The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	上顎無歯顎症例における一次固定と二次固定の力学的な効果の差に関する検討
Author(s)	木村, 達
Citation	大阪大学, 2016, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/56149
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

上顎無歯顎症例における一次固定と二次固定の

力学的な効果の差に関する検討

大阪大学大学院歯学研究科　統合機能口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座

有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野

木村　達

指導

大阪大学大学院歯学研究科　顎口腔機能再建学講座

有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野

前田　芳信　教授

緒　　言

インプラント治療は歯が欠損した際に行う補綴処置として有効な手段のひとつである[1,2]．しかしながら，上顎多数歯欠損あるいは無歯顎症例に対してインプラント治療を行う際には，上顎洞の存在などの解剖学的な制約のため，利用できる骨量が限られていることや骨質が脆弱であることなどの条件を考慮しなければならない[3]．上顎無歯顎症例の場合，過去の３次元有限要素モデルを用いた検討から，少なくとも臼歯部を含めた４本，可能であれば６本のインプラントを埋入し，それらを連結して使用することが望ましいとされている[4-6]．一般的に複数のインプラント体を連結固定する際，その方法には　セメントやスクリューを用いた固定性補綴装置にてインプラント体を連結固定する一次固定と，コーヌステレスコープや Auro Glva Crown　（以下 AGC とする）テレスコープを用いた可撤性補綴装置にてインプラント体を連結固定する二次固定の 2 種類が存在する[7]．これまでの臨床では一次固定が多く利用されてきたが，近年，インプラント治療経験者の高齢化に伴う全身状態の変化によって，口腔内のセルフケアが困難となりインプラント治療部位の合併症を生じる症例も認められつつある[8]．その際，清掃性の改善を目的に，一次固定から二次固定への改変を行うことがあるが，二次固定への改変による効果と影響については不明な点が多い．

これまでにインプラント補綴に関する一次固定と二次固定の臨床的な比較を行った研究はいくつか存在し[9-12]，Krennmair ら[12]はその中で両者に臨床的な成績の差がないと報告している．しかしながら，科学的根拠に基づいた固定方法の選択基準は未だ確立されておらず，不明な点が多く存在する．

その不明な点のひとつとして，周囲骨との結合やリモデリングに影響を与えると考えられるインプラント体の力学的な挙動の違いが挙げられる．Frost[13]はメカノスタットセオリーの中で，骨のモデリングとリモデリングは微小ひずみの大きさにコントロールされると述べ，骨の状態の安定には 50～1500 マイクロひずみの適応領域が存在することを明らかにしている．この適応領域を越える過大な荷重が骨に加わると骨吸収や微小な骨折が生じてしまう危険性が上がり，インプラント治療においてはオッセオインテグレーションの破壊，ひいてはインプラント体の喪失につながる可能性がある．

以上のようにインプラント治療を行ううえで負荷を受けた際の力学的な挙動はその予後を左右する重要な因子であるといえるが，インプラント治療における一次固定と二次固定に関する力学的な報告は少ない． Chen ら[14]は下顎無歯顎を想定した模型実験を行い一次固定と二次固定で応力分布に明らかな差は認められなかったと述べているが，骨質の条件の異なる上顎について検討されたものはほとんどない．

そこで本研究では，上顎無歯顎症例のインプラント治療において一次固定あるいは二次固定を選択した場合のインプラント体の力学的な挙動の相違について明らかにすることを目的とし，3 次元有限要素法解析および模型実験により以下の順に検討を行った.

実験Ⅰ：　固定装置の断面形態に関する 3 次元有限要素解析

実験Ⅱ-1：　骨が強固な場合の一次固定と二次固定のインプラント体の力学的挙動

実験Ⅱ-2：　骨がたわみやすい場合の一次固定と二次固定のインプラント体の力学的挙動

実験Ⅰ：　3 次元有限要素法を用いた固定装置の断面形態に関する検討

本実験では，模型実験で用いる固定装置の断面形態を決定することを目的として 3 次元有限要素解析を用い，一次固定におけるインプラント体上部構造の断面形態の違いがインプラント体周囲骨やインプラント上部構造の応力に及ぼす影響に関する検討を行った.

１．実験方法

１）3 次元モデルの作成

3 次元有限要素解析ソフトウェア SolidWorks2013（DS SolidWorks Corp. USA）を使用しインプラント体ならびに連結装置を想定した 3 次元モデルを作成した（図１）.

（１）顎骨モデル

顎骨を想定したシミュレーションモデルは 60×10×20mm の直方体とした.

（２）インプラントコンポーネント

インプラント体は 2 本とし，いずれも直径 3.75mm 長さ 11mm の円柱状とした．2 本のインプラント間距離は前歯部 2 本埋入を想定し 20mm とした．ア

バットメントは高さ 9mm の円柱状とした．モデルを簡略化するためアバットメントとインプラント体が４）の接触要素条件のように完全に結合していることを想定し，アバットメントスクリューは設定しなかった．

（３）インプラント上部構造

インプラント上部構造は断面形態がそれぞれ正方形の充実型モデル（以下 F とする），中空型モデル（以下 H とする），T 字型モデル（以下 T とする），I 字型（以下 I とする）の 4 種類のモデルを作成した．さらに充実型では 1 辺が 2.5mm（以下 F1 とする），3mm（以下 F2 とする），4mm（以下 F3 とする），5mm（以下 F4 とする）の 4 種類のモデルを作成し，合計 7 種類のモデルを作成した．上部構造にはいずれも 2 本のインプラント体から両側に 10mm ずつのカンチレバー部分を付与し，全体を 40mm とした．なお，インプラント体と上部構造とはアバットメントを介して一次固定されている状態を想定した．

２）材料定数

材料は全て均質等方性の線形弾性体と仮定し，各構成要素のヤング率とポアソン比は，過去の文献[15-18]を参考に設定した（表１）．

３）荷重ならびに拘束条件

荷重は上部構造咬合面側中央に垂直方向に 49N の大きさで与えた．拘束条件は，顎骨底面の全節点を完全拘束した．

４）接触要素条件

インプラント体とインプラント周囲骨の境界面における接触要素条件はオッセオインテグレーションが獲得されていることを想定し完全に結合させた．またインプラント体とアバットメント，アバットメントとインプラント上部構造の境界面も完全に結合した状態を想定した．

５）解析

解析には SolidWorks2013 を用い，線形解析を行った．各条件においてモデル内での最大相当応力を算出し，その応力の集中部位を確認した．また，インプラント上部構造の中での最大相当応力，インプラント周囲骨内での最大相当応力を抽出し比較検討した．

２．実験結果

１）インプラント上部構造における最大相当応力（図２，図 3）

インプラント上部構造における最大相当応力は各条件ともに荷重点付近に集中し，その大きさは F4＜F3＜F2＜H＜I＜T＜F1 の順に大きくなった．F1 は F4 の約 4 倍の最大相当応力値を示した.

２）インプラント体周囲骨内における最大相当応力（図２，図４）

インプラント体周囲骨内における最大相当応力は各条件ともにインプラント体の底面付近に集中し，その大きさはいずれのモデル間でも大きな差は認めなかった.

３．小括

一次固定を想定した３次元有限要素モデルの解析結果から，連結している上部構造の断面形態が変化すると上部構造に生じる最大相当応力にも違いを認め，断面積の大きい正方形型の断面形態において剛性が高くなり，力学的に有利であることが明らかになった．また，インプラント体周囲骨にかかる最大相当応力はインプラント上部構造の断面形態の違いによって大きな差を認めないことが示された.

実験Ⅱ-1：　骨が強固な場合の一次固定と二次固定のインプラント体の力学的挙動の差異の検討

本実験では，上顎骨の特性を考慮する前提として，骨が強固な場合での一次固定と二次固定におけるインプラント体の力学的な挙動の違いを明らかにすることを目的として模型実験を行った．

１．　実験方法

１）　試料の製作（図５）

（１）上顎骨シミュレーション模型

実験模型としては，上顎無歯顎模型（ニッシン社）を顎骨と弾性係数が近いとされている[29, 30]常温重合型レジン（パラプレスバリオ，Kulzer 社）にて複製したものを用いた．

（２）インプラント体

インプラント体には直径 3.75mm 長さ 10mm のインプラント体（MKⅢグルービー，ノーベルバイオケア社）を用いた．インプラント体は上顎左右側犬歯および第二小臼歯相当部への埋入を仮想し，計 4 本を互いに長軸が平行となるように設置した．インプラント体は右側からそれぞれ Ch1，Ch2，Ch3，Ch4 とし

た.

（３）固定装置

インプラント上部構造の材料には一次固定，二次固定共にコバルトクロム（以下 Co-Cr とする）合金を用い，実験 I の結果から剛性の高い断面形態である 1 辺 5mm の正方形型とした．固定装置は顎堤頂上を走行させ，両側臼歯部インプラント体遠心にはそれぞれ 10mm のカンチレバー部分を設けた.

一次固定を想定した実験では，スクリュー固定による上部構造を CAD/CAM（ISUS, デンツプライ三金）を用いて製作した．二次固定を想定した実験では，テレスコープの内外冠に維持を求める上部構造を製作した．二次固定装置の内冠には高さ４mm のヒーリングアバットメント（ノーベルバイオケア社）をテーパー角が４度となるようにミリング処理を行ったものを用い，外冠には AGC テレスコープを用いた．その後，外冠と連結装置を接着性レジンセメント（レジセム，松風）にて接着し，二次固定装置とした.

２）ひずみゲージの貼付部位

ひずみゲージ（KFG-03-120-C1-11L1M2R, 共和電業社）を各インプラント体の 180 度対向する面に専用接着剤（CC-33A, 共和電業社）を用いて貼付した（図４）．ひずみゲージを貼付したインプラント体を実験模型に設置する際には対向

するひずみゲージがインプラント体の近遠心側に位置するように，歯槽頂線に対して直行させて設置を行った．ひずみゲージは右側臼歯部インプラント体遠心に貼付したゲージからそれぞれ Ch1d, Ch1m, Ch2d, Ch2m, Ch3m, Ch3d, Ch4m，Ch4d とした（図６）.

３）インプラント体のひずみの計測

実験模型の咬合平面が水平になるように荷重装置に固定し，上部構造を装着した. 荷重部位は固定装置の左右側犬歯部インプラント体の中点部分（以下前歯部とする），左側犬歯部インプラント体と左側臼歯部インプラント体の中点部分（以下臼歯部とする），左側臼歯部インプラント体の 5mm 遠心側部分（以下カンチレバー部とする）の 3 種類とした．荷重はすべて垂直方向に与え，その大きさは 49N とした．ひずみの計測は，ひずみゲージをセンサインターフェイス（PCD-300A, 共和電業社）に接続し, パーソナルコンピュータを用いて行った. 計測時間は 10 秒間，計測間隔は 50 回毎秒として計 500 回の計測を行った．計測は各荷重条件において 5 回ずつ行い，得られたデータの平均値を代表値として一次固定と二次固定の各インプラント体における曲げひずみの大きさを絶対値にて比較した. 本実験では曲げひずみの算出は次のように行った. インプラント体に貼付した対向する 2 枚のひずみゲージのそれぞれのひずみを算出し，正

中を基準として，近心面のひずみゲージのひずみの値から遠心面のひずみゲージの値を減算した．その結果，インプラント体は減算した値が負であれば近心方向への曲げを，減算した値が正であれば遠心方向の曲げを示すことになる．

４）統計学的分析

統計学的分析には Student の t 検定を用い，有意水準は 5%とした．

２．実験結果

１）前歯部荷重時の場合（図７）

（１）曲げひずみの方向

一次固定と二次固定では曲げひずみの方向は同じ傾向を示し，すべてのインプラント体が近心方向への曲げひずみを示した．

（２）曲げひずみの大きさ

荷重点から離れたインプラント体 Ch1，Ch4 において曲げひずみの有意差を認め，その大きさは二次固定の方が大きい結果となった．

２）臼歯部荷重時の場合（図８）

（１）曲げひずみの方向

一次固定と二次固定では曲げひずみの方向は異なる傾向を示した．一次固定の場合は荷重点方向に向かうように Ch1，Ch2，Ch4 が近心方向へ，Ch3 が遠心方向への曲げひずみを生じたのに対し，二次固定の場合は Ch2，Ch3 が近心方向へ，Ch1，Ch4 が遠心方向への曲げひずみを生じる結果となった．

（２）曲げひずみの大きさ

臼歯部荷重時では Ch1 以外の Ch で有意差を認めたが，一次固定，二次固定ともにインプラントに生じる曲げひずみの大きさはわずかで，ほとんどひずみは生じなかった．

３）カンチレバー部荷重時の場合（図９）

（１）曲げひずみの方向

一次固定と二次固定では曲げひずみの方向は同じ傾向を示し，すべてのインプラント体が遠心方向への曲げひずみを示した．

（２）曲げひずみの大きさ

カンチレバー部荷重時は 3 点の荷重点の中で最大の曲げひずみを示した．一次固定と二次固定では大きさに有意差を認め，特に Ch4 以外の部分の Ch で二次固定でより大きな曲げひずみを生じた．

３．小括

骨が強固な場合では一次固定と二次固定でインプラントに生じる曲げひずみの方向は同様の傾向を示し，また二次固定でより大きな曲げひずみを計測したCh は前歯部荷重時で 2 箇所，カンチレバー部荷重時で 3 箇所認めた.

このことより，骨が強固な場合一次固定と二次固定ではインプラントに生じる曲げひずみの傾向に大きな違いは認めないが，その曲げひずみの大きさは二次固定の方が大きくなる傾向を示すことが明らかになった.

実験Ⅱ-2：　骨がたわみやすい場合の一次固定と二次固定のインプラント体の力学的挙動の差異の検討

実験Ⅱ-2 では，上顎洞のような解剖学的構造が存在し骨がたわみやすい上顎の状況において，一次固定と二次固定を行った場合のインプラント体の力学的挙動の違いについて実験Ⅱ-1 の模型を改造して検討した.

１．実験方法

１）試料の製作

（１）上顎骨シミュレーション模型

実験Ⅱ-1 で用いた実験模型と同一の模型上で，骨がたわみやすい状況を想定し, 顎堤頂上から垂直的に下方 13mm の部分より 20mm 分のレジンをカーバイドバーにて除去した．さらに左右のレジンブロックが個々にひずむことを許容させるために正中部に幅 1mm のスリットを設けた. さらに垂直的なレジン削除量は 20mm（以下 20mm モデルとする），25mm（以下 25mm モデルとする），30mm（以下 30mm モデルとする）の 3 段階に変化させた（図１０）.

（２）インプラント体

実験Ⅱ-1 と同一のインプラント体を使用した.

（３）インプラント体上部構造

一次固定，二次固定ともに，実験Ⅱ-1 と同一のインプラント体上部構造を使用した.

２）ひずみゲージの貼付部位

実験Ⅱ-1 と同一のひずみゲージを使用した.

３）インプラント体のひずみの計測

実験Ⅱ-1 と同一の方法にてインプラント体のひずみを計測した.

４）統計学的分析

一次固定と二次固定におけるインプラント体に生じる曲げひずみの大きさの比較には Student の t 検定を用い，有意水準は 5%とした.

２．実験結果

以下に 20mm モデルの場合の実験結果を示す.

１）前歯部荷重時の場合（図１１）

（１）曲げひずみの方向

一次固定と二次固定では, 曲げひずみの方向は Ch3 以外で同じ傾向を示した. 一次固定における Ch3 以外のすべてのインプラント体が近心方向への曲げひずみを示した.

（２）曲げひずみの大きさ

一次固定と二次固定ですべてのインプラント体において，生じる曲げひずみの大きさは有意差を認め，Ch1 においてその違いは大きく，二次固定の方が大きな曲げひずみを生じる結果となった.

２）臼歯部荷重時の場合（図１２）

（１）曲げひずみの方向

一次固定の場合は Ch4 が近心方向へ，Ch1，Ch2，Ch3 が遠心方向への曲げひずみを生じ，二次固定の場合は Ch1，Ch2，Ch4 が近心方向へ，Ch3 が遠心方向への曲げひずみを生じる結果となった.

（２）曲げひずみの大きさ

実験Ⅱ-1 の骨が強固な場合と比べて一次固定と二次固定ともに大きな曲げひずみを生じた.

一次固定と二次固定において Ch2 以外の Ch で有意差を認め，特に Ch3 においてその違いは大きく，一次固定の方が大きな曲げひずみを生じる結果となっ

た.

３）カンチレバー部荷重時の場合（図１３）

（１）曲げひずみの方向

一次固定の場合は Ch3 が近心方向へ，Ch1，Ch2，Ch4 が遠心方向への曲げひずみを生じ，二次固定の場合は Ch1，Ch2 が近心方向へ，Ch3，Ch4 が遠心方向への曲げひずみを生じた.

（２）曲げひずみの大きさ

一次固定と二次固定においてすべての Ch で有意差を認め，特に Ch2 においてその違いは大きく，一次固定の方が大きな曲げひずみを生じる結果となった.

また，二次固定は実験Ⅱ-1 の骨が強固な場合と比べてひずみが減少する傾向を示した.

また，25mm モデル，30mm モデルの場合でも 20mm モデルの場合と同様の結果を示した（図１４）.

３．小括

骨がたわみやすい場合では曲げひずみの方向は臼歯部荷重時やカンチレバー部荷重時で異なる傾向を認めた．また，曲げひずみの値が一番大きく生じるカンチレバー部荷重時では，実験Ⅱ-1 と比較して一次固定と二次固定の間でインプラント体に生じる曲げひずみの違いは小さくなる傾向を示した．このことから，骨がたわみやすい場合においては，固定効果に違いはあるが二次固定の選択も有効であることが示唆された．

考　　察

１．実験方法に関する考察

１）解析方法について

インプラントに関する力学的研究における手法としては光弾性法[19−21]，有限要素解析法[22, 23]，ひずみゲージ法[24]などが挙げられる．それぞれの方法には特徴があり，光弾性法は応力分布の可視化，広範囲かつ連続的な観察などの利点がある反面，特殊な材料と計測装置が必要であり，模型を形状や構造ごとに製作する必要性があり汎用性に欠けるという欠点がある．また有限要素法は複雑な形状のモデル設定が可能であり，モデル全体の応力分布が分かることに加え，境界条件や材料特性の変化を行うことが可能であり種々の条件での解析が容易に行えるため，特定の要素の影響に関する検討も比較的容易である[25]．しかし，有限要素法はあくまで連続体を有限個の要素に分割しているため，複雑な曲面を有する構造を精確に三次元的に再現することは困難であり，さらに分割によって生じる誤差を考慮する必要があり，定量的な評価は難しく定性的な評価に限定されるなどの欠点がある[26]．一方でひずみゲージ法は計測結果が貼付部位に限定されるが再現性に優れ，ひずみ対抵抗変化率の直線性が高く[27]ひずみを定量

的に評価するためには有用性が高いと考えられる．

以上のことを踏まえたうえで，本研究は実験Ⅰではインプラント上部構造の断面形態を様々に変化させる目的から有限要素解析法を用いて解析を行った．一方，実験Ⅱでは上顎無歯顎模型という複雑な三次元構造を持った実物構造試験体を用いていることから，また二次固定という境界条件の設定の困難さ考慮してひずみゲージ法を利用して模型実験によりひずみ分布の計測を行った．

２）実験Ⅱ上顎骨シミュレーション模型について

本研究では骨の試験体として，常温重合型レジン（パラプレスバリオ，Kulzer 社）にて複製したものを用いた．模型の内部構造は均一の材質であり，かつ密であるのに対して，実際のヒトの顎骨は皮質骨と海綿骨から形成され，さらに海面骨は特にその密度は様々であることから材質的にその両者は異なっている．しかしながら，嶋田ら[28]や Ruijven ら[29]は PMMA レジンが顎骨の力学的挙動をシミュレーションする上で，良好な材料であると報告していることから，本研究に用いた実験模型は問題ないものであるといえる．

実験Ⅱ-2 の骨のたわみやすい場合での実験模型の製作は，上顎骨の変形挙動を参考に製作を行った．上顎骨は複数の骨から形成され，佐野ら[4]は 3 次元有限要素法にて咬合力が上顎骨に加わった際，前歯部では唇側へ，臼歯部では頬側へ

骨が移動すると報告している．しかしながら，本研究の実験模型は上顎骨の精密な再現を目的とせず骨がたわみやすい模型を作製することを重要視し，構造の単純化のためにスリットを正中部のみに限定した．また，垂直的なレジン削除量は静島ら[30]の日本人の上顎洞の形態に関する研究を参考とし，50 歳代の日本人の上顎洞の高さの平均 28.7mm であることから本実験のレジン削除量が 20mm，25mm，30mm の 3 段階とした．

３）インプラント埋入位置について

上顎無歯顎症例に対してのインプラント埋入本数，埋入位置についての報告は多数報告されている[4-6]．佐野ら[4]の３次元有限要素モデルを用いた検討では，上顎無歯顎症例の場合では少なくとも臼歯部を含めた４本，可能であれば６本のインプラントを埋入することが望ましいとされている．さらにその 4 本の埋入位置は前歯部のみの 4 本ではなく臼歯部を含めた 4 本であるといわれていることから，本研究では上顎両側犬歯部ならびに第二小臼歯部の計 4 本のインプラント体を埋入した．

４）インプラント上部構造について

一次固定におけるインプラント上部構造の適合精度はその材質，製作方法の

違いに影響を受ける[31,32]．Araújo ら[33]は一次固定におけるによる適合精度への影響を検討し，その中で CAD/ CAM 技術にて製作した Co-Cr 合金が適合精度の良い点やひずみが少ない点で優れていると述べている．また，二次固定におけるテレスコープシステムには方法がいくつか存在し[34], Behrend ら[35]や Biewer ら[36]は AGC テレスコープの高い適合精度を報告している．これらの研究を参考に本研究における実験Ⅱで用いたインプラント上部構造は一次固定では上部構造製作方法に CAD/CAM 技術を用い，二次固定ではテレスコープシステムの種類として AGC テレスコープを用いることとした．

５）荷重条件について

本研究では，実験Ⅰ，実験Ⅱともに荷重方向はインプラント上部構造に加わる複雑な力を単純化し，また再現性を高く安定した荷重方法とするために，咬合平面に対して垂直方向とした．荷重の大きさはひずみゲージを利用した口腔内機能時における天然歯やインプラントに加わる荷重を計測した研究[37,38]を参考にした． その中で，咀嚼時の食品の種類により多少の偏りはあるものの， その垂直力はおおむね 1 歯あたり平均 50N 前後であったため本研究での荷重の大きさは 49N と設定した．

６）ひずみゲージについて

本研究では，インプラント体の第一スレッド部のひずみを計測するためにベース寸法が 3.5×2.4mm のひずみゲージを利用した．ひずみゲージの計測にはゲージを単独で計測する 1 ゲージ法と対向する 2 枚のひずみゲージを用いて計測する 2 ゲージ法の方法が挙げられるが，本研究では 1 ゲージ法での比較では数が多く煩雑な結果となったため, 2 ゲージ法によって求められる曲げひずみを比較することとした. ひずみゲージは温度によっても抵抗値変化を生じる[27]. そのため本研究では自己温度補償型のひずみゲージ（KFG-03-120-C1-11L1M2R, 共和電業社）を用い，さらに室内温度は 25 度を維持するように設定した．ひずみゲージの貼付角度は，貼付の際に実体顕微鏡を用いているためその精度は高いといえ，さらに仮にひずみゲージの角度が 3°変化した場合でも約 0．3%の小さなひずみの誤差しか生じない[27]とされており，本実験でのひずみゲージの貼付角度の誤差による結果への影響はほぼないと考えられる．

２．実験結果に関する考察

１）一次固定と二次固定の固定効果の違いについて

実験Ⅱ-1 において，カンチレバー部荷重時に一次固定と二次固定の間でより大きなひずみの違いが認められた．カンチレバー部荷重時に一次固定では Ch4 のみ大きなひずみが生じたのに対して二次固定では他の Ch にも大きなひずみが生じた．この理由として一次固定ではスクリューで連結したインプラントはひとつの剛体としてみなされる[39]ため荷重点に近い部位にのみひずみが生じたと考えられる．一方，二次固定ではテレスコープ部分で連結装置が動こうとするため，様々な部位でひずみを生じたと考えられる．

実験Ⅱ-2 においても実験Ⅱ-1 と同様，カンチレバー部荷重時に一次固定と二次固定の間でより大きなひずみの違いが認められた．しかしながら，その傾向は実験Ⅱ-1 と異なり一次固定では Ch4 以外の Ch にも大きなひずみが生じたのに対して二次固定では Ch4 にのみ大きなひずみが生じた．この理由として一次固定では荷重の際に，荷重側のレジンブロックが頬側に移動しようとする力が連結装置を介して反対側のインプラント体に伝わっているためと考えられる．一方で二次固定では連結装置自体が動こうとするため，荷重側のレジンブロックの動きによる力は連結装置に伝わらず，結果荷重側直近のインプラント体のみに大きなひずみが生じたと考えられる．

上記のように骨が強固な場合，たわみやすい場合のいずれにおいても固定効果に差はあるものの，一次固定と二次固定ではカンチレバー部荷重時に大きな

ひずみの差を認めた．このことは，二次固定を選択する場合にはカンチレバー部を設定しないか，義歯床による粘膜支持を付加し，かつ咬合接触を最小限にするなどを考慮する必要があると考えられる．

２）計測されたひずみの大きさ

インプラントの失敗は，インプラント周囲の炎症やインプラントへの過大な荷重という 2 つの原因により，炎症性サイトカインが多量に発現し，破骨細胞が活性化し，その結果オッセオインテグレーションが破壊されることによって生じる [40] と考えられる．オッセオインテグレーションを阻害あるいは維持できない荷重の閾値に関しては有限要素解析を用いたインプラントと骨の結合破壊過程における実験において，荷重が 300N まで連続的に上昇するにしたがってインプラント根尖部のネジ山先端の亀裂が拡大したと報告 [41] している．また，柳田ら [42] は，補綴用スクリューの破壊される荷重を引張試験にて計測し，約 500N の値を示したと報告している．さらに，笹島ら [43] はインプラント模型において，歯軸方向に平行に約 600N の荷重を負荷した際の応力値は，破壊試験の応力値を越えないが，荷重部位によっては，インプラントの破壊や脱落の可能性があると報告している．

一方，総義歯のインプラントオーバーデンチャーによる最大咬合力が 150-

200N である [44] ことなどを考慮すると，　本研究の条件下で生じたひずみの大きさを換算した場合には、骨結合を破壊する大きさには達しないことが推定される．

３）固定効果に影響を与えるその他の因子

固定効果に影響を与える可能性のあるその他の因子に関しても考察が必要であると考えられる．本研究では骨のたわみに注目したが，たとえば他の因子として，二次固定において AGC テレスコープの維持力が低下した場合 [45] や補綴物のクリアランスの問題で連結装置に十分な剛性を与えることができない場合には，連結装置の動きが大きくなり，１箇所に過度な力が集中し，十分な固定効果が得られない恐れがあると考えられる．

また本研究は，上顎の骨質ならびに構造を単純化して固定の効果を比較したものであり，この結果を臨床に適応するには種々の限界がある．それらは，インプラントの埋入本数，埋入位置 [46]，埋入角度，骨質またパラファンクションなどが挙げられ，固定効果に影響を与える可能性がある．

しかしながら，上記の要因を含めた固定方法に関する基礎研究ならびに臨床研究を進めるうえでの基礎となると考える．

結　　論

上顎骨を想定した模型実験により一次固定と二次固定におけるインプラント体の力学的挙動について検討した結果から

1）　インプラント上部構造においてインプラント体と骨との界面付近に生じる曲げひずみの方向に関して，骨の変形が少ない条件では一次固定と二次固定で同様な傾向を示した．また，曲げひずみの大きさは差を認めたが，いずれも骨結合を破壊する大きさには達しなかった

2）　骨が変形しやすい条件では一次固定と二次固定での曲げひずみの方向は異なる傾向を示した．また，曲げひずみが大きく生じるカンチレバー荷重時において，一次固定と二次固定での曲げひずみ大きさの差は，骨の変形が少ない条件と比べて小さくなった．

これらのことは，上顎無歯顎症例において，インプラント体の一次固定と二次固定には固定効果に違いはあるものの，同様に有効であることを示唆していると考えられる．

謝　　辞

稿を終えるにあたり，本研究を行う機会を与えてくださり，終始変わらぬ御指導･御校閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建顎講座有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野前田芳信教授に慎んで感謝の意を表します．また，本研究を遂行するに際し，終始御理解と御協力を頂きました大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建顎講座有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野教室員の皆様に厚く御礼申し上げます.

文　献

１）Das KP，　Jahangiri L，　Katz RV．　The first-choice standard of care for an edentulous mandible: a Delphi method survey of academic prosthodontists in the United States．　J Am Dent Assoc　2012 ; 143(8) : 881-9.

２）De Bruyn H，　Raes S，　Matthys C，　Cosyn J．　The current use of patient-centered/reported outcomes in implant dentistry: a systematic review．　Clin Oral Implants Res 2015 ; 26 Suppl 11 : 45-56.

３）Al-Mazedi M，　Razzoog ME，　Yaman P．　Fixed maxillary and mandibular zirconia implant frameworks milled with anatomically contoured molars: a clinical report．　J Prosthet Dent　2014 ; 112(5) : 1013-6.

４）Sano M，　Ikebe K，　Yang TC，　Maeda Y．　Biomechanical rationale for six splinted implants in bilateral canine，premolar，and molar regions in an edentulous maxilla．　Implant Dent　2012 ; 21(3): 220-4.

５）Roccuzzo M，　Bonino F，　Gaudioso L，　Zwahlen M，　Meijer HJ．　What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures．　Clin Oral Implants Res　2012 ; 23 Suppl 6: 229-37.

６）Raghoebar GM，　Meijer HJ，　Slot W，　Slater JJ，　Vissink A．　A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla，　compared to the mandible: how many implants? Eur J Oral Implantol　2014 ; 7 Suppl 2: S191-201.

７）武田 孝之　欠損歯列の評価とリスク予測―上減の歯列に対するインプラントの適用―　日補綴会誌　5：34-36，2013

８）Kimura T，　Wada M，　Suganami T，　Miwa S，　Hagiwara Y，　Maeda Y．　Dental implant status of patients receiving long-term nursing care in Japan．　Clin Implant Dent Relat Re　2015 ; 17 Suppl 1: e163-7.

９）Hoffmann O，　Beaumont C，　Tatakis DN，　Zafiropoulos GG．　Telescopic crowns as attachments for implant supported restorations: a case series．　J Oral Implantol 2006 ; 32(6): 291-9.

１０）Eitner S，　Schlegel A，　Emeka N，　Holst S，　Will J，　Hamel J．　Comparing bar and double-crown attachments in implant-retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation．　Clin Oral Implants Res 2008 ; 19(5): 530-7.

１１）Krennmair G，　Seemann R，　Weinländer M，　Piehslinger E．　Comparison of ball and telescopic crown attachments in implant-retained mandibular overdentures: a 5-year prospective study．　Int J Oral Maxillofac Implants 2011 ; 26(3): 598-606.

１２）Krennmair G，　Sütö D，　Seemann R，　Piehslinger E．　Removable four implant-

supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. Clin Oral Implants Res 2012 ; 23(4): 481-8.

１３）Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003 ; 275(2): 1081-101.

１４）Chen J, Tomotake Y, Watanabe M, Nagano K, Ichikawa T. Telescopic magnetic attachment for implant-supported denture: Evaluation of splint effect. Int J Oral Maxillofac Implants 2011; 26(3): 657-664.

１５）谷野之紀，黒江敏史，佐藤範幸，立花佳奈，三田村好矩，大畑昇：３次元有限要素法を用いた支台築造の応力解析　ファイバーポストおよび各種金属ポストの弾性係数の違いによる影響．北海道歯学雑誌　25：10-18，2004

１６）澤周文，若林則幸，横山紗和子，塩田真，鈴木哲也：インプラント支台クラウンの咬合接触の強さが歯冠および支持骨の応力分布に及ぼす影響．日補綴会誌　51：582-591，2007

１７）渡辺浩秀，山森徹雄：インプラント支持オーバーデンチャーの有限要素解析．奥羽大学歯学誌　37：13-20，2010.

１８）MatWeb, http://www. matweb. com/, Hudock BS, Ph. D, 2010.

１９）Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of palatal support on various implant-supported overdenture designs. J.

Prosthet Dent　2004 ; 91: 421-427.

２０）Tokar E,　Uludag B.　Load transfer characteristics of various designs of three-implant-retained mandibular overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants　2015 ; 30(5): 1061-7.

２１）Goiato MC,　Shibayama R,　Filho HG,　de Medeiros RA,　Pesqueira AA,　Dos Santos DM,　de Araújo C.　Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity.　J Med Eng Technol 2016 ; 19: 1-8.

２２）Gonda T,　Yasuda D,　Ikebe K,　Maeda Y.　Biomechanical factors associated with mandibular cantilevers: analysis with three-dimensional finite element models.　Int J Oral Maxillofac Implants　2014 ; 29(6): e275-82.

２３）Xiao W,　Li Z,　Shen S,　Chen S,　Chen S,　Wang J.　Influence of connection type on the biomechanical behavior of distal extension mandibular removable partial dentures supported by implants and natural teeth.　Comput Methods Biomech Biomed Engin　2015 ; 18: 1-8.

２４）Karl M, Graef F, Heckmann S, Taylor T.　A methodology to study the effects of prosthesis misfit over time: an in vivo model. Int J Oral Maxillofac Implants　2009; 24(4): 689-94.

２５）戸川隼人．　有限要素法へのガイド．　東京: サイエンス社; 1979.

２６）黄恵蘭．　下顎全部床義歯における補強構造に関する力学的研究．　阪大歯学誌　1998 ; 43：1－15.

２７）高橋賞，　河井正安．　ひずみゲージによるひずみ計測入門～歴史から測定まで～，　：第 6 版，　大成社; 2014.

２８）嶋田淳，　坂本栄一，　平沼康彦，　江藤光芳(1988): ヒト下顎緻密骨質のヤング率とポアソン比．　明海歯学誌　1988 ; 17, 495-501.

２９）van Ruijven LJ，　Giesen EB，　Farella M，　van Eijden TM．　Prediction of mechanical properties of the cancellous bone of the mandibular condyle．　J Dent Res. 2003 ;82(10):819-23.

３０）静島昭夫，　松野昌展，　金澤英作: CT 画像による近代日本人上顎洞の形態に関する研究．　Anthropological Science (Japanese Series) 2006; 114，35–43.

３１）Karl M，　Taylor TD．　Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture．　Int J Oral Maxillofac Implants 2011 ; 26(4): 739-45.

３２）Yannikakis S，　Prombonas A．　Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study．　Int J Oral Maxillofac Implants 2013 ; 28(1): 126-34.

３３）de Araújo GM，　de França DG，　Silva Neto JP，　Barbosa GA．　Passivity

of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. Braz Dent J 2015 ; 26(3): 277-83.

３４）太田裕明， 大山尚郎， 大石暢彦， 田嶋紀一郎， 大石尭史， 稲葉茂. リスクを考慮した強支持型可撤性補綴：顎咬合誌 2002 ; 22(4): 446-451.

３５）Behrend F. Gold Electroforming System: GES restorations. J Dent Technol 1997; 14: 31–37.

３６）Biewer ZP. Development of the G. E. S. electroforming technique: biocompatible, corrosion-free production of telescopic crowns. J Dent Technol 1999 ; 16: 24–29

３７）Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, Lindén U, Hultén J. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res 1993 ; 4(2): 99-105.

３８）Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995 ; 10(1): 99-108.

３９）Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. Int J Prosthodont 2011 ; 24(2): 130-2.

４０）矢島安朝. インプラントの失敗と長期臨床成績. THE BONE 2009 ; 23, 299-302.

４１）Akça K, Cehreli MC, Iplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 2002 ; 15(2): 115-21.

４２）柳田英補, Islam N, 佐藤裕二, 北川昇, 内田圭一郎. インプラントの直径が最大耐荷重におよぼす影響. Dental Medicine Research 2009 ; 29: 128-133.

４３）笹嶋泉, 山森徹雄, 細川貢, 塩山司, 及川純, 石橋寛二, 金子則夫, 藤野雅美, 長谷川達郎. 生体活性ガラスを用いたインプラントの破壊強度に関する検討 三次元有限要素法による応力解析. 日補綴会誌 1994 ; 38: 1178-1183.

４４）Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res 2000 ; 79(7): 1519-24.

４５）Behr M, Hofmann E, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures. Clin Oral Investig 2000 ; 4(2): 87-90.

４６）ELsyad MA, Elsaadawy MG, Abdou AM, Habib AA. Effect of different implant positions on strain developed around four implants supporting a mandibular overdenture with rigid telescopic copings. Quintessence Int 2013 ; 44(9): 679-86.

脚　注

大阪大学大学院歯学研究科　顎口腔機能再建学講座

有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野

（主任　：　前田　芳信　教授）

図表の説明

表１　各構成要素の材料定数

図１　製作した３次元有限要素モデル

図２　実験Ｉコンター図の一例

図３　インプラント上部構造内における最大相当応力

図４　インプラント周囲骨内における最大相当応力

図５　実験模型

図６　ひずみゲージ貼付部位と実験模型の模式図

図７　実験Ⅱ-1　前歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

図８　実験Ⅱ-1　臼歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

図９　実験Ⅱ-1　カンチレバー部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

図１０　骨がたわみやすいモデルの製作

図１１　実験Ⅱ-2　20mm モデルにおける前歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

図１２　実験Ⅱ-2　20mm モデルにおける臼歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

図１３　実験Ⅱ-2　20mm モデルにおけるカンチレバー部荷重時の曲げひずみ

の方向と大きさ

図１４　実験Ⅱ-2　25mm モデルおよび 30mm モデルにおける曲げひずみの大きさ

表１　　各構成要素の材料定数

構成要素	材料	ヤング率（Mpa）	ポアソン比
インプラント体	純チタン	105600	0.32
アバットメント	純チタン	105600	0.32
上部構造	純チタン	105600	0.32
顎骨	海綿骨	1300	0.3

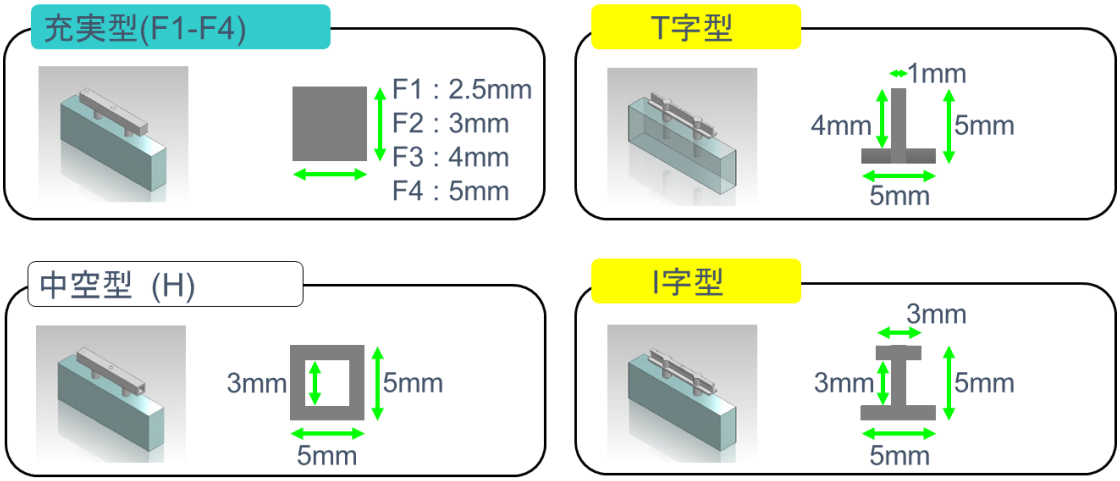
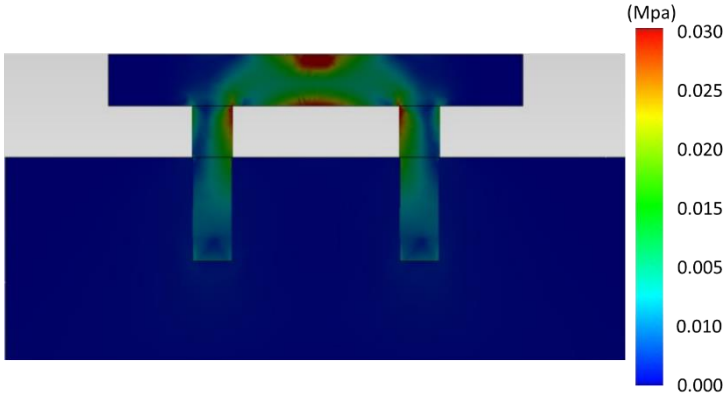


図 1　　製作した 3 次元有限要素モデル



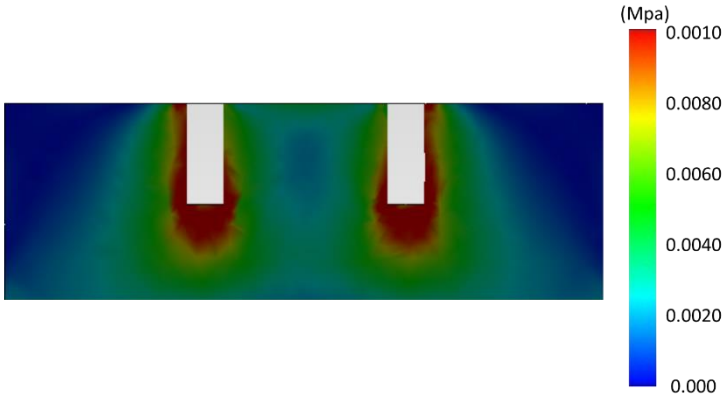


図 2　実験 I コンター図の一例

上：　F1 時のインプラント上部構造における最大相当応力

下：　F1 時のインプラント体周囲骨内における最大相当応力

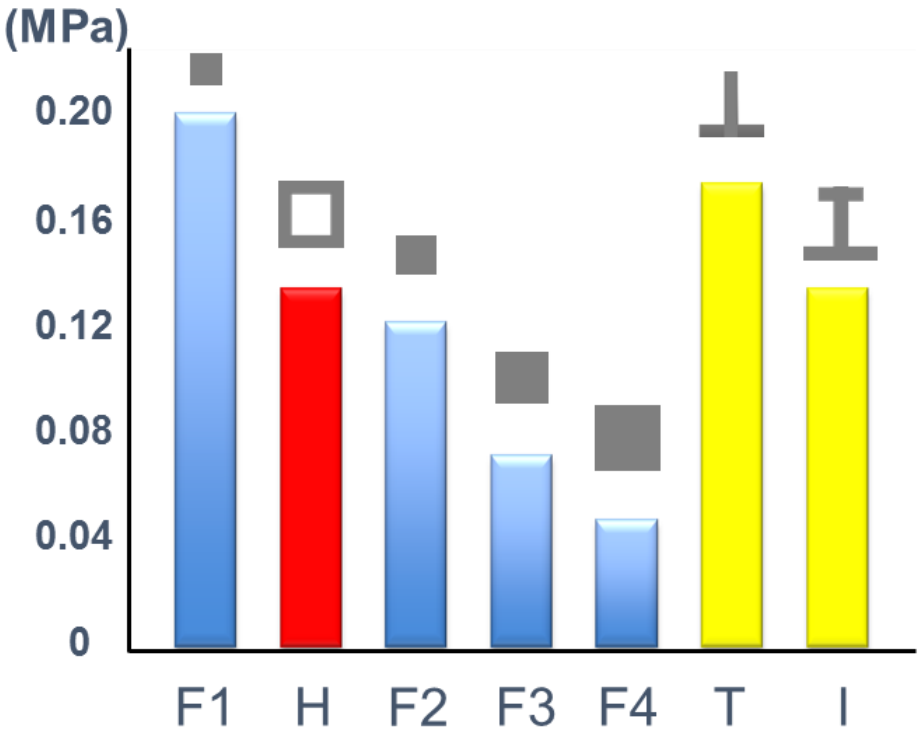


図２　　インプラント上部構造内における最大相当応力

F1：2.5mm 正方形型　F2：3mm 正方形型　F3：4mm 正方形型

F4：5mm 正方形型　H：中空型　T：T 字型　　I：I 字型

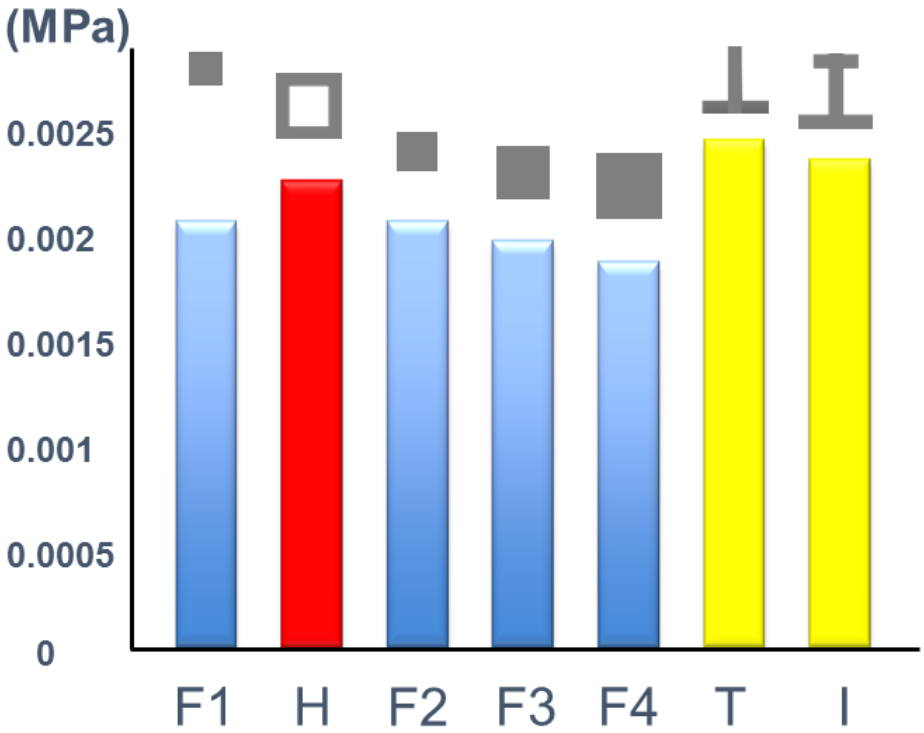


図３　　インプラント周囲骨内における最大相当応力

F1：2.5mm 正方形型　F2：3mm 正方形型　F3：4mm 正方形型

F4：5mm 正方形型　H：中空型　T：T 字型　I：I 字型

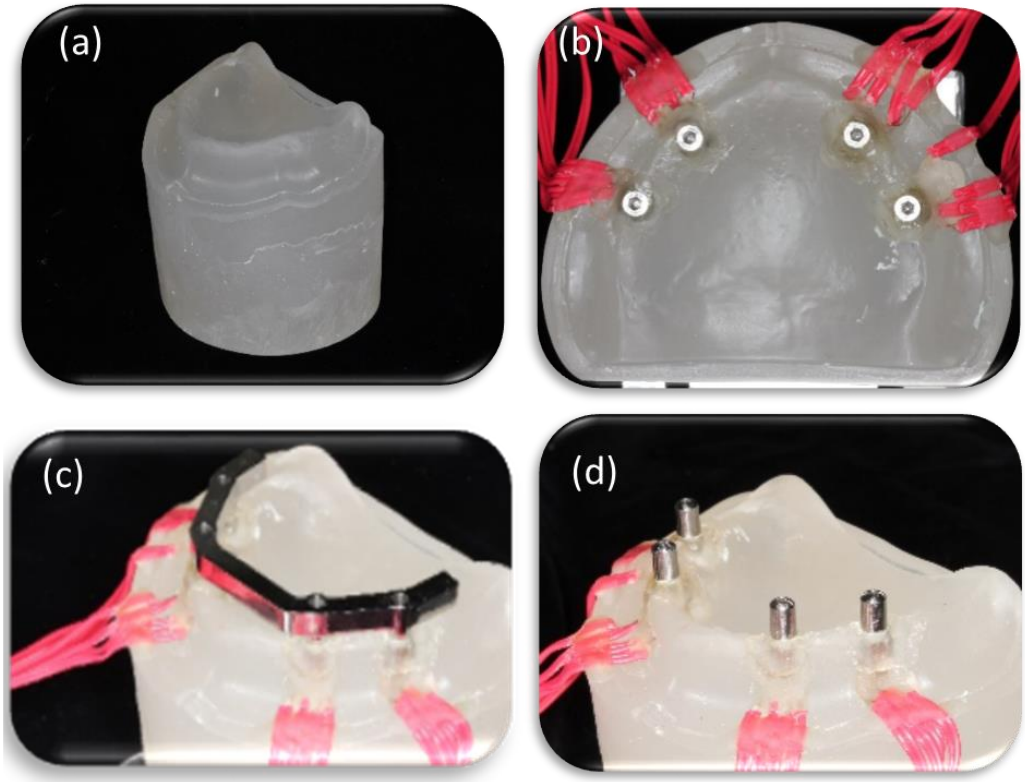


図４　実験模型

（ａ）上顎骨シミュレーション模型

（ｂ）ひずみゲージを貼付したインプラント体設置後模型咬合面観

（ｃ）一次固定装置

（ｄ）二次固定装置内冠

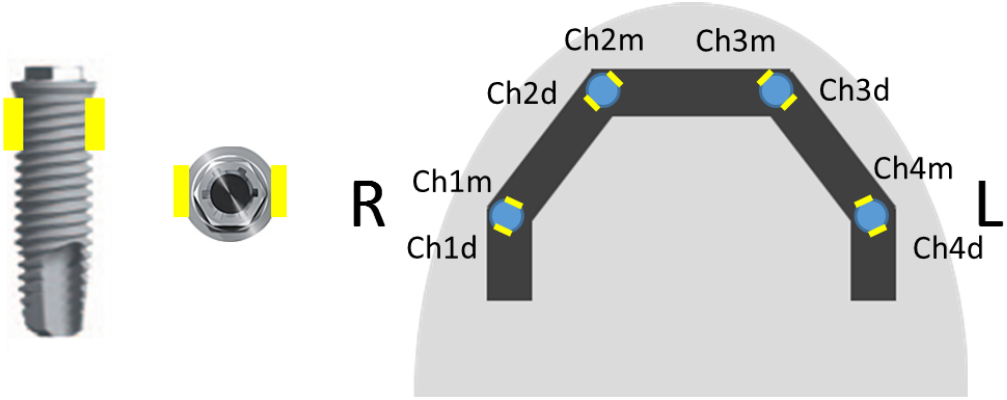


図５　　ひずみゲージ貼付部位と実験模型の模式図

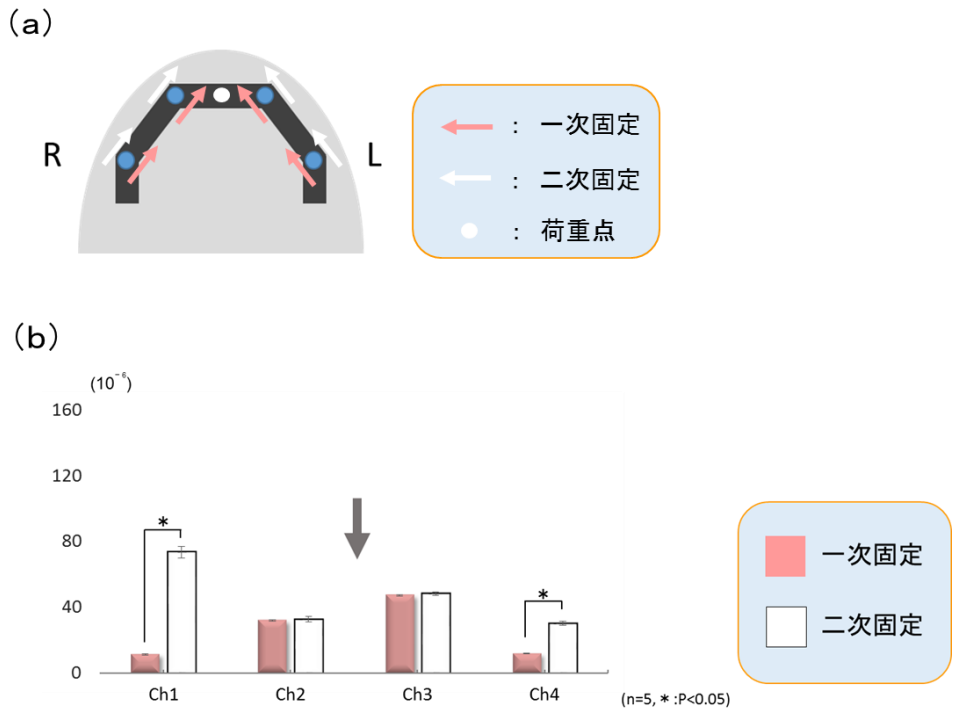


図６　　実験Ⅱ-1　前歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

（ａ）曲げひずみの方向：矢印はインプラント体の動きを示している．

（ｂ）曲げひずみの大きさ

灰色矢印は荷重部位が前歯部であることを示している．

横軸にチャネル，縦軸にひずみの大きさを示している．

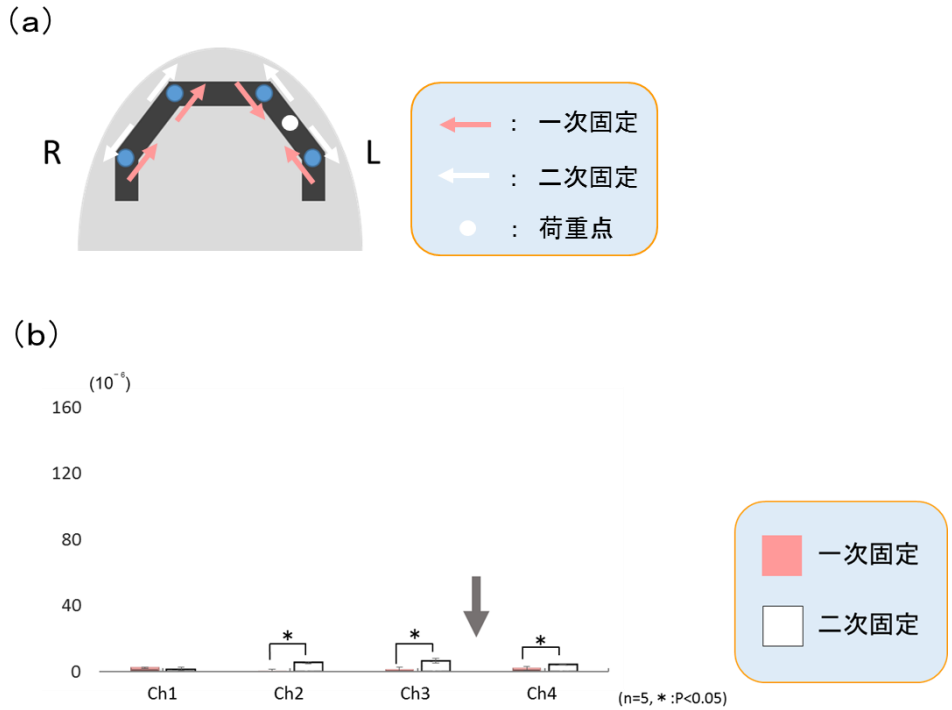


図７　　実験Ⅱ-1　臼歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

（ａ）曲げひずみの方向：矢印はインプラント体の動きを示している．

（ｂ）曲げひずみの大きさ

灰色矢印は荷重部位が臼歯部であることを示している．

横軸にチャネル，縦軸にひずみの大きさを示している．

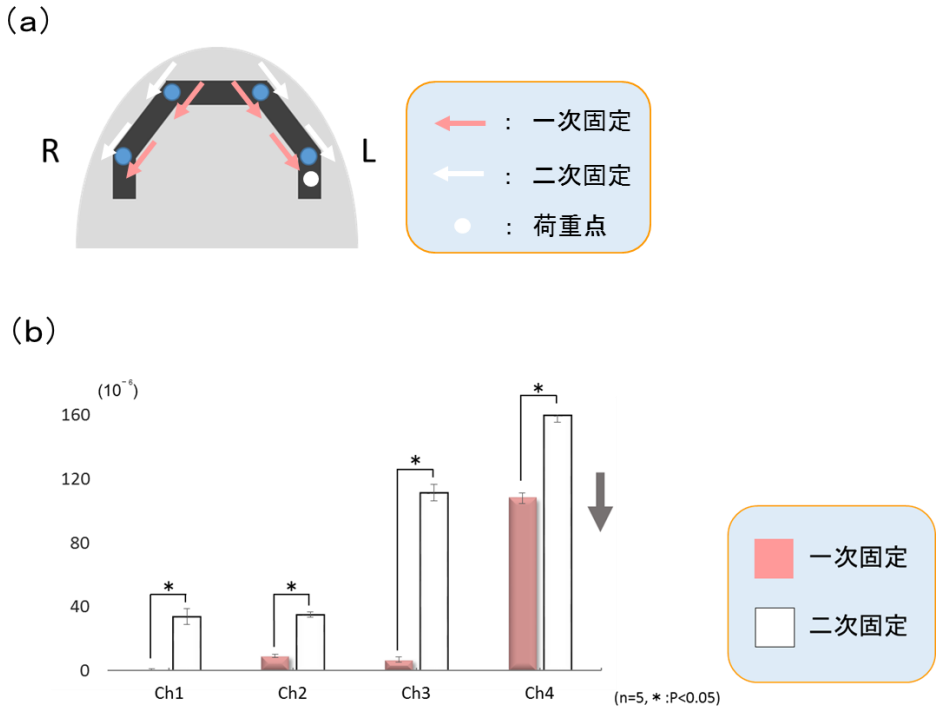


図８　　実験Ⅱ-1　カンチレバー部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

（ａ）曲げひずみの方向：矢印はインプラント体の動きを示している．

（ｂ）曲げひずみの大きさ

灰色矢印は荷重部位がカンチレバー部であることを示している．

横軸にチャネル，縦軸にひずみの大きさを示している．

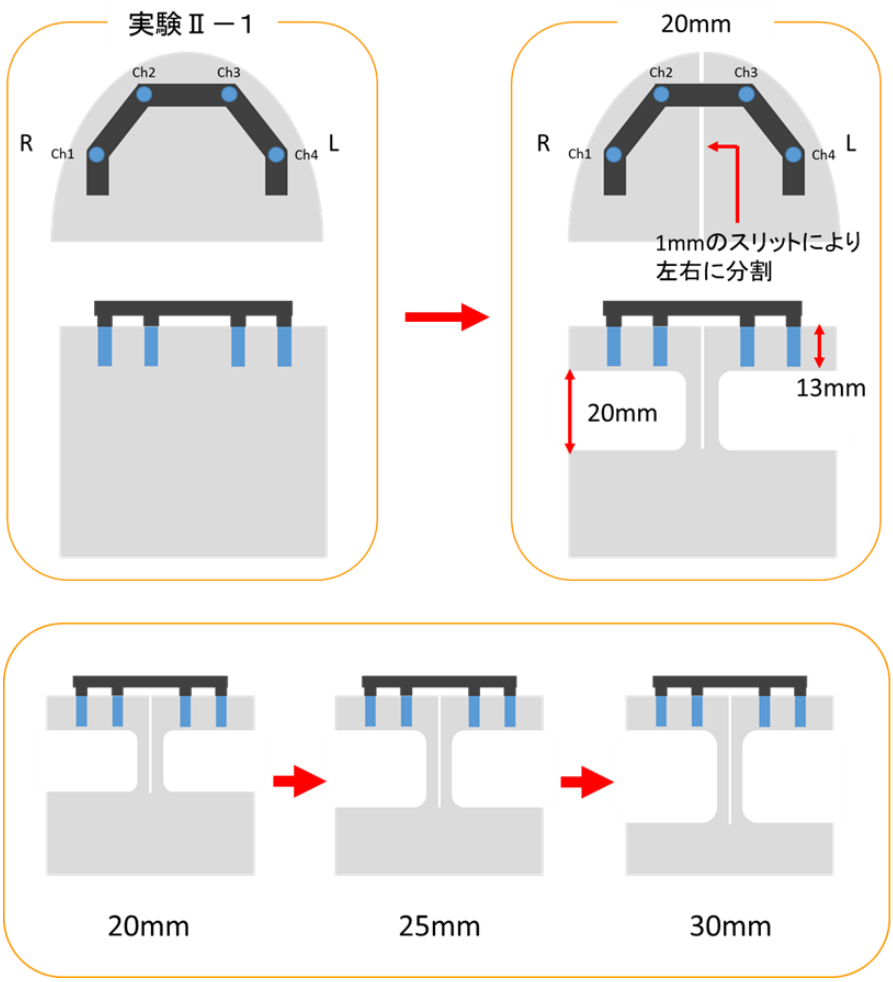


図９　　骨がたわみやすいモデルの製作

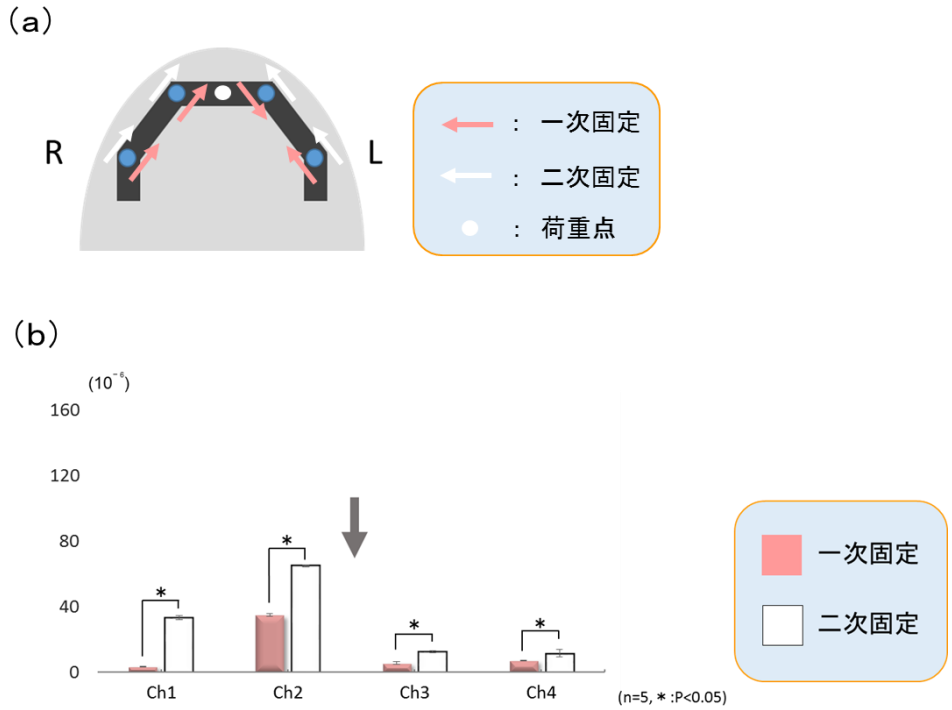


図１０　実験Ⅱ-2　20mm モデルにおける前歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

（a）曲げひずみの方向：矢印はインプラント体の動きを示している．

（b）曲げひずみの大きさ

灰色矢印は荷重部位が前歯部であることを示している．

横軸にチャネル，縦軸にひずみの大きさを示している．

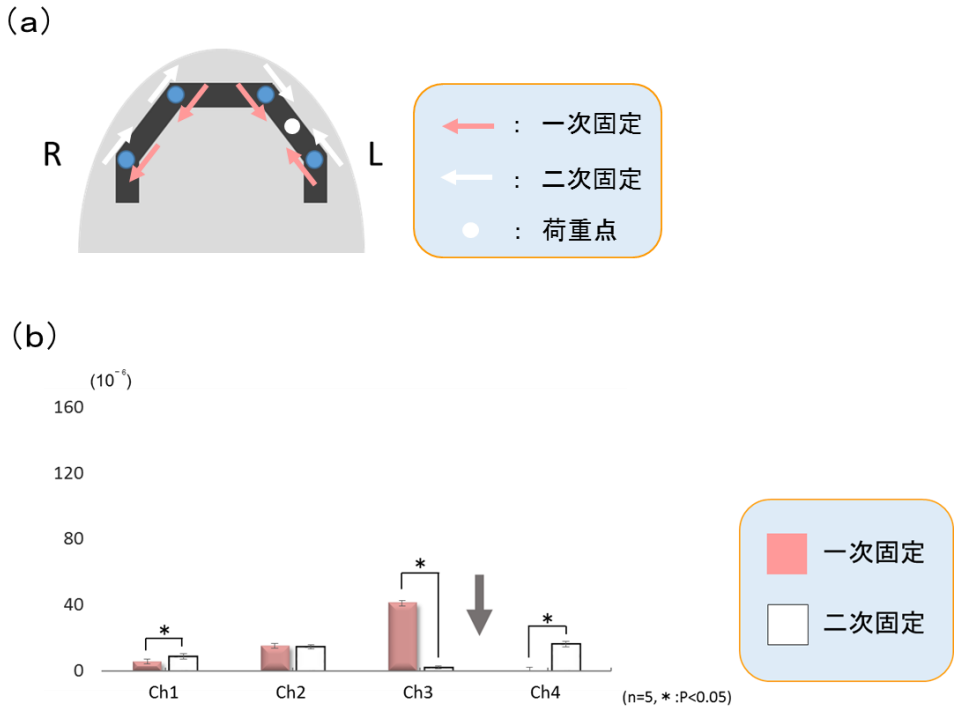


図１１　実験Ⅱ-2　20mm モデルにおける臼歯部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

（ａ）曲げひずみの方向：矢印はインプラント体の動きを示している．

（ｂ）曲げひずみの大きさ

灰色矢印は荷重部位が臼歯部であることを示している．

横軸にチャネル，縦軸にひずみの大きさを示している．

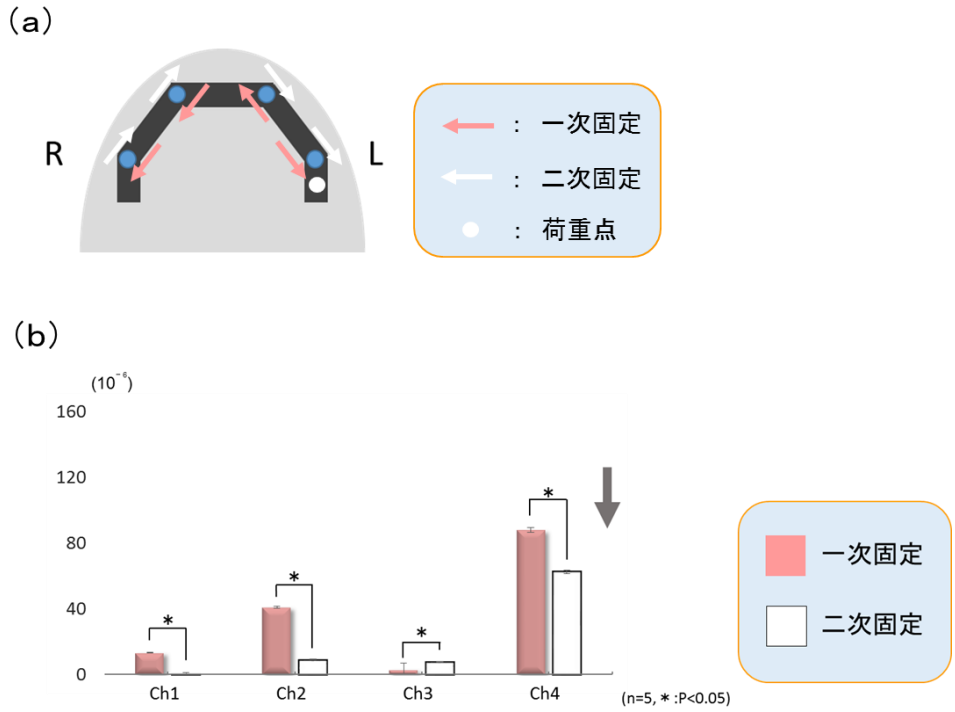


図１２　実験Ⅱ-2　20mm モデルにおけるカンチレバー部荷重時の曲げひずみの方向と大きさ

（a）曲げひずみの方向：矢印はインプラント体の動きを示している．

（b）曲げひずみの大きさ

灰色矢印は荷重部位がカンチレバー部であることを示している．

横軸にチャネル，縦軸にひずみの大きさを示している．

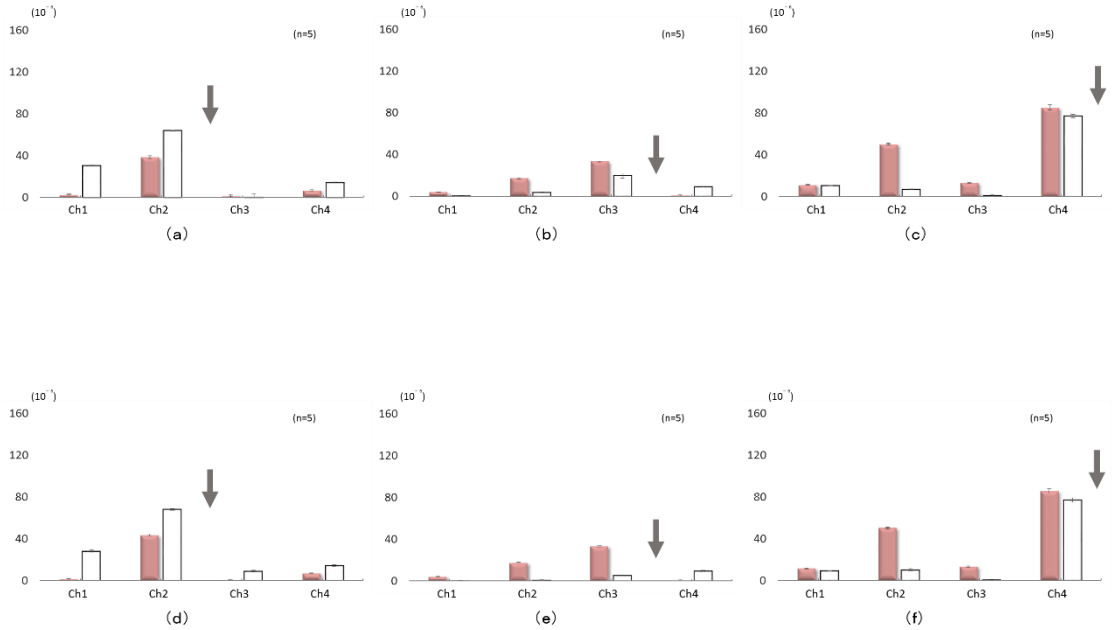


図１３　実験Ⅱ-2　25mm モデルおよび 30mm モデルにおける曲げひずみの大きさ

（ａ）25ｍｍモデル前歯部荷重時における曲げひずみの大きさ

（ｂ）25ｍｍモデル臼部荷重時における曲げひずみの大きさ

（ｃ）25ｍｍモデルカンチレバー部荷重時における曲げひずみの大きさ

（ｄ）30ｍｍモデル前歯部荷重時における曲げひずみの大きさ

（ｅ）30ｍｍモデル臼歯部荷重時における曲げひずみの大きさ

（ｆ）30ｍｍモデルカンチレバー部荷重時における曲げひずみの大きさ