上硬化させた。

3) 荷重試験

荷重試験は、万能試験機 (5882, Instron, Canton, USA) にて上部構造物に歯軸に対して45°方向から0.6mm/分の速度で荷重を加え (図4) 行った。試験は各形態に付き3個を用いて行った。また、降伏状態に達したか確認するために100 N, 200N, 300N まで荷重を負荷した試験片も作製した。

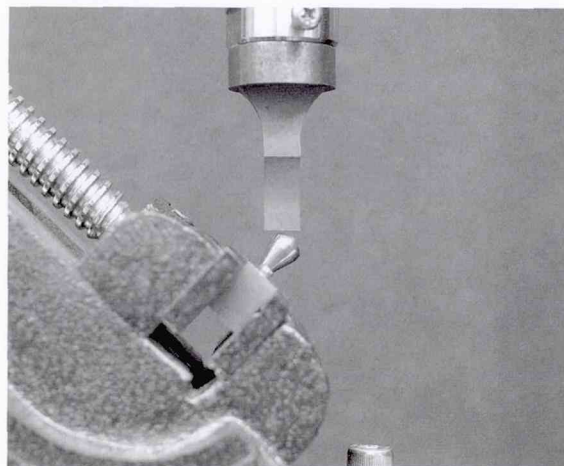


図4：荷重試験

4) 荷重負荷後のインプラント体の組織観察

荷重負荷後のインプラント体は、破断状態と応力の加わり方を検討するため、荷重方向と平行な軸面で2分割し、研磨機 (ECOMET 3, Buehler, Lake Bluff, USA) にて鏡面研磨した後、エッチング液 (ケミ-ポリッシュ, 松風, 京都) にてエッチングしレーザー顕微鏡 (VANOX-T AH 2, オリパス, 東京) にて組織観察を行った。

結 果

1 有限要素法による解析結果

1) 一体型

一体型において Von Mises 応力が、疲労破壊の基準となる G4 の耐力を超えた時点の応力はインプラントと骨が接合するネック部に集中し、その時の荷重は725Nであった (図5 - A, B)。なお、これ以後の図の変形量は、実際の変形と等しい実変形にて表示している。要素に過度の変形が生じ、解析不能となる直前における Von Mises

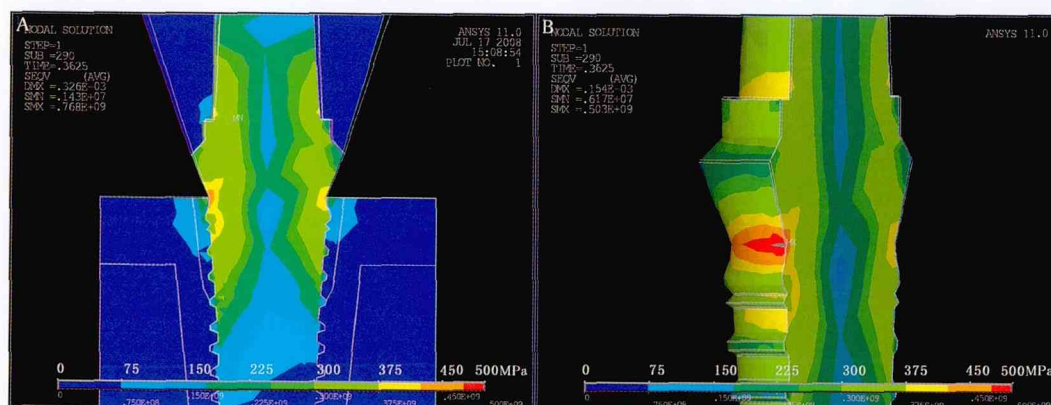


図5：一体型インプラントの最大 Von Mises 応力が、耐力を超えた時点の応力分布と変形。

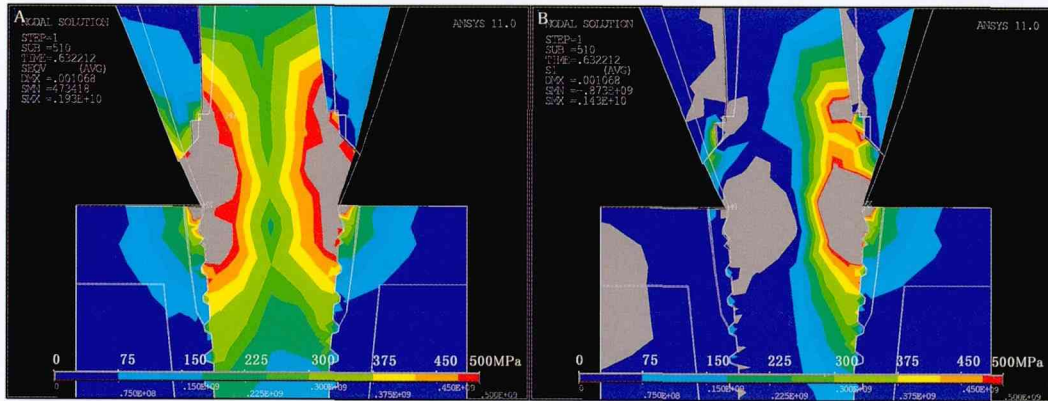


図6：一体型インプラントにおいて解析不能となる直前の直前の応力分布と変形 (A：Von Mises 応力, B：第一主応力)。

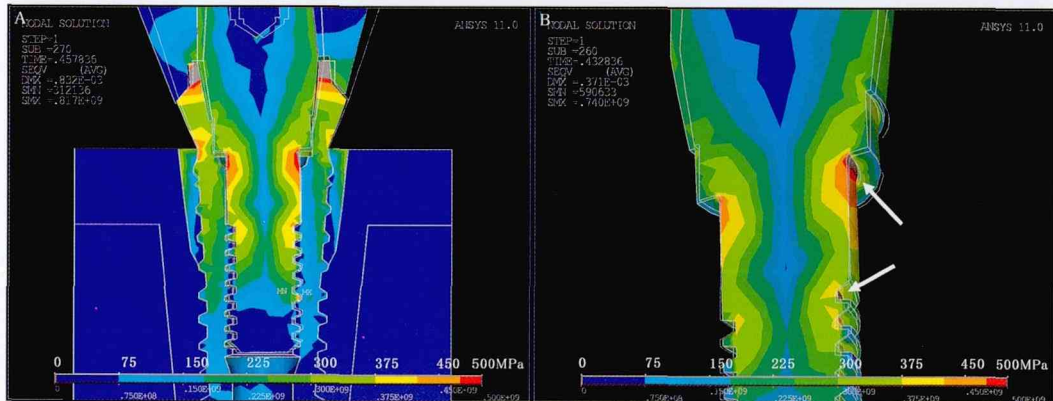


図7：2分割型インプラントの最大 Von Mises 応力が、耐力を超えた時点の Von Mises 応力分布と変形 (矢印は応力集中部)。

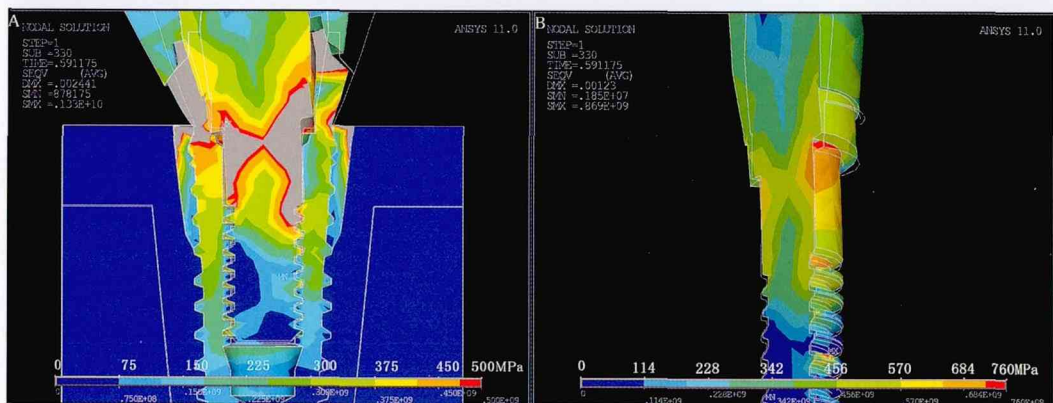


図8：2分割型インプラントにおいて解析不能となる直前の Von Mises 応力分布と変形。

応力は、インプラント体ネック部の外周に耐力を超える部分が広く分布し (図6-A), 第1主応力分布から (図6-B), 荷重側ネック部の広い領域が大きく変形されると予測された。この時の荷重は1,264Nであった。

2) 2分割型

2分割型において Von Mises 応力が、G4の耐力を超えた時点における応力は (図7-A, B) フィクスチャー上縁と、アッパトメント-ネジ移

行部、ネジ最上部 (図7-B 矢印) に集中していた。その時の荷重は、458Nと一体型に比べ急激に低下した。解析不能直前においては、フィクスチャー上縁と、アッパトメント-ネジ移行部に大きな変形が見られ (図8-A, B), 塑性変形領域はネジ中心に部にまで及んでいる。アッパトメント-ネジ移行部に局部的に応力が集中していることからこの部分を起点とする破折が予想された。この時の荷重は591Nであった。

3) 3分割型

3分割型において Von Mises 応力が、G4の耐力を超えた時点における応力は(図9-A, B)フィクスチャー上縁と、ネック部に集中していた。その時の荷重は397Nであった。解析不能直前においては、フィクスチャーのアバットメントを受ける部分は、ほぼ全面的に降伏しており、ネジのシャフト部も広範囲に塑性領域が広がっている(図10-A, B)。さらにネジ最上部には局所的

な応力集中(図10-B, 矢印)が見られ、この部分を起点とする破折が予想された。この時の荷重は622Nであった。

4) 4分割型

4分割型では、僅か108N(約10Kgf)の荷重において、Von Mises 応力が、G4の耐力を超え(図11-A, B)、応力はカラー部に押し付けられるフィクスチャー上縁の局所的な領域に集中していた。解析不能直前においては、フィクスチャー

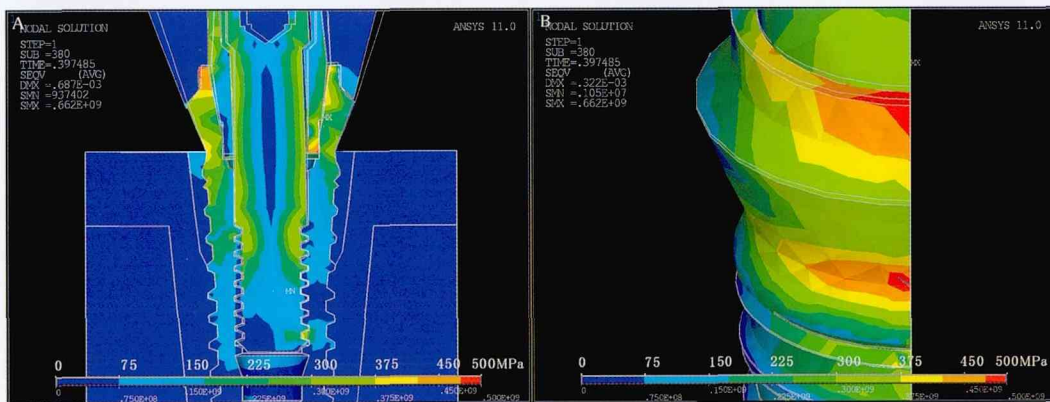


図9：3分割型インプラントの最大 Von Mises 応力が、耐力を超えた時点の Von Mises 応力分布と変形。

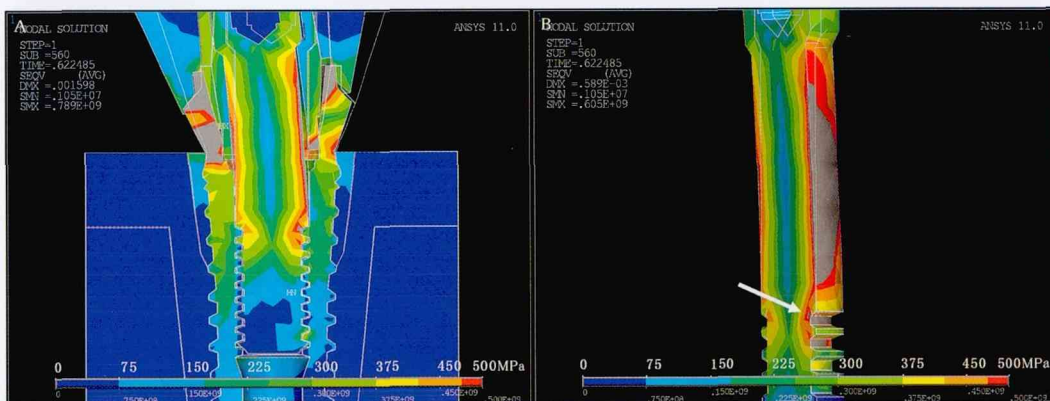


図10：3分割型インプラントにおいて解析不能となる直前の Von Mises 応力分布と変形(矢印は応力集中部)。

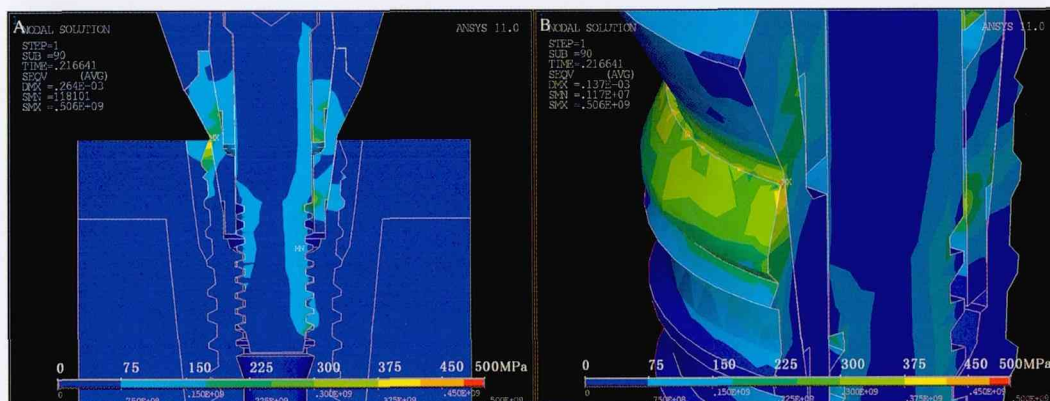


図11：4分割型インプラントの最大 Von Mises 応力が、耐力を超えた時点の Von Mises 応力分布と変形。

のカラー部と接する部分、カラー部の下端、ネジ上部に Von Mises 応力が耐力を超える部分が局部的に集中していた (図12-A)。この時点の第一主応力はネジ上部に集中しており (図12-B)、ネジ上部を起点とする破折が予想された。この時の荷重は358Nであった。

5) 改良3分割型

インプラント体辺縁骨の吸収を抑える目的から、フィクスチャーが骨辺縁と等高になるように

カラーとアバットメントを分けた形態を、4分割により作製することは強度上問題があることが判明したので、3分割型を改良して、辺縁骨の吸収を抑え、応力がネジ上部に集中することを防止するために、フィクスチャーとアバットメントを固定するネジのネジ切り部を短くしシャフト部を長くした改良3分割型を設計した (図2)。

この改良3分割型において Von Mises 応力が、G4の耐力を超えた時点における応力は (図

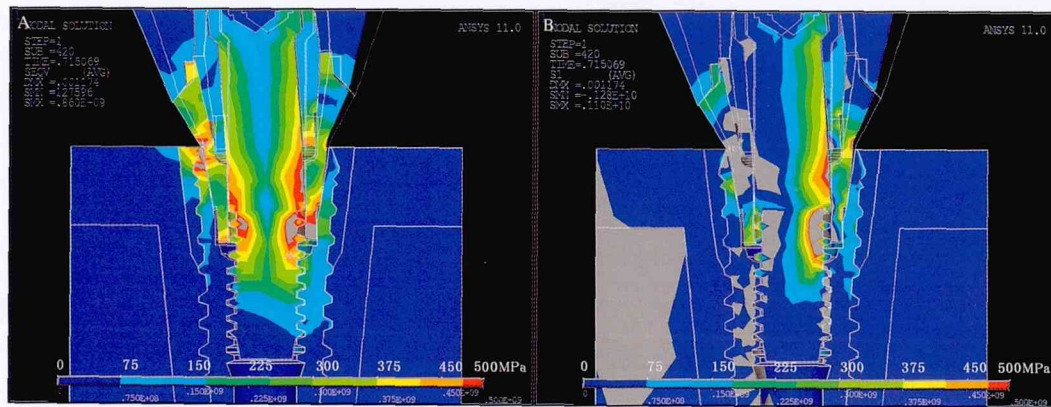


図12: 4分割型インプラントにおいて解析不能となる直前の応力分布と変形 (A: Von Mises 応力, B: 第一主応力)。

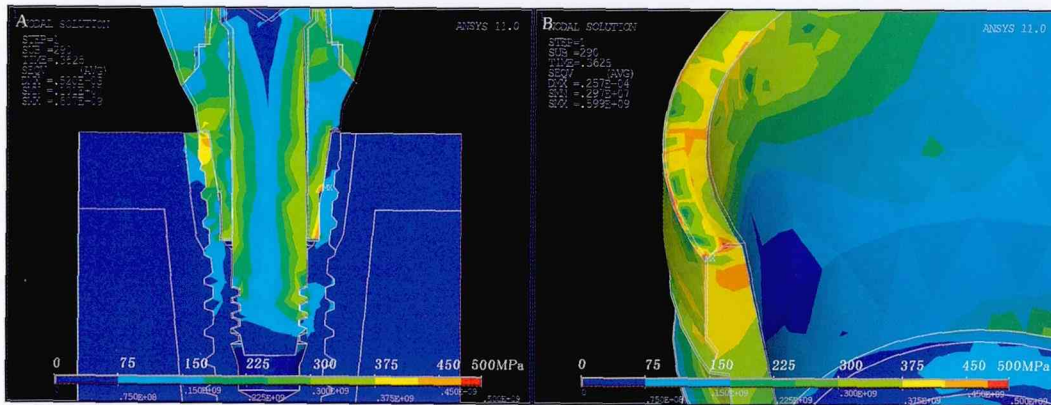


図13: 改良3分割型インプラントの最大 Von Mises 応力が、耐力を超えた時点の Von Mises 応力分布と変形。

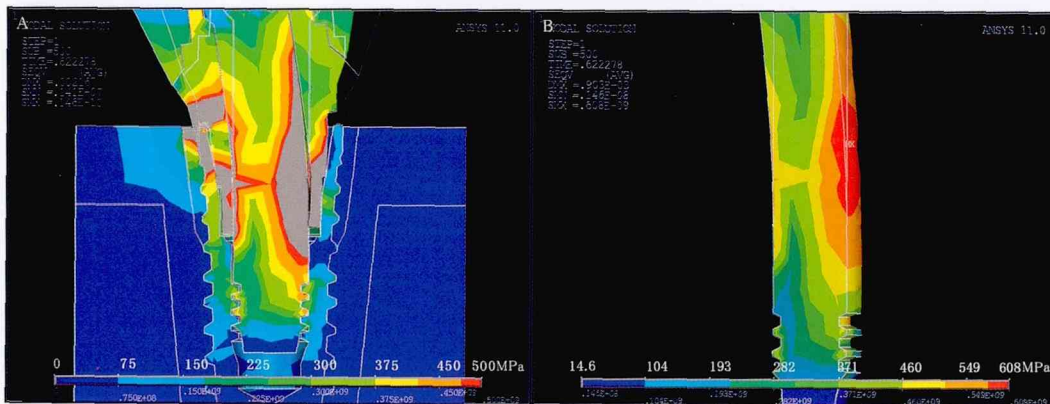


図14: 改良3分割型インプラントにおいて解析不能となる直前の Von Mises 応力分布と変形。

13-A, B) フィクスチャー上縁に生じ、その時の荷重は362 Nであった。解析不能直前においては、ネジ、アバットメント、フィクスチャーが全体的に湾曲し局所的な応力集中は見られなかった(図14-A, B)。この時の荷重は622 Nであった。

2 試作インプラント体の荷重試験結果

1) 荷重結果と荷重後の断面

荷重試験における荷重変位曲線において、一体

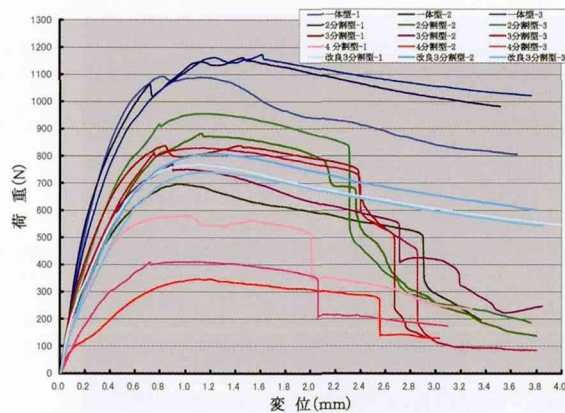


図15：試作インプラントの荷重-変位曲線。

型と改良3分割型においては静的な破折は認められなかったのに対し、2分割型、3分割型では1段階あるいは2段階の破折が、4分割型では1段階の破折が生じた(図15)。荷重後の試験片断面より、この破折は、ネジ最上部とフィクスチャーネック部の破折(図16)に対応していた。また多くの試験片において、インプラント体の破折以前に擬似骨の破壊によるものと思われる小さな段差が観測された(図15)。

最大荷重は、一体型1,142±44N、2分割型845±133N、3分割型812±37N、4分割型446±121N、改良3分割型772±34Nであった(図17)。荷重変位曲線の微分値から求めた耐力相当荷重は、一体型387±36N、2分割型306±30N、3分割型275±14N、4分割型151±36N、改良3分割型288±23Nであった(図18)。

2) 定荷重試験

塑性変形開始荷重を確認するために、5種類の試験片において、それぞれ100N、200N、300Nの定荷重試験を行いインプラント体の組織を観察したが、それぞれにおいて変化を観察することは

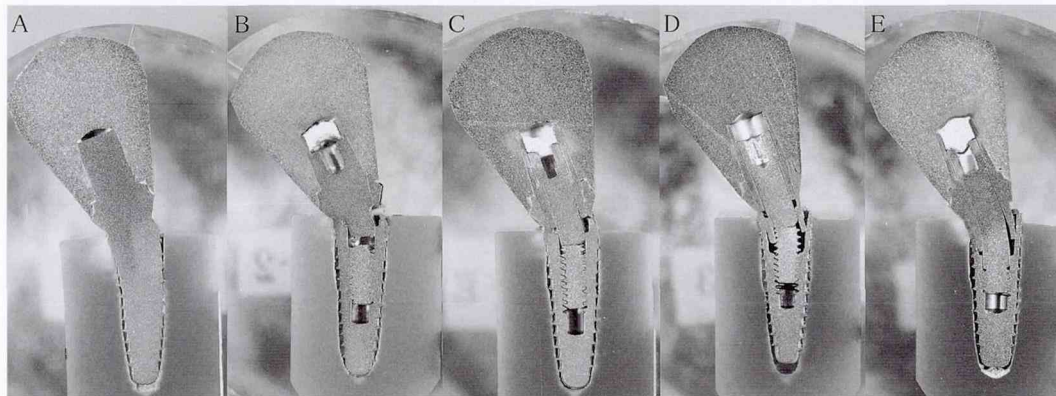


図16：荷重試験後の試作インプラントの断面 (A：一体型, B：2分割型, C：3分割型, D：4分割型, E：改良3分割型)。

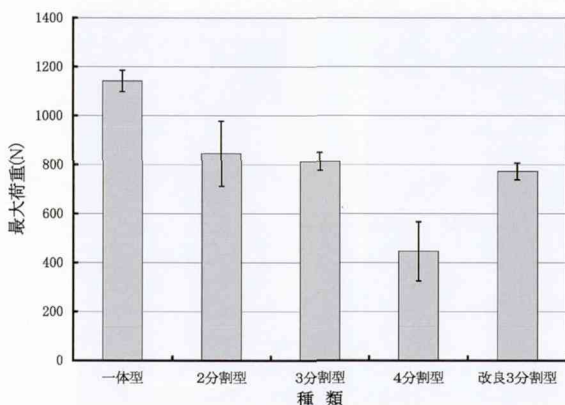


図17：インプラントの分割数と最大荷重との関係。

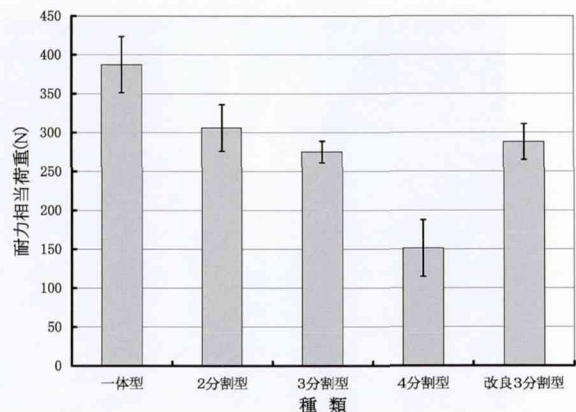


図18：インプラントの分割数と耐力相当荷重との関係。

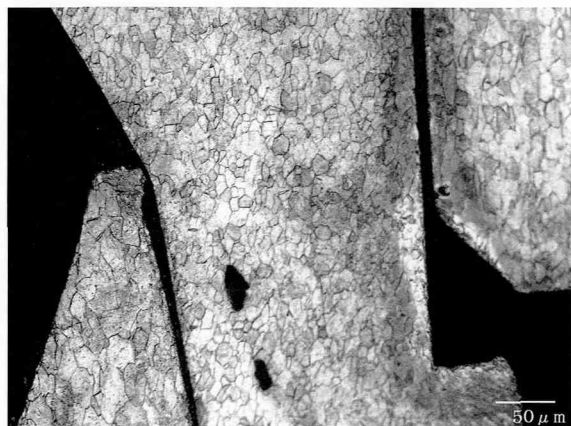


図19：4分割インプラントに斜め45°から300 Nの荷重を加えた後の金属組織。

できず、また4分割型において明らかに塑性変形が生じていると考えられる45°方向300N荷重時の組織においても明瞭な変化を観察することはできなかった(図19)。

考 察

1 解析結果の信頼性

有限要素解析から求めた荷重点における荷重と変位の関係を図20に示す。実験結果(図15)と比較すると、一体型では解析結果の変形は少なく荷重も大きくなっている。この違いは、解析では骨を弾性体として扱っているため擬似骨の塑性変形が現れていないためと、解析ではフィクスチャーと骨は結合されているとしたため、インプラント体と擬似骨間に滑りや食込みが発生せず、荷重が大きく変形が少なくなったものと思われる。これに対し、2分割型、3分割型、改良3分割型では解析結果の最大荷重が明らかに少なく、変位も大きくなっている。この点は、各分割型の荷重試験においては、ネジを25N・cmのトルクで締められているため、荷重以前からネジ部に大きな引っ張り応力が生じ、かつ、分割部の接触状態も強固なものになるのに対し、解析ではネジの締め付けによる応力を与えておらず接触部にある程度の隙間が生じていたためと思われる。この隙間は要素分割をより細かくすればより少なくすることが可能ではあるが、現在使用しているANSYSの最大接点数ならびに最大要素数の32,000をはるかに超えてしまうため、やむを得ないものであった。また、分割数の多い4分割型では解析結果と実験結果はほぼ一致しており、分割数と応力の関係を検討す

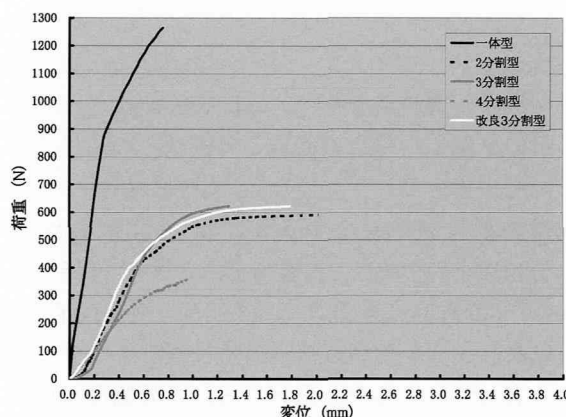


図20：有限要素解析より求めた各インプラントの荷重変位曲線。

るに当たり、解析結果は十分な精度を有しているものと考えられる。

2 インプラント体分割数とその強度との関係

1) インプラント体の安全性

インプラント体の強度を考えると、咬合によりどの程度の力がインプラント体に掛かるかは極めて本質的かつ重要な問題である。高見沢はロードセルを用いた測定により、臼歯部で50~70Kgf(約500~700N)、前歯部で15Kgf(約150N)程度の最大咬合力が生じると報告している¹⁴⁾。粥川らは、感圧シートを用いた測定により315.6Nの咬合力が生じると報告している¹⁵⁾。Yodaらは、荷重方向をも測定可能な3次元ロードセルを用いて口腔内のインプラントに掛かる咬合力を測定し、前歯部インプラントでは100N程度の力が歯軸に対し最大45°傾斜して掛かることを報告している¹⁶⁾。また、ガムを噛んだ場合50N程度の力がインプラント体に掛かると報告している¹⁶⁾。食品破壊時の応力は松原の詳細な報告があり、ほとんどの食品が30Kgf(約300N)以内の咬合力によって破壊される(最大は干し芋の93Kgf(約930N))¹⁷⁾。したがって、インプラント体の安全性に対する目安としては、「45°方向から300Nの力が加わっても破壊されない強度を有する」と考えるのが妥当と思われる。さらに、インプラント体の破折は数年経過後に生じることが多く¹⁸⁾、荷重試験の結果からもインプラント体の破折に先立って擬似骨の破壊が生じることから(図^{15, 16)}、疲労破壊が主な原因と考えられる。このため、Von Mises 応力がG4の疲労破壊の目安となる耐力を超えた時点の荷重とそのときの応力分布が最も重要となる。

2) Von Mises 応力が G 4 の耐力を超えた時点の荷重

図21は、解析において Von Mises 応力が G 4 の耐力を超えた時点の荷重と分割数との関係を示したものである。一体型から 2 分割型になると強度は急激に減少しているが、45°方向から450N (約45Kgf) の咬合力が繰り返しかかる可能性は低く、30°方向に換算すると630N (約63Kgf) 相当になり、2 分割型は疲労破壊に対して十分な強度を有しているものと思われる。3 分割型も同様に400N (約40Kgf) と十分な強度を有している。これに対して、インプラント体辺縁骨の吸収を抑える目的で単純に4 分割型にすると108N (約11 Kgf) と明らかに強度が不足する。これに対して、解析結果を踏まえて再設計した改良3 分割型では362N (約37Kgf) の強度を有しており、これは30°荷重では510N (約51Kgf) に相当し、使用可能な強度となった。試作インプラント体の荷重試験では、擬似骨の塑性変形と擬似骨とフィク

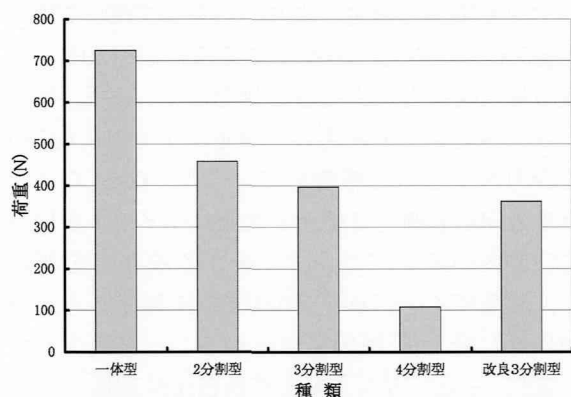


図21：有限要素解析より求めた各インプラントの最大 Von Mises 応力が、耐力を超えた時点の荷重。

スチャーの間に間隙生じていること、擬似骨とフィクスチャーが接着されていないことが原因して、耐力相当荷重は解析結果よりも低下しているが、図18に示したように、改良3 分割型は2 分割型と3 分割型の間の中めの値となった。

3) 応力分布とインプラント体の破折

図 6, 8, 10, 12, 14に示したように、解析不能になる直前の応力は、一体型、改良3 分割型では広がって分布しているのに対し、2 分割型、3 分割型、4 分割型では局所的に集中している。このような応力の集中は、静的な破折のみならず、疲労破壊にも影響を及ぼすものと考えられる。前述したように、45°方向からの異常な咬合力によって耐力を超える応力が発生したとしても、1 回の荷重により破壊されるものではない。繰り返される荷重により、応力集中の箇所に局所的に疲労が蓄積されると、破壊に至る荷重回数は急激に減少する。荷重試験の結果では、一体型、改良3 分割型は変形するが破折しなかったにもかかわらず、2 分割型、3 分割型、4 分割型では、1 段階あるいは2 段階の破折が生じた (図15)。インプラント体の断面観察から、破折は、まずネジ切り部の最上部において発生し、次にフィクスチャーのネック部が破折されたものと思われた。この部分は解析において応力集中が見られた部分であり、ネジのシャフト部を長くした改良3 分割型では破折が防止された。したがって、このような観点からも、インプラント体の設計に有限要素法を取り入れることは、極めて有用と思われる。

3 インプラント体の強度に及ぼすその他の要因

図15に示した如く、荷重試験におけるインプラ

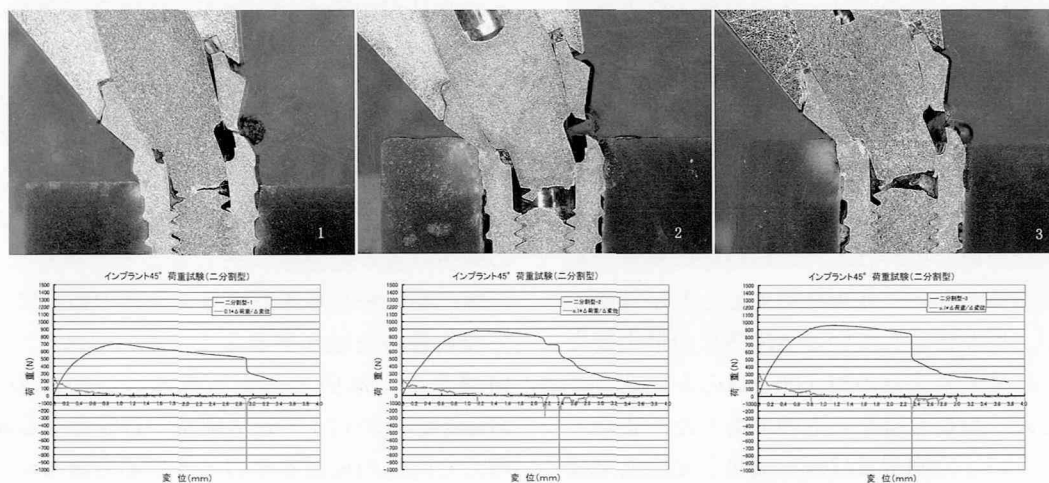


図22：2 分割型インプラントの荷重試験後の全ての断面 (上) と、対応する荷重変位曲線とその微分曲線 (下)。

ント体の強度には大きな変動が見られた。現実のインプラント治療では、この変動がインプラントの成否にかかわっている可能性がある。最も変動が大きかった2分割型全試験片の断面写真とそれに対応する荷重歪み曲線を図22に示す。最も強度が大きかった2番目の試料はインプラント体が最も深く擬似骨に埋入されており、最も弱かった1番目のインプラント体は最も浅く埋入されている。他の試験片においても例外なく同様な傾向が見られ、埋入深さの変動が大きく影響している可能性がある。埋入にあたっては、指定された深さになるように注意深く行ったが、肉眼にて行ったため0.2mm程度の差が生じていた。実際のインプラント治療では骨の形態が症例ごとに異なり、埋入深さも異なることが予想され、さらに大きな強度の変化が生じるものと考えられた。したがって、今後、インプラント体埋入深さと強度の関係を明らかにするとともに、埋入深さに影響されないインプラント体の設計が重要な課題と考えられた。

結 論

インプラント体の分割数とその強度との関係を明らかにするために、一体型、2分割型、3分割型、4分割型、改良3分割型のインプラント体について有限要素法を用いて非線形応力解析を行い、解析と同形態のインプラント体を、グレード4純チタンを用いて試作し、荷重試験を行ったところ以下の結論に達した。

- 1 インプラント体の強度は分割数の増加に伴い大きく低下するが、JISグレード4チタンであれば3分割までは実用に耐えうる傾向であった。
- 2 2分割型、3分割型、4分割型のフィクスチャーとアバットメントを固定するネジのネジ切り部最上部には応力が集中する傾向であった。
- 3 応力集中を避けるようにネジのシャフト部を長く設計した改良3分割型は、荷重試験においても破折が起こらず、有限要素法を用いたインプラント体の設計は極めて有用と考えられた。
- 4 インプラント体は、骨への埋入深さのわずかな違いにより、強度が大きく変化する可能性があると考えられた。

謝 辞

本研究に際し、インプラント体の試作にご協力いただいた、株式会社ヨシオカに心から感謝の意を表します。

本研究に終始御指導、御鞭撻を賜りました松本歯科大学大学院歯学独立研究科・硬組織疾患制御再建学講座・生体材料学、伊藤充雄教授、永沢栄准教授、ならびに教室員各位に深甚なる感謝の意を表します。

文 献

- 1) Noman IG and Aaron G (1949) The implant lower denture. *Dent Digest* **55** : 490-5.
- 2) Adell R, Lekholm U, Rockler B and Branemark PI (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* **10** : 387-416.
- 3) Hansson HA, Albrektsson T and Branemark PI (1983) Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent* **50** : 108-13.
- 4) 早野圭吾 (2007) インプラントにより臼歯部の咬合回復を行った症例. *日口腔インプラント会誌* **20** : 689-90.
- 5) Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K and Kan JYK (2003) Clinical complaints and implant prostheses. *J Prosthet Dent* **90** : 121-32.
- 6) Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, Yoshida T, Mizoguchi T, Terashima N, Tamura K, Ito M, Yagasaki H, Kubota O and Yoshimura M (2008) Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method. *Dent Mater J* **27** : 633-9.
- 7) 小木曾 誠 (1985) アバタイトインプラント特に2-piece implantの基礎と臨床. *歯ジャーナル* **25** : 617-33.
- 8) 麻生智義, 村瀬博文, 本橋雪子, 増崎雅一, 富永恭弘, 平 博彦 (1993) ヒドロキシアパタイトツーピースインプラントの臨床経験. *日口腔インプラント会誌* **6** : 6-12.
- 9) 神田省吾, 竹内宏行, 山下哲賢 (2005) 予後不良の臨床的検討. *日顎咬合会誌* **25** : 144-7.
- 10) 野村典夫, 日下部善胤, 松井康太郎, 桜庭栄一, 新井 高, 中村治朗 (1997) POI3ピースインプラントの上部構造装着後2年に渡る臨床的経過について. *日口腔インプラント会誌* **10** : 315-9.

- 11) 尾関雅彦 (2006) ブローネマルクインプラントの1回埋入法術式に関する臨床考察-1回法と2回法の比較検討-. 歯臨研 **3**: 67 - 8.
- 12) Murphy G (1964) *Advanced Mechanics of Materials*, First edition, 83, McGraw-Hill Book Company, New York.
- 13) Taylor GI and Quinney H (1932) The plastic distortion of metals. *Philos Trans R Soc Lond A* **230**: 323-62.
- 14) 高見沢 (1965) 健常永久歯の相対咬合力および個歯咬合力に関する研究. 日補綴歯会誌 **9**: 217-36.
- 15) 粥川 渉, 粥川 浩 (1995) 咬合力測定システム (デンタルプレスケール®) を用いた咬合パターンについての考察. 日成人矯歯会誌 **2**: 61-7.
- 16) Yoda N, Ogawa T, Gunji Y, Kawata T, Kuriyagawa T, Sasaki K (2008) The analysis of the load exerted on the implants supporting an overdenture based on in vivo measurement. *Prosthodont Res Pract* **7**: 258-60.
- 17) 松原秀憲 (1981) 食品破壊時に発現する応力が歯牙に及ぼす影響に関する実験的研究. 歯科学報 **81**: 613-77.
- 18) 保志美砂子, 松下恭之, 木原優文, 古谷野 潔 (2002) 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会誌 **15**: 192-8.