

インプラント-アバットメント間に生じるマイクロギャップの
ひずみゲージによる計測

須藤 純

明海大学歯学部病態診断治療学講座口腔顎顔面外科学分野

(指導：嶋田 淳教授)

Measurement of Microgap Produced between Implant Platform and
Abutment with Strain Gauges

Jun SUDOU

Division of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Diagnostics and
Therapeutics Science, Meikai University School of Dentistry

(Mentor : Prof. Jun SHIMADA)

Abstract

Osseointegrated implants are usually placed at depth even to alveolar crestal bone level and the platform. However, saucer-shaped bone resorption with a depth of around 1.5 mm is known to occur in the area around the implant platform within about a year after functional loading. In recent years, it has become clear that microgaps that exist in locations where the implant connects to the abutment become a hotbed for bacterial growth, giving rise to this saucer-shaped bone resorption and peri-implantitis. Until now, no reports have described quantitative measurement of the amount of micro-movement under load conditions.

In the present study, a method was first established for measuring microgaps that occur as a result of micro-movements when load is applied to the superstructure, using a strain gauge capable of quantitatively measuring micro-fluctuations. Based on this measurement method, microgaps that occurred between the implant unit and abutting surface, which have not previously been clarified, were able to be accurately measured under application of a load close to occlusal force. Our aim was to clarify differences based on the type of abutment connection, specifically representing the internal connecting type and the external connecting type, and based on the type of implant unit.

The results indicated the following:

1. To affix the strain gauge, the abutment was ground to create a surface that was integrated with the implant unit. However, no significant differences in maximum

load were identified when the implant was connected to an abutment that had not been ground.

2. Using a strain gauge, microgaps occurring in locations where implant units of various shapes connected to the abutment could be measured.

3. When a microgap between the implant and abutment was measured based on the amount of strain using a one-end fixed-beam bending test, tensile strain was measured on the load side and compressive strain on the opposite side.

4. For both compressive strain and tensile strain, the maximum amount of strain was measured on the PlatonIV and PlatonBio.

5. In a comparison of the internal connecting-types, the amount of strain was smallest with the Replace.

6. Above results indicated that for the selection of implants to prevent saucer-shaped bone resorption caused by the microgap produced with micromovement between implant platform and abutment, not the connecting type, that is internal or external, but the individual mechanical properties of implants should be considered,

Keywords: microgap, micromovement, internal connection, external connection

和文要約

骨結合型インプラントは、通常インプラント体のプラットフォーム面が歯槽骨頂とほぼ同じ高さになる深さに埋入される。しかし機能負荷後1年でインプラントプラットフォーム周囲に1.5mm程度の深さの皿状の骨吸収が生じることが知られている。この埋入後の骨吸収の原因について、近年、インプラントとアバットメントの接合部に存在するマイクロギャップが細菌の増殖の巣窟になり、その結果皿状の骨吸収とインプラント周囲炎が惹起されることが明らかとなってきた。これまでに荷重下に生じるマイクロムーブメントの量を定量的に計測した報告はない。

本研究は、上部構造体への荷重負荷時にマイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップについて、始めに微小な変形を定量的に計測できるひずみゲージを用いて計測する方法を確立し、それに基づく計測法により咬合力程度の荷重条件下で、これまでに明らかにされていないインプラント体-アバット面間に生じるマイクロギャップを正確に計測し、アバットメントの結合様式であるインターナルコネクションタイプとエクスターナルコネクションタイプによる差、およびインプラント体の種類による違いを明らかにする目的で行ない、以下の結論をえた。1. ひずみゲージ貼付のためにアバットメントを削合研磨して、インプラント体と一体となる面を作成したが、削合しないアバットメントを連結した場合と最大荷重量には有意差が生じなかった。2. 形状の異なるインプラント体とアバットメントの連結部に生じる微小な間隙（マイクロギャップ）を、ひずみゲージで計測することを可能にした。3. 片持ち梁試験によってインプラント-アバットメント間に生じるマイクロギャップをひずみ量で計測すると、荷重側に引張ひずみ、反対側に圧縮ひずみを計測した。4. ひずみ量が有意差をもって大きく計測されたのはPlatonIVとPlatonBioであった。5. Replace以外のインターナルコネクションタイプのインプラントで大きなひずみが計測された。6. 以上の結果から、マイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップによる骨吸収を防止するためには、インプラントを選択する

にあたって、単にインターナルコネクションタイプかエクスターナルコネクションタイプかにより判断するのではなく、個々のインプラント体の力学的特性を明らかにした上で行うことが、重要であることが明らかとなった。

索引用語：マイクロギャップ、マイクロムーブメント、インターナルコネクション、エクスターナルコネクション

緒言

骨結合型インプラントは、通常インプラント体のプラットフォーム面が歯槽骨頂とほぼ同じ高さになる深さに埋入される¹⁾。しかし機能負荷後1年でインプラントプラットフォーム周囲に1.5mm程度の深さの皿状の骨吸収が生じることが知られている¹⁾。この埋入後の骨吸収の原因について、Brånemarkら²⁾は埋入時のシート形成のための骨切削や粘膜骨膜弁剥離時の循環障害などの外科的侵襲によるものだと言及している。その他の原因としては、荷重が負荷されない事による萎縮³⁾、生物学的幅径の不足⁴⁾、埋入時の骨火傷や滑沢なインプラント表面性状¹⁾、過度な荷重負荷による応力集中⁵⁾、インプラント体の表面形状^{6,7)}、プラークの付着と喫煙^{8,9)}などが提唱されていた。しかし近年、インプラント体とアバットメントとの接合部に存在する微小間隙（以下、マイクロギャップ）が細菌の増殖の巣窟になり、その結果皿状の骨吸収とインプラント周囲炎が惹起されることも原因の一つとして明らかとなってきた¹⁰⁻¹³⁾。またこのマイクロギャップはインプラント体とアバットメントとをネジで固定するエクスターナルの連結様式（以下エクスターナルコネクション）で生じ易く、これを防止するためにインターナルの連結様式（以下インターナルコネクション）のアバットメントが開発されてきた¹⁴⁻¹⁷⁾。その結果これまでに動物実験や臨床研究により骨吸収量は強固な連結による微小動揺（以下、マイクロムーブメント）の防止とマイクロギャップが無い条件で少ないことが明らかにされている¹⁸⁻²²⁾。またマイクロムーブメントによるマイクロギャップが生じ易い条件を検討するために連結様式の違いによるインプラント体とアバットメントとの連結強度を比較する片持ち梁荷重試験が行われてきた²³⁾。このインプラント体とアバットメント結合時の非荷重下でのマクロギャップの大きさは150倍の光学顕微鏡視野下で計測され報告されている²⁴⁾。しかしマイクロギャップの大きさは荷重負荷時に増大するものと考えられ、荷重下での測定は顕微鏡視野下では不可能であり、また連結部の形状が複雑なため計測が困難で、これまでに正確に計測されていない。

本研究では、上部構造体への荷重負荷時にマイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップについて、始めに微小な変形を定量的に計測できるひずみゲージを用いて計測する方法を確立した。さらに、それに基づく計測法により咬合力程度の荷重条件下で、これまでに明らかにされていないインプラント体-アバット面間に生じるマイクロギャップを正確に計測して、インターナルコネクションとエクスターナルコネクションによる差、およびインプラント体の種類による違いを明らかにした。

材料と方法

まず、実験1として6種のインプラント体を用いて、アバットメントの研摩が最大荷重量に及ぼす影響を検証するために、オリジナルの形状でアバットメントを結合した状態と、インプラント体とのギャップを削合して研摩した試験体とで、片持梁試験を行い比較した。さらに、その結果に基づいて、実験2として、インプラント体とアバットメントの接合部に貼付するひずみゲージの最適な位置を検出するために、インプラント体アバットメント接合部に60°間隔で6枚のゲージを貼付し、片持ち梁試験下で引張側と圧縮側、およびそれらの中間部でのひずみの極性と大きさを検証した。

ついで実験1、2の結果から、試験3として、6種のインプラント体アバットメント連結部の荷重ひずみ線図とひずみ量を計測した。試験体はいずれのインプラント体でも5個として、測定値の平均値を算出した。統計学的有意差の検定は統計ソフトPrism®6(Graf Pad, 米国)を用いて、最大荷重量の比較はStudent-t testにより、ひずみ量の多群間の比較はOne-way ANOVAにより検定を行い、いずれも $p < 0.05$ を有意差ありとした。

1)インプラント体(図1)

計測の対象としたインプラント体は6種類とした。インプラント体の選択に際しては、本邦での使用頻度、生産国、結合様式の違い

を参考にした。インターナルコネクションタイプとして、① NobelReplace® Tapered Groovy RP ϕ 4.3x13mm (以下、Replace、ノーベルバイオケアジャパン社、東京)、②Platon® Implant System TYPE IV ϕ 3.8x12mm (以下、PlatonIV、プラトンジャパン、東京)、③ Platon® Implant System TYPE IVBio ϕ 3.8x12mm (以下、PlatonBio、プラトンジャパン、東京) を選択した。それぞれの結合様式の名称は、①はインターナル・トライ・コネクション、②と③は8° テーパー・フリクションフィット・インターナルヘックスである。ただし表面性状について、①は陽極酸化処理チタン表面、②はサンドブラストと酸エッチングにグロー放電処理表面、③はHA コーティングインプラントである。

エクスターナルコネクションタイプとして、④Spline Twist Implant ϕ 3.75x13mm (以下、Spline、白鷗、東京)、⑤Nobel Speedy Groovy RP ϕ 4x13mm (以下、Speedy、ノーベルバイオケアジャパン社、東京)、⑥Brånemark System MkIII Groovy RP ϕ 3.75x13mm (以下、MkIII、ノーベルバイオケアジャパン社、東京) を選択した。④は表面性状がHAコーティングで結合様式はスプラインと呼ばれる独自の様式で、インプラント体のインターフェイス部分に突出した6つのタインとアバットメント内側に形成された6つのスロットが嵌合し、高い維持力を発揮するとされているものである。⑤と⑥は陽極酸化処理表面で結合様式はエクスターナル・ヘキサゴン・コネクションと呼称されている。

2) 実験 1

試験体

実験 1 では以下の様に試験体を作成した。まず 3.0cm×3.0cm×3.0cm 大の立方体形状のアルミ製ブロック体の中心部に、インプラント体の直径より 0.2mm 太い径の精密旋盤ドリル (BISO 精密ドリル、東急ハンズ、東京) でインプラント体挿入ホール形成した。このインプラント体挿入ホールに金属合着剤 (J-B オートウェルド : J-B ウェルド社、東京) を注入した後に、インプラント体をホールから 5mm

露出させて挿入して合着固定し、これをインプラント体植立モデルとした（図 1）。アバットメントは、上部構造体としてのアルミ製のブロック体（2.0cm×2.0cm×2.0cm 大の立方体）の中心部にドリルで形成したアバットメント挿入ホールに金属合着剤を注入した後に、アバットメントを挿入して合着固定し、上部構造体とアバットメントの複合体を作成した（図 2）。アバットメントは表面を削合してインプラント体と平滑な表面になるよう研磨したものと、削合しないオリジナルのものとを連結し、比較した。アバットメントの研磨は歯科用各種研磨材を使用して行い、10 倍マイクロコップ（ラボユーズ LED マイクロスコープ、角南歯科貿易、東京）により平滑に移行していることを確認した。

荷重負荷方法と荷重量、ひずみ量の計測方法

絶対静止系の作成は、インプラント体植立モデルを水平状態に万力で固定して行った。インプラント体植立モデルと上部構造アバットメント複合体を各インプラント体専用のアバットメントスクリューにより、専用ドライバーを用いて手用トルクレンチで 30Ncm の締結力により結合した（図 3）。上部構造体の上部中央にロードセル（LMA-A-1KN：共和電業社、東京）先端を装着して、ワイヤーにつり下げた分銅で 1kg ごとに段階的に静的荷重を負荷した（図 4）。荷重量は、はじめ 5kg を目安に負荷し、弾性限界を越えない試験体についてはさらに永久変形が生じる弾性限界荷重（降伏点）を計測した。荷重量はロードセルにより計測した。弾性限界を検知するため、アバットメント削合を行った試験体において、荷重軸の上方（ゲージ No. 1）と下方（ゲージ No. 2）のインプラント体アバットメント結合部にひずみゲージを貼付し、荷重-ひずみ曲線を観察した。アバットメントを削合していない試験体においては、この荷重量を参考に荷重負荷を行った。なお試験体は各インプラント体について研磨ありおよび無しの各々 5 体を作成し実験に供し、比較した。

3) 実験 2

ひずみゲージの貼付位置がひずみ量に及ぼす影響を明らかにする実験を行った。削合研磨したアバットメントとインプラント体植立モデルとを連結し、アバットメントに直接1kgの静的荷重を負荷して、インプラント体とアバットメント間に生じたひずみ量を、ゲージ長0.2mmのひずみゲージ(KFR-02N-120-C1-11:共和電業社、東京)で測定した。インプラント体はMKⅢを対象とし、5試験体について行った。ひずみゲージは1試験体に6枚貼付し、ひずみの極性を計測した。ゲージから出力されたアナログひずみ値を、ゲージのリード線をブリッジボックス(DB-120S3-8、共和電業社、東京)に接続し、データロガー(EDX-100A、共和電業社、東京)に出力させデジタル化し、ロガーソフトウェア(DCS-100A、共和電業社、東京)により記録しデータとして保存した(図5)。なおひずみゲージはゲージ用接着剤(PC-600、共和電業社、東京)を用いて試験体に接着し、恒温槽内で、加圧状態(150~300KPa)で、80°C-1時間→130°C-2時間→150°C-2時間放置してエイジングを施した。ひずみゲージの貼付位置はひずみゲージの受感部がインプラント体とアバットメントの連結部中央となるよう設定した。荷重点は連結部から5.0mmの位置とした。ひずみゲージは荷重側、すなわち上方12時の位置(ゲージ番号①)から60°間隔で6枚貼付した(時計回りに各々ゲージ番号①から⑥までとした)。

4) 実験3

実験1と2の結果に基づいて、インプラント体とアバットメント間に、荷重下でのマイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップをひずみゲージで計測した。試験体は、実験1と同じくインプラント体をアルミ製のブロック体(3.0cm×3.0cm×3.0cm大の立方体)の中心部にドリルで形成したインプラント体挿入ホールに、金属合着剤を注入した後にインプラント体を5mm突出させて挿入して固定し作成した。アバットメントの荷重負荷部は、インプラント体との接合部から5mmの部位に荷重負荷ワイヤーを金属合着剤で合着固定し設定した(図6)。試験体は各インプラント体とも5体を作

成し実験に供した。

ひずみゲージの貼付部位は実験 2 の結果から、アバットメント接合部上の荷重負荷側とその対面部の 2 か所、すなわちゲージ①と④とし、それぞれゲージ No1、ゲージ No2 と表記することとした。

荷重負荷は実験 2 と同じ方法とし、アルミブロック体を水平状態に固定し、アバットメント接合部から 5mm 歯冠側部に荷重負荷ワイヤーを固定して 1kg ごとに 4kg まで段階的に行った。ひずみゲージとひずみ計測機器は実験 1 と実験 2 と同じ物を使用した。

結果

I 実験 1

1) 荷重-ひずみ線図

Replace アバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図を示す(図 7)。5kg 荷重は弾性限度内であった。5kg の荷重を除去し、負荷荷重を 0 kg に戻すとひずみ値も 0 に復元した。

PlatonIV アバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図を示す(図 8)。荷重が 4kg を越えると荷重を 0kg に戻してもひずみ計は 0 に復元せず、永久変形を生じひずみ量も大きく計測された。

PlatonBio アバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図を示す(図 9)。荷重が 4kg を越えると、荷重を 0kg に戻してもひずみ計は 0 に復元せず、永久変形を生じ、ひずみ量も大きく計測された。

Spline アバットメント研磨無し試験体の荷重たわみ線図を示す(図 10)。5kg 荷重は弾性限度内であった。5kg の荷重を除去し、荷重を 0kg に戻すとひずみ計も 0 に復元した。

Speedy アバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図を示す(図 11)。5kg 荷重は弾性限度内であった。5kg の荷重を除去し、荷重を 0 kg に戻すとひずみ計も 0 に復元した。

MkIII アバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図を示す(図 12)。5kg 荷重は弾性限度内であった。荷重を 0 kg に戻すとひずみ計も 0 に復元した。

5kg 荷重が弾性限度内であった試験体ではさらに荷重を負荷し、降伏点の荷重量をロードセルで計測した。

2) 最大荷重量のアバットメントの研磨の有無による比較

最大荷重量を計測した結果を 6 種類のインプラントについて、アバットメントの研磨の有無で比較すると (表 1)、最大荷重量はエクスターナルコネクションの Speedy で計測され、インターナルコネクションの PlatonIV と PlatonBio では小さく計測された。いずれのインプラント体でも、最大荷重量の平均値は研磨前と研磨有りの間で統計学的に有意差がなく、アバットメントの研磨の有無の最大荷重量への影響は認められなかった。

II 実験 2

実験 2 の結果を図 13 に示す。ゲージ①で最大の引張ひずみを計測し、ゲージ④で最大の圧縮ひずみを計測した。アバットメント長軸の中心より上部で引っ張りひずみ、下部で圧縮ひずみが計測されていた。①と④以外のゲージの計測値は標準偏差が大きく、そのためマイクロギャップの計測はこの 2 箇所にはひずみゲージを貼付して行うと偏差の少ないより正確な値が計測されることが明らかになった。

III 実験 3

ゲージ No1 で計測された引張ひずみの荷重-ひずみ線図とひずみ量の比較を示す (図 14)。値は 5 試験体の平均値を示す。PlatonIV で最大のひずみ量を計測し、ついで PlatonBio、Spline で大きなひずみが計測された。

統計学的に One-way ANOVA と Bonferroni post test で検定したところ (表 2)、PlatonIV と Replace、MkIII、Speedy、Spline との間に有意差を認め、また PlatonIV と PlatonBio との間で有意差を認めた。したがって PlatonIV、ついで PlatonBio で大きなひずみが生じていることが明らかとなった。

ゲージ No2 で計測された圧縮ひずみのまとめを示す (図 15)。PlatonIV で最大のひずみ量を計測し、ついでPlatonBio、Spline で大きなひずみが計測された。統計学的にPlatonIV と Replace、MkIII、Speedy、Spline との間に有意差を認め (表 3)、PlatonIV で大きなひずみが生じていることが明らかになった。

考察

オッセオインテグレーションの定義は正常な営みを続けている骨と機能中のインプラント体表面の形態学的、機能的な直接結合であるとされている²⁵⁾。オッセオインテグレーションしたチタン製インプラントの長期的臨床成績は、Adell ら²⁶⁾により、1965 から 1980 年までに 371 名の患者の 410 顎に 2768 本を埋入した後ろ向き研究の結果から上顎で 81%、下顎で 91%と報告された。この成績が、それ以前のチタン以外の材料による線維組織固定のインプラントが時間経過とともに持続的に脱落していくのと比較して優れた成績であったことから²⁷⁾、成功基準もそれ以前の動揺やインプラントの垂直的高さの 3 分の 1 までの骨吸収をも認めていた成功基準²⁸⁾から、動揺がなくかつ埋入後 1 年以降の経年的な垂直的骨吸収量が 0.2mm 以下である²⁹⁾と変更された。すなわち、インプラント成功基準に関するガイドラインは 1978 年の NIH ハーバード会議²⁸⁾では、各方向に 1mm 以下の動揺は許容する、エックス線学的に観察される透過像は基準にならない、インプラントの垂直的な高さの 1/3 以下の骨吸収は許容する、治療不可能な歯肉炎・炎症および感染がない、隣在歯には損傷がない、知覚異常や知覚鈍麻 (脱失) がないこととされ、この条件で 75%以上の症例が 5 年間機能することとされていた。しかし、1986 年に Albrektsson ら²⁹⁾によって新たに、検査時に、個々の連結されていないインプラントは動揺しない、エックス線学的にインプラント周囲に透過像を認めない、インプラント埋入後 1 年以降の経年的な垂直的骨吸収は 0.2mm 以下である、インプラントによる持続的および非可逆的な徴候や症状 (疼痛、感染、神経麻痺、知覚異常、

下顎骨損傷などがなく、以上の条件下で、5年成功率85%が最低の成功基準とするとされ、骨吸収に関する成功基準は厳しいものとされた。またこの骨吸収に関する成功基準は、1998年のいわゆるトロント会議によっても、インプラントの審美性に関する項目が追加された以外、変更されずに現在に至っている³⁰⁾。しかし、インプラント周囲に生じる骨吸収について、これをインプラント周囲炎ととらえ、成功基準を満たさないとする考えが最近普及してきた³⁰⁾。

その原因として注目されてきたのがマイクロムーブメントやマイクロギャップの存在である¹³⁾。

骨結合型インプラントのマイクロムーブメントという概念は、歯根膜を有する天然歯では咬合力下で歯根表面全体に応力分布が認められマイクロムーブメントを生じるのに対して、骨と結合したインプラント体にはマイクロムーブメントは生じないものと解釈されていた³¹⁾。またインプラント体-アバットメント-上部構造が一体化して強固なため、荷重下では天然歯と異なりインプラント周囲の歯槽骨の内、歯槽頂に応力が集中するという生体力学的研究が行われ^{32, 33)}、力学的過大負荷がインプラント周囲の骨吸収の原因の一つと考えられていた。同時にインプラント治療の長期観察例が集積するに従い、エクスターナルコネクションではアバットメントや上部構造締結用のスクリューが緩む問題が認識されるようになり、それによって生じる上部構造のマイクロムーブメントに関する研究³⁴⁾が行われ、スクリューの緩みによるリトリーブブルシステムの利点も言及された。それに対して、円錐形のアバットメントによるインターナルコネクションは荷重下での破折が問題視され、力学的に安全性を証明する研究がなされてきた^{14, 35)}。

一方で、インプラントとアバットメントの接合部のマイクロギャップが着目され、これが皿状の骨吸収とインプラント周囲炎の明らかな原因の一つとされるようになった¹⁰⁻¹³⁾。O'Mahonyら¹²⁾は、脱落インプラントの後ろ向き研究から、マイクロギャップの大きさがアバットメントメントへのプラークの付着の一要因で、それに伴う骨吸収がインプラント失敗の原因であったとしている。またWengらは¹³⁾、インターナルコネクションのアバットメントがマイクロギャップの

上方まで骨形成を生じたのに対して、エクスターナルコネクションのアバットメントでは骨縁上および骨縁下のいずれの深さにマイクロギャップを設定しても骨吸収が生じたとしている。また Hermann ら¹⁰⁾は、一体型のインプラントでは骨吸収が見られなかったのに対して two-piece インプラントでは、骨縁下に埋入しても骨縁レベルに埋入しても、2mmの骨吸収を生じることを犬の実検で証明している。

マイクロギャップは two-piece インプラントのインプラント体のプラットフォームとアバットメントとの間に生じる微小な間隙³⁶⁾であり、インプラント体とアバットメントの作成過程で生じる。その大きさはエクスターナルコネクションのチタン製インプラントを対象に光学顕微鏡で測定した研究²⁴⁾から、垂直方向で平均 $7.9\mu\text{m}$ で、鋳造作成したアバットメントよりも機械研磨の既成アバットメントで有意に大きかったとされている。荷重下でのマイクロムーブメントが骨組織の分化造成に影響を及ぼすかどうかの家兎による研究では、非荷重下の状態と比較すると $60\mu\text{m}$ と $90\mu\text{m}$ の微小振動を加えた方が骨密度が有意に増加するという報告²³⁾もあるが、ネジで固定するエクスターナルコネクションでは荷重下でアバットメントがマイクロムーブメントを生じてマイクロギャップが増大することが明らかになっている²²⁾。このマイクロムーブメントを少なくするためにインターナルコネクションのアバットメントが開発されてきた^{14-17, 37)}。それ以降動物実験や臨床研究により骨吸収量は強固な連結によるマイクロムーブメントの防止とマイクロギャップが無い条件下で少ないことが明らかにされている¹⁸⁻²²⁾。

しかし、マイクロムーブメントの有無とマイクロギャップの大きさのいずれがインプラント周囲の骨吸収に及ぼす影響が大きいかを犬を用いた実検で初めて明らかにした Hermann ら³⁸⁾によると、アバットメントを溶接により強固に連結してマイクロギャップを $10\mu\text{m}$ 、 $50\mu\text{m}$ 、 $100\mu\text{m}$ として下顎骨に埋入した群では、接合部から骨頂までの距離が埋入3か月後にそれぞれ 1.06mm 、 1.28mm 、 1.17mm でマイクロギャップの大きさとは関連がなく、一方ネジで連結した群ではいずれのマイクロギャップ量でも骨頂までの距離は有意に大きかつ

たことから、マイクロギャップの大きさよりもマイクロムーブメントの有無が周囲の骨吸収の主因であることが明らかになっている。しかしこの研究ではマイクロムーブメントの量は検討されていない。

したがって本研究は、これまでに明らかにされていない骨吸収の要因である荷重下でのマイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップの量を定量することを目的に行った。その結果は、インプラント体の種類やアバットメントの連結様式の違うインプラントにおいて、インプラント埋入後アバットメントを連結し、上部構造が装着されて機能した以降の骨吸収量を予見し、互いに比較する際の参考になると考えられる。

インプラント体とアバットメント結合時の非荷重下でのマクロギャップの大きさは 150 倍の光学顕微鏡視野下で計測され報告されている²⁴⁾。しかしマイクロギャップの大きさは荷重負荷時に増大するものと考えられ、荷重下での測定は顕微鏡視野下では不可能である。ひずみゲージは微小な変形を定量的に実測できるため、これまでもインプラント上部構造の咬合力下での変形の計測に使用されている^{39,40)}。ひずみゲージでインプラントとアバットメントメント連結部の変形を計測するためには、小型のひずみゲージが必要であり、本研究では箔ゲージで最小のゲージ長 0.2mm のものを使用した。またひずみゲージは平坦な表面に貼付する必要があるが、インプラント体とアバットメントとの間には直径の差があり、そのままひずみゲージを貼付して計測を行うと残留ひずみが計測値に影響する可能性が有る。そのため、アバットメントを削合研磨してインプラント体と平滑な連続した表面を作成しひずみゲージを貼付した。

この場合、アバットメントの削合による力学的強度の低下がインプラント体とアバットメントとの接合強度に影響する可能性があったため、実験 1 を行い、削合の有無によって荷重-ひずみ曲線と最大荷重量に変化が生じないことをあらかじめ確認した。

またひずみ量には、引張ひずみと圧縮ひずみの二種があり、試験体の圧縮側と引張側では極性の異なるひずみが計測される。本研究の様な片持ち梁試験形式で試験体の曲げによる変形を計測する際には、圧縮側と引張側の間にいわゆる中間域が出現し、ひずみ計測値

が安定しにくい。したがって、試験体の長軸に対して 60° の角度で 6 枚のひずみゲージを貼付する実検 2 を行ったところ、軸に対して上方と下方の位置でのひずみ量が、標準偏差が小さく正確な計測ができることが確認されたので、この二か所のひずみ量を計測する事とした。

引張ひずみは、PlatonIV で最大のひずみ量を計測し、ついで PlatonBio、また Spline で大きなひずみが計測された。圧縮ひずみも PlatonIV で最大のひずみ量を計測し、ついで PlatonBio、Spline で大きなひずみが計測された。特に PlatonIV のひずみは引張ひずみも圧縮ひずみも、他のインプラントより有意さを有して大きく計測された。マイクロギャップの存在は細菌のコロニー形成を助長しインプラント周囲の歯槽骨の吸収の要因である²⁸⁾ことから、本研究の結果ではひずみの極性のうち引張ひずみが計測された部位でマイクロギャップが生じていることを表していると考えられる。荷重下でマイクロギャップが計測されたことは、荷重が繰り返されることによりアバットメントにマイクロムーブメントが生じることを表している。PlatonIV の 5kg (49N) 荷重時の引張ひずみの平均値 $20333 \mu\text{strain}$ は、ひずみゲージ長から換算すると約 $4 \mu\text{m}$ である。272 本の抜去したインプラント体のマイクロギャップについて計測した Scarano ら²²⁾の報告ではスクリュー固定の場合 $60 \mu\text{m}$ であったという。インプラント補綴物装着者の最大咬合力は、34 名について計測した Akça ら⁴¹⁾によれば、平均 353.6N (36kg) であったとされ、本研究の荷重量の約 7 倍である。そのため単純に $4 \mu\text{m}$ を 7 倍 ($28 \mu\text{m}$) しても抜去インプラントで計測されたマイクロギャップ量よりも小さい事になる。同様に Replace $0.46 \mu\text{m}$ 、MKIII $0.58 \mu\text{m}$ 、Speedy $0.54 \mu\text{m}$ 、Spline $2.03 \mu\text{m}$ 、PlatonBio $2.59 \mu\text{m}$ である。したがって生じたマイクロギャップの大きさをインプラント周囲の骨吸収の原因と関連付けることはできない。しかし、Spline、PlatonBio、PlatonIV では $1 \mu\text{m}$ 以上であり、インプラント周囲の歯肉溝で観察される歯周病原性細菌、すなわち *A actinomycetemcomitans*, *P gingivalis*, *T forsythensis*, *T denticolam* の菌体の大きさよりは大きく、PlatonIV のように $28 \mu\text{m}$ を振幅とするマイクロムーブメントが咬合

咀嚼のたびに繰り返し生じた場合は、Hermann ら³⁸⁾が骨吸収にはマイクロギャップの存在よりもマイクロムーブメントが重要な因子だと論じていることから考慮すると、無視できない計測結果と考えられる。

ところで本研究の当初の目的であった、インプラント体とアバットメントとの結合様式の違いによる比較では、エクスターナルコネクションでインターナルコネクションよりも大きなひずみが計測される予測されていた。しかし、Replace 以外のインターナルコネクションタイプのインプラントで大きなひずみが計測されたことは、予測と大きく異なった。この原因は、インターナルコネクションタイプでは、アバットメントの連結部を収容するためにインプラント体の内部に連結空間が必要であり、そのために、インプラント体のカラーの部分に容量欠損が生じ、かえって曲げ荷重に対する抵抗が低下しているためと考えられた。本実験の結果から、マイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップによる骨吸収を防止するためには、インプラントを選択するにあたって、単にインターナルコネクションタイプかエクスターナルコネクションタイプかにより判断することは危険で、個々のインプラント体の力学的特性を明らかにした上で行うことが、重要であり、それによりインプラント周囲炎の防止を図ることが可能になることが明らかとなった。

結論

本研究の結果から、以下のことが明らかになった。

1. ひずみゲージ貼付のためにアバットメントを削合研磨して、インプラント体と一体となる面を作成したが、削合しないアバットメントを連結した場合と最大荷重量には有意差が生じなかった。
2. 形状の異なるインプラント体とアバットメントの連結部に生じる微小な間隙（マイクロギャップ）を、ひずみゲージで計測することを可能にした。
3. 片持ち梁試験によってインプラント-アバットメント間に生じるマイクロギャップをひずみ量で計測すると、荷重側に引張ひずみ、反対側に圧縮ひずみを計測した。
4. ひずみ量が有意差をもって大きく計測されたのは PlatonIV と PlatonBio であった。
5. Replace 以外のインターナルコネクションタイプのインプラントで大きなひずみが計測された
6. 以上の結果から、マイクロムーブメントによって生じるマイクロギャップによる骨吸収を防止するためには、インプラントを選択するにあたって、単にインターナルコネクションタイプかエクスターナルコネクションタイプかにより判断することは危険で、個々のインプラント体の力学的特性を明らかにした上で行うことが、重要であることが明らかとなった。

謝辞

稿を終えるにあたり、終始ご懇切なるご指導とご校閲を賜りました明海大学歯学部歯学研究科形態系病態研究群 嶋田 淳教授に深甚なる謝意を表します。

また本研究の研究発表、論文執筆に終始ご教示、ご校閲を賜りました本学大学院機能系薬理研究群 坂上 宏教授、本学大学院機能系病態機能研究群 申 基喆教授ならびに本学大学院理工系歯材応用研究群 藤沢 政紀教授に御礼申し上げます。

引用文献

- 1) Bidez, MW and Misch CE: Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;289-294,.
- 2) Brånemark, P.I., et al: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scna. J Plast reconstr Surg Suppl* 1977; 16.
- 3) Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Appl Biomater.* 1995;6:267-282.
- 4) Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996;23:971-973.
- 5) De Smet E, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. The influence of plaque and/or excessive loading on marginal soft and hard tissue reactions around Brånemark implants: a review of literature and experience. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001;21:381-393.
- 6) Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007;16:165-75.
- 7) Hänggi MP, Hänggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol* 2005;76:791-802.
- 8) Bormann KH, Stühmer C, Z'Graggen M, Kokemöller H, Rücker M, Gellrich. IL-1 polymorphism and periimplantitis. A literature review. *NC.Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010;120:510-520.
- 9) Rinke S, Ohl S, Ziebolz D, Lange K, Eickholz P. Prevalence of periimplant disease in partially edentulous patients: a practice-based cross-sectional study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:826-833.
- 10) Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*

1997;68:1117-1130.

11) Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71:1412-1424.

12) O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int* 2000;31:249-256.

13) Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1141-1147.

14) Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-571.

15) Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15:625-732.

16) Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, DesRosiers D. AICRG, Part II: Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol* 2004;30:134-143.

17) Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:732-737.

18) King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002;73:1111-1117.

19) Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82:232-237.

20) Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role

of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003;74:346-252.

21) Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent* 2003;12:259-265.

22) Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005;31:269-275.

23) Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, Puers R, Naert I. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol* 2006;51:1-9.

24) Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.

25) Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.

26) Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.

27) George, A, Zarb and Tomas Albrektson:インプラント結合の性状. In: ティッシュインテグレーション補綴療法. P-I, Brånemark 他編、関根 弘 他訳、クインテッセンス出版、東京、pp89-98, 1990.

28) Dental implants. Benefit and risk. *Natl Inst Health Consens Dev Conf Summ* 1978;1:13-19.

29) NIH Consensus Conference Statement: dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:290-293.

30) 申 基喆、他：歯周病患者におけるインプラント治療の指針. 日本歯周病学会編、1頁、2008、東京、日本歯周病学会。

31) Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in

- implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
- 32) Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78:22-27.
- 33) Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-111.
- 34) Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-278.
- 35) Norton MR. Understanding the intimate relationship between biomechanics and optimal clinical performance: application of implant design. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:21-25.
- 36) 萩原芳幸：固定性上部構造の種類とアバットメントの選択、第3章 診断と治療学、Ⅲ治療計画の立案、114-122 頁、よくわかる口腔インプラント学第2版、医歯薬出版、2011、東京。
- 37) Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, DesRosiers D. AICRG, Part II: Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):134-43.
- 38) King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002;73:1111-1117.
- 39) Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:70-77.
- 40) Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:413-417.
- 41) Akça K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:331-336.
- 42) Kocar M, Seme K, Hren NI. Characterization of the normal bacterial flora

in peri-implant sulci of partially and completely edentulous patients. Int
J Oral Maxillofac Implants 2010;25:690-698.

須藤 純 論文図表

図表の説明

表1 アバットメント研磨が最大荷重量に及ぼす影響

ひずみゲージの計測値が 0 に復位しなくなる荷重量は、アバットメントを研磨した群と研磨しない群で有意差を認めなかった。

表2 引張ひずみ量の比較

PlatonIV で大きなひずみが生じていることが明らかとなった。

表3 圧縮ひずみ量の比較

PlatonIV で大きなひずみが生じていることが明らかとなった。

図1 インプラント体の種類

実験に使用したインプラント体の種類。

図2 インプラント体植立モデル

インプラント体を 3.0cm×3.0cm×3.0cm 大の立方体形状のアルミ製のブロック体の中心部に挿入して合着固定し作成した。

図3 インプラント体とアバットメント・上部構造体複合体の結合

インプラント体植立モデルとアバットメント・上部構造体複合体を、専用のドライバーとトルクレンチを使用して 30N c m のトルクで結合した。

図4 試験体の固定とロードセルの装着

インプラント体植立モデルのアルミブロックを万力で固定し、アバットメント・上部構造体複合体の上部中央に付与した陥凹部にロードセルを装着して、荷重量を計測した。

図5 ひずみ計測機器

ひずみゲージのリード線をブリッジボックスに接続しひずみを計測した。

図6 アバットメントへの荷重負荷部位

ひずみゲージを接着したインプラント体とアバットメントの状態を示す。荷重は連結部から4mmの位置に負荷した。

図7 Replaceのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

図8 PlatonIVのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

図9 PlatonBioのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

図10 Splineのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

図11 Speedyのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

図12 MkIIIのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

図13 ゲージの貼付位置の違いによるひずみ量

図14 引張ひずみの比較

図 15 圧縮ひずみの比較

表1 アバットメント研摩が最大荷重量に及ぼす影響

PlatonBio		PlatonIV		Spline		Speedy		MkIII		Replace	
研摩(-)	研摩(+)	研摩(-)	研摩(+)	研摩(-)	研摩(+)	研摩(-)	研摩(+)	研摩(-)	研摩(+)	研摩(-)	研摩(+)
41.76	40.46	44.00	43.14	67.66	68.57	74.07	72.68	51.23	50.32	69.22	68.03
±	±	±	±	±	8±	±	7±	3±	8±	±	±
3.377	2.241	3.961	4.083	5.460	4.097	5.917	4.968	4.720	4.667	5.820	5.940
NS		NS		NS		NS		NS		NS	

Mean ± SD

NS=not significant, Student's t-test

表2 引張ひずみ量の比較

Implant	PlatonBio	PlatonIV	Spline	Speedy	MkIII	Replace
Replace		**				-
MkIII		**			-	
Speedy		**		-		
Spline		*	-			
PlatonIV	*	-				
PlatonBio	-					

One-way ANOVA+Bonferroni post test

**= $p < 0.001$

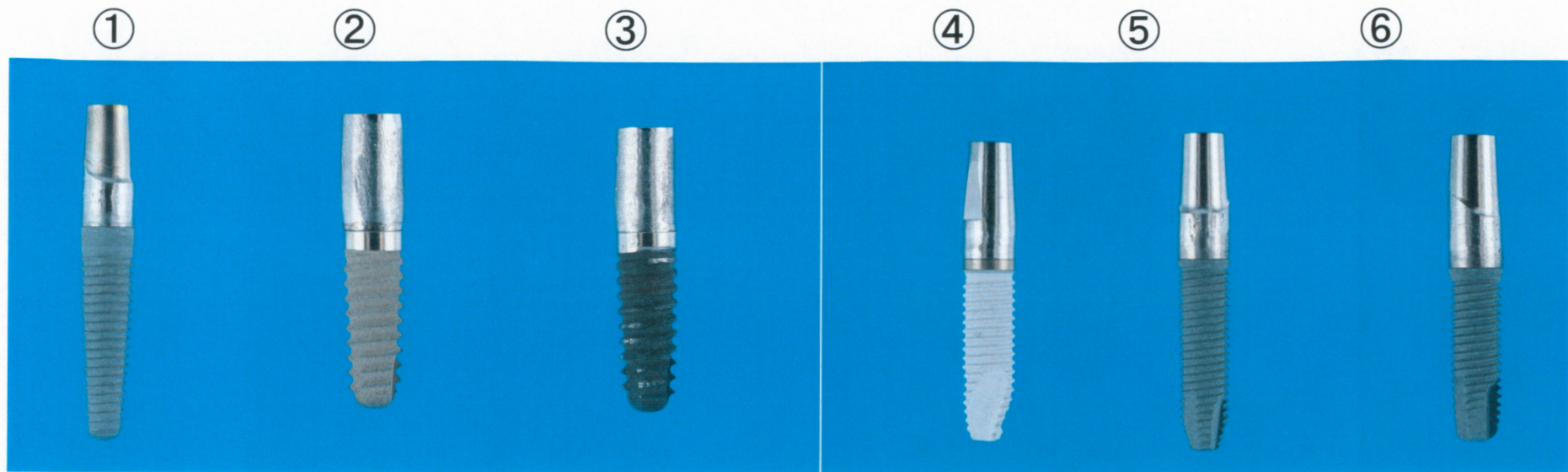
* = $p < 0.01$

表3 圧縮ひずみ量の比較

Implant	PlatonBio	PlatonIV	Spline	Speedy	MkIII	Replace
Replace		*				-
MkIII		*			-	
Speedy		*		-		
Spline		*	-			
PlatonIV		-				
PlatonBio	-					

One-way ANOVA+Bonferroni post test

* = $p < 0.01$



インターナルコネクション

- ① NobelReplace® Tapered Groovy RP ϕ 4.3x13mm (以下、Replace)
- ② Platon® Implant System TYPE IV ϕ 3.8x12mm (以下、PlatonIV)
- ③ Platon® Implant System TYPE IVBio ϕ 3.8x12mm (以下、PlatonBio)

エクスターナルコネクション

- ④ Spline Twist Implant ϕ 3.75x13mm (以下、Spline)
- ⑤ NobelSpeedyGroovy RP ϕ 4x13mm (以下、Speedy)
- ⑥ Brånemark System MkIII Groovy RP ϕ 3.75x13mm (以下、MkIII)

図1 インプラント体の種類

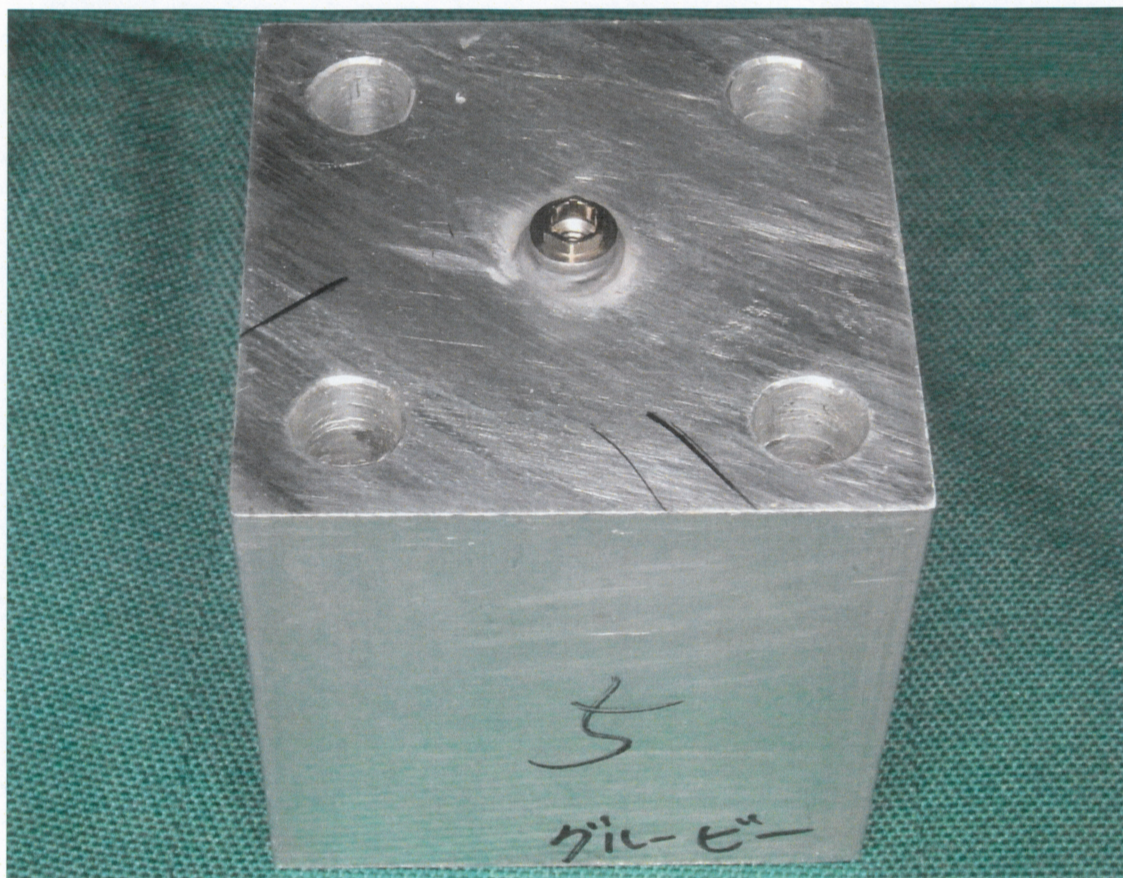


図2 インプラント体植立モデル

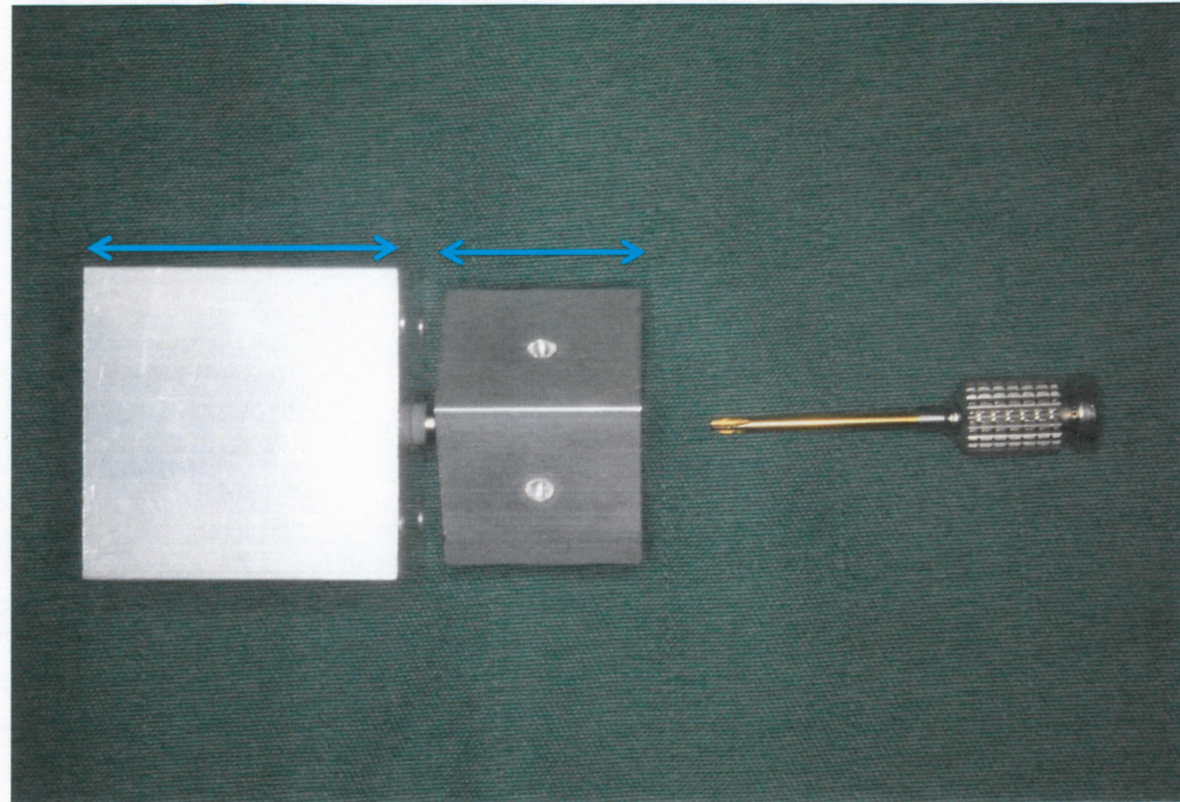


図3 インプラント体とアバットメント・上部構造体複合体の結合



図4 試験体の固定とロードセルの装着

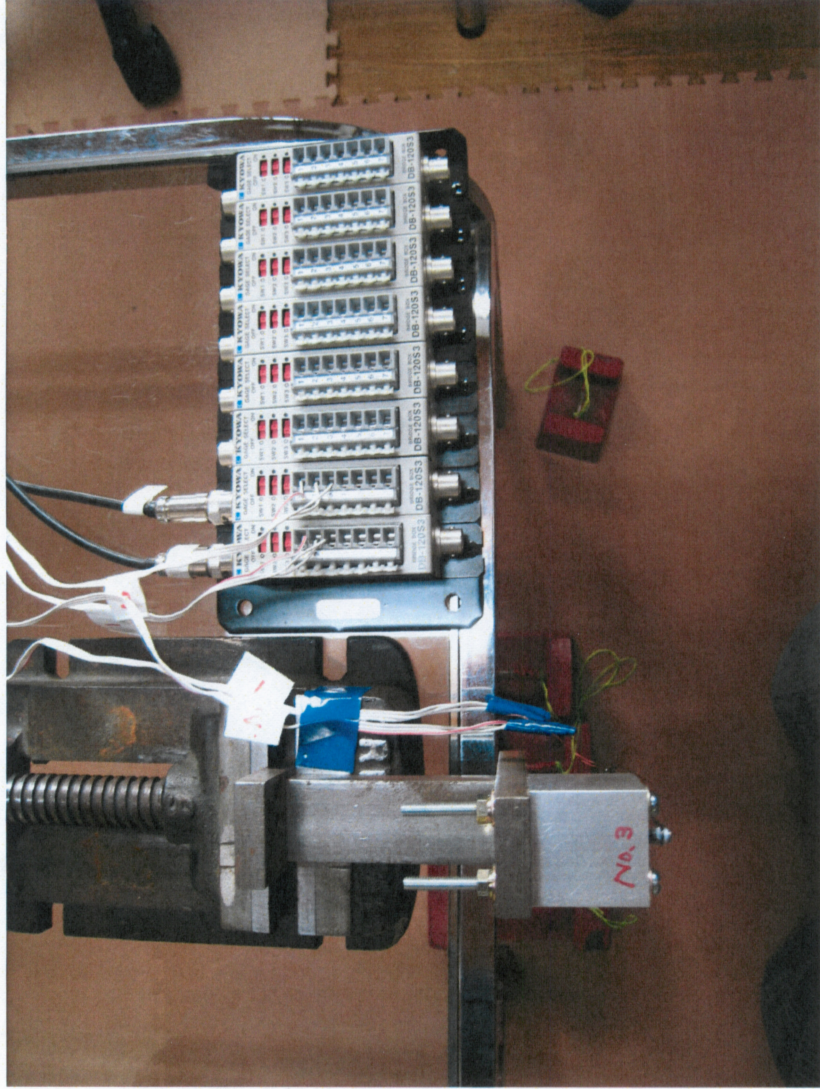


図5 ひずみ計測機器

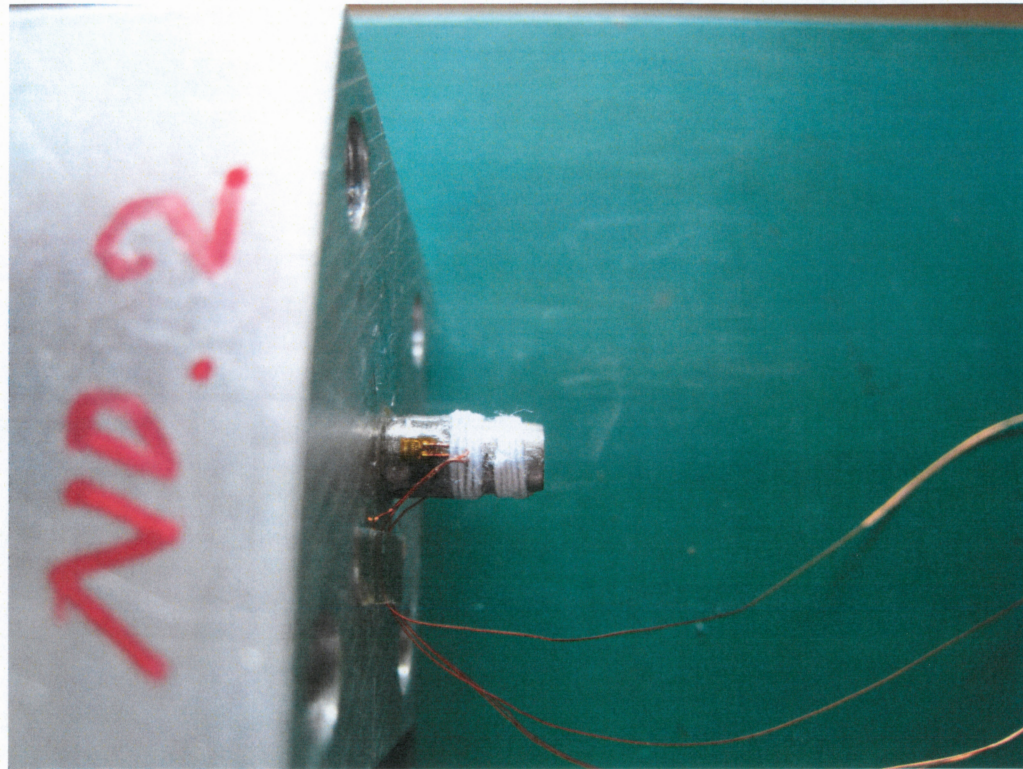


図6 アバットメントへの荷重負荷部位

歪量(単位: μ strain)

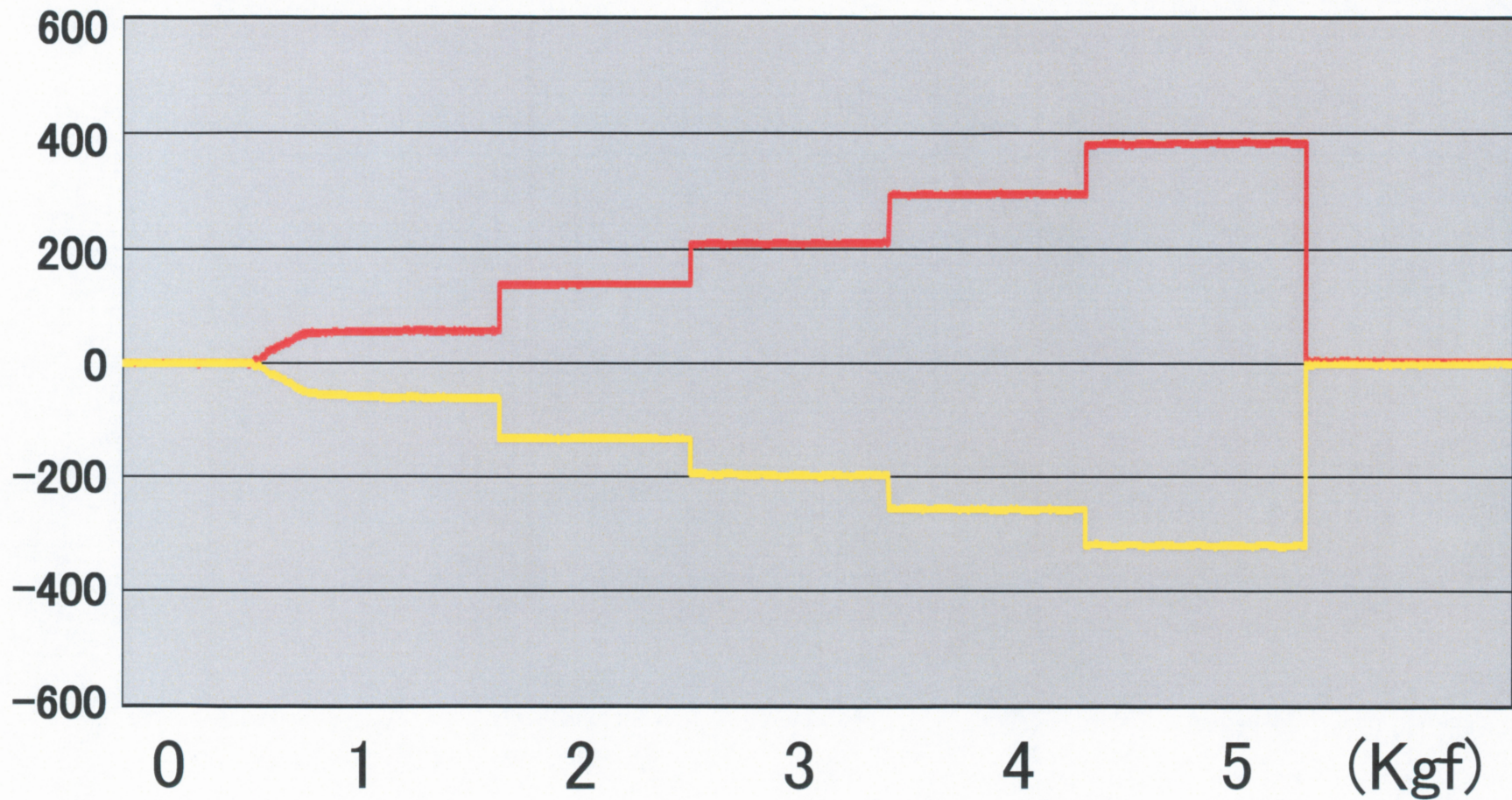
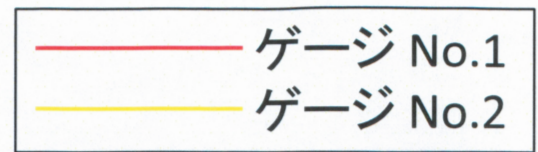


図7 Replaceのアバットメント研摩無し試験体の荷重-ひずみ線図

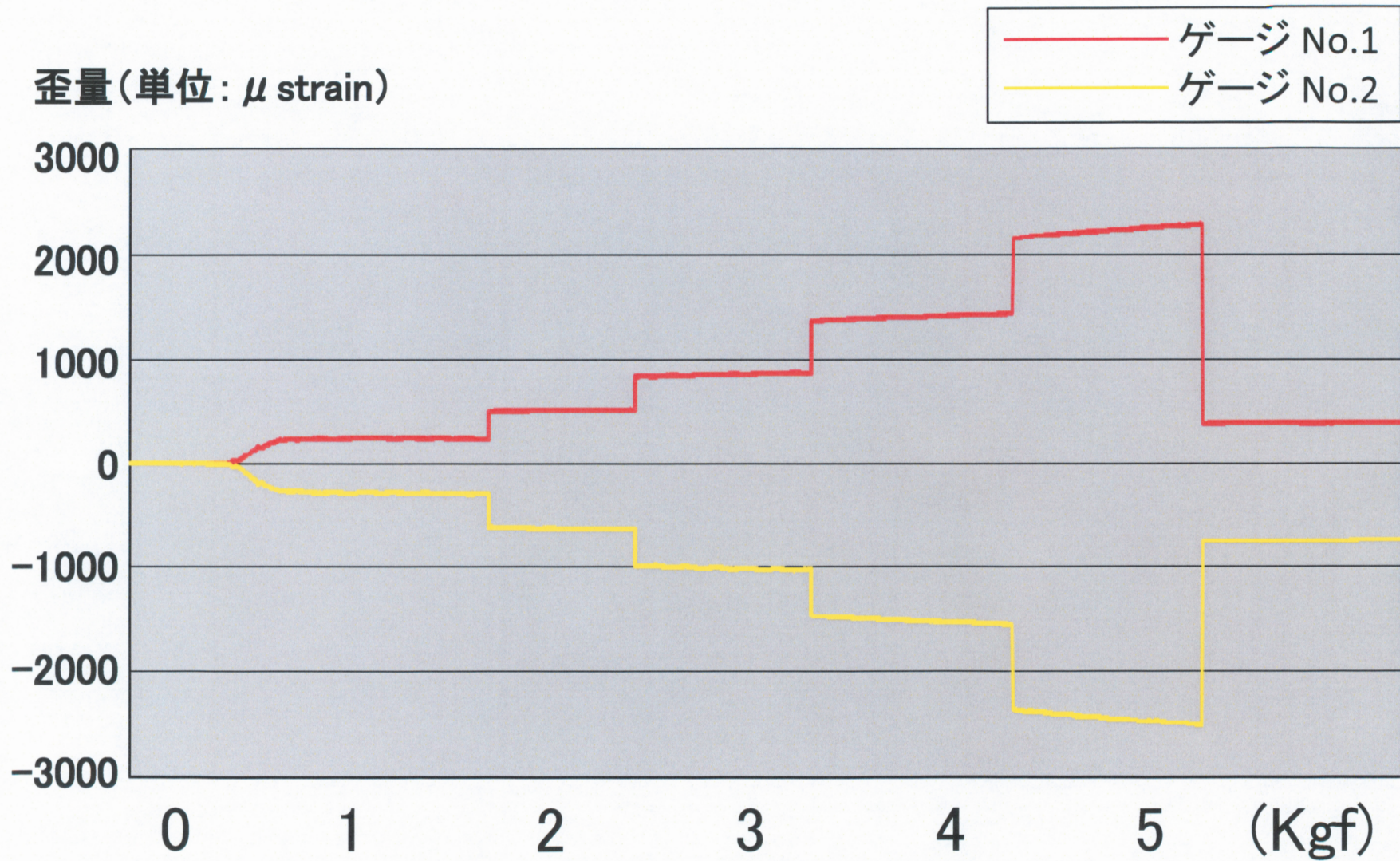


図9 PlatonBioのアバットメント研摩無し試験体の荷重-ひずみ線図

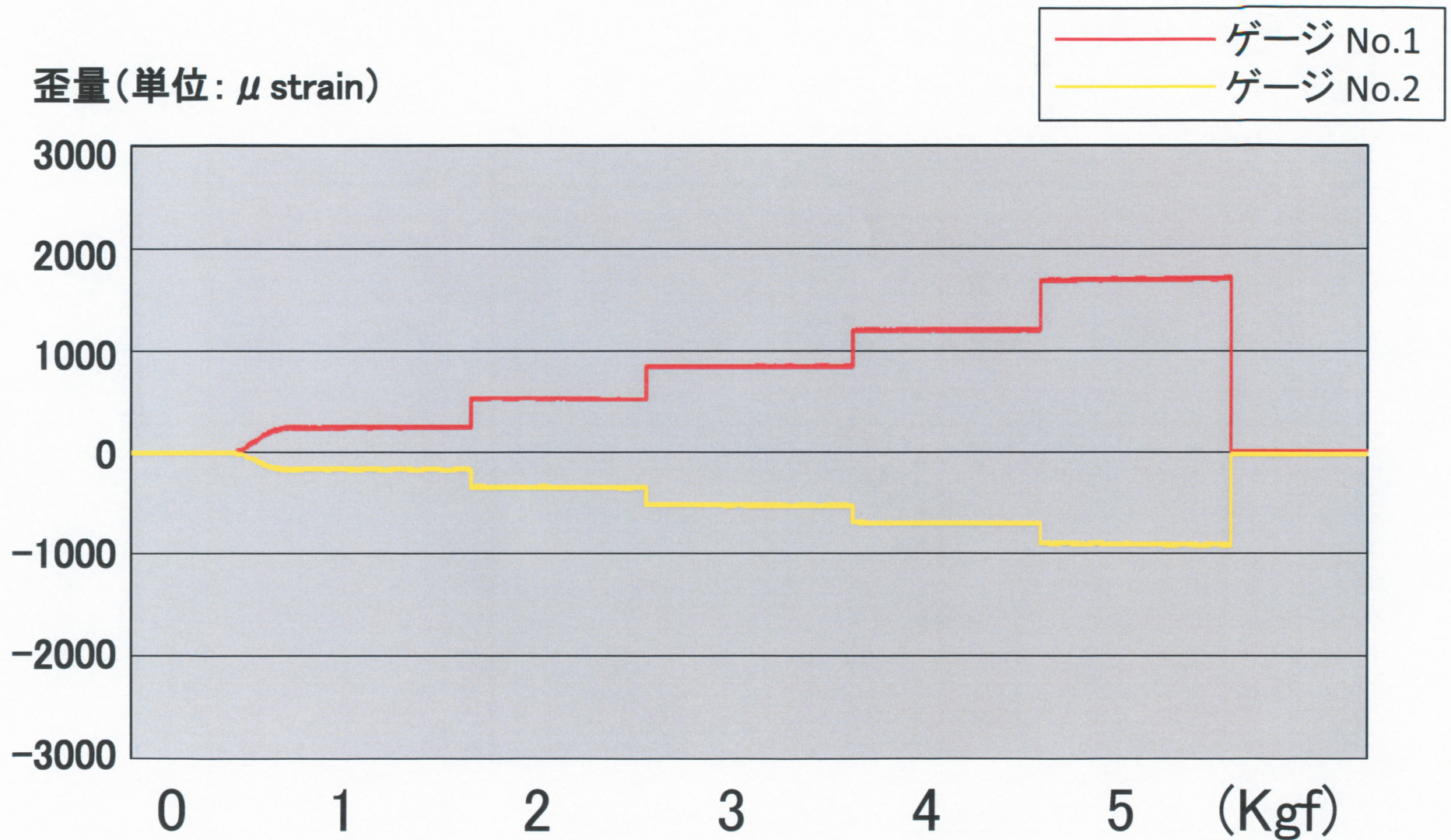


図10 Splineのアバットメント研摩無し試験体の荷重-ひずみ線図

歪量(単位: μ strain)

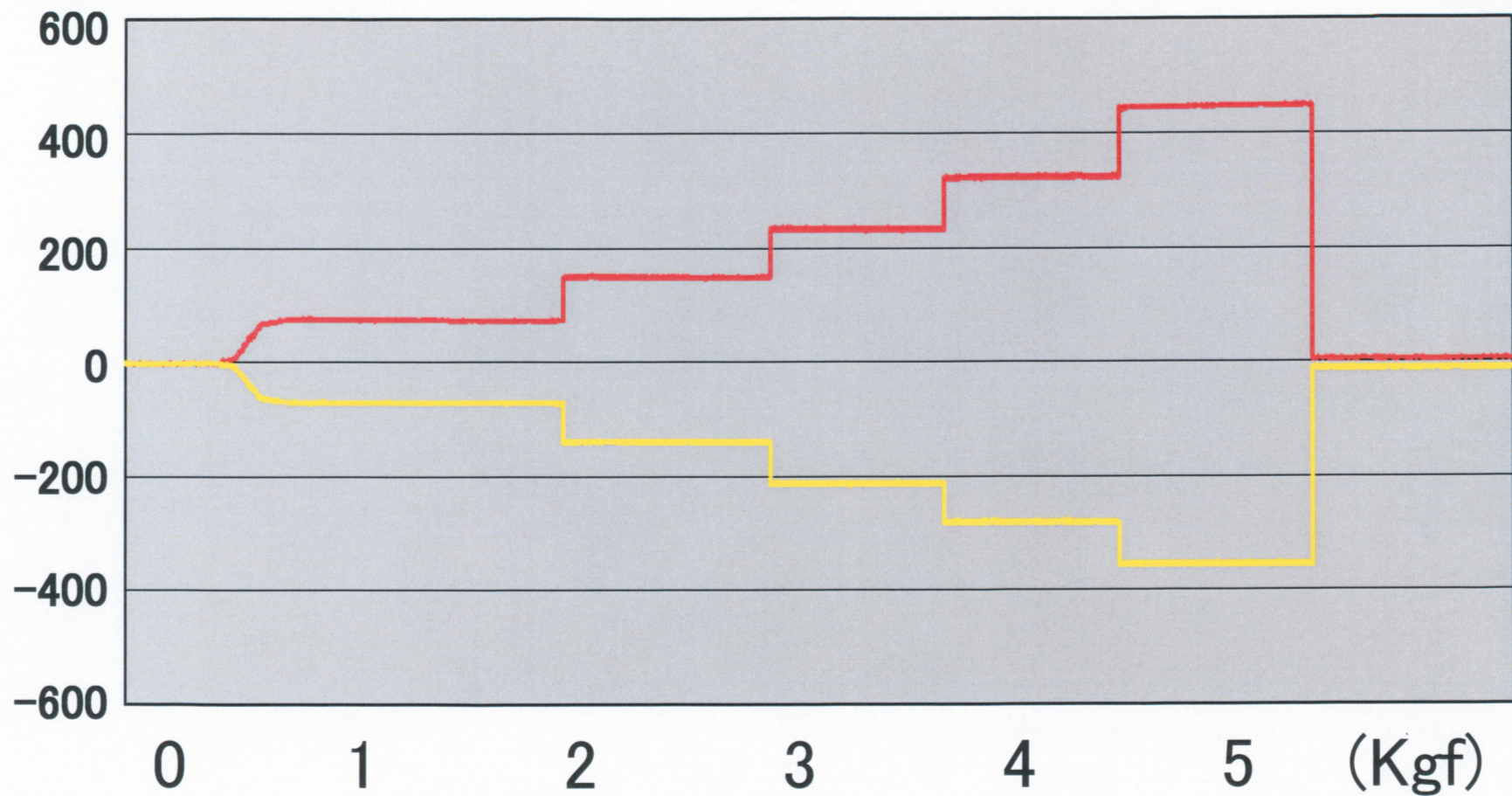


図11 Speedyのアバットメント研摩無し試験体の荷重-ひずみ線図

歪量(単位: μ strain)

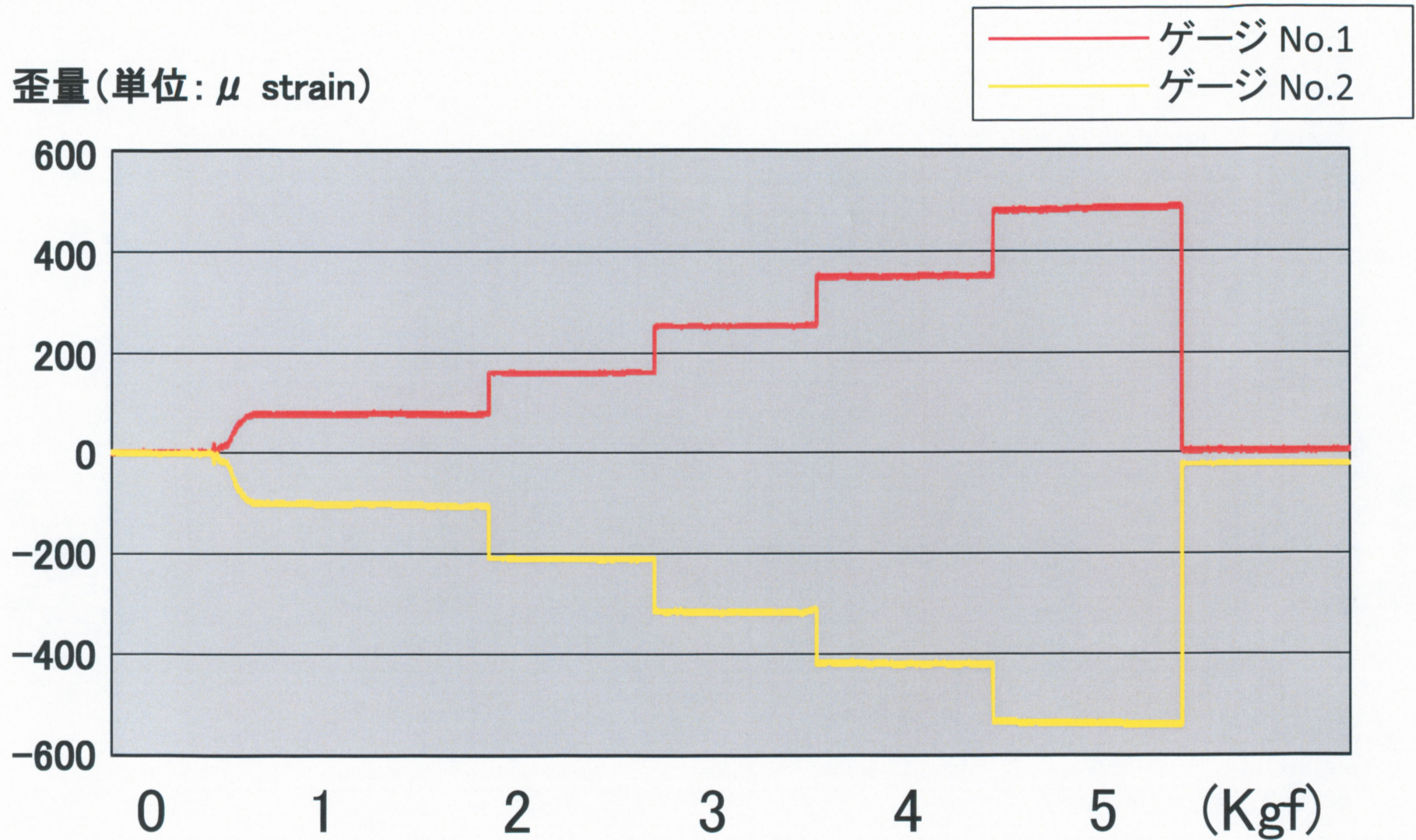


図12 MkⅢのアバットメント研磨無し試験体の荷重-ひずみ線図

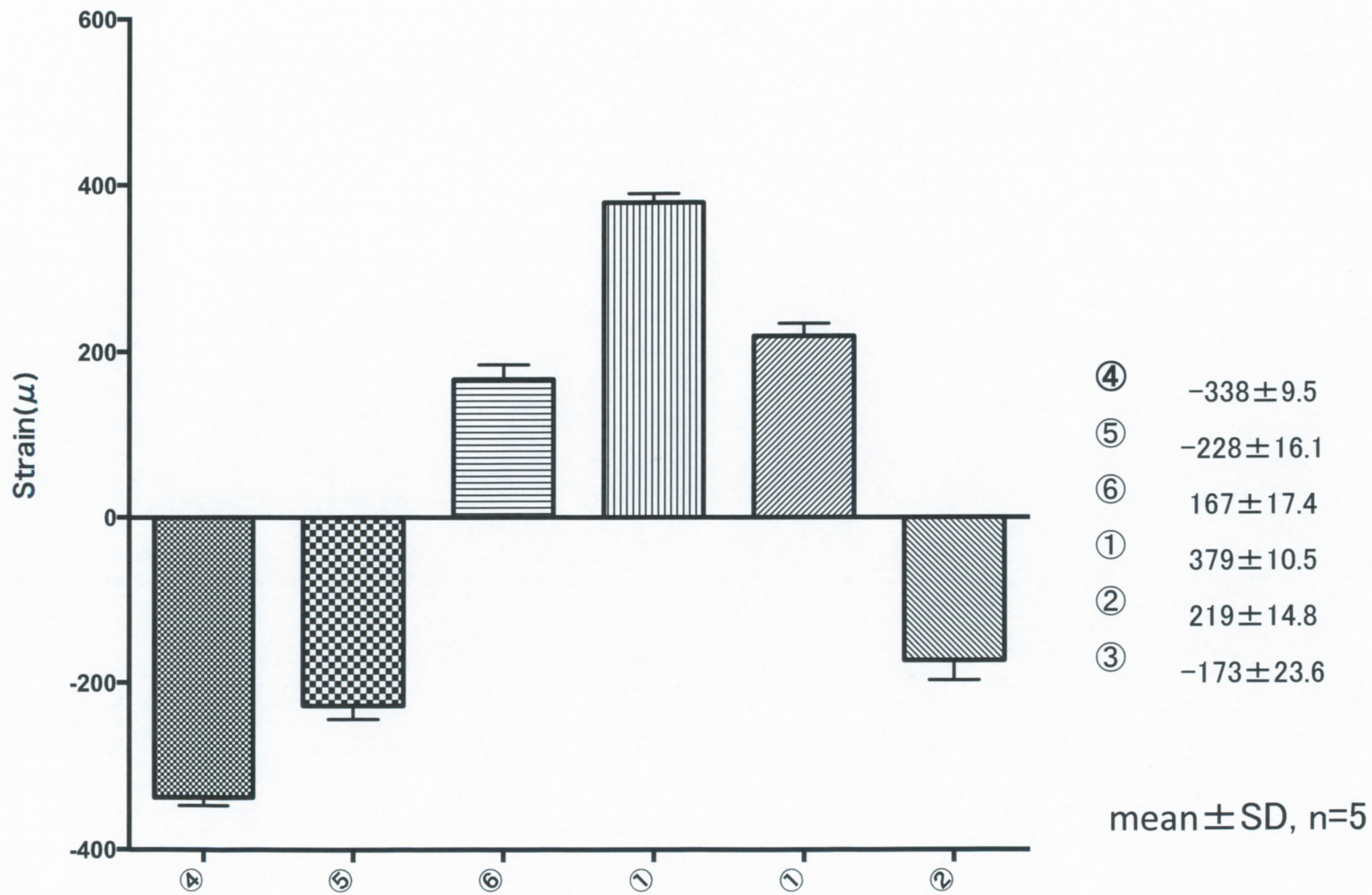
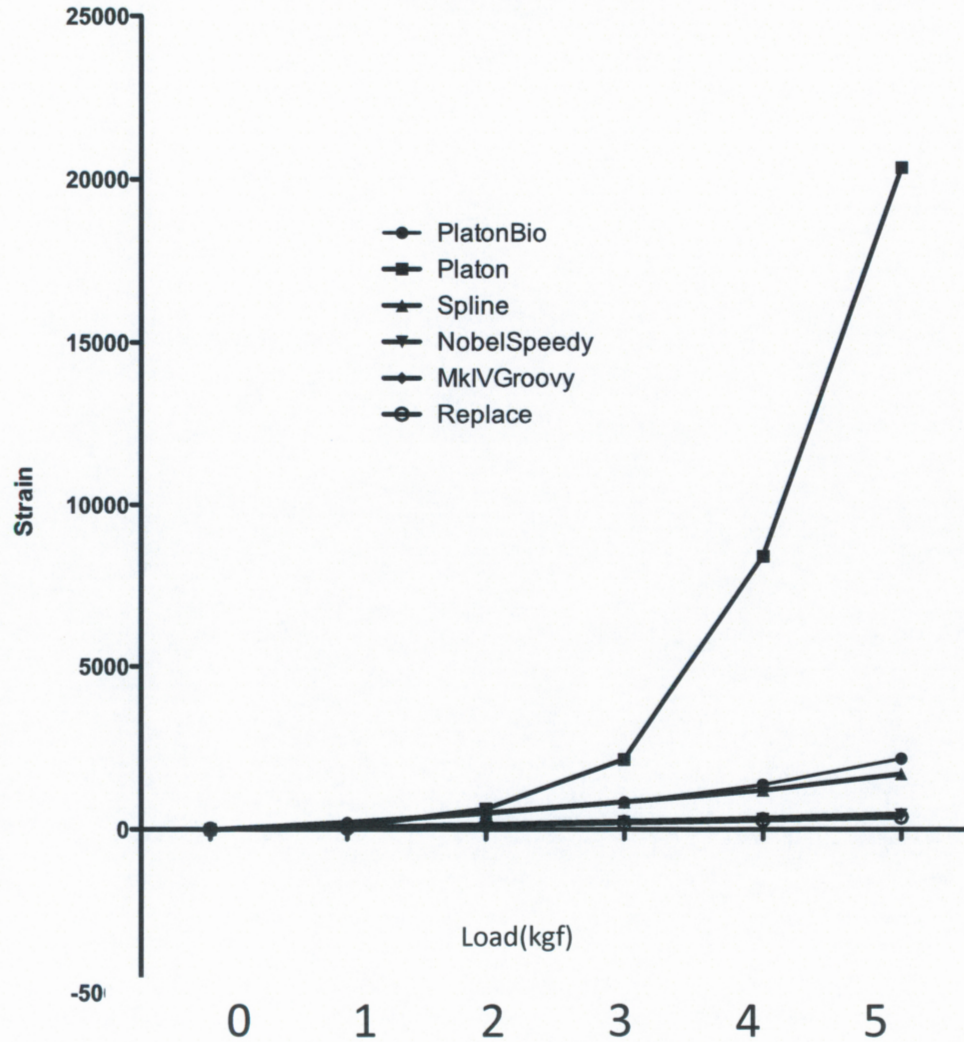


図13 ゲージの貼付位置の違いによるひずみ量

引張ひずみ

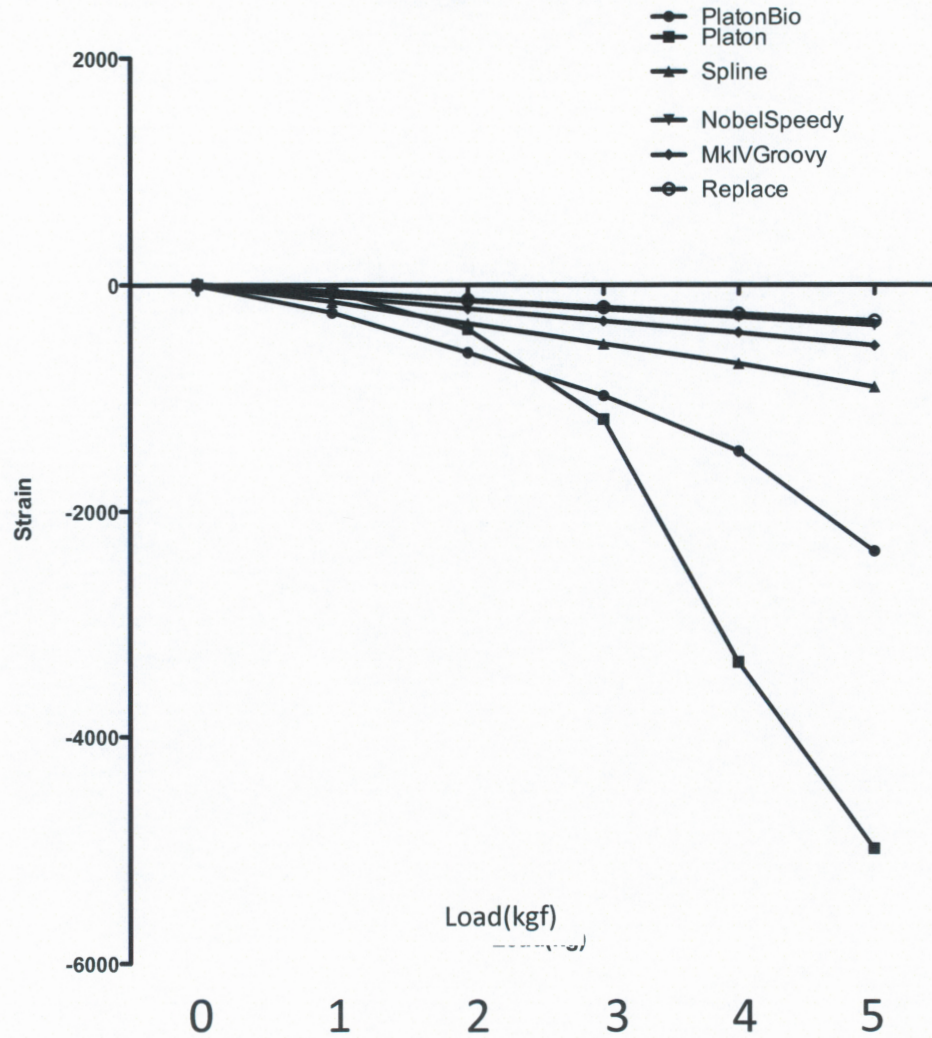


インプラント体	ひずみ (μ strain)
Replace	383 ± 0.2
MkIII	485 ± 0.4
Speedy	447 ± 1.4
Spline	1694 ± 8.0
PlatonIV	20333 ± 154.1
PlatonBio	2159 ± 60.2

Mean \pm SD, n=5

図14 引張ひずみの比較

圧縮ひずみ



インプラント体	ひずみ (μ strain)
Replace	-318 ± 0.1
MkIII	-536 ± 0.3
Speedy	-355 ± 0.9
Spline	-899 ± 2.7
PlatonIV	-4983 ± 23.9
PlatonBio	-2354 ± 50.7

Mean ± SD, n=5

図15 圧縮ひずみの比較