



Title	インプラントオーバーデンチャーにおけるアタッチメントの高さと形態がインプラントに加わる側方力と義歯床の沈下に及ぼす影響
Author(s)	応, 自為
Citation	大阪大学, 2015, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://doi.org/10.18910/52345">https://doi.org/10.18910/52345</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

インプラントオーバーデンチャーにおける  
アタッチメントの高さと形態が  
インプラントに加わる側方力と  
義歯床の沈下に及ぼす影響

大阪大学大学院歯学研究科  
顎口腔機能再建学講座  
応 自 為

指 導

大阪大学大学院歯学研究科  
顎口腔機能再建学講座  
前田芳信 教授

## 緒 言

インプラントオーバーデンチャー（以下 IOD とする）は下顎無歯顎に対する治療の第一選択であるとされている<sup>1)</sup>。患者の IOD の装着は，従来の義歯の装着と比較して，QOL や患者満足度が向上すると言われ，維持安定性の向上や顎堤の吸収抑制を実現できると考えられている<sup>2, 3)</sup>。IOD には様々なアタッチメントが使用されるが，単独で用いられるスタッドアタッチメントは，バーアタッチメントなどの連結されたアタッチメントよりも側方力の影響を受け易いため，本研究ではスタッドアタッチメントに注目した。IOD に使用される代表的なスタッドアタッチメントとしては，ボールアタッチメント，ロケーターアタッチメント，磁性アタッチメントなどが挙げられ<sup>4-8)</sup>，コストが低い，取り替え易い，顎間距離が少ない症例でも使えるなどの利点を有している<sup>9)</sup>。

これまでに，インプラントに悪影響を及ぼす要因を明らかにするために，アタッチメントの種類の違いを比較する臨床研究<sup>4, 7, 8, 10-15)</sup>や模型実験<sup>16-21)</sup>が数多く見られるものの，高さや形態などが全く異なるもの同士を比較しており（表1），正しい比較とは言えない．また，同じ高さや形態の条件下で比較している研究も存在していない．そこで本研究では，炎症を伴った場合に骨吸収の問題を起こす可能性のあるインプラントに加わる側方力とIODの義歯の回転沈下量を指標として，インプラントオーバーデンチャーにおけるアタッチメントの高さや形態がインプラントに加わる側方力と義歯床の沈下に及ぼす影響を明らかにすることを目的として以下の実験的検討を行った．

実験Ⅰでは，アタッチメントの条件を同一にし，高さや形態がインプラントに加わる側方力に及ぼす影響について検討し，実験Ⅱでは，アタッチメントの条件を同一にし，高さ

や形態が義歯床沈下量に及ぼす影響について検討した。実験Ⅲでは、実験Ⅰ、Ⅱの結果から新たなアタッチメントのインプラントに加わる側方力と義歯床沈下量を推定できるかの検証を行った。

### 実験Ⅰ．アタッチメントの高さや形態がインプラントに加わる側方力に及ぼす影響

インプラント周囲炎が存在する場合、過剰な力によりインテグレーションが失われると言われている<sup>22)</sup>。そこで本研究では、インプラントの喪失に影響するインプラントに加わる側方力に注目し、下顎直線型無歯顎模型を用いて、アタッチメントの条件を同一にし、高さや形態がインプラントに加わる側方力に与える影響について検討した。

#### 1．方法：

##### 1) 実験モデルの製作

#### ( 1 ) ひずみゲージの貼付

実験には，長さ 12mm，直径 3.8mm のインプラント（ジェネシオ，ジーシー社）を用いた．インプラント表面のひずみを計測するため，まずその表面をサンドブラスト処理し，アルコールシート（ステリコット $\alpha$ ，川本産業）にて清拭し，プライマー（メタルプライマーⅡ，ジーシー社）を塗り，平坦な面にひずみゲージを貼付するため，即時重合レジン（ユニファストⅢクリアー，ジーシー社）にてコーティングした後，研磨を行った．その上に 2 枚のひずみゲージ（KFG-1N-120-C1-11N50C2，共和電業社）をインプラント長軸方向のひずみが捉えられ，互いのゲージが向かい合うように，接着剤（CC-33A，共和電業社）を用いて貼付した（図 1）．

#### ( 2 ) 実験用模型の製作

顎堤形態を単純化するため，幅 10mm，長さ 60mm，上部は半径が 5mm の半円形の直

線型模型を注入型レジン（パラプレスバリオ，Kulzer 社）にて製作した．実験床については，高さ 20mm，長さ 60mm，上面の幅 8mm の咬合堤状態の床を注入型レジンにて製作した．

次に，直線型模型と実験床との間に，シリコン系適合試験材（フィットチェッカー，ジーシー社）を注入し，厚径 2 mm の擬似顎粘膜を製作し，接着材（アドヒーシブ，ジーシー社）にて顎堤模型に接着させた（図 2）．

### （3）支台歯センサの製作と埋め込み

実験用模型近心端から 16mm の位置を犬歯と想定し，その位置にひずみゲージが近遠心方向，インプラントの長軸が咬合平面と垂直に，インプラントプラットフォームと顎堤頂部とが一致するように実験用模型に埋め込み，即時重合レジンにて固定した（図 2）．

## 2) ひずみの計測

ひずみゲージをセンサインタフェース (PCD-300A, 共和電業社) に接続し, パーソナルコンピュータ (Endeavor NJ5500, セイコーエプソン社) を用いてひずみの計測を行った. 計測は, ひずみを計測時間 10 秒, 計測間隔 50m 秒, 計 500 点で行った (図 3).

## 3) 校正実験

0.98N, 1.96N, 2.94N, 3.92N, 4.9N の 5 種類の荷重をインプラント頸部から歯冠部へ 4 mm 離れた部位にインプラント長軸に対して垂直の近遠心方向に加え, ひずみを 10 回ずつ計測し, 校正直線を作成した (図 4). その結果, 算出した校正係数は 4.47 となり, 相関係数は 0.994 で, 1 に近い値となり, 荷重とひずみとの間に高い相関が認められた.

## 4) 実験に用いたスタッドアタッチメント

IOD に用いられる代表的なスタッドアタッ



チメントであるボールアタッチメントとロケータアタッチメントを実験に用いた。まず、ボールアタッチメント（ジーシー社）は、当教室の前田が考案したものでメール部が球形態で高さ 3mm の B 型，メール部が笠形態で高さが B 型と同じ 3mm の H2，H2.25，H2.5 型，H2.5 型と同形態で高さ 2.5mm の M 型の 5 種類（図 5）を使用した。次に，ロケータアタッチメント（ZEST ANCHORS 社）は，高さが 2mm，3mm，4mm のアタッチメントに，維持力が 0.7kg の青色，1.4kg のピンク色，2.3kg の白色の 3 種類のメール（図 6）を用いた。

##### 5）スタッドアタッチメントの取り付け

アタッチメントがフィメール部であるメタルハウジングに適合している状態で，即時重合レジンでメタルハウジングを実験床に取り付け，メタルハウジングを実験用義歯内に固定した後，顎堤頂が地面と水平になるように

直線型模型を固定した（図 7）。荷重位置は，実験床咬合面上で近心端から 23mm（第一小臼歯相当部），44mm（第一大臼歯相当部）の頬舌的中央の 2 点とし，49N の垂直荷重を加えた．

#### 6）側方力の計測

すべての計測は各条件で 5 回行い，校正係数を用いて，側方力に変換した．得られた近遠心方向の側方力は，支台歯を近心方向に傾斜させる場合を正の値とし，遠心方向に傾斜させる場合を負の値とした．

#### 7）統計方法

統計処理は，同じアタッチメントの荷重位置と同じ形態のボールアタッチメントの高さによる比較は，t 検定を行い，その他の比較には一元配置分散分析法を用い，有意差が認められた場合には Tukey 多重比較検定を行い，インプラントに加わる側方力のアタッチ

メントによる差の検定を行った。また，要因の影響の大きさを検討するため，インプラントに加わる側方力を目的変数とし，アタッチメントの高さと回転許容性を説明変数とし，重回帰分析を用いて検討した。有意水準は5%とした。

## 2．結果

### 1) 荷重位置による側方力の比較

B型アタッチメントにおいて，第一小臼歯部荷重の側方力は6.1Nで，第一大臼歯部荷重の側方力は3.3Nであった。第一小臼歯部荷重の方が第一大臼歯部荷重と比較し，義歯床側方力が有意に大きくなった ( $p<0.05$ )。他のアタッチメントにおいても同様の傾向が認められた ( $p<0.05$ ) (図8)。

### 2) ボールアタッチメントの場合

P1とM1のいずれの荷重位置においても，同じ形態で高さが異なるH2.5型とM型にお

いて，高さの低い M 型の方が H2.5 型と比較し，インプラントに加わる側方力が有意に小さくなった ( $p<0.05$ ) (図 9)．同じ高さで最大豊隆部の位置がそれぞれ 2mm，2.25mm，2.25mm，2.5mm の形態が異なる H2 型，B 型，H2.25 型，H2.5 型の順に，インプラントに加わる側方力が有意に小さくなった ( $p<0.05$ ) (図 10)．

### 3) ロケーターアタッチメントの場合

いずれの荷重位置においても，同じ維持力のメールを用いた場合，高さが 4mm，3mm，2mm のロケーターアタッチメントの順に，インプラントに加わる側方力は有意に小さくなった ( $p<0.05$ ) (図 11)．同じ高さのロケーターアタッチメントにおいて比較した場合，維持力が 2.3kg の白，1.4kg のピンク，0.7kg の青のメールを用いた実験では，メールの維持力が小さくなるにつれ，インプラントに加わる側方力は有意に小さくなった (図 12)．

#### 4) 回転許容性について

ボールアタッチメントの実験結果とアタッチメントの動きとの関係を明らかにするためアタッチメントの断面に注目し，アタッチメントの動きと接触を作図により確認した（図13）．その結果，H2，B，H2.25，H2.5の順にフィメールがメールに接触するまでの回転角度，すなわち回転許容性が大きくなった．

#### 5) 重回帰分析の結果

ボールアタッチメントの高さと回転許容性について，重回帰分析を用いて検討した結果，高さと回転許容性はともに有意な要因となり，回転許容性よりも高さの方が側方力に与える影響が大きいことが示された（表2）．

### 3. 小括

ボールアタッチメントとロケーターアタッチメントのいずれのアタッチメントにおいても，同じ形態で高さが高い方がインプラント

に加わる側方力が小さかった．同じ高さの場合，ボールアタッチメントでは最大豊隆部の位置が高い方が，ロケーターアタッチメントでは低い維持力のメールを用いた方が側方力は小さかった．

以上のことより，アタッチメントを比較する場合には高さを同一にすることが重要であることが明らかになった．

さらに，ボールアタッチメントは最大豊隆部の高さを高くする形態的な工夫やアタッチメントの高さを低くすることにより，インプラントに加わる側方力を軽減できる可能性が示唆された．また，ロケーターアタッチメントの維持力の低いメールを選ぶことにより，インプラントに加わる側方力を軽減できる可能性が示唆された．

## 実験Ⅱ．アタッチメントの高さや形態が

### 義歯床沈下量に及ぼす影響

インプラントオーバーデンチャーは，コンプリートデンチャーと比較して，義歯床沈下量が少ないことにより，患者満足度が高くなったことが報告されている<sup>2, 3)</sup>．そこで本研究では，患者満足度に影響すると考えられる義歯床沈下量に注目し，下顎直線型無歯顎模型を用いて，アタッチメントの条件を同一にし，高さや形態が義歯床沈下量に与える影響について検討した．

#### 1．方法

実験Ⅰと同様に1本のインプラント頸部に2枚のひずみゲージを貼付し，直線型顎堤模型に固定し，実験用模型を製作した．実験用模型は，義歯床遠心端から1 mmの所にデジマチックハイトゲージ（HD-30AX，ミットヨ社）の測定子を設置し，実験用義歯咬合面上

の近心端から 23mm, 44mm の頬舌的中央の 2 点に, 49N の垂直荷重を加えた。B 型, H2 型, H2.25 型, H2.5 型, M 型ボールアタッチメントと高さや維持力の異なるロケータアタッチメントの各条件で 5 回, 義歯床沈下量の計測を行った。

なお, 統計処理は, 差の検定については実験 I と同様に行い, 重回帰分析については義歯床沈下量を目的変数, 高さと回転許容性を説明変数として検討を行った。

## 2. 結果

### 1) 荷重位置による沈下量の比較

B 型アタッチメントにおいて, 第一小臼歯部荷重の沈下量は 0.84mm で, 第一大臼歯部荷重の沈下量は 1.32mm であった (図 14)。第一大臼歯部荷重の方が第一小臼歯部と比較し, 義歯床沈下量が有意に大きくなった ( $p<0.05$ )。他のアタッチメントにおいても同じ傾向が認められた。



## 2) ボールアタッチメントの場合の高さや形態による沈下量の比較

同じ形態のアタッチメントの高さによる沈下量を比較した結果，第一大臼歯部荷重において，H2.5型の沈下量は1.32mm，M型は1.2mmであった（図15）．アタッチメントが同形態で高さの低いM型の方がH2.5型と比較し，義歯床沈下量が有意に小さくなった（ $p<0.05$ ）．

同じ高さのアタッチメントの形態による沈下量を比較した結果，第一小臼歯部荷重において，B型とH型の沈下量はほぼ同じ0.84mmであった（図16）．アタッチメントの形態による沈下量に有意差はなかった．第一大臼歯部荷重においても，B型とH型の沈下量はほぼ同じく1.32mmであった．アタッチメントの形態による沈下量に有意差は認められなかった．

### 3) ロケーターアタッチメントの場合の高さや形態による沈下量の比較

同じ維持力のロケーターアタッチメントにおいて，高さが低い方が義歯床沈下量が有意に小さかった ( $p<0.05$ ) (図 17)．また，同じ高さのロケーターアタッチメントのメールの維持力の違いによる義歯床沈下量に有意差はなかった (図 18)．

### 4) 重回帰分析の結果

ボールアタッチメントの高さと回転許容性を説明変数，沈下量を目的変数として重回帰分析を用いて検討した結果，高さが有意な要因となり，沈下量に対しても高さの影響が大きいことが示された (表 3)．

## 3. 小括

アタッチメント高さの低い方が義歯床沈下量は小さくなった．ボールアタッチメント形態とロケーターアタッチメントの維持力によ

る義歯床沈下量の差はなかった。

以上のことより，義歯床の沈下量においても，アタッチメントの高さが重要な因子であることが明らかになった。

さらにアタッチメントの高さを低くすることにより，義歯床沈下量を軽減できる可能性が示唆された。

### 実験Ⅲ．新たなアタッチメントのインプラントに加わる 側方力と義歯床沈下量を推定できるかの検証

実験ⅠとⅡの結果から，アタッチメントの種類に関わらず，同一条件下で，高さが低い方がインプラントに加わる側方力と義歯床沈下量を軽減できた．回転許容性の大きいアタッチメントの方が側方力を軽減できた．実験Ⅲでは，その結果から維持機構の異なる新たなアタッチメントを用いて検証を行った．

## 1. 方法

実験にはボールアタッチメントに，維持機構の異なる金属製のゴールドキャップとゴム製の O リングを取り付け，同じ条件で側方力と義歯床沈下量を計測した．実験 I・II から推定すれば，高さ 1 mm，3 mm，5 mm のボールアタッチメントに対し，回転許容性の小さい金属製ゴールドキャップと大きいゴム製 O リングでは，回転許容性が大きい O リングの方が側方力が小さくなり，沈下量は変わらないことが予測される．統計処理は実験 I と同様に行った．

## 2. 結果

### 1) 荷重位置による側方力と沈下量の比較

ゴールドキャップを用いた高さ 3 mm のボールアタッチメントにおいて，第一小臼歯部荷重の方が第一大臼歯部と比較し，インプラントに加わる側方力が有意に大きくなった ( $p<0.05$ ) (図 19)．第一小臼歯部荷重の沈

下量は  $0.74\text{ mm}$  で，第一大臼歯部荷重の沈下量は  $0.95\text{ mm}$  であった．第一大臼歯部荷重の方が第一小臼歯部と比較し，義歯床沈下量が有意に大きくなった ( $p<0.05$ )．他の高さや O リングのアタッチメントにおいても同じ傾向が認められた (図 20)．

## 2) ボールアタッチメントの高さによる側方力と沈下量比較

同じ形態のアタッチメントの高さによる側方力と沈下量を比較した結果，第一大臼歯部荷重において，O リングを用いた高さ  $5\text{ mm}$  のボールアタッチメントにおいて，側方力の平均は  $1.5\text{ N}$  で，高さ  $1\text{ mm}$  の側方力の平均は  $0.1\text{ N}$  であり，維持機構が同じで高さの低い方が，側方力が有意に小さくなった ( $p<0.05$ ) (図 21)．高さ  $1\text{ mm}$  の沈下量は  $0.32\text{ mm}$  で，高さ  $5\text{ mm}$  の沈下量は  $0.86\text{ mm}$  であり，アタッチメントが同形態で高さの低い方が，義歯床沈下量が有意に小さくなった

( $p < 0.05$ ) (図 22).

### 3) 同じ高さの維持機構によるインプラントに加わる側方力と沈下量比較

同じ形態のアタッチメントの高さによる側方力と沈下量を比較した結果，高さ 3 mm のボールアタッチメントの第一大臼歯部荷重において，ゴールドキャップの側方力の平均は 3.0N で，O リングの平均は 0.3N であり，同じ高さの O リングを取り付けた方が，側方力が有意に小さくなった ( $p < 0.05$ ) (図 23). 高さ 3 mm の維持機構の O リングの沈下量の平均は 0.52mm で，ゴールドキャップと比較し，義歯床沈下量が有意に小さくなった ( $p < 0.05$ ). 高さ 1 mm, 5 mm も同様な傾向が示された (図 24).

### 3. 小括

以上の結果より，高さの低いアタッチメントの方が側方力と沈下量は小さく，実験 I と

同じ傾向が確認できた．同じ高さのアタッチメントの回転許容性の大きい方が側方力とは小さく，実験Ⅰと同じ傾向が確認できた．回転許容性と沈下量の関係については，実験Ⅱでは回転許容性によって沈下量に差はなく，実験Ⅲでは回転許容性が大きい方が沈下量は小さくなり，実験ⅡとⅢとの間で沈下量の傾向は異なったが，実験ⅡとⅢの結果をあわせて考えると，回転許容性が大きい方が沈下量を小さくできる可能性が示唆された．

## 考 察

### 1．文献的考察

ブローネマルクにより，オッセオインテグレーションの概念が成立された<sup>23)</sup>後，歯の欠損部の顎骨に埋入するインプラントの成功率が高くなった．その後，McGill コンセンサスにおいて，下顎無歯顎症例に対する治療の第一選択は2本のインプラントを埋入したIODであることが示された<sup>1)</sup>．オーバーデン

チャーに使用されるアタッチメントとしては、  
バーアタッチメント，スタッドアタッチメン  
ト，磁性アタッチメントなどが挙げられ，そ  
れぞれの歯科医師の判断で使い分けられてい  
る．

Heitz-Mayfield ら<sup>24)</sup>は，インプラントの  
プラークコントロールが良好であれば，周囲  
骨の吸収は認められないと報告している．し  
かしインプラント周囲に炎症を伴った時，イ  
ンプラントに負荷が過剰に加わると，その周  
囲骨の骨吸収を招くことになる<sup>22)</sup>．Frost  
ら<sup>25, 26)</sup>によると，過剰な力により骨破壊が  
起こりインテグレーションが失われる．特に  
垂直力に比べて側方力の方がインプラントに  
破壊的な変化をおこしやすいという報告があ  
る<sup>27, 28)</sup>ことから，本研究ではインプラント  
に加わる側方力に注目した．また，  
Boerrigter ら<sup>29)</sup>によると，インプラントオー  
バーデンチャーは，コンプリートデンチャー  
と比較して，義歯床の沈下が少ないことによ



り，患者満足度が高くなったことが報告されている<sup>14, 18, 30)</sup>．このことから，本研究では義歯床沈下量に注目した．

これまでインプラントオーバーデンチャー用の各種アタッチメントの患者満足度や維持力などを比較する臨床研究<sup>4, 7, 8, 10-15)</sup>や模型実験<sup>16-21)</sup>が行われているが，ただアタッチメントの種類を比較している研究が多く，その高さについて言及している研究はほとんどない（表1）．アタッチメントの高さについて，Cheng ら<sup>11)</sup>は組織から2 mm 以上，Krennmair ら<sup>13)</sup>は患者ごとに異なる，Ochiai ら<sup>15)</sup>は4 mm のZAAG，2 mm のロケーターと説明している．しかし，アタッチメントの性質を正しく比較するためには，それ以外の条件を同一にする必要があるにも関わらず，それ以外の研究ではアタッチメントの高さについて言及されていない．そこで本研究では，インプラントに加わる側方力と義歯床沈下量に注目し，アタッチメントの条件を同一にし

て，高さや形態が与える影響について検討した．

## 2，実験方法について

### 1) インプラントに生じるひずみの計測について

インプラントに生じる応力を計測する方法としては，光弾性法<sup>16, 31)</sup>，熱弾性法<sup>32)</sup>，有限要素法<sup>33, 34)</sup>，ひずみゲージ法<sup>35)</sup>などがある．光弾性法と熱弾性法は，応力分布を広範囲かつ連続的に観測できる特徴を持っている反面で，特殊な材料と計測装置が必要であり，応力を定量的に評価できないという欠点がある．また，有限要素法はモデルの境界条件や材料の特性の変更および特定の要素による影響についての検討なども比較的容易であるが，各構成材料に対して一定の材料定数を与えて計算することから定量的に評価することは困難であり，定性的な評価に限定されること，複雑な構造を三次元的に再現するの

は難しい．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，直線性が高い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ため，本実験方法として採用した．

## 2) 直線型模型

顎堤の形態による義歯挙動の影響をなくするため，本研究では顎堤形態を単純化した直線型模型を使って検討を行った．なお実際の湾曲した顎堤形態と比較した場合には，義歯床の正中部に主に生じる捻れの影響は少なくなるが，臼歯部での挙動はほぼ同様であると考えられる．

直線型模型は権田ら<sup>36)</sup>の報告を参考に製作した．模型上でのインプラントの埋入部位と荷重位置は，金川<sup>37)</sup>の方法に基づき，藤田<sup>38)</sup>による歯冠幅径を用いて比例配分し，近心端から16mmの部位を犬歯部，23mmの部位を第一小臼歯部，44mmの部位を第一大

臼歯部と想定した。

### 3) 擬似顎堤粘膜

作間<sup>39)</sup>によると，シリコーン系適合試験材が，生体の顎堤粘膜の被圧縮度と近似していることから，本実験において，シリコーン系適合試験材を擬似顎堤粘膜として使用し，厚さは2 mmに設定した<sup>39, 40)</sup>。

### 4) ひずみゲージ

側方力を評価するには，2ゲージ法の方が1ゲージ法と比較し，出力が2倍になり温度補償も可能であると言われている<sup>41, 42)</sup>ことから，本研究は近遠心方向の2枚のひずみゲージを使った2ゲージ法で側方力を計測した。

インプラント頸部周辺には応力が集中することが報告されている<sup>43)</sup>ことから，インプラントの上部から2 mmの所にひずみゲージの上端を設定した。

## 5) 荷重位置について

今回の荷重位置については，全部床義歯において，最も大きな咬合力が生じる部位は小臼歯部であるという報告<sup>44)</sup>と最も大きな咬合力が生じる部位は第一大臼歯部であるという報告<sup>45-48)</sup>から，荷重位置はその二つの位置を選択した．近心端からの距離は藤田ら<sup>38)</sup>の研究を参考にして決めた．

## 6) 荷重量について

荷重量として，作間ら<sup>39)</sup>や渡辺ら<sup>49)</sup>の報告を参考に，機能時に義歯に加わる力の平均とされている49Nの垂直荷重を採用した．

## 3. 実験結果について

### 1) 実験Ⅰの結果について

Porter ら<sup>19)</sup>によると，バー，ボール，ロケーター，ERA などアタッチメントの種類の違いによるインプラントの負荷の違いを認めるとされている．アタッチメントがリジッ

ドである場合はインプラントの負荷が大きくなるが，それでは高さや形態などの条件を同一にした比較とは言えないと考えられる．そこで，得られた結果とアタッチメントの動きとの関係を明らかにするためアタッチメントの断面形態に注目し，アタッチメントの動きと接触を作図により確認した．方法は，インプラントにアタッチメントを取り付け，アクリルレジンブロックにて包埋し，耐水ペーパーを用いて，インプラントの中心断面まで磨いた（図 25）．次に，作図上でメールがアタッチメントに接触するまで回転させ，その時の回転許容性の最大値をそれぞれ計測した．その結果，ボールアタッチメントの場合，H型アタッチメントの回転許容性の最大値が最も小さかった（図 13）．ロケーターアタッチメントの場合，維持力が最も大きい場合の回転許容性の最大値が最も小さかった．同じ高さのアタッチメントを比較した結果，アタッチメントに作用する側方力の大きさは，維持

機構の接触条件，着力点の位置とその変化により影響されることが明らかになった．これらのことから，より側方力を減少させるためには，アタッチメントの回転許容性を考慮する必要性が示唆された．

回転許容性の最大値が小さいとメールとアタッチメントの遊びが小さく，荷重時，メールが先にアタッチメントに接触するため，インプラントに加わる側方力も大きくなると考えられる<sup>50)</sup>．高さが同じで形態が異なるボールアタッチメントについては，インプラントに加わる側方力は異なった．このことは，メタルハウジングの O リングの着力点が異なったことによるものと考えられる．回転時着力点と水平面のなす角度（回転許容性の最大値）が大きい方が，側方力が小さい傾向が認められ，回転許容性の影響が示唆された．

また，高さが同じロケータアタッチメントについては，メールの維持力が小さい方が，インプラントに加わる側方力が小さくなった．

このことは，ボールアタッチメントの場合と同じように回転許容性について検討すると維持力の低いメールの方が柔軟性があるため，回転許容性が大きいことが影響していると考えられる．

## 2) 実験 I の重回帰分析の結果について

目的変数がインプラントに加わる側方力の場合は，高さや回転許容性ともに有意な変数となり，高さの影響が大きいことから，アタッチメントの高さを同一にして比較することの重要性が示された．また，側方力の回帰式の多重共線性の指標となる **Variance Inflation Factor**（以下 **VIF** とする）が高く，多重共線性の問題が生じた．これは，アタッチメントの高さと回転許容性の間に強い相関があり，高いアタッチメントは回転許容性が高いためであるからだと考えられる．



### 3) 実験Ⅱの結果について

Naert ら<sup>14)</sup>によると，バー，磁性，ボールアタッチメントの種類の違いによる義歯床安定性の違いを認めるとされている．アタッチメントがリジッドである場合は義歯床沈下量が小さくなるが，高さや形態などの条件を同一にした比較とは言えない．

第一大臼歯部荷重における義歯床沈下量が第一小臼歯荷重よりも大きい理由としては，荷重量が同じ場合，第一大臼歯部の荷重点が義歯床の回転中心より遠いことによると考えられる．いずれの荷重位置においても，高さの高いアタッチメントの方が義歯床沈下量が大きい理由としては，高さが高い方がメールとアタッチメントの間の遊びが大きいことによると考えられる．同じ高さで最大豊隆部の位置が異なるボールアタッチメントでは，義歯床沈下量に有意差が認められなかった．また，メールの維持力が異なるロケータアタッチメントの義歯床沈下量にも有意差がなか

った．これらの理由としては，擬似粘膜の厚みが一定で義歯床が回転な時には，粘膜が主に沈下を負担するためであることが考えられる．

#### 4) 実験Ⅱの重回帰分析の結果について

目的変数が義歯床沈下量の場合は，高さが有意な変数となり，高さの影響が大きいことから，アタッチメントの高さを同一にして比較することの重要性が示された．また，沈下量の回帰式は VIF が高く，多重共線性の問題が生じた．これは，アタッチメントの高さと回転許容性の間に強い相関があり，高いアタッチメントは回転許容性が高いためであるからだと考えられる．

#### 5) 実験Ⅲの結果について

維持機構による沈下量の差の理由としては，ゴールドキャップを用いた場合，維持機構とアタッチメント間に遊びが少ないため，回転

許容性が小さく，沈下量が大きいからであると考えられる．また，Oリングを用いた場合，維持機構とアタッチメント間の遊びが大きいので，アタッチメントの高さが高い方が回転許容性が大きく，沈下量が小さくなったからであると考えられる．また，高さや回転許容性から加わる側方力と沈下量をあらかじめ推定して選択できることが示唆された（図 26）．

実験Ⅱからの予測と異なる理由として，実験Ⅱのアタッチメント間の回転許容性の差は側方力に対しての影響は認められたが，義歯床沈下量は擬似顎堤粘膜の負担により，義歯床沈下量に対しての影響は認められなかったことが考えられる．

### 総括ならびに結論

インプラントオーバーデンチャーに使用されるスタッドアタッチメントにおいて，アタッチメントの高さが大きく影響し，高さが低い方が側方力が小さくなり，義歯床沈下量が

小さくなった．また，回転許容性が大きいほど側方力は小さくなり，沈下量は小さくなった．

## 謝 辞

稿を終えるにあたり，本研究を行う機会を与えて頂き，かつ終始変わらぬ御指導，御高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学講座前田芳信教授に慎んで感謝の意を表します．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・高齢者歯科学分野教室員各位に心から御礼申し上げます．

## 脚 注

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

(主任：前田芳信 教授)

## 参 考 文 献

1. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology* 2002;19(1):3-4.
2. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90(2):121-32.
3. Thomason JM, Kelly SA, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent* 2012;40(1):22-34.
4. Kleis WK, Kammerer PW,

Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(3):209-18.

5. Wismeijer D, van Waas MA, Mulder J, Vermeeren JI, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(4):297-306.

6. Davis DM. Implant supported overdentures--the King's experience. *J Dent* 1997;25 Suppl 1:S33-7.

7. Davis DM, Rogers JO, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *Int J Oral*

*Maxillofac Implants* 1996;11(6):767-74.

8. Mericske-Stern R, Steinlin  
Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-  
implant mucosal aspects of ITI implants  
supporting overdentures. A five-year  
longitudinal study. *Clin Oral Implants  
Res* 1994;5(1):9-18.

9. Trakas T, Michalakis K, Kang K,  
Hirayama H. Attachment systems for  
implant retained overdentures: a  
literature review. *Implant Dent*  
2006;15(1):24-34.

10. Cakarar S, Can T, Yaltirik M,  
Keskin C. Complications associated with  
the ball, bar and Locator attachments for  
implant-supported overdentures. *Med Oral  
Patol Oral Cir Bucal* 2011;16(7):e953-9.

11. Cheng T, Sun G, Huo J, He X,  
Wang Y, Ren YF. Patient satisfaction and  
masticatory efficiency of single implant-



retained mandibular overdentures using the stud and magnetic attachments. *J Dent* 2012;**40**(11):1018-23.

12. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res* 2013;**24**(5):536-42.

13. Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E. Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;**27**(6):1560-8.

14. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained

- mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;**17**(4):401-10.
15. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent* 2004;**91**(5):421-7.
16. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007;**97**(4):229-35.
17. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;**13**(4):221-6.
18. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention

- and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(2):176-85.
19. Porter JA, Jr., Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(5):651-62.
20. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 2009;40(4):313-9.
21. Takeshita S, Kanazawa M, Minakuchi S. Stress analysis of mandibular two-implant overdenture with different attachment systems. *Dent Mater J* 2011.
22. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, et al. Impact of implant overloading on the

peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):601-10.

23. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50(3):399-410.

24. Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jonsson J, et al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(3):259-68.

25. Frost HM. Some ABC's of skeletal pathophysiology. 5. Microdamage physiology. *Calcif Tissue Int* 1991;49(4):229-31.

26. Frost HM. A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *J Orthop Sci*

1998;3(5):272-81.

27. van Steenberghe D, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. Influence of inflammatory reactions vs. occlusal loading on peri-implant marginal bone level. *Adv Dent Res* 1999;13:130-5.

28. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106(1):527-51.

29. Boerrigter EM, Geertman ME, Van Oort RP, Bouma J, Raghoobar GM, van Waas MA, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants--a multicentre randomized clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995;33(5):282-8.

30. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;**26**(4):263-7.
31. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;**76**(6):624-32.
32. Ficklscherer A, Wegener B, Niethammer T, Pietschmann MF, Muller PE, Jansson V, et al. Thermoelastic stress analysis to validate tibial fixation technique in total ankle prostheses - a pilot study. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg* 2013;**19**(2):98-102.
33. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF,

de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA.

Comparison between complete denture and  
implant-retained overdenture: effect of  
different mucosa thickness and resiliency  
on stress distribution. *Gerodontology*  
2009;26(4):273-81.

34. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y,  
Feng H. Influence of implant number on  
the biomechanical behaviour of  
mandibular implant-retained/supported  
overdentures: a three-dimensional finite  
element analysis. *J Dent* 2013;41(3):241-9.

35. Gonda T, Ikebe K, Dong J, Nokubi  
T. Effect of reinforcement on overdenture  
strain. *J Dent Res* 2007;86(7):667-71.

36. 権田知也．オーバーデンチャーにお  
ける根面板の形態が支台歯に対する側方力に  
及ぼす影響．*阪大歯学誌* 1999;44:1-20.

37. 金川定子．無歯顎の解剖学的並びに  
臨床的観察 第1編上下顎堤の対向関係に

ついて. 阪大歯学誌 1959;4:341-51.

38. 藤田恒太郎. 歯の解剖学. 金原出版  
1995.

39. 作間靖信. 下顎全部床義歯床下粘膜  
の局所負担圧分布に関する実験的研究. 鶴見  
歯学 1988;14(1):47-110.

40. 寺倉健. 顎粘膜厚径に関する研究 無  
歯顎補綴における診断への可能性について.  
日本補綴歯科学会雑誌 1988;32(3):546-60.

41. 高橋賞, 河合正安. ひずみ測定入門.  
大成社 1997:52-54.

42. 菅野昭, 高橋賞, 吉野利男. 応力ひ  
ずみ解析. 朝倉書店 1986:39-42.

43. 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.

44. Klaffenbach AO. Gnathodynamics.  
*J Am Dent Assoc* 1936;23:371-82.



45. Howell AH, Brudevold F. Vertical forces used during chewing of food. *J Dent Res* 1950;29(2):133-6.
46. 久松正洋．総義歯における人工臼歯の咬合面形態の相違による咀嚼力および咬合力に関する研究(第1報)0度咬頭人工臼歯について．*日本補綴歯科学会雑誌* 1978;22(1):15-35.
47. 山口研一．総義歯における人工臼歯の咬合面形態の相違による咀嚼力および咬合力に関する研究(第3報) Lingual bladed teeth について．*日本補綴歯科学会雑誌* 1982;26(2):396-412.
48. 遠藤義弘，田島篤治．臼歯部における咀嚼時の下顎運動と咀嚼圧の発見様式との関係について．*日本補綴歯科学会雑誌* 1967;11:249.
49. 渡邊竜登美．全部床義歯咀嚼時咬合力に関する研究．*口腔病学会雑誌* 1990;57(1):16-31.

50. Chen IC, Brudvik JS, Mancl LA,  
Rubenstein JE, Chitswe K, Raigrodski AJ.  
Freedom of rotation of selected  
overdenture attachments: an in vitro  
study. *J Prosthet Dent* 2011;**106**(2):78-86.

## 図表の説明

- 表 1 過去の研究で用いられたアタッチメントの高さ
- 表 2 側方力の高さと回転許容性による重回帰分析の結果．高さとは回転許容性とともに有意な要因となり，回転許容性よりも高さの方が側方力に及ぼす影響が大きい．
- 表 3 沈下量の高さと回転許容性による重回帰分析の結果．高さが有意な要因となり，回転許容性よりも高さの方が側方力に及ぼす影響が大きい．
- 図 1 インプラントとひずみゲージ．インプラント頸部に 2 枚のひずみゲージを貼付した．
- 図 2 直線型模型と実験床の模型図．荷重位置：P1：第一小臼歯部，M1：第一大臼歯部．
- 図 3 荷重装置とひずみ計測装置．ひずみゲージをセンサインタフェース（PCD-

300A) に接続し，パーソナルコンピュータを用いてひずみの計測を行った．

図 4 校正実験の結果

図 5 各種ボールアタッチメント

図 6 ロケータアタッチメントの種類

図 7 荷重装置と模型の写真

図 8 同じアタッチメントの荷重位置による  
側方力の比較

図 9 同じ形態のボールアタッチメントの  
高さによる側方力の比較

図 10 同じ高さのボールアタッチメントの  
形態による側方力の比較

図 11 同じメールのロケータアタッチメ  
ントの高さによる側方力の比較

図 12 同じ高さのロケータアタッチメン  
トメールの維持力による側方力の比較

図 13 ボールアタッチメントとロケータ  
アタッチメントの回転許容性の最大値

図 14 同じアタッチメントの荷重位置によ  
る沈下量の比較

図 15 同じ形態のボールアタッチメントの  
高さによる沈下量の比較

図 16 同じ高さのボールアタッチメントの  
形態による沈下量の比較

図 17 同じ維持力のロケーターアタッチメ  
ントの高さによる沈下量の比較

図 18 同じ高さのロケーターアタッチメン  
トメールの維持力による沈下量の比較

図 19 同じアタッチメントの荷重位置によ  
る側方力の比較

図 20 同じアタッチメントの荷重位置によ  
る沈下量の比較

図 21 同じ維持機構のアタッチメントの高  
さによる側方力の比較

図 22 同じ維持機構のアタッチメントの高  
さによる沈下量の比較

図 23 同じ高さのアタッチメントの維持機  
構による側方力の比較

図 24 同じ高さのアタッチメントの維持機  
構による沈下量の比較

図 25 アタッチメントの断面図

図 26 アタッチメントの選択基準

表 1 過去の研究で用いられたアタッチメントの高さ

研究	比較したアタッチメント	高さは同一か	計測した項目
臨床研究			
Cakarar <sup>10)</sup>	ボール，バー，ロケータ	言及していない	合併症
Cheng <sup>11)</sup>	ロケータ，磁性	組織から 2 mm 以上	患者満足度，咀嚼能率
Cordaro <sup>12)</sup>	バー，ロケータ	言及していない	患者術者満足度
Davis <sup>7)</sup>	スタッド，磁性	言及していない	成功率
Kleis <sup>4)</sup>	ボール，ロケータ	言及していない	口腔状態
Krennmair <sup>13)</sup>	ボール，ロケータ	患者ごとに異なる	患者満足度
Mericske-Stem <sup>8)</sup>	ボール，バー	言及していない	成功率
Neart <sup>14)</sup>	ボール，バー，磁性	言及していない	維持力，患者満足度
Ochiai <sup>15)</sup>	ロケータ，Z A A G，E R A	4 mm Z A A G，2 mm ロケータ	圧力
模型実験			
Celik <sup>16)</sup>	バーボール，ボール，バー，ロケータ	言及していない	圧力分散
Chung <sup>17)</sup>	ボール，バー，ロケータ，磁性，E R A	言及していない	維持力
Petropoulos <sup>18)</sup>	ボール，バー，ロケータ，E R A	言及していない	維持力，リリース期間
Porter <sup>19)</sup>	ボール，バー，Z A A G，E R A	言及していない	応力分布
Sadig <sup>20)</sup>	ボール，ロケータ，磁性	言及していない	維持力，安定性
Takeshita <sup>21)</sup>	ボール，バー，磁性	言及していない	圧力，維持力

表 2 側方力の高さと回転許容性による

重回帰分析の結果

目的変数：インプラントに加わる側方力

説明変数：アタッチメントの高さ，回転許容性

モデル	標準化されていない係数		標準化係数	有意確率	Bの95.0%信頼区間	
	B	標準誤差	ベータ		下限	上限
(定数)	-13.624	0.892		0.000	-15.474	-11.774
高さ	9,788	0.481	2.501	0.000	8.790	10.786
回転許容性	-0.338	0.021	-1.942	0.000	-0.382	-0.294

高さ と 回 転 許 容 性 は と も に 有 意 な 要 因 と  
なり，回 転 許 容 性 より も 高 さ の 方 が 側 方  
力 に 及 ぼ す 影 響 が 大 き い。



表 3 沈下量の高度と回転許容性による

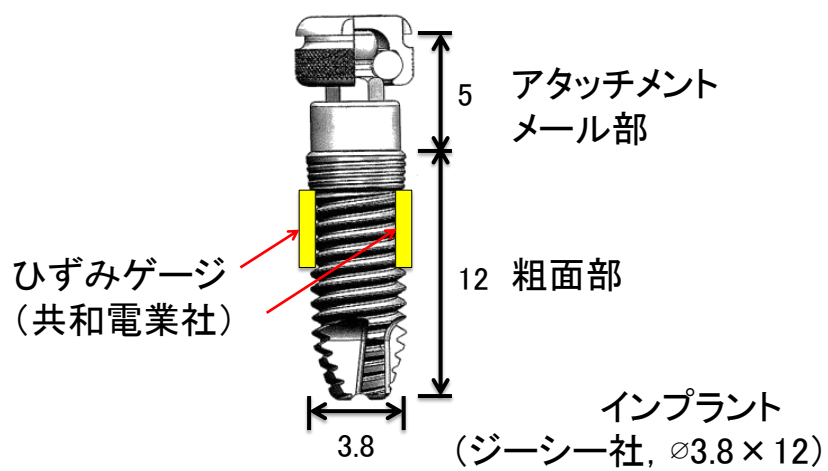
重回帰分析の結果

目的変数：義歯床沈下量

説明変数：アタッチメントの高度，回転許容性

モデル	標準化されていない係数		標準化係数	有意確率	Bの95.0%信頼区間	
	B	標準誤差	ベータ		下限	上限
(定数)	0.510	0.087		0.000	0.330	0.690
高さ	0.287	0.047	1.082	0.000	0.190	0.384
回転許容性	0.002	0.002	0.137	0.446	-0.006	0.003

高度が有意な要因となり，回転許容性よりも高度の方が側方力に及ぼす影響が大きい。



単位:mm

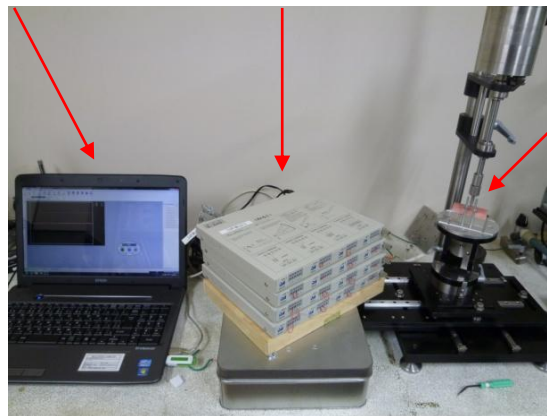
図 1 インプラントとひずみゲージ

インプラント頸部に2枚のひずみゲージを貼付した。



パーソナル  
コンピュータ

センサインタフェース  
(PCD-300A)



直線型模型

図 3 荷重装置とひずみ計測装置

ひずみゲージをセンサインタフェース

(PCD-300A) に接続し，パーソナル

コンピュータを用いてひずみの計測を行った．

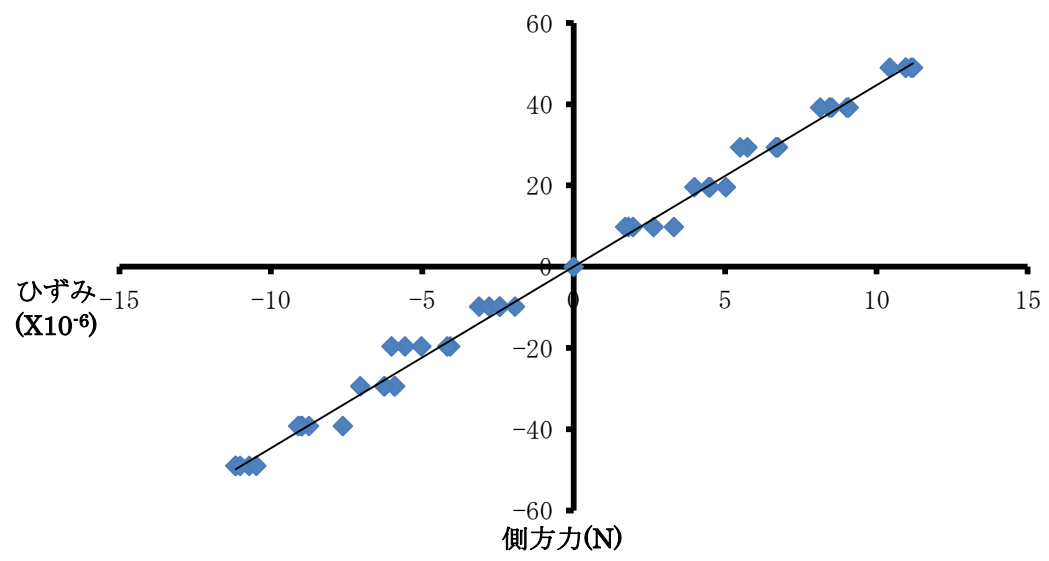


図 4 校正実験の結果

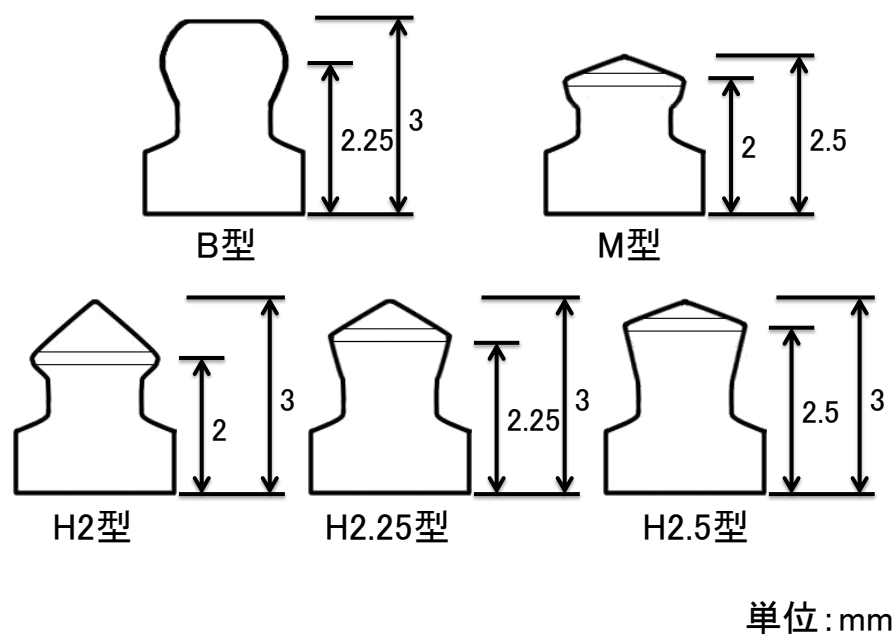


図 5 ボールアタッチメントの種類

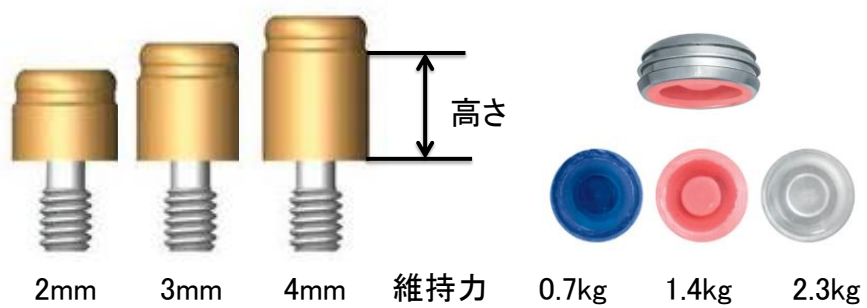


図 6 ロケータアタッチメントの種類

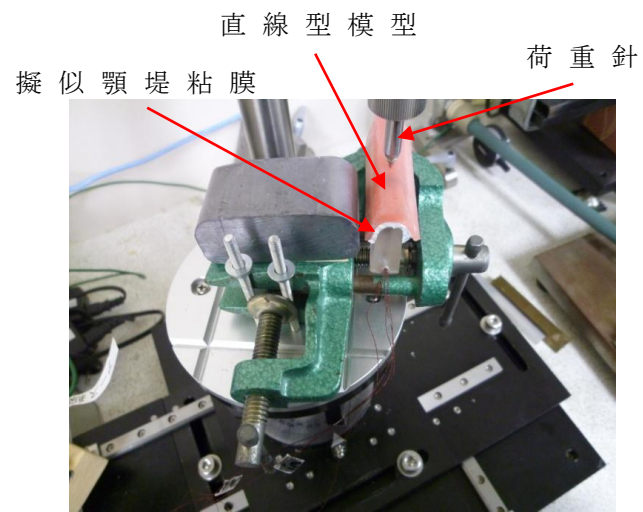
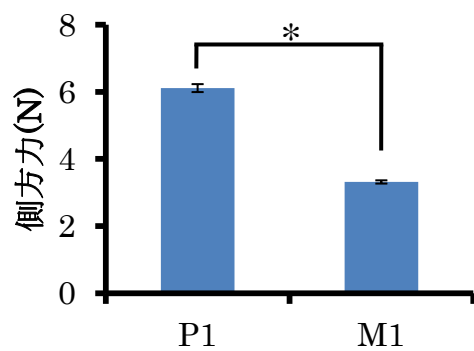
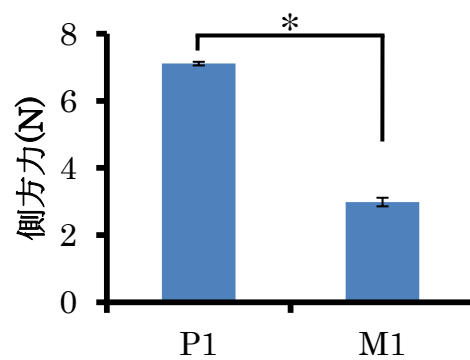


図 7 荷重装置と模型の写真

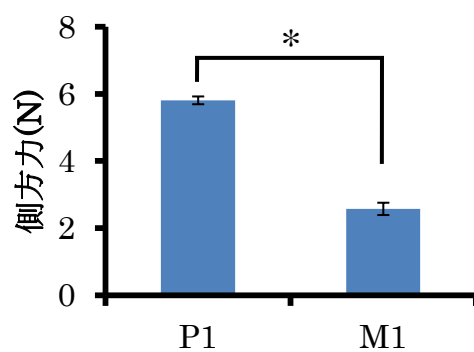




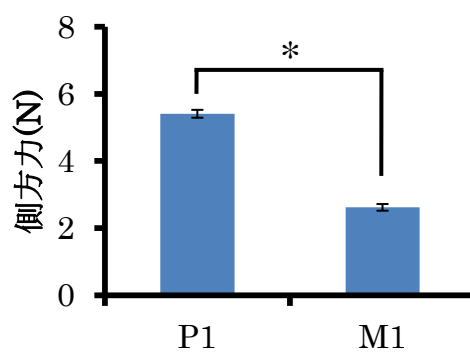
1) B 型



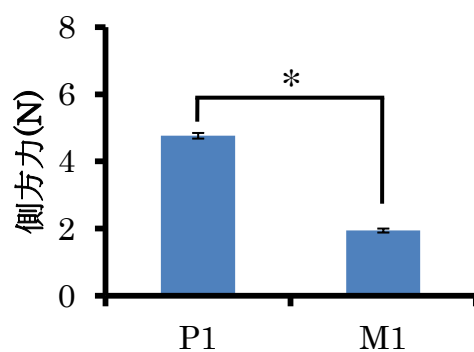
2) H 2 型



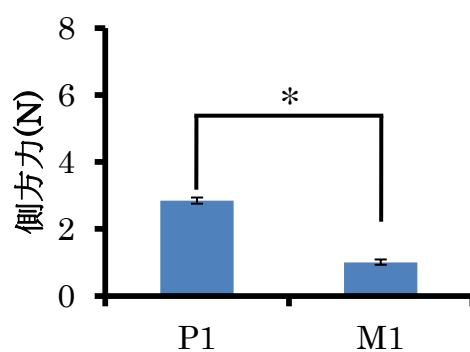
3) H 2.25 型



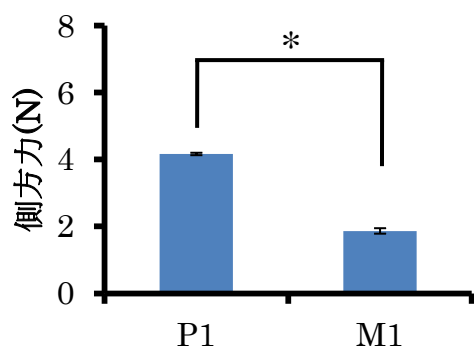
4) H 2.5 型



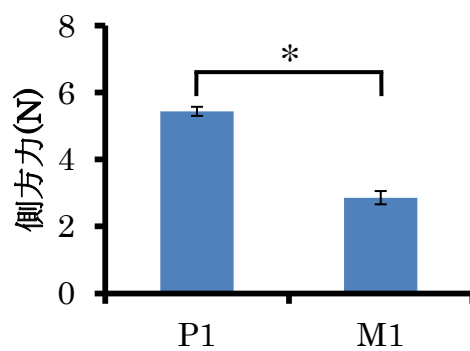
5) M 型



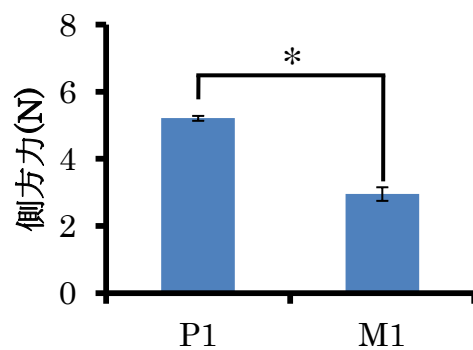
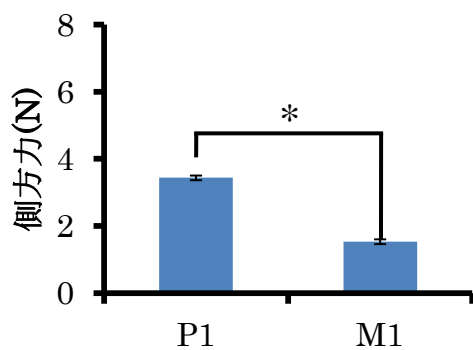
6) 維持力 0.7 kg, 青 2 mm



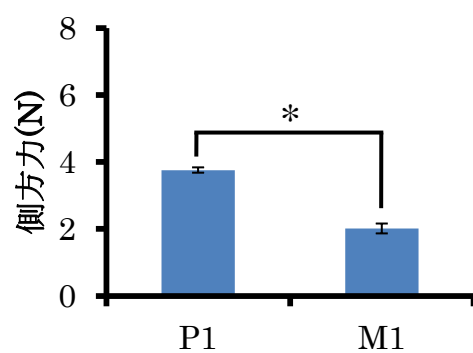
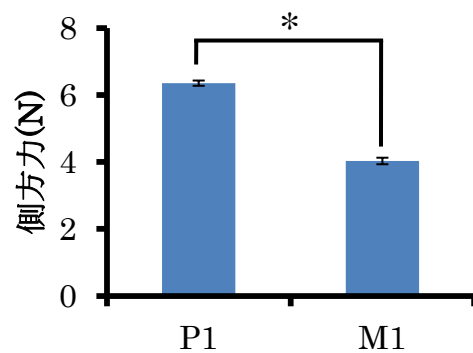
7) 維持力 0.7 kg, 青 3 mm



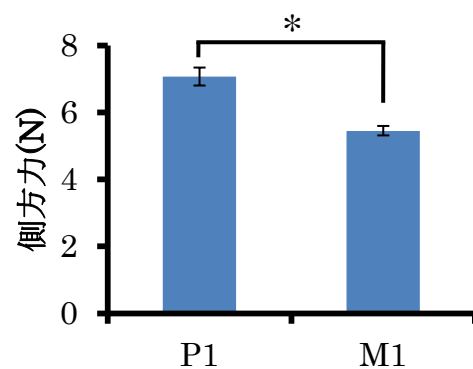
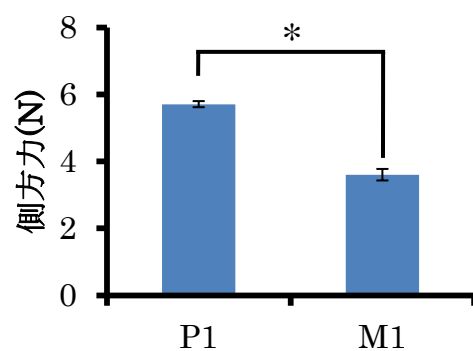
8) 維持力 0.7 kg, 青 4 mm



9) 維持力 1.4 kg, ピンク 2 mm    10) 維持力 1.4 kg, ピンク 3 mm



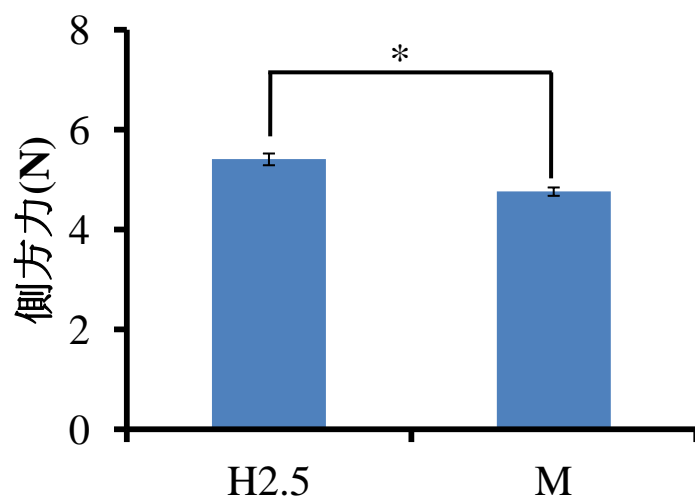
11) 維持力 1.4 kg, ピンク 4 mm    12) 維持力 2.3 kg, 白 2 mm



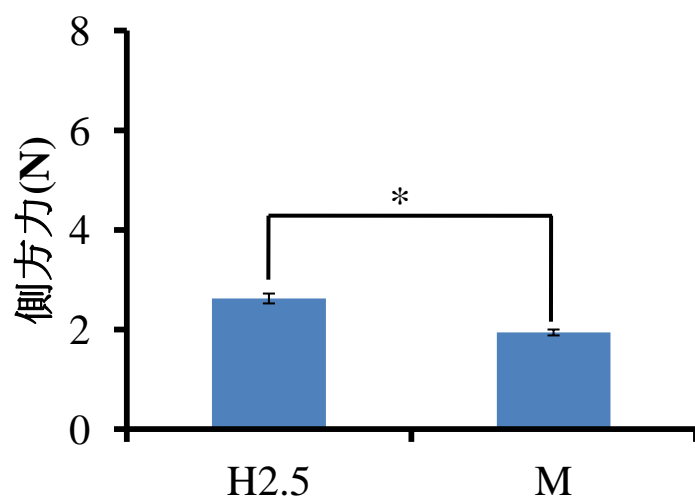
13) 維持力 2.3 kg, 白 3 mm    14) 維持力 2.3 kg, 白 4 mm

\*:  $p < 0.05$

図 8 各種アタッチメントの荷重位置による側方力の比較



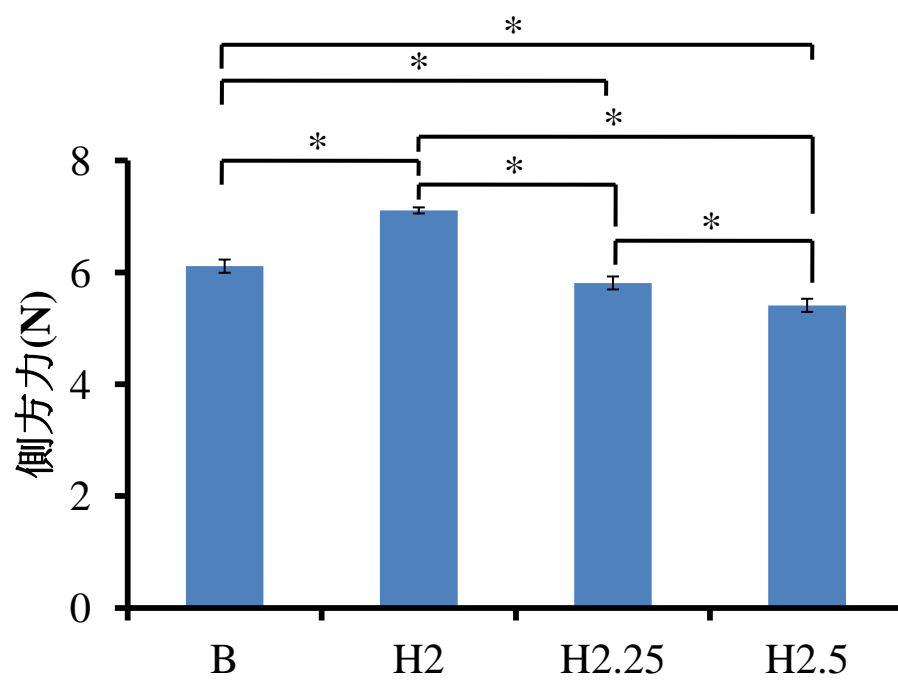
第一小臼歯部荷重



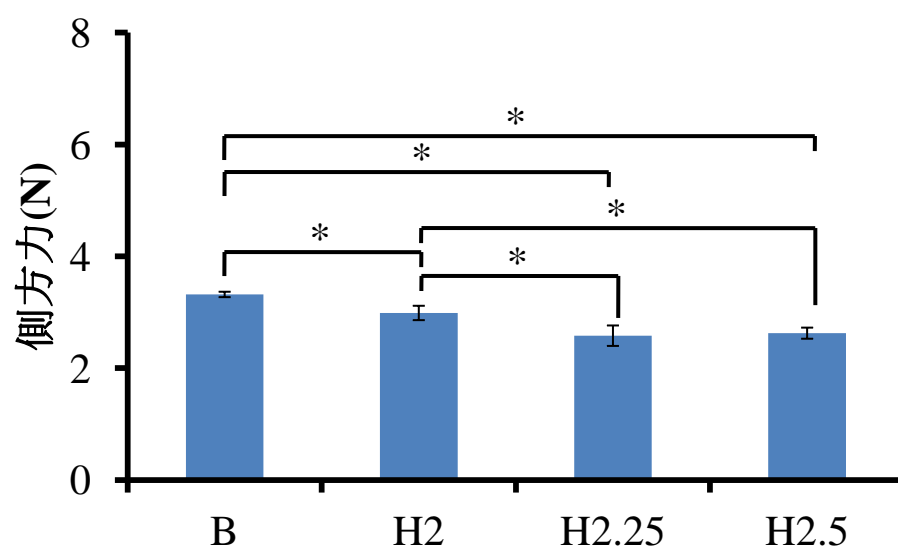
第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 9 同じ形態のボールアタッチメントの高さによる側方力の比較



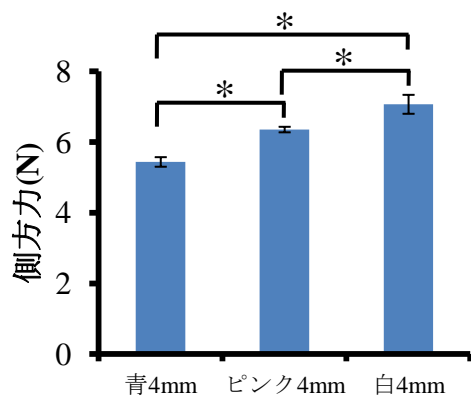
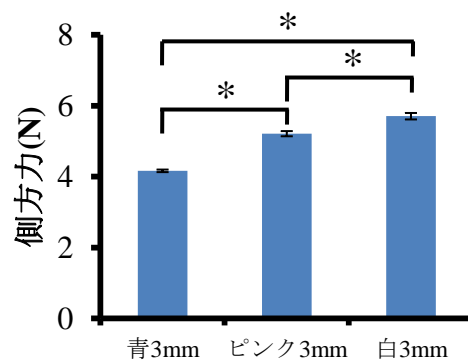
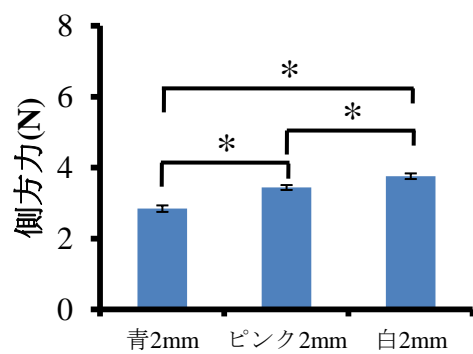
第一小白歯部荷重



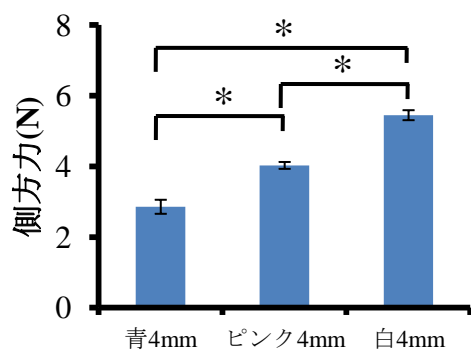
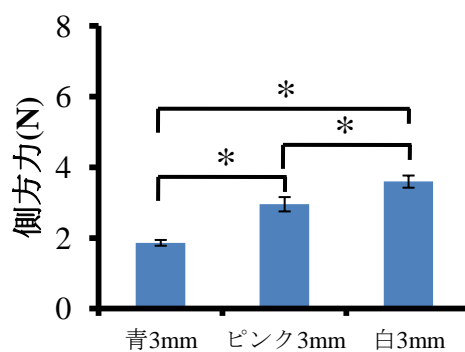
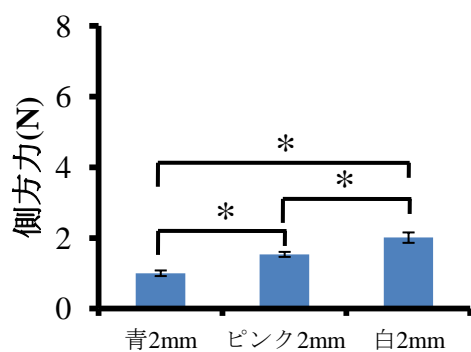
第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 10 同じ高さのボールアタッチメントの形態による側方力の比較



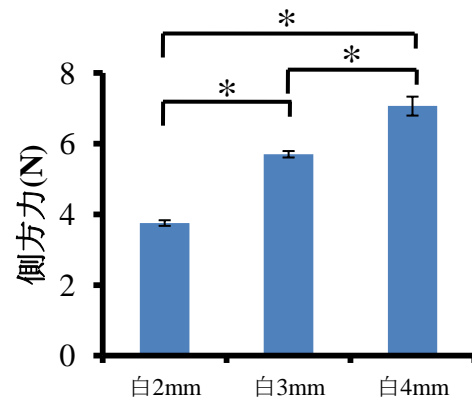
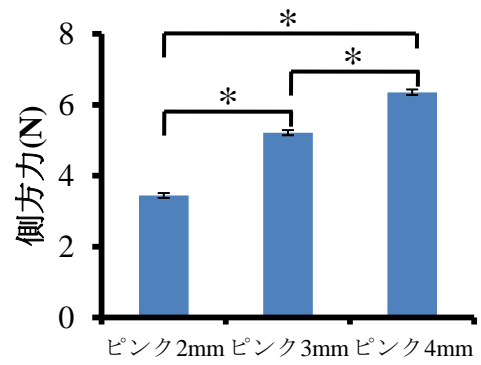
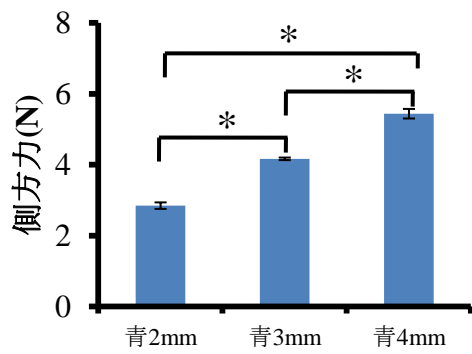
第一小臼歯部荷重



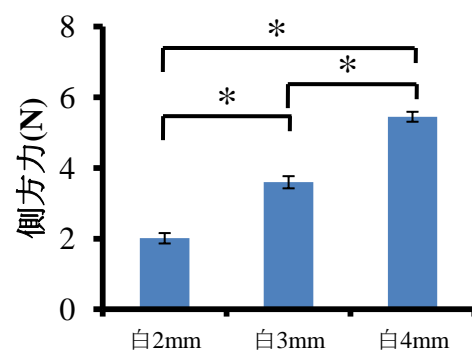
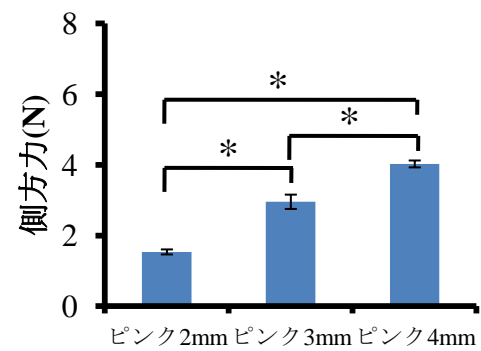
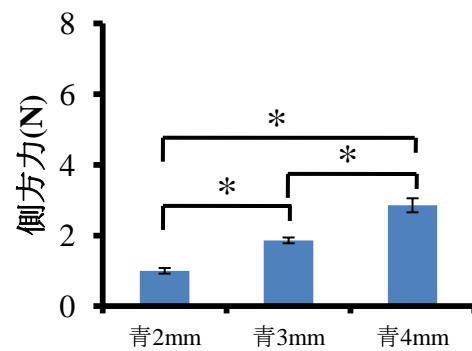
第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 11 同じメールのロケーターアタッチメントの高さによる側方力の比較



第一小臼歯部荷重



第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 12 同じ高さのロケータアタッチメントメールの維持力による側方力の比較

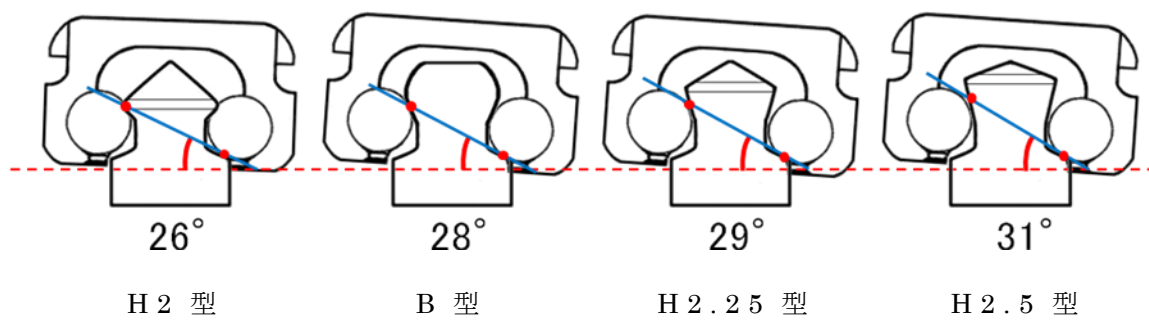
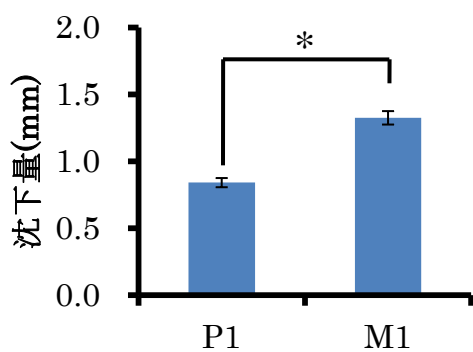
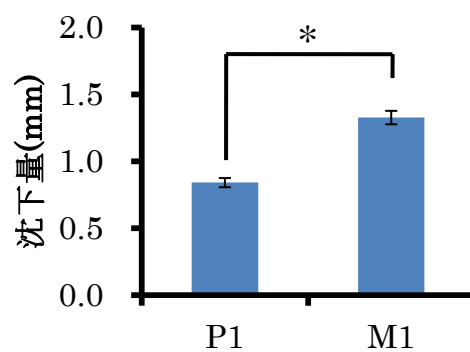


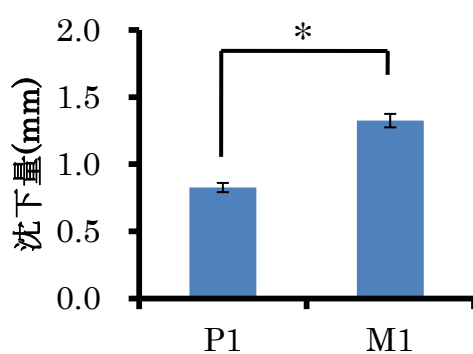
図 13 ボールアタッチメントの回転許容性の最大値



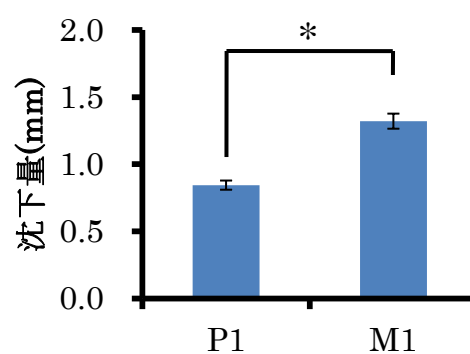
1) B 型



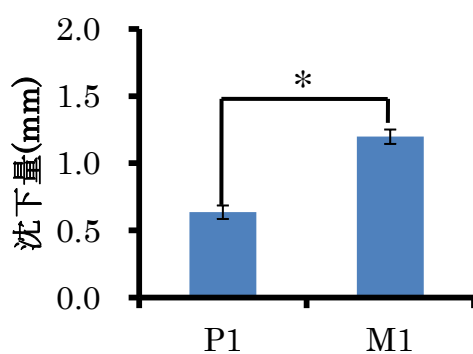
2) H 2 型



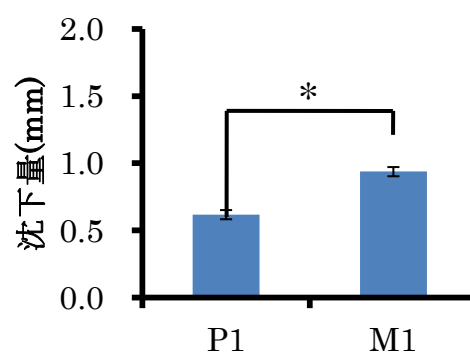
3) H 2.25 型



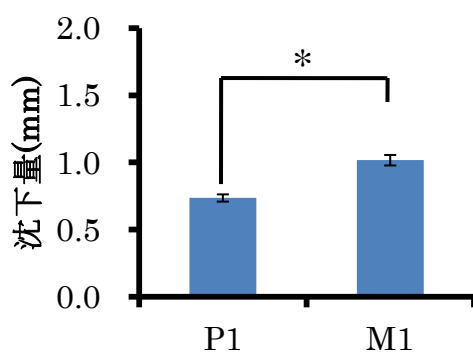
4) H 2.5 型



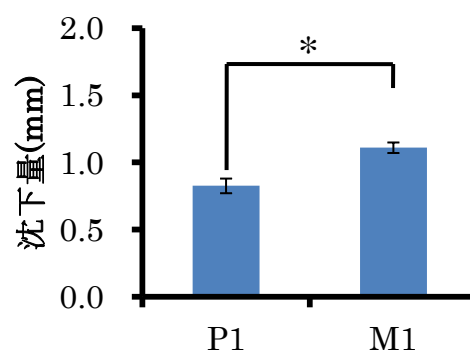
5) M 型



6) 維持力 0.7 kg, 青 2 mm

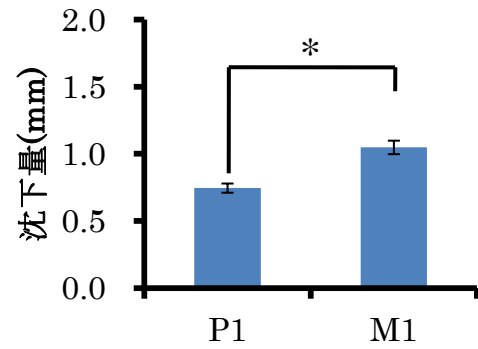
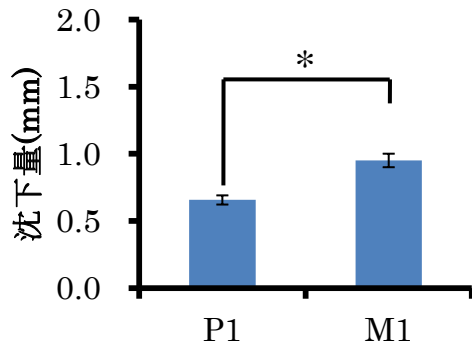


7) 維持力 0.7 kg, 青 3 mm

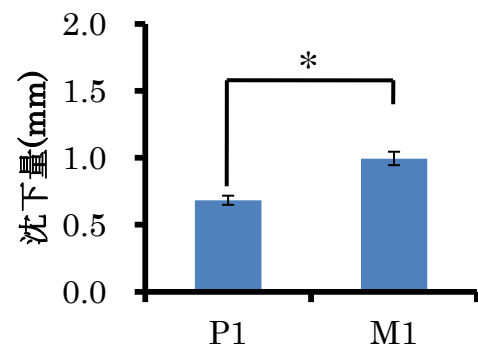
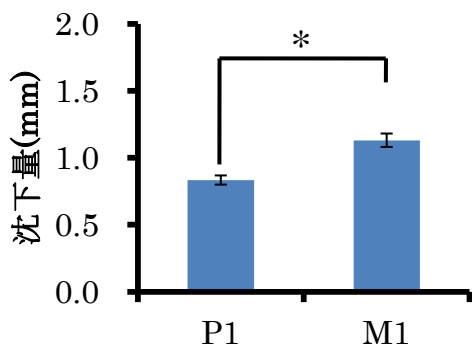


8) 維持力 0.7 kg, 青 4 mm

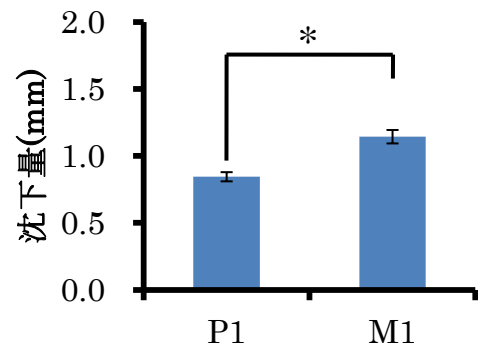
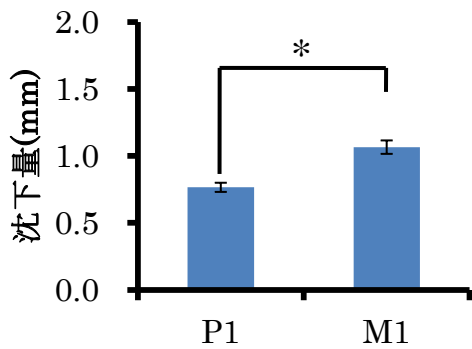




9) 維持力 1.4 kg, ピンク 2 mm    10) 維持力 1.4 kg, ピンク 3 mm



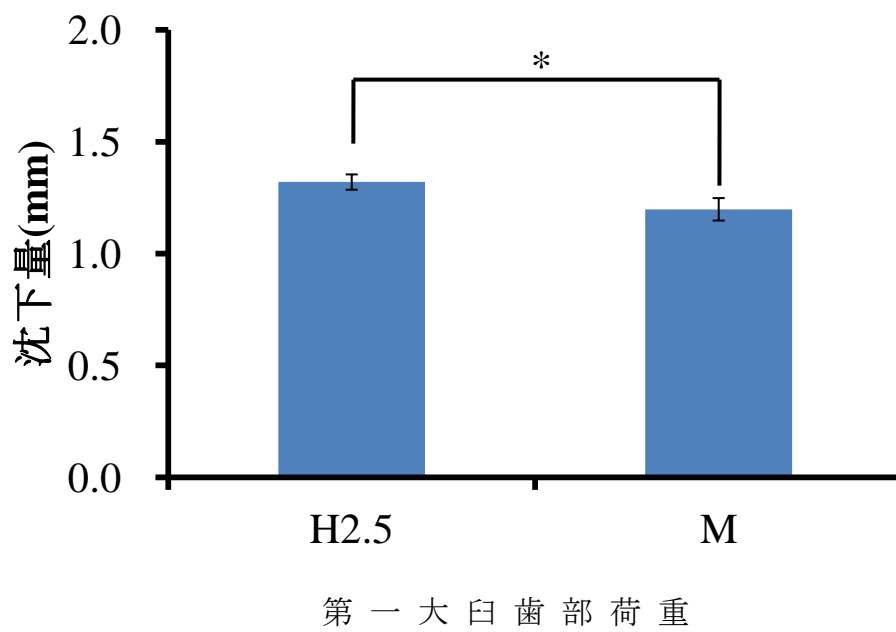
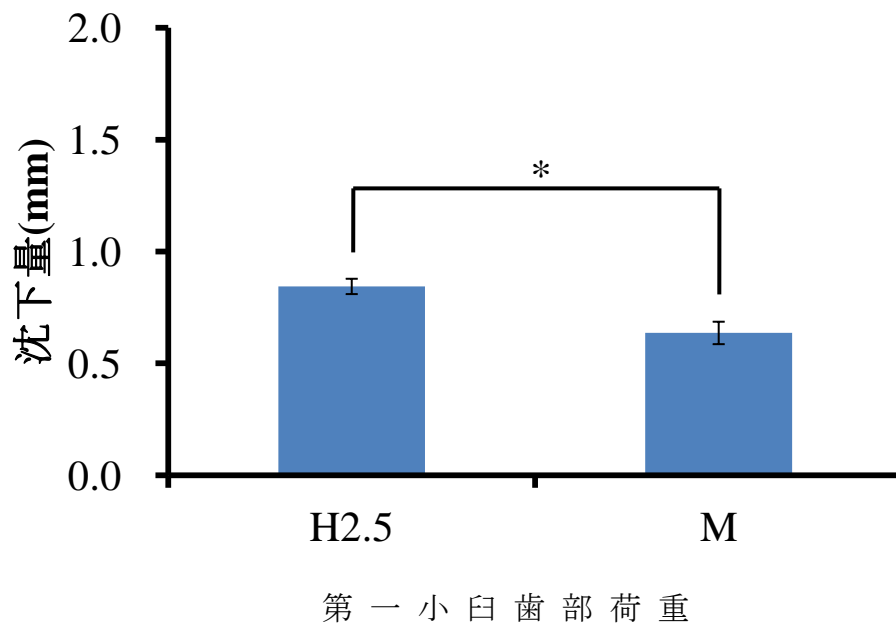
11) 維持力 1.4 kg, ピンク 4 mm    12) 維持力 2.3 kg, 白 2 mm



13) 維持力 2.3 kg, 白 3 mm    14) 維持力 2.3 kg, 白 4 mm

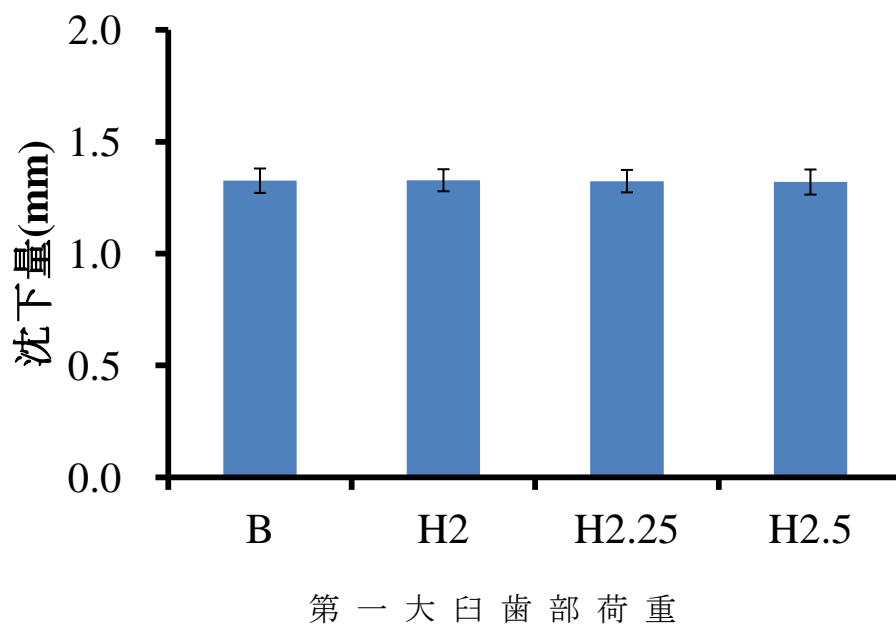
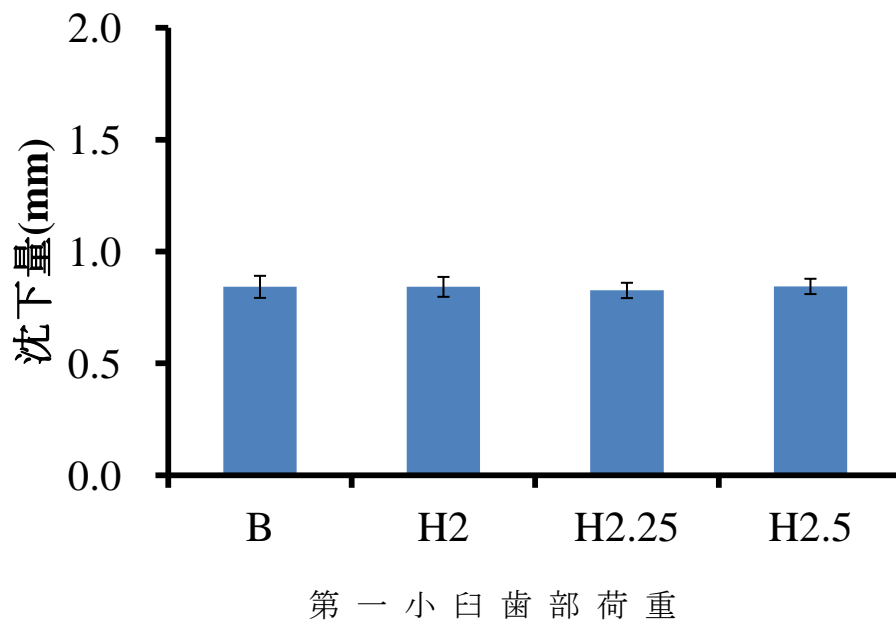
\*:  $p < 0.05$

図 14 同じアタッチメントの荷重位置による沈下量の比較



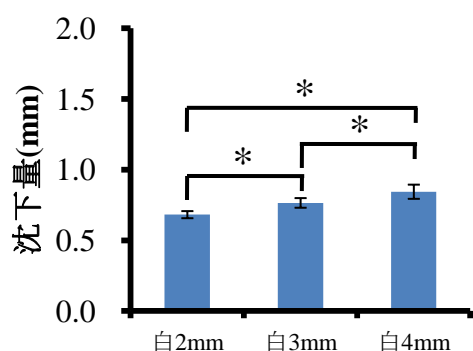
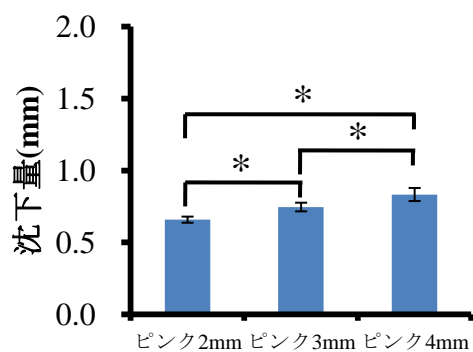
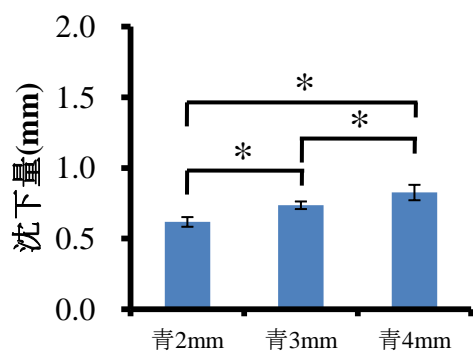
\*:  $p < 0.05$

図 15 同じ形態のボールアタッチメントの高さによる沈下量の比較

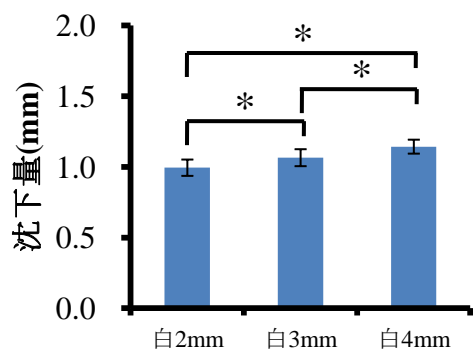
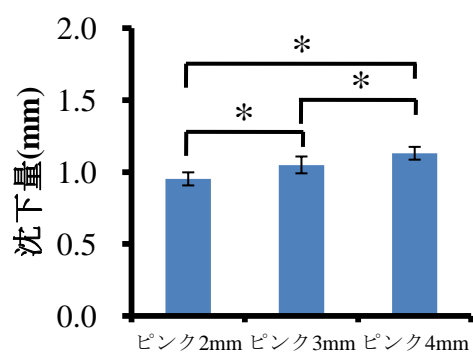
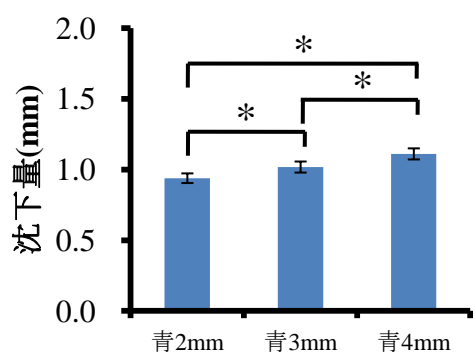


\*:  $p < 0.05$

図 16 同じ高さのボールアタッチメントの形態による沈下量の比較



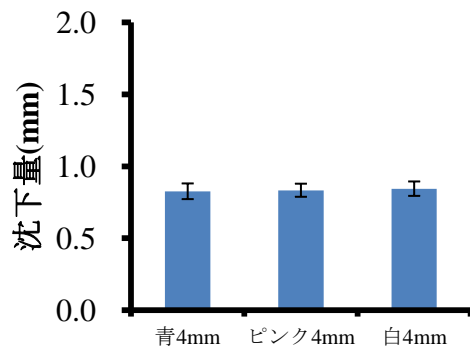
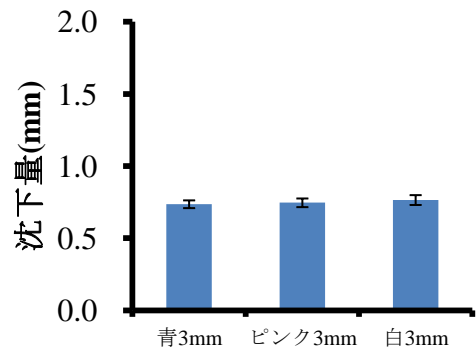
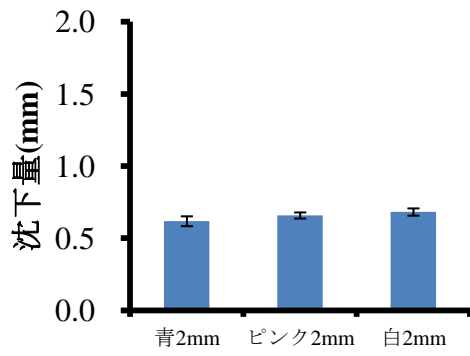
第一小臼歯部荷重



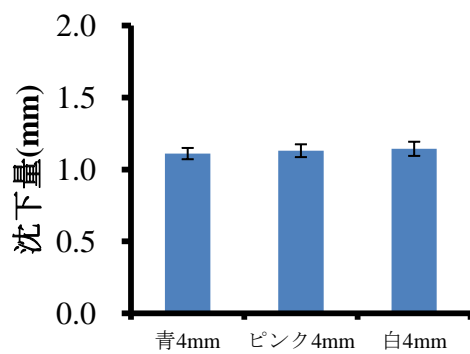
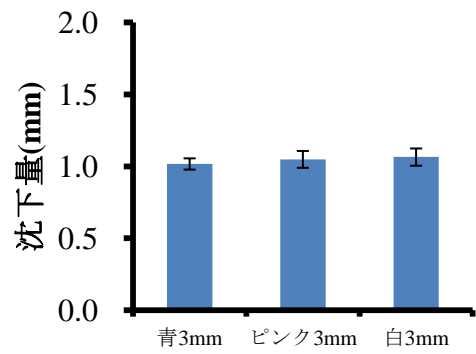
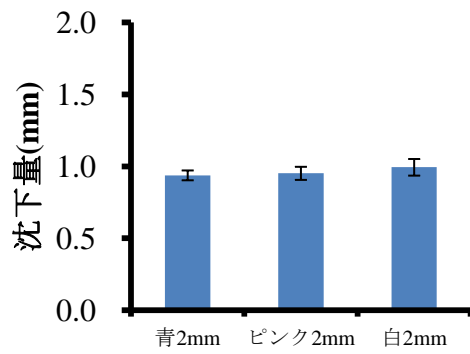
第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 17 同じ維持力のロケーターアタッチメントの高さによる沈下量の比較



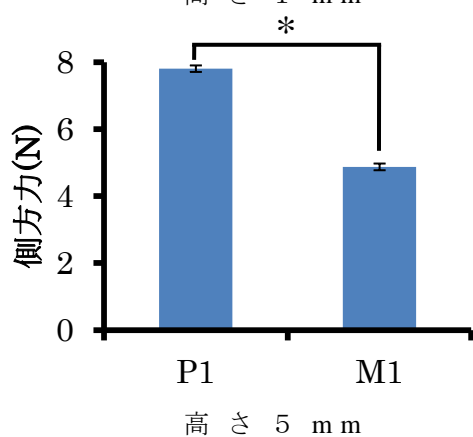
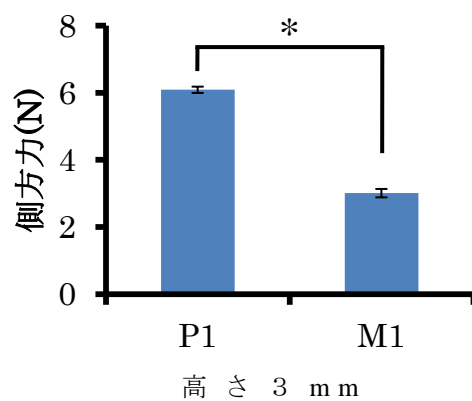
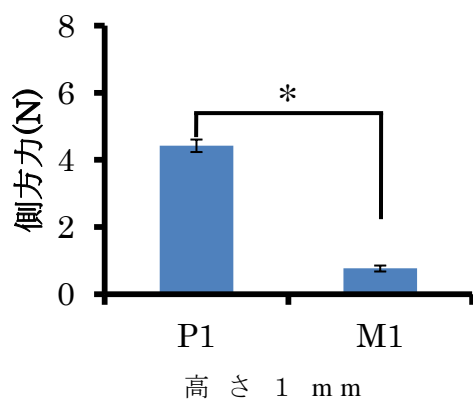
第一小臼歯部荷重



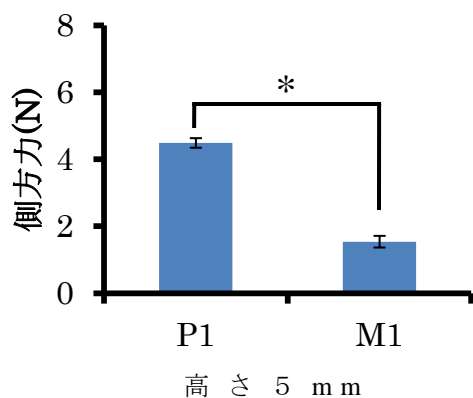
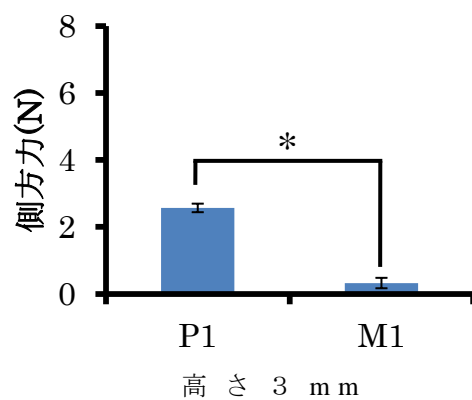
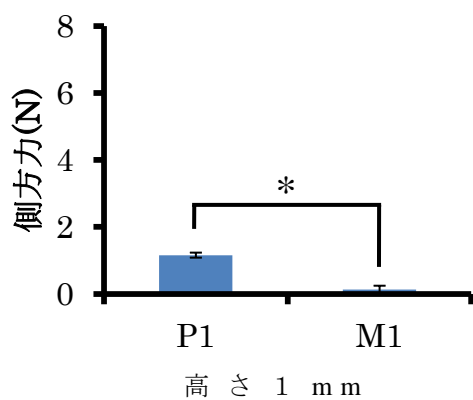
第一大臼歯部荷重

\* :  $p < 0.05$

図 18 同じ高さのロケータアタッチメントの維持力による沈下量の比較



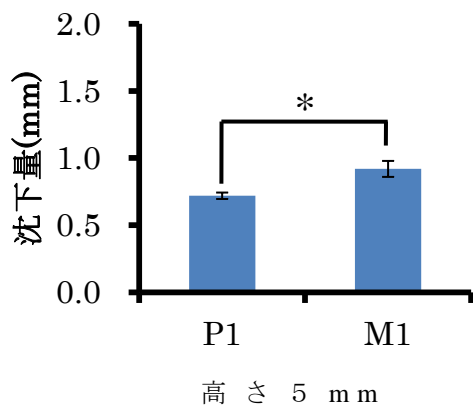
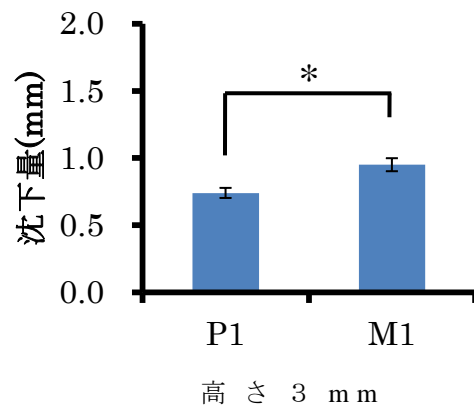
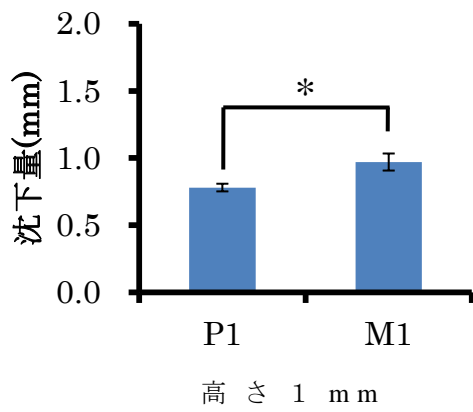
ゴールドキャップ



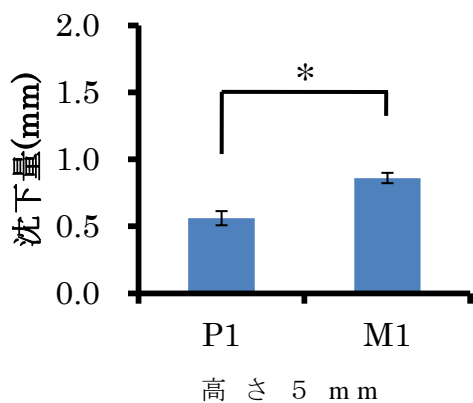
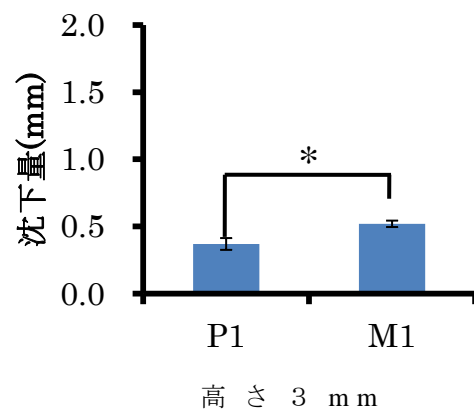
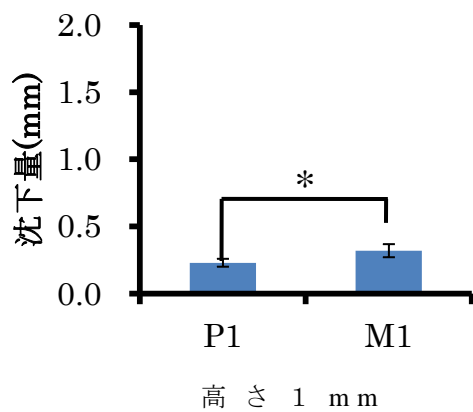
O リング

\* :  $p < 0.05$

図 19 同じアタッチメントの荷重位置による側方力の比較



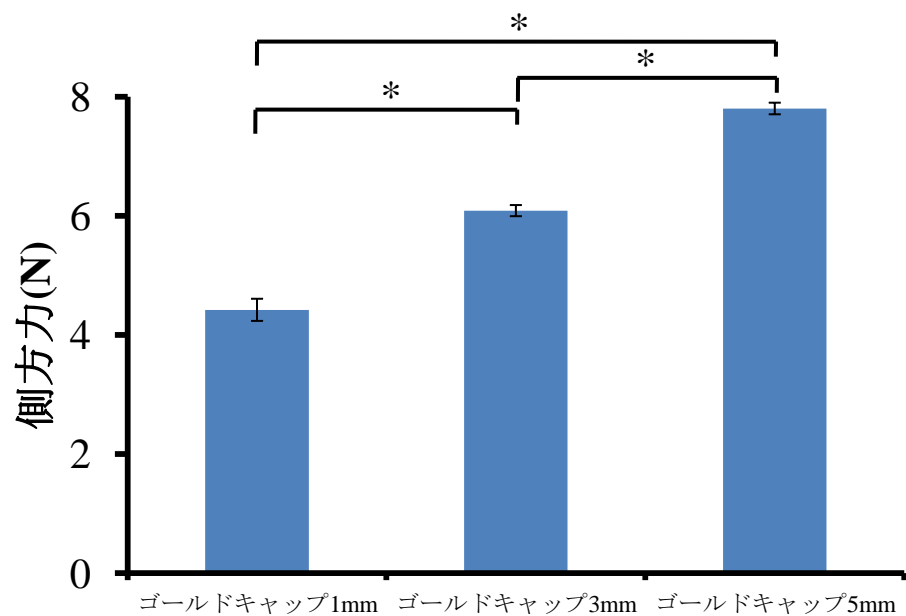
ゴールドキャップ



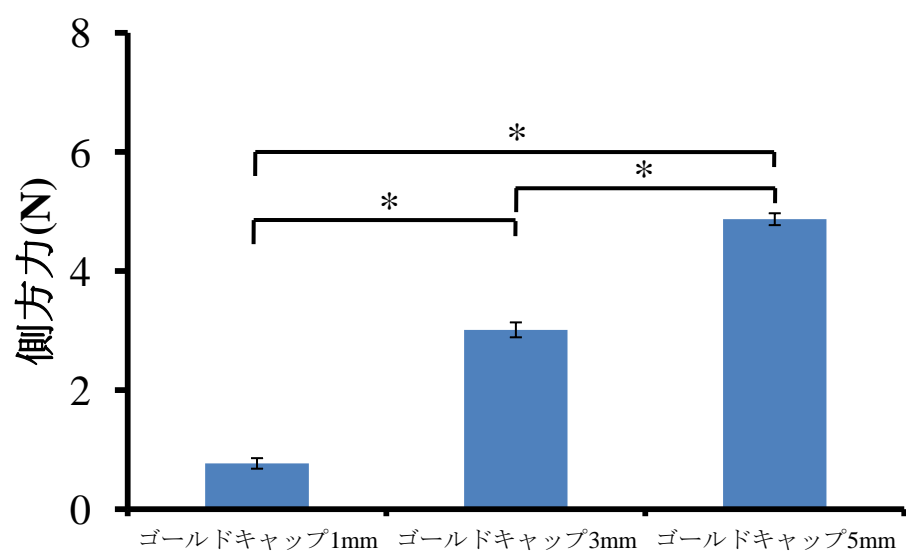
O リング

\*:  $p < 0.05$

図 20 同じアタッチメントの荷重位置による沈下量の比較



第一小白歯部荷重

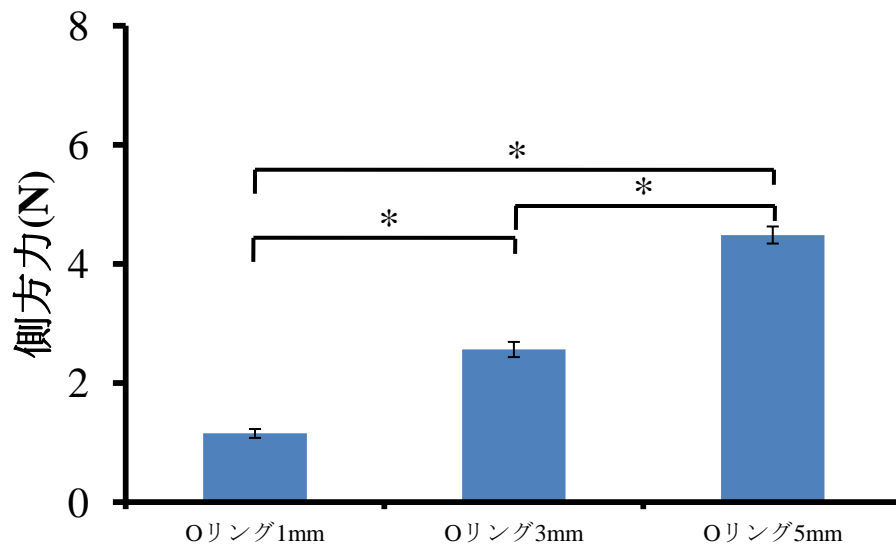


第一大臼歯部荷重

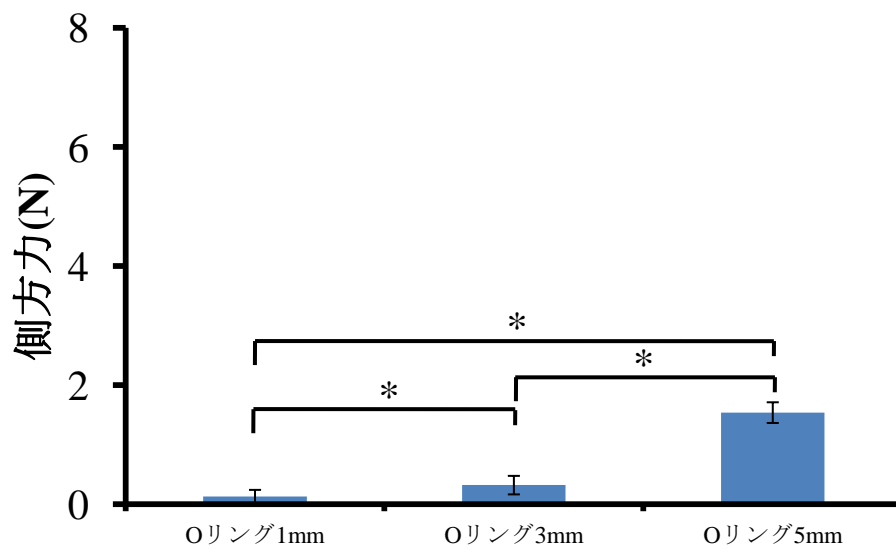
\*:  $p < 0.05$

図 21-1 同じ維持機構のボールアタッチメントの高さによる側方力の比較  
(ゴールドキャップ)





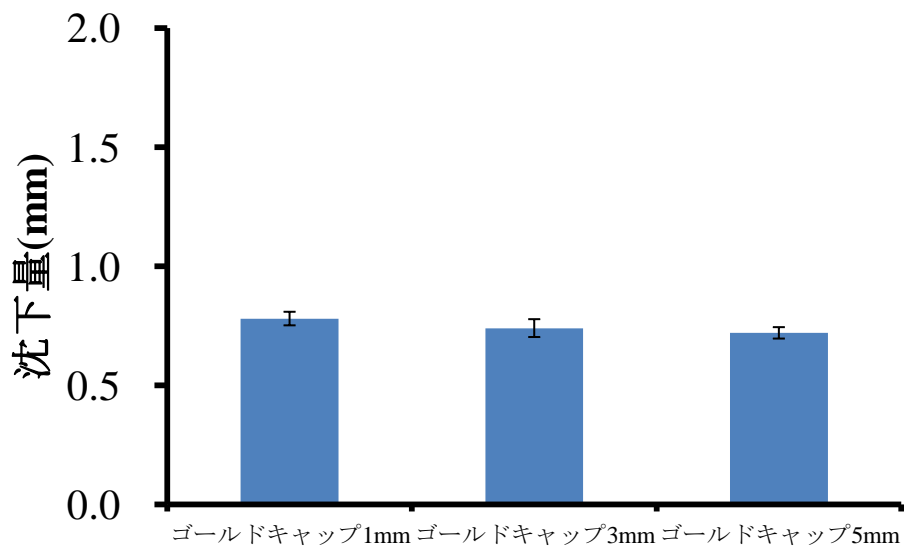
第一小臼歯部荷重



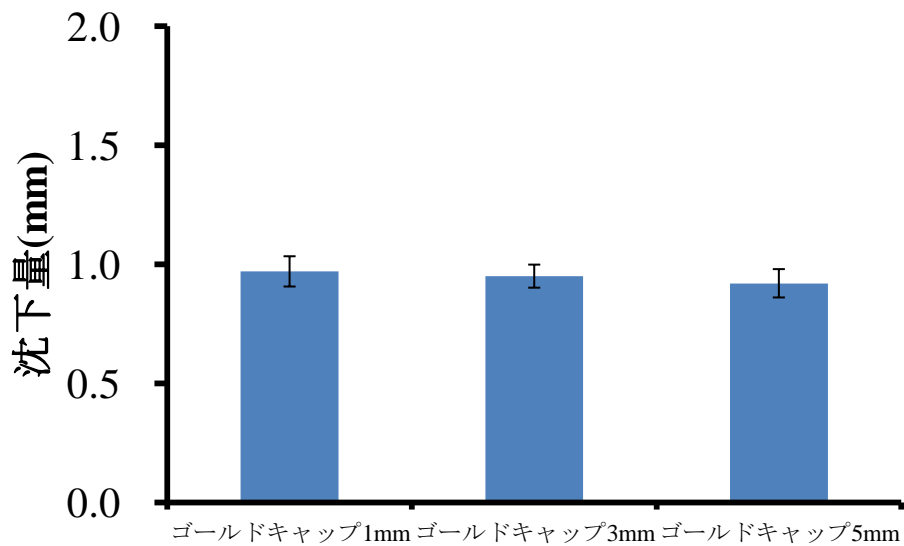
第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 21-2 同じ維持機構のボールアタッチメントの高さによる側方力の比較  
(リング)



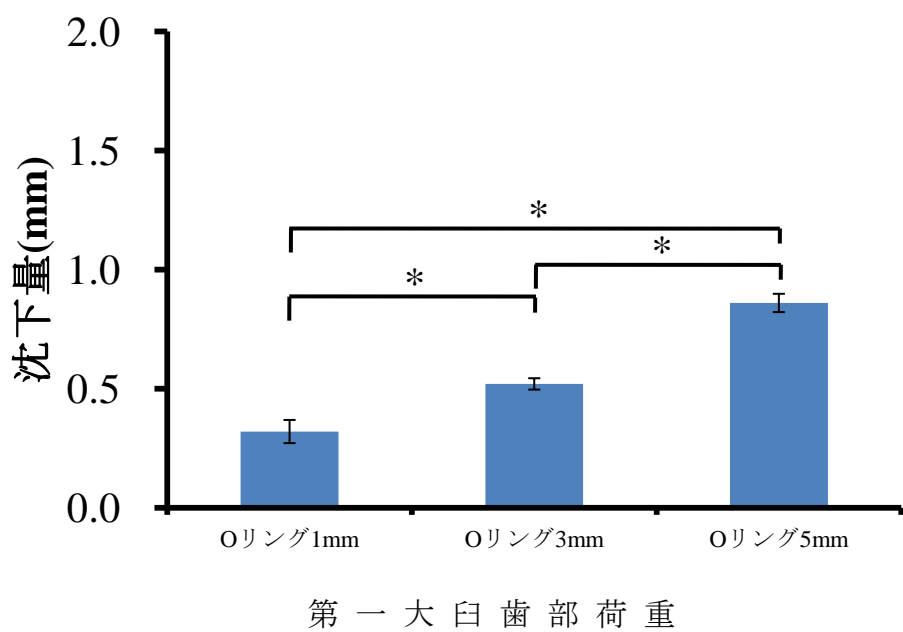
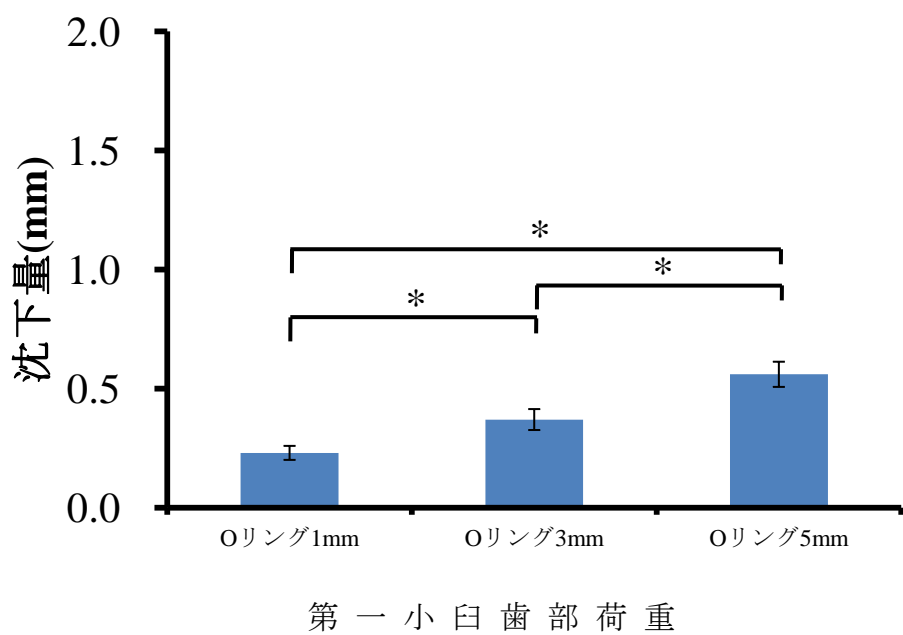
第一小臼歯部荷重



第一大臼歯部荷重

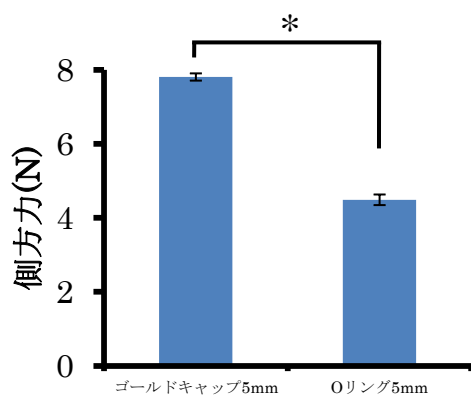
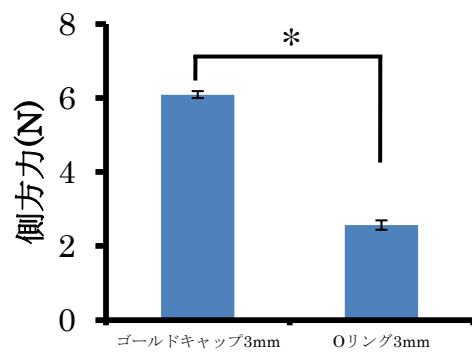
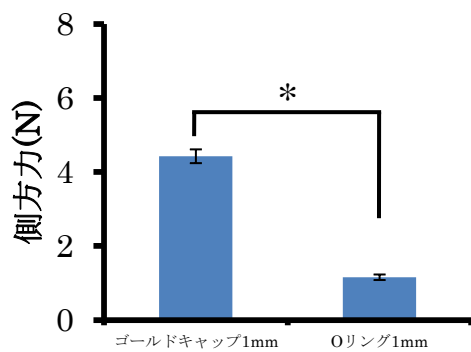
\*:  $p < 0.05$

図 22-1 同じ維持機構のボールアタッチメントの高さによる沈下量の比較  
(ゴールドキャップ)

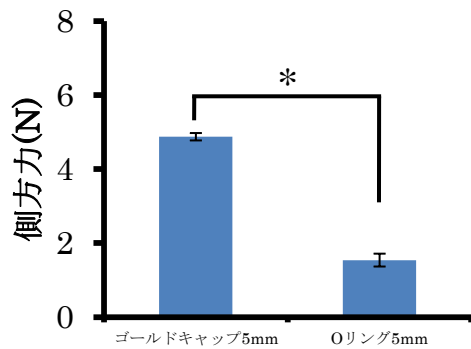
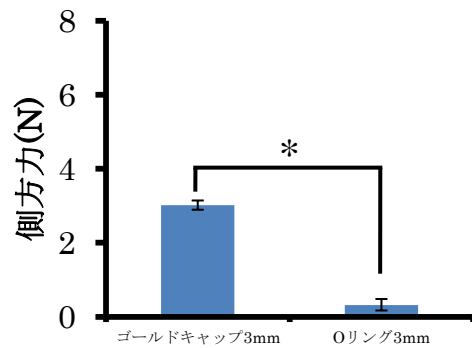
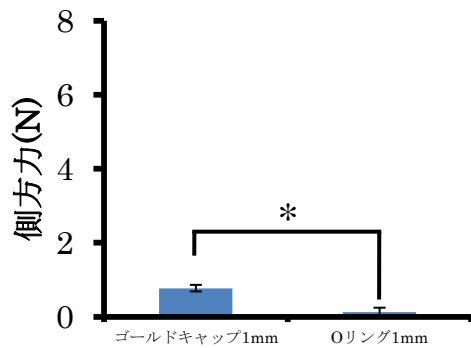


\*: p < 0.05

図 22-2 同じ維持機構のボールアタッチメントの高さによる沈下量の比較



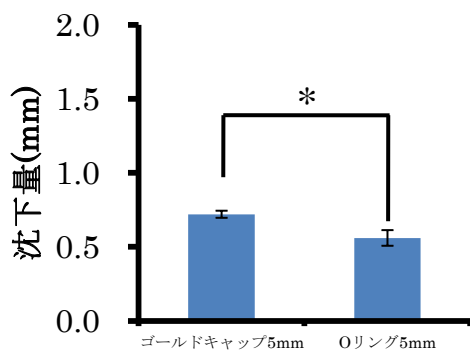
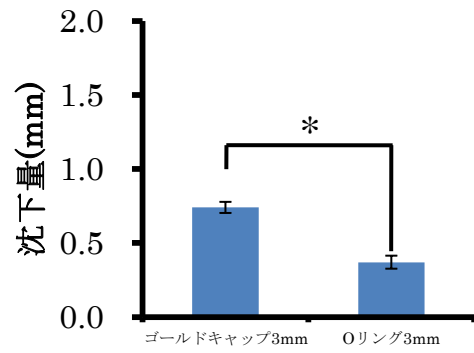
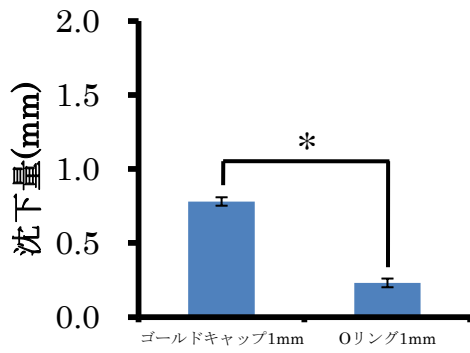
第一小臼歯部荷重



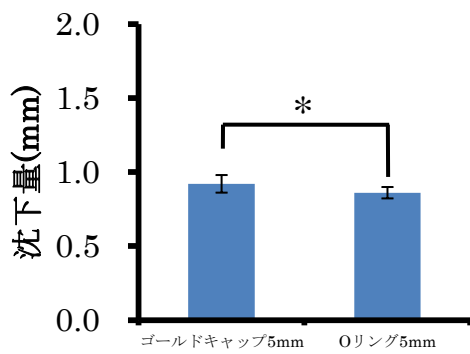
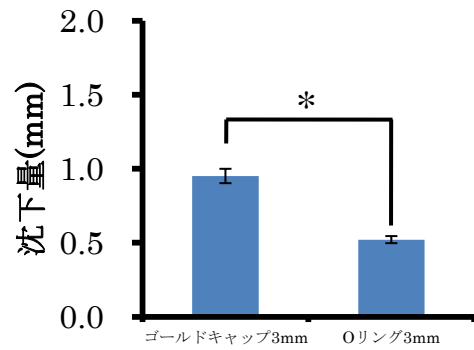
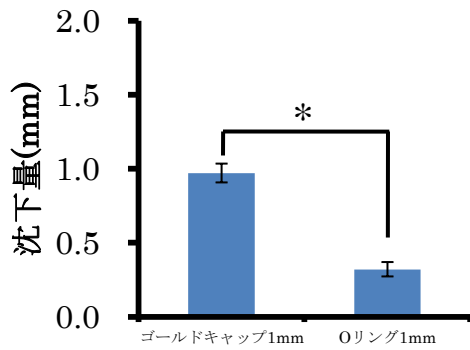
第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 23 同じ高さのアタッチメントの維持機構による側方力の比較



第一小臼歯部荷重



第一大臼歯部荷重

\*:  $p < 0.05$

図 24 同じ高さのアタッチメントの維持機構による沈下量の比較

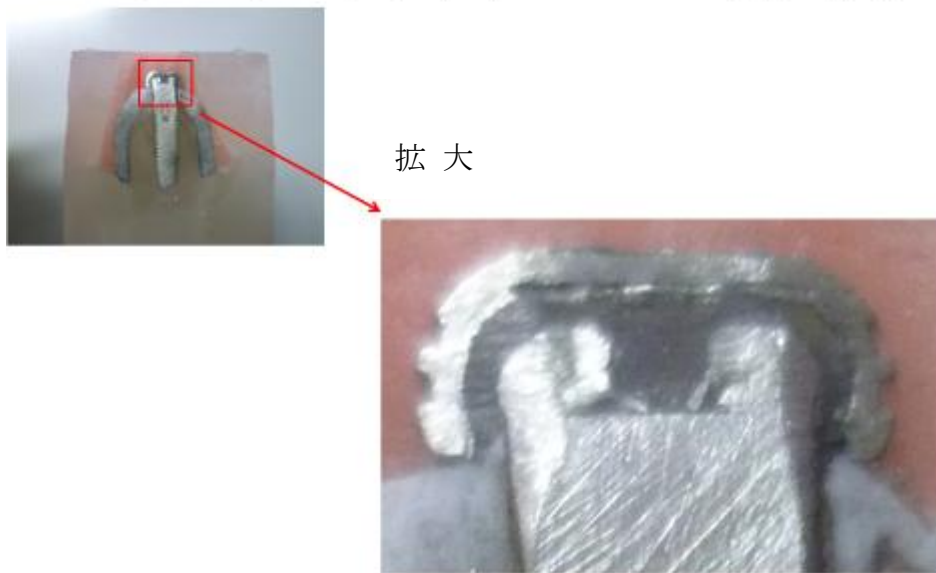


図 25 ロケーターアタッチメントの断面図

ボールアタッチメント	インプラントに加わる側方力	義歯床沈下量
高さ ↓	↓	↓
形態 (最大豊隆部の位置) ↑	↓	→

ロケーターアタッチメント	インプラントに加わる側方力	義歯床沈下量
高さ ↓	↓	↓
維持力 ↓	↓	→

図 26 アタッチメントの選択基準