

Title	インプラント用アタッチメントに関する研究 力学的負荷の利点からみた磁性アタッチメントの選択
Author(s)	堀坂, 充広
Citation	大阪大学, 2004, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/45180">https://hdl.handle.net/11094/45180</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

インプラント用アタッチメントに関する研究  
力学的負荷の利点からみた磁性アタッチメントの選択

大阪大学大学院歯学研究科

分子病態口腔科学専攻

療護歯科保健学講座 先端総合顎口腔治療学専攻分野

(指導教官：前田芳信教授)

氏名 堀坂 充広

## 緒言

近年、インプラント治療が広く行われるようになるとともに、少数のインプラントを利用したオーバーデンチャーを選択する機会も増加しつつある。その理由は治療の初期投資額が少なくてすむという経済的な理由、下顎骨の吸収が高度に進み、臼歯部におけるインプラント植立が困難となる骨量の問題など様々である<sup>1,2)</sup>。インプラントオーバーデンチャーは、これまでの報告からも特に下顎において良好な成績を修め<sup>1,3)</sup>、食物摂取能力が向上し<sup>4,5)</sup>、患者に高い満足度を与え<sup>5-7)</sup>、また2本のインプラントを支台とすることで十分可能であるとされている<sup>8)</sup>。さらに、インプラントオーバーデンチャーは、歯周組織や骨に対する影響について年齢による有為差がないため、若年から高齢まで年齢を問わずその利点を適用できる補綴手法であると考えられる<sup>9)</sup>。

しかし、インプラントは骨と直接結合する構造のために、インプラントや補綴物、骨にダメージを与える応力集中が側方力により発生しやすいとされ、過大な荷重負担によりインプラント周囲の骨吸収、インプラントの破折などの合併症をもたらす可能性があることが指摘されている<sup>10)</sup>。これまでに維持装置として用いられる各種アタッチメントの効果については評価されているものの、オーバーデ

ンチャーがアタッチメントを介してインプラントに与える側方力という点からは明確にされていない。そこで、側方力という観点から磁性アタッチメントに着目した。これは、他の機械的な維持メカニズムのアタッチメントでは劣化等により維持力が低下する<sup>11)</sup>のに対し、磁性アタッチメントでは半永久的に予め設けられた維持力を確保でき、かつ側方力を緩衝するとされているからである<sup>10)</sup>。さらに、高齢者や身体の不自由な場合にはアタッチメント義歯の着脱に困難をきたす場合があるが、磁性アタッチメントを用いたオーバーデンチャーでは口腔内で自然と望ましい装着位置に誘導される利点がある<sup>12)</sup>。このような利点をもつ磁性アタッチメントであるが、現在インプラントオーバーデンチャーとして幅広く用いられているとはいえない。それは、天然歯用に開発された当初に腐食の問題などにより低い評価を受けていたことによると思われる。また、インプラントオーバーデンチャーの支台歯に生じる側方力を検討している報告<sup>13)</sup>でも、磁性アタッチメントの特性を発揮する使用条件については明確にされていない。

そこで、本研究では、磁性アタッチメントを含めた各種アタッチメントの維持メカニズムと構造的な緩圧特性の違いが、インプラントに生じる側方力に与える影響を明らかにする目的で実験1として模型実験を行った。さらに、症例に応じてインプラント用磁性アタ

ッチメントの適切な使用条件を求める目的で、実験2にて2本のインプラント間の埋入角度、埋入位置、顎堤の状態の条件について力学的検討を行った。実験1, 2で得られた結果をもとに実験3にて磁性アタッチメントについて評価すると共に、磁性アタッチメントの形態による側方力発現の違いを明らかにする目的で、被験者3名の同意と協力を得て口腔内での検討を行った。

## I : 実験1 模型実験 アタッチメントの違いによりインプラントに生じる側方力の評価

まず、各種アタッチメントの維持メカニズムと構造的な緩圧特性の違いが、支台となるインプラントに与える側方力への影響について検討した。

### I-1 材料および実験方法

#### ① 顎堤モデルの作製

モデルは、人工粘膜付き下顎無歯顎模型（GC-30 ニッシン社製）を使用した。規格化されたシリコーン樹脂製粘膜は同模型に付属し、また市販されている。

顎堤モデルの左右犬歯部（図1）にインプラントラボアナログ（ILA20 3i社製）を埋入し、即時重合レジン（ユニファーストII ジーシー社製）にて固定した。左側ラボアナログを測定装置（以下セ

ンサーと記す)と設定した(後述)。埋入深度はラボアナログのプラットフォームを歯槽頂と一致させ、模型の頬舌的な中央とラボアナログの中央を一致するよう設定した。埋入角度は顎堤モデル底面に対して垂直とした。

## ② センサーの製作

模型実験1では、ひずみゲージを貼付した直径3.75mmのインプラント用インプラントラボアナログを測定装置(センサー)とした(図2)。ラボアナログ表面をサンドブラスト(粒子の大きさは $50\mu\text{m}$ )にて粗造化し、超音波洗浄を行って処理した。ラボアナログ周囲90度ごとに計4枚のひずみゲージ(SKF-20565 共和電業社製)を専用接着剤(CC-33A 共和電業社製)にて貼付した。ひずみゲージ貼付方向は、ラボアナログ長軸方向のひずみを測定するように設定し、貼付位置はひずみゲージの上縁をプラットフォーム下1mmとして、ラボアナログの接合部のひずみを測定するように設定した。接着剤の硬化を待つため、すべての測定はゲージ貼付後24時間以上経過してから行った<sup>14)</sup>。

なお、測定に先立って、ひずみゲージを貼付したインプラントラボアナログにステンレス製の校正用ジグを装着し、プラットフォームから5mmの位置で、長軸方向に対して垂直となる方向に4.9, 9.8, 14.7, 19.6Nの荷重を与えて校正を行いその精度を確認した。(図

3)。

### ③ アタッチメントの種類と維持特性

今回、ノーベルバイオケア社製および3i社製インプラントに対して一般的に使用できる以下の5種類のアタッチメント、およびアタッチメントを利用しない根面板タイプの計6種類を選択した。

#### A) スタッド型アタッチメント (図4上段)

##### (a) 「Dal-Ro Abutment」(3i社製)

Dal-Ro Abutmentはスタッド型と呼ばれ、インプラントに装着したベースの突起をデンチャーに装着したハウジングで掴むアタッチメントである。ハウジングは金属製であり、その緩圧機構は回転や沈下を許容する機械的なものである。荷重計を用いて測定したところ、19.6Nの静荷重に対して0.083mmの垂直的沈下を認め、最大20度の回転許容性を示した。尚、実験2-1からはDal-Ro Abutmentをスタッド型と表記する。

##### (b) 「ゼストアンカーアタッチメント ロケーターシステム」 (ZEST ANCHOR社製)

ゼストアンカーアタッチメントロケーターシステムは、スタッド型の一類で、インプラントに装着したフィメールのくぼみ(メス部)に、デンチャーに装着したメールの突起(オス部)を差し込

むアタッチメントである。オス部とメス部の位置関係が他のスタッド型とは逆になっている為、その形態からアンカー型とも呼ばれることもある。緩圧機能は軟性材料を用いた機能的なものである。メーカー公表値によると、20度の角度許容性があり、2本のインプラントの角度差が40度まで許容できるとされている。

## B) 磁性アタッチメント (図4 下段)

### (a) 平面型 (愛知製鋼社製)

今回使用した磁性アタッチメントは、インプラントにスクリューで固定したキーパーと義歯に装着した磁性構造体が、磁力により吸着するアタッチメントである。平面型磁性構造体とキーパーの組み合わせによる緩圧機構は、垂直方向への維持力に対して側方への維持力が弱い磁力の特性による緩衝機能である。

### (b) ドーム型 (愛知製鋼社製)

磁性構造体のもつ側方への緩衝機能に加えて、ドーム形状に伴う回転運動を許容する緩衝機能が与えられている。設計上、キーパーと磁性構造体が十分に接しながら0.2mmの回転を伴わずれを許容することにより、義歯の機能時にインプラントに生じる側方を緩衝することが可能であるとされている。

### (c) インプラント用クッションタイプ (愛知製鋼社製)



磁性構造体のもつ側方への緩衝機能に加えて、ポリアセタール樹脂製のクッション材料を介在させることによる垂直方向へ最大2mm（19.6N静荷重時におよそ0.05mm）の緩衝能力と共に、クッションキャップ内での磁性構造体の移動に伴うおよそ6度の回転許容能力がある。

尚、今回使用した平面型およびドーム型磁性アタッチメントは臨床応用を目的に開発試作されたものであり、平面型およびドーム型共に共通したアバットメントリングを介してインプラントに接続する構造となっている。

#### ④ デンチャーモデルの製作

オーバーデンチャーモデルは、咬合床型とした（図1）。無歯顎模型の型から作製した石膏模型上でデンチャーモデルをワックスアップし、注入型レジン（パラプレスバリオ クリアー Heraeus Kulzer社製）で重合し製作した。デンチャーモデルの上面（仮想咬合平面）は、模型の底面と一致させた。すなわち、インプラントラボアナログの長軸方向は、咬合床上面と直交する。尚、荷重位置は、デンチャーモデル上の歯槽頂直上に設定した（図1：上図↓部および下図×部）。

#### ⑤ 荷重条件

デンチャーモデル上に与える荷重はデンチャーモデル上面に対し

て垂直に、静荷重を49Nとした。咬合床上の7点 正中部、左右犬歯部、左右第二小臼歯部、左右第一大臼歯部（図1：下図）に、各々5回与えた。尚、1回の測定ごとにデンチャーモデルを着脱した。

#### ⑥ 解析方法

得られたデータは、アンプ (PCD-300A 共和電業社製) を通して、パーソナルコンピュータ (Solo9300 Gateway社製) に取り込んだ。取り込んだデータは、図5に示すように、4枚のひずみゲージからの4つの波形として得られる。その波形データを専用解析ソフト (PCD-30A 共和電業社製) にてCSVファイルに変換の後、Microsoft Excel 2000にて解析を行った。一回のデータは波形の安定した2秒間を採用した。頬舌側方向および近遠心方向それぞれへの側方力成分を求め、各方向について行った校正値と別途比較し、その合力をインプラント体に加わった側方力とした<sup>16)</sup>。

#### ⑦ 統計方法

統計処理について、Kruskal-Wallis testもしくは分散分析を条件に応じて行い、差が認められたものについては多重比較検定を行って統計的に解析した。尚、統計解析には解析ソフトSPSS (SPSS 7.5J SPSS社製) を使用した。

### I-2 結果

根面板タイプ、Dal-Ro Abutment、ゼストアンカーアタッチメントロケータシステム各アタッチメントからインプラントに生じる側方力の測定結果を図上段（図6）に、磁性アタッチメントについての結果を図下段に示す。

磁性アタッチメントは、Dal-Ro Abutmentやゼストアンカーロケータシステムといった機械的なアタッチメントよりも、多くの部位で小さな側方力を示し有利な結果となった。特に左側第一大臼歯部や正中部への荷重では、磁性アタッチメントでの側方力が、アンカー型やスタッド型に比べて有意に小さくなった（ $p < 0.05$ ）。このことより、磁性アタッチメントが、側方力の軽減効果を発揮しやすいことが明らかとなった。

### I-3 小括

インプラントに生じる側方力は、正中や特に咀嚼に関わる大臼歯部に荷重した場合において、スタッド型よりも磁性アタッチメントの方が有意に側方力が小さくなった（ $p < 0.05$ ）。このことにより、側方力の軽減に関しては磁性アタッチメントが有効であるとわかった。

## II：実験2-（1）～（3） 模型実験

磁性アタッチメントの、側方力に対する軽減効果が有効に発揮で

きる条件を求める目的で、形態が単純であり平面型とドーム型について詳細に検討した。また、スタッド型のDal-Ro Abutmentをコントロールとして採用した。2本のインプラント間の埋入角度、埋入位置、顎堤の状態の3条件が、側方力に与える影響について、模型を用いて検討した。

## II—(1) 実験2-1 埋入角度

支台となるインプラントが平行に埋入されていない場合を想定し、インプラントに生じる側方力への影響について検討した。

### II—(1) —1 材料および実験方法

顎堤モデル、人工粘膜、センサーの製作条件、3種のアタッチメント、荷重条件、解析方法については実験1と同様である。ただし、右側については実験1の結果より、どの測定部位においても左側と比べて少ない側方力であったので、第一大臼歯部へ荷重した結果のみをグラフに採用した（以下 実験2-2, 3も同様のグラフとした）。

#### ① インプラントラボアナログの埋入角度

左右ラボアナログを犬歯部に、デンチャーモデルの仮想咬合平面に対して垂直に埋入した状態を0度とし、左右ラボアナログを2本と

もそれぞれ犬歯部における舌側方向に10度、20度傾け埋入したモデルを作成した。インプラントの平行性については様々な場合が考えられるが、ここでは2本をともに正中に対して対称に傾斜した場合を想定した。また、ラボアナログの回転は歯槽頂を中心に行った(図7)。その結果、傾斜方向はモデルを真上から見ると舌側近心となり、2本のインプラントのなす角は10度傾けた場合は14.1度、20度の場合は28.0度となった。

## II—(1)—2 結果

3種のアタッチメントで特徴的な傾向が見られ、かつ実際の咀嚼時に関係する第一大臼歯部へ荷重した場合について評価した(図8)。左側第一大臼歯部について、平面型では角度が増すにつれて側方力が減る傾向を示したが有意差は認められなかった( $p=0.067$ )。一方で、ドーム型やスタッド型では、0度と比較して10度において有為に側方力が大きくなり( $p<0.05$ )、20度で側方力が10度よりも減少した。但し、20度においては左側第一大臼歯部へ荷重した場合にみられるように、側方力が全く生じない場合があった。側方力が全く生じなかった条件は、荷重時に義歯の沈下と共にキーパーと磁性構造体が離れたためと考えられ、側方力が測定できなかったことから検討から除外した。

また、すべてのアタッチメントのどの角度でも、右側への負荷時に比べてセンサーのある左側への負荷時に、側方力が有意に大きくなった( $p < 0.05$ )。

## II—(2) 実験 2-2 埋入位置

天然歯を支台とするオーバーデンチャーでは、歯根の大きさおよび残存歯の状態より左右犬歯部が選択されることが多いと考えられる。しかし、下顎無歯顎顎堤の左右前歯部にインプラントを埋入する位置を定めている文献は見られない。そのため、天然歯と同様に左右犬歯部に埋入した場合と、より正中よりの左右側切歯部に埋入された場合を比較した。

### II—(2)—1 材料および実験方法

顎堤モデル、人工粘膜、センサーの製作条件、3種のアタッチメント、荷重条件については実験 1 と同様である。

埋入位置を図(図 9)に示す。下顎前歯部の天然歯の歯牙幅径を参考に長さを決め、犬歯部は臼歯部歯槽頂線上にくるように設定した。左側側切歯部および左側犬歯部に埋入したラボアナログは共にセンサーである。

#### ① 統計方法

得られた結果についてはMann-Whitney's U test、 Student's T-test、 Welch's T-testを条件に応じて使用し統計的に解析した。尚、統計解析には解析ソフトSPSS (SPSS 7.5J SPSS社製)を使用した。

## II—(2)—2 結果

図に平面型、ドーム型、スタッド型それぞれについて、左右犬歯部もしくは左右側切歯部にインプラントを埋入して荷重を与えた結果を示す(図10)。ドーム型では、埋入位置による側方力の差は認められなかった。平面型では、支台となるインプラントが犬歯部の場合にインプラントに生じる側方力が側切歯部の場合における側方力よりも大きい傾向を示し、またスタッド型では平面型と同様に犬歯部における側方力が大きくなり、埋入位置による側方力の差を認めた( $p < 0.05$ )。

## II—(3) 実験2—3 顎堤の状態

顎堤形態の吸収程度による影響について検討した。先の実験で使用していた既製の人工粘膜付き模型の形態を通常顎堤形態モデルとし、2段階に顎堤が吸収したモデル(中等度吸収顎堤モデル、高度吸収顎堤モデル)の計3モデルで比較を行った。

## II—(3)—1 材料および実験方法

センサーの製作条件、3種のアタッチメント、荷重条件、解析方法については実験1と同様である。

### ① センサー付き顎堤モデル

骨質の5分類(A~E)<sup>16)</sup>のうち、A：歯槽骨がほとんど残っている B；歯槽骨が中程度に吸収している C：歯槽骨吸収は著しいが基底骨は残っている の3分類を想定した模型を、Aを通常顎堤形態（以下「通常」と記す） Bを中等度吸収顎堤形態（以下「中等度」と記す） Cを高度吸収顎堤形態（以下「高度」と記す）として設定した。これまでの実験で用いた人工粘膜付き模型と同型の石膏模型を元に、A、B、Cの3条件の石膏模型を作成した（図11）。各々の型を採り、注入型レジン（前述）を用いてレジン模型を作成後（図11下段）、EVAシート（ERKOFLEX 581140 ERKODENT社製）を圧接し枠を作製した。粘膜部を均等に2mm削合した後、EVAシートで作製した枠を利用し、付加重合型シリコーン樹脂（KE-1309A/B 信越シリコーン社製）を用いて、人工粘膜を作成した。

## II—(3)—2 結果

図（図12）の各部位において、左が通常、中央が中等度、右が



高度吸収顎堤の結果である。左側大白歯部での荷重時において、ドーム型は通常および中等度では平面型およびスタッド型よりも少ない側方力を生じた。しかし高度では有意にインプラントラボアナログへの側方力が増加した ( $p < 0.05$ )。スタッド型では通常および中等度と比べて高度で生じる側方力が減少した。平面型ではセンサー測定側である左側において中等度で側方力が増加した。

また、磁性アタッチメントにおいて、高度に顎堤が吸収すると共に、特に大白歯部への荷重時では通常顎堤と比べて側方力の差が認められないかもしくは増加した。加えて右側白歯部へ荷重した際に生じた側方力は、左側と同等か、僅かに大きくなる傾向が認められた。スタッド型では右側で側方力が減少したものの、左側大白歯部への荷重では磁性アタッチメントに比べると大きな側方力を示した。

#### II—(4) 実験 2—1～3 小括

以上、実験 2—1 から 3 を小括する。

実験 2—1 より、磁性アタッチメントを使用する場合には、20度でキーパーと磁性構造体が離れていると考えられたため 2 本を咬合平面に対して垂直に埋入すべきであること、実験 2—2 より、ドーム型を使用した場合は、埋入位置によらず側方力の軽減効果が得られること、実験 2—3 より、磁性アタッチメントの形状と顎堤の

吸収程度の組み合わせにより、側方力の傾向に違いがみられたが、左側大臼歯部への荷重時では、磁性アタッチメントはいずれの顎堤の場合でもスタッド型より生じる側方力は小さいことがわかった。

### Ⅲ：実験 3 口腔内実験

模型実験での結果を元に、実際に口腔内にて磁性アタッチメントの平面型とドーム型について評価した。

#### Ⅲ-1 材料および実験方法

##### ① 被験者

被験者は60～80歳代の男性3名である。被験者の方には予め実験内容を説明し、同意を頂いた。3名とも下顎は無歯顎であり、うち2名は左右犬歯部、1名は側切歯部付近に埋入されたインプラントを利用したオーバーデンチャーを使用されている。上顎に関して1名は無歯顎、2名は部分欠損歯列である。また、図表に各被験者のデータ（2本の埋入角度の関係、埋入位置、顎堤形態、習慣性咀嚼側、最大咬合力）および左右第一大臼歯部での模型断面図を示す（表1および図13）。センサー設置側である左側顎堤は、2名は中等度、1名は高度吸収顎堤に相当し、2本の植立は3名ともほぼ平行である。

## ② 測定用センサー

口腔内実験では図 1 4 に示すように、キーパーのアバットメントリングに、ひずみゲージを貼付し、このリングに防水加工（フジバニッシュ ジーシー社製）を施した装置をセンサーとして用いた。

平面型とドーム型のアバットメントリングは共通である。サンドブラストにて表面を粗造化し、超音波洗浄したアバットメントリングの表面に90度毎4方向にひずみゲージを貼付した。貼付方向は模型実験と同様に、インプラント長軸方向のひずみを測定するように設定した。別途作製した校正用ジグを用いて、模型実験と同様に90度毎4方向に4.9, 9.8, 14.7, 19.6Nの荷重を与え、校正を行い精度を確認した。

## ③ 荷重条件

被験食品として、市販されている粘着性の少ないグミゼリー（果汁グミ 明治製菓製）を用い、グミゼリーの咀嚼時に生じるひずみを測定し検討を行った。グミゼリーを左側ないし右側臼歯部のどちらか片側において咀嚼させた。

## ④ 解析方法

模型実験と同様に、90度ごと4方向のひずみをサンプリング周波数100Hzにて測定し、近遠心および頬舌側方向の合力を側方力として得た。そのデータの一例を図（図 1 5）に示す。データの比較は、

咀嚼が安定した期間より 5 秒間に生じた側方力の、ピーク値の平均で行った（図 1 5：赤丸部参照）。ピーク値の採用数は、別途各被験者について 5 秒間の安定した咀嚼時の咀嚼回数を測定し、その数を採用した。

#### ⑤統計方法

統計処理について、Kruskal-Wallis testもしくは分散分析を条件に応じて行い、差が認められたものについては多重比較検定を行い統計的に解析した。尚、統計解析には解析ソフト S P S S (SPSS 7. 5J SPSS社製)を使用した。

### III—2 結果

結果を図（図 1 6）に示す。グラフの値は、各々の被験者において、右側で平面型を用いて咀嚼した時のデータを100パーセントとした比較値となる。

被験者 A では、有意差は認めなかったが ( $p=0.062$ ) ドーム型が有利な傾向を示し、高度吸収顎堤において平面およびドーム型共に左右差がないという、模型実験の傾向と一致した。

被験者 B では、左側、右側それぞれでの平面型とドーム型の傾向、および左右での平面型の傾向は模型実験と一致した。また、右側では平面型とドーム型では差が認めなかったが ( $p=0.19$ )、左側ではド

ーム型が有利になった ( $p < 0.05$ )。

被験者Cでは、ドーム型が平面型に比べて、右側で有意に側方力が少なくなり ( $p < 0.05$ )、左側では差を認めなかった ( $p = 0.99$ )。

### III—3 実験3 小括

すべての被験者において、咀嚼時に支台に生じる側方力の大きさに関して、ドーム型では平面型よりも有意に小さくなるか差を認めなかった。

## 考察

インプラントオーバーデンチャーについて：

現在、主流となっている骨結合型のインプラント治療について、およそ40年前、Dr. Branemarkによりオッセオインテグレーションの概念が発表された当初は、無歯顎に対する連結した全顎的な固定式補綴が前提であった。その後、様々な研究や改良とともに応用範囲も拡大され、単独植立でも使用されることが一般的になった。それに伴い、インプラント単独植立でオーバーデンチャーの支台とする試みも様々なアタッチメントにより行われるようになった。

これらアタッチメントを利用したオーバーデンチャーは、天然歯において以前から行われてきた方法である。しかし、天然歯と比べ

たインプラントオーバーデンチャーの利点の一つに、支台となるインプラントの埋入位置、方向といった設計が術者によって行える点  
があげられる。吸収の進んだ下顎の顎堤や口腔の諸機能の衰えた条件では、患者の満足する全部床義歯の安定性を得るのは困難な場合が多い。そのような条件下で、総義歯を経験した患者へのインプラントオーバーデンチャーの適用により、補綴に対する満足度および生活に対する義歯装着の影響の低下、咀嚼能率の向上が得られる同補綴手法は、非常に有用であるとされている<sup>5)</sup>。

これまでの研究では、患者の満足度の他にインプラントやアタッチメント周囲の衛生状態<sup>17)</sup>、アタッチメント義歯の維持力および脱離力という点からの評価<sup>18,19)</sup>がなされた。それぞれの点において注意すべき事はあるが、適切に製作した義歯の補助として、インプラントにアタッチメントを介して維持を求めるのは有用であるといえる。

以上のことより、インプラントオーバーデンチャーの有用性は疑いがない。しかしその一方で、アタッチメントの選択と設計については未だ明確になっていない。

インプラントオーバーデンチャーに関する設計指針：

下顎無歯顎への単独植立のインプラントオーバーデンチャーに関

する指針として、①インプラント埋入本数は2本ないし4本であり3本は好ましくない、②フィクスチャーは10mm以上、とする報告がある<sup>20)</sup>。加えて、同書ではスタッド型アタッチメントを用いる為には厳密に平行で無ければならないとされている。

インプラントの本数は、義歯の回転軸に関係する。正中に一本および左右対称に2本の合計3本すべてのインプラントにアタッチメントを介した場合にはインプラント間の回転軸が確定できない。この為、義歯が臼歯部に沈下する方向に荷重が加わった場合にはインプラントに過大な負荷が生じる可能性がある。また、Sadowsky<sup>21)</sup>は文献のレビューから2本と4本の差は、僅かであるかあるいは無いとまとめている。

インプラントの長さについては、インプラントオーバーデンチャーについて特記した報告ではない。これまでの臨床成績<sup>22)</sup>から、インプラント処置を行う場合には10mm以下では成功率が下がるとされている。

これらの報告に示すように、インプラントオーバーデンチャーについて守るべきインプラントの埋入条件はある程度示されているものの、インプラントオーバーデンチャー用アタッチメントの使用に関する統一見解は得られていない。

インプラントオーバーデンチャーにおける側方力の問題点：

インプラントオーバーデンチャーでは、ボーンアンカードリッジを行う際よりも少数の本数の支台となるインプラントで1顎14歯分を補う為に、インプラントに過大な負担を与える不安がある。この場合、問題となる負荷は側方力である。歯周組織が健康な状態では問題とならない側方力であっても、炎症がある場合にどれほどの側方力に耐えられるのかということは知られていない。オーバーデンチャーはその構造上、歯周組織に炎症の問題が付きまとう。この為、オーバーデンチャーの支台となるインプラントに掛かる側方力は極力減らすべきであると言える。歯冠補綴による単独植立では、歯冠補綴物を介してインプラントに生じる負荷の調節は隣在歯とのコンタクト<sup>24)</sup>や咬合調整により調整が行われる。しかし、オーバーデンチャーでは、アタッチメントを介してインプラントにいかなる負荷が生じているのか知ることは困難であり、適切な義歯の調整量を判断するのも困難である。

また、実際にどれ程の負荷に耐えられるのかという点については不明な部分が多い。天然歯において、Ogataら<sup>24)</sup>がオーバーデンチャーから受ける側方力を計測し報告している2kgf(19.6N)が一つの目安になると考えられる。



しかし、インプラントには歯根膜による緩衝作用がなく、応力に対する応答形式が歯牙と異なる<sup>10)</sup>。インプラントに過大な負荷が掛かった場合、上部構造のスクリューなどの破折、フィクスチャーの破折、周囲の骨の吸収<sup>25)</sup>などの症状が発生する。臨床的に40MPa程度の圧縮力で骨吸収が生じると言われており<sup>10)</sup>、別の報告では骨が耐えうる応力の上限は25MPa (2.55kgf/mm<sup>2</sup>) とされている<sup>26)</sup>。これらの値の負荷がインプラントに生じても、重篤な症状を現すまで気づかない危険性がある。

インプラントオーバーデンチャーにおける側方力軽減の対策：

インプラントに加わる側方力を減らすために、これまでは複数のインプラントを連結して使用することが提唱されてきた。しかし、現在は連結してバーアタッチメントを使用した場合でも単独植立と比べて有意差が認められないと報告され<sup>27-29)</sup>、未だコンセンサスは得られていないものの、複雑な技工操作を必要としない単独植立のインプラントを支台とするオーバーデンチャーでも問題ないと考えられる。

連結するべきか否かという点では、連結したバーアタッチメントの方が合併症が多い<sup>28)</sup>とする報告もある。一方で、単独植立で使用する場合は連結されている場合と比べて骨吸収が増加する可能性が

考えられる<sup>27)</sup>とされ、連結するか否かという点では評価が分かれている。Waltonら<sup>30)</sup>は、バーアタッチメントとスタッド型ボールアタッチメントを実数64名の患者で比較している。この結果、インプラントオーバーデンチャーの治療行為にはいずれも患者の満足度は高かったが、義歯修理という点から、スタッド型ボールアタッチメントは不利であったと述べている。一方で、Golfredsenら<sup>31)</sup>は、同様にバーアタッチメントおよびスタッド型アタッチメントを26名の患者で比較し、骨や歯肉の状態では差が見られなかったものの、バーアタッチメントにおいて多くの義歯修理などの合併症がみられたと報告している。これらの報告からは、バー型およびスタッド型のいずれも、治療行為に対する評価は分かれている。

多方面での症例比較ではこれらのように様々な報告がされている。しかし実際にインプラント本体に生じる負荷という点から検討を加えている文献は少ない。Mericske-Stern<sup>32)</sup>は、口腔内にて側方力の検討を行っている。2本のインプラントにスタッド型アタッチメントを介したオーバーデンチャーで、機能下にインプラントに生じる側方力を測定した結果、インプラントに生じる荷重は想定していたより小さかったと述べている。また同時に、解剖学的・形態学的な特徴、上部構造の適合性、咬合といったものがインプラントに加わる荷重特性を決定づけるのではないかと述べている。Bergendalら<sup>28)</sup>

はアタッチメントの形態から検討し、歯槽骨頂よりアバットメントの先端までの高さは低い方がよいと述べている。

このように、支台として単独植立でインプラントを使用することに問題ないと考えられるが、なかでも特にインプラントに側方力が生じにくいとされている磁性アタッチメントに着目した。磁性アタッチメントには、緒言でも述べたように数々の長所がある。

インプラントオーバーデンチャーにおける磁性アタッチメントの有用性とこれまでの問題点：

磁性アタッチメントは数十年前から天然歯において検討が繰り返されてきたシステムである。内藤<sup>33)</sup>が述べているように、スタッド型アタッチメントは垂直への維持力にくらべて側方への維持力は大きくなる。しかし、磁性アタッチメントでは磁石の特徴から側方への維持力は減る(図17)。このことにより、磁性アタッチメントは側方力を緩衝しやすいと考えられてきた。これはインプラント体に掛かる側方負荷を軽減することになり、望ましい特徴である。さらに、磁性構造体は他のアタッチメントにはない、10万回の繰り返し接触でも問題とされない半永久的な耐久性がある<sup>34)</sup>。他の機械的な構造で維持力を発揮するアタッチメントでは、摩耗や維持力低下に伴う交換が問題点となる。また、インプラントに使用する際には、

天然歯で問題となる移動や挺出といった問題も生じない。メンテナンスに関する問題も、他のアタッチメントシステムと差がないとする報告があり<sup>35)</sup>、咬合力の点からもKampenら<sup>36)</sup>は他のアタッチメントシステムと差がみられないと結論づけている。

しかし、初期の天然歯に用いられてきた磁性アタッチメントが口腔内という環境下で磁性構造体が腐食し、また磁性構造体が義歯から脱落する症例があった経緯から、その後幅広く普及したとは言い難く、先に挙げたような様々な検討に磁性アタッチメントが取り上げられていることも少なかった。また、スクリューを介してキーパーを接合する構造上、インプラントに使用する際にはスクリューの緩みという問題も考えられた。しかし現在、これらの構造的な問題は大幅に改善されている。レーザー溶接による磁性構造体の緊密な封鎖性<sup>37)</sup>や、磁性構造体の吸引力の著しい向上、適切な締め付けトルクの設定といった改良により過去に挙げられてきた問題は克服されてきた。天然歯に使用する際に問題となるキーパー製作時の鋳接による変形が原因とされる精度低下<sup>38)</sup>も、インプラントシステムでは既製品をスクリューを用いて固定するという手技上、技工操作が必要ないため問題とならない。

残された問題は、磁性アタッチメントのキーパーと磁性構造体の接合面の形態に関する問題である。これまでは、磁性構造体とキー

パーの接合面は平面型が主流であったが、義歯の沈下に伴う回転運動を考慮し、キーパー面の接合面が凸型で磁性構造体面が凹型のドーム型磁性アタッチメントを作製した。平面型およびドーム型に共通したアタッチメントリングを介して、キーパーはインプラントに接続する構造である。

## 模型実験の条件について

### ① 模型の形態について

本研究では、下顎におけるオーバーデンチャーの検討を行った。下顎無歯顎の顎堤状態には様々な要素が考えられ、口腔内所見からも明らかなように、個人によってその形態は千差万別である。このため、本研究では、基準となる模型にはある程度の顎堤量を有しており、その後の形態修正が行える市販の模型を選択した。

また、実験 2 - 3 で行った顎堤の状態を変えたモデルについては、材料および実験方法の項目で詳細を述べたように作製した。これは中等度吸収顎堤および高度吸収顎堤を実験 2 の口腔内実験の顎堤状態を参考に設定した。また、通常顎堤では頬舌側での把持効果が期待できるが、高度吸収顎堤では顎堤による把持は期待できない。

### ② 疑似粘膜について

疑似粘膜については、実験 1、実験 2 - 1 および 2 は既製のシリ

コーン樹脂製人工粘膜を使用し、実験 2-3 では自作した付加重合型シリコーン樹脂を用いて作製した。人工粘膜については規格化された模型および人工粘膜を使用することで実験 1、実験 2-1 および 2 において、模型の作製によるエラーは生じない利点があった。

また、実験 2-3 では工業用のシリコーン樹脂を用いた。人工粘膜に関しては、疑似人工粘膜としてシリコーン系適合試験材が適しているとの報告がある<sup>39)</sup>。しかし、今回の実験ではごく短時間での使用を前提に作製されている適合試験材が、長期の測定期間中に弾性を含めて変質する可能性に対するデータが文献およびメーカーより得ることができなかった。この為、実験期間中の材質に変化が無いと考えられ、適量の入手が可能であり、かつ適当な弾性を有する工業用のシリコーン樹脂を使用した。試料片(シート状)を作製し、その弾性(スプリング硬さ)を測定したところ、フィットチェッカー(ジーシー社製)で30.4(2mm厚)、13.4(4mm厚)であったのに対して、20.9(2mm厚)であった。このことから、使用したシリコーン樹脂は疑似人工粘膜として適度な弾性を有し荷重時にデンチャーモデルの一定量の動きを許容できると判断した。

### ③ センサーについて

インプラントに側方力が生じた場合、生じるひずみは接合面直下の頸部に集中するとの報告がある<sup>40,41)</sup>。また、骨とインプラント体

の支点となる部位である、フィクスチャーとアバットメントの連結部に近接する皮質骨表面に応力が集中し<sup>40)</sup>、骨の吸収を引き起こす<sup>42, 43)</sup>。このため、測定はインプラントプラットフォーム直下を測定するのが望ましいと考えられた。Heckmannら<sup>44)</sup>は同様の実験を、模型に埋入したインプラント周囲の顎堤にセンサーを貼付し測定をおこなっている。今回実験を行うにあたり、測定したひずみが誤差量と判別しがたい場合があった。このため、事前に適切な量のひずみ量を測定可能なゲージ貼付部位を決定する目的で、アバットメント、インプラントラボアナログのプラットフォーム直下、および埋入した模型の顎堤表面の三カ所でひずみを同時に検出したところ正の相関性が認められ、測定値と機器およびノイズの誤差との関係よりインプラントラボアナログでの測定を選択した。尚、インプラントフィクスチャーは表面が粗造化されたスクリュウ型であり、ひずみゲージの貼付が困難であった為に、インプラントラボアナログを選択した。

ラボアナログ表面をサンドブラスト（粒子の大きさは $50\mu\text{m}$ ）にて処理した後、超音波洗浄および薬液洗浄を行った。ひずみゲージ（SKF-22145 共和電業社製）を、その上縁がインプラントラボアナログのプラットフォーム下 $1\text{mm}$ の部分と一致し、長軸方向のひずみが測定できるように $90$ 度毎 $4$ 方向に貼付した。顎堤模型に埋入する際

には即時重合レジンをを用い、ひずみゲージ部にレジンが付着しないように埋入した。埋入深さはプラットフォームが顎堤の高さと一致するように設定した。

なお、ラボアナログ上にアバットメントリングを用いたセンサーを設置して測定した結果では相関係数0.947で模型実検用センサーの出力との間に正の相関性が認められた ( $p < 0.05$ )。このため、模型実験でセンサーとしたラボアナログと、口腔内実験でセンサーとしたアバットメントリングの傾向を比較することは可能であると判断した。

口腔内実験では、インプラントフィクスチャーにゲージを貼付することは不可能であり、アバットメントリングを共通化し、ドーム型と平面型で側方力を比較した。

#### ④ デンチャーモデルについて

今回の実験では、咬合面形態は影響しないために咬合床型とした。また、荷重を与える毎に義歯モデルを脱着した。アンカー型やスタッド型アタッチメントはその凹凸形態により口腔内で義歯の位置はほぼ固定されると考えられる。しかし、磁性アタッチメントは装着時に水平的に少々ずれていても、磁石の特徴により咬合などの振動によって定められた最適な位置に誘導されるという特徴がある。この影響を加味するため、今回の実験では荷重毎に義歯モデルの脱着



を行った。

また、デンチャーモデル内に金属を使用した補強構造は設けなかった。今回の実験では、一様に製作したデンチャーモデルを使用して比較したため影響はないと考えられる。

#### ⑤ アタッチメントについて

今回選択したアタッチメントは、日米で幅広く用いられており、かつ口腔内実験が可能な3i社製およびノーベルバイオケア社製インプラントに適合するものである。これら以外にもアタッチメントには多くの種類がある。アタッチメントには大きく分けてバーアタッチメント、スタッド型アタッチメント（アンカー型アタッチメントを含む）、磁性アタッチメントがある。今回は単独植立用のアタッチメントを検討しているため、スタッド型からメールをインプラントに装着するDal-Ro Abutmentと、メールを義歯に装着するZest Anchorアタッチメントの2種類、および磁性アタッチメントから平面型、ドーム型、および平面型に緩衝機能を備えたインプラント用クッションタイプの3種類を選択した。維持力はDal-Ro Abutmentと磁性アタッチメントの平面型、ドーム型が600gf(5.88N)、Zest Anchorが約1300gf(約12.7N)、インプラント用クッションタイプが700gf(6.86N)である。Dal-Ro Abutmentは600gf(5.88N)に調整を行った。Zest Anchorは最小維持力の製品、クッションタイプの維持力は

700gf (6.86N)のみである。

口腔内で必要な維持力には諸説ある。長岡<sup>45)</sup>は、諸説より維持歯一歯あたり約1000gf (約9.8N)が最大維持力の基準であるとまとめ、長沢ら<sup>11)</sup>は500～1000gf (4.9～9.8N)が適当としている。また、Kayser<sup>46)</sup>によると維持装置全体としては800～2000gf (7.84～19.6N)必要であるという。今回のアタッチメントを用いた下顎2本の設計において、すべてこの基準を満たすことができる。

#### ⑥ 荷重量について

過去の文献を参考に49Nとした<sup>3, 44, 47)</sup>。

模型実験の結果について：

実験1より、磁性アタッチメントがスタッド型およびアンカー型アタッチメントよりも有意に側方力が小さいことがわかった。特に咀嚼において重要であり咬合力も大きくなる第一大臼歯部において著明であった。これは、スタッド型およびアンカー型が垂直方向への維持力に比べて側方への維持力が大きくなる特徴を有し、磁性アタッチメントは側方への維持力が小さくなる特徴が反映しているためであると考えられる。天然歯においては、歯周組織により、オーバーデンチャーから支台歯が受ける過重な負担を診断することが可能である。しかし、インプラントにおいては過大な負荷を知覚出来ず、

応力集中に伴う骨吸収、コンポーネントの破折といった重大な結果を招く危険をはらんでいる。このことから、脱離する際には既知の磁性構造体の維持力がインプラントに加わる維持力の最大値であり、荷重された際にも側方力をインプラントに与えにくい磁性アタッチメントが、インプラントに生じる側方力の軽減という点から望ましいと考えられる。

この結果をふまえ、口腔により異なる諸条件における磁性アタッチメントの特性を明らかにする目的で実験 2-1～3 の検討を行った。検討を行った項目は 2 本のインプラントの埋入角度、埋入位置、および顎堤の状態である。口腔の諸条件についてはこの 3 項目以外にも考えられる。今回は術者が術前に知り得て下顎義歯において問題となる条件の中からこれら 3 条件を選択した。

実験 2-1 について、その結果を検証するために追加実験を行った。磁性アタッチメントはキーパーと磁性構造体の面が着脱方向に平行である場合に最大の維持力を発揮する。このことを確認するために、自作した荷重計を用いて牽引角度を変化させた際に生じる磁性構造体の維持力の変化を測定した (図 17)。支台歯の傾斜に伴う維持力の低下を考慮すると、平面型では大臼歯部への荷重でインプラントに生じる側方力の差は認められないが、支台 2 本は咬合面に

たいして垂直であることが望ましいと考えられた。

ドーム型については、側方力の点からは左側において20度の位置関係が0度より有利と考えられる。しかし、左側第一大臼歯部への荷重において全く側方力が生じなかったという結果から、側方力の減少はドーム型の形態による回転許容性によるのではなく磁性構造体が浮き上がる方向に動いた結果であると考えられる。このため、やはり支台2本の位置関係は咬合平面に対して垂直がよいと考えられた。

スタッド型は、単独では20度まで球状のベースによる機械的な緩衝機能が働く。しかし、2本の支台となるインプラント双方が10度傾斜することにより、2本の間でその緩衝機能が阻害されたと考えられる。また、2本の平行性が失われると、メタルハウジングとベースの着脱が困難となり、かつ2本の支台のなす角が5度を超えるとベースに摩耗が生じる可能性があるため、可及的に位置関係を平行にして使用すべきである。

実験2-2からは、平面型磁性アタッチメントでは埋入場所による差を認めたが、ドーム型では認めなかった。また、スタッド型アタッチメントでは差を認めた。この実験より、メタルハウジング内の機械的な緩衝機構よりも、磁石の構造的な緩衝機能に加えてドーム状という形態的な緩衝機能を与えた方が、埋入位置を問わず側方

力を軽減できる可能性があると考えられた。

実験 2 - 3 からは顎堤の把持効果の影響が考えられた。顎堤が吸収すると義歯床の頬側および舌側斜面が担っている義歯の把持が失われる。この結果、オーバーデンチャーには沈下に加えて水平移動が生じると考えられる。さらに、インプラントオーバーデンチャーにおける把持は、支台となるインプラントおよびアタッチメントの側面を義歯に密着させることで得られる。しかし、今回は床との接触状態による影響を排除するため、側面には十分なリリースを行い、インプラントおよびアタッチメント側面による把持は排除した。このため、顎堤の吸収に伴う傾向の違いは、顎堤の把持効果減少に伴うオーバーデンチャーの移動に対する平面型、ドーム型、スタッド型の構造的な制約によるものと考えられた。つまり、顎堤の吸収により生じる水平移動に、平面型では許容性能があるものの、ドーム型ではその凹凸形態により、許容緩衝できない結果であると考えられた。

また、左側に比べて右側への荷重時には、側方力が小さくなるとともに、ドーム型やインプラント用クッションタイプといった緩圧型では側方力が生じなかった。これは、荷重点に近いインプラントを支点としてデンチャーモデルの回転運動が生じている為と考えられ、荷重と反対側の磁性構造体がキーパーから浮き上がっている為

であると考えられた。一方で、機械的にメールを掴む構造上、浮きあがる方向に力が働いてもインプラントに影響を与えるDal-Ro Abutmentおよびゼストアンカーであるが、その値は同側への荷重時に沈下時に生じる側方力と比べて小さかった。このことより、インプラントに生じる側方力は、同側の荷重による影響が大きいと考えられた。

実験1と実験2の間で、支台歯に加わる側方力の大きさに違いが見られたが、追加実験の結果、磁性構造体周囲のリリーフ量の違いが影響していたと考えられた。

口腔内実験について：

#### ① 被験者について

被験者Cに関しては、測定値が中等度に吸収した顎堤モデルよりもむしろ被験者Aに近い高度に吸収した顎堤モデルで説明できる。被験者Cのセンサーを設置していない右側の顎堤は、高度に該当する。模型実験では左右の顎堤が一致している条件での検討であり、この場合はセンサー設置側の影響が強いと考えられていた。しかし、左右の顎堤状態が一致しない場合は、条件の悪い顎堤の傾向が示される可能性が考えられた。

#### ② 装着方法について

今回の実験では、センサーより伸びるひずみゲージのコードを束ね、シリコンチューブ内に通して使用した（図11下図）。チューブは左側口角部より口腔外に出したが、咀嚼時に口唇の動きを妨げる可能性があった。この為、グミ咀嚼での測定に際してコードが口唇の動きを妨げないように、あらかじめグミ咀嚼を行うことでチューブを固定する位置決めを行った。

### ③ 測定値の設定方法について

今回の測定は、5秒間のひずみ合力のピーク値の平均を採用したが、別に、図（図14 下図）の青色部で示すように、同じ5秒間に加わった側方力の総和でも比較を行った。この結果、傾向はピーク値での結果と同じであった。

### ④ 湿度について

ひずみゲージを用いた測定に影響を与える悪条件として、温度変化や湿度があげられる<sup>48)</sup>。口腔内の温度は、36度付近で安定であることを仮定すると、口腔内でひずみゲージに影響を与えるのは湿度であると考えられる。口腔内実験を行うにあたり、湿潤下における測定に十分な45分間の安定した防湿を事前に確認した。

### ⑤ アタッチメントの選択について

実験3ではスタッド型アタッチメントを除き、磁性アタッチメントの平面型とドーム型で実験を行った。これは磁性アタッチメント

のアバットメントリングを利用したセンサーが使用できないため、センサーを共通化できなかったことによる。なお、実験1の結果からはスタッド型アタッチメントのリングにゲージを貼付しセンサーとした場合、歯肉縁からメール部までの高さが磁性アタッチメントよりも高いため、大きな側方力が記録されることが予想された。

#### ⑥ 測定結果について

口腔での実験からは、3名すべての左右両側で平面型とドーム型は差がないかもしくはドーム型が平面型に比べて有意に側方力が小さくなった。よって、口腔内で使用する際にはドーム型がより側方力軽減に適していると考えられた。このことは模型による検討結果の諸条件の複合作用によるものと考えられる。模型実験では右側荷重時には側方力が左側より小さくなる傾向が見られたが、口腔内実験では右側が左側より大きくなる傾向が認められた。このことは模型実験の結果から顎堤の要素が影響していると考えられた。左右の顎堤に吸収度の差がある場合に、吸収している側が大きく影響する結果となったことは、義歯製作とくに不利な顎堤形態における義歯床の側方移動の抑制を考慮した床縁の決定、移動を軽減する人工歯排列ならびに咬合の付与が必要であることを意味していると考えられる。すなわち、インプラントオーバーデンチャーの設計においても従来の有床義歯の設計原則を遵守することが基本であるといえる。



## 結論

本研究は、磁性アタッチメントを含む各種アタッチメントの緩圧機構の違いがインプラントに生じさせる側方力に与える影響を明らかにし、磁性アタッチメントの適切な使用条件を求める目的で各種検討を行った。また、得られた条件と磁性アタッチメントの形態による違いが側方力に与える影響を明らかにする目的で口腔内実験を行った。

- (1) 磁性アタッチメントの側方力軽減効果は、機械的な緩圧機構を持つスタッド型およびアンカー型に比べて優れていた。
- (2) 磁性アタッチメントでは2本の支台となるインプラントを可及的に平行にして使用すること、埋入位置の差は少ないこと、顎堤の状態により形態を使い分ける必要があることが明らかになった。
- (3) 口腔内で咀嚼時に支台に生じる側方力の大きさに関して、ドーム型では平面型より有意に小さくなるか、差を認めなかった。

以上のことより、本研究で得られた使用条件をもとに適切な形態

の磁性アタッチメントを用いることで、支台となるインプラントに過大な側方力を与えることなくオーバーデンチャーを使用できる可能性が示唆された。

## 謝辞

稿を終えるにあたり、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜りました大阪大学歯学部附属病院口腔総合診療部 前田芳信教授に深甚なる謝意を表します。実験全般を通して御指導、御指摘いただきました十河基文講師に感謝の意を表します。また、本研究の全般にわたり御協力頂きました愛知製鋼株式会社 本蔵義信様および荒井一生様に心から謝意を表します。さらに、本研究に対して様々な御協力をいただきました大阪大学歯学部附属病院 口腔総合診療部の医局員の皆様に心からお礼申し上げます。

最後に、本論文を審査して頂きました顎口腔機能再建学講座（歯科理工学教室） 高橋純造教授、顎口腔機能再建学講座（歯科補綴学第一教室） 中村隆志助教授、および口腔分子免疫制御学講座（口腔治療学教室） 池澤一彦講師に深謝いたします。

## 参考文献

- 1) Engquist, B., Bergendal, T. and Kallus, T.(1988): A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3, 129-134.
- 2) Zarb, G.A. and Schmitt, A.(1995): Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J. Oral Rehabil.*, 2, 661-671.
- 3) Duyck, J., Van, Oosterwyck, H., Vander, Sloten, J., De, Cooman, M., Puers, R. and Naert, I.(2000): Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin. Oral Implants Res.*, 11, 465-75.
- 4) Morais, J.A., Heydecke, G., Pawliuk, J., Lund, J.P. and Feine, J.S.(2003): The effects of mandibular two-implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals. *J. Dent. Res.*, 82, 53-58.
- 5) Melas, F., Marcenes, W. and Wright, P.S.(2001): Oral health impact on daily performance in patients with implant-stabilized overdentures and patients with conventional complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 16, 700-12.
- 6) Meijer, H.J., Ragjpebar, G.M., Van't Hof, M.A., Geertman,M.E. and Van Oort, R.P.(1999): Implant-retained mandibular overdentures ompared with omplete dentures;a 5-years'follow-up study of clinical aspects and

- patient satisfaction. Clin. Oral Impl. Res., 10, 238-244.
- 7) Raghoobar, G.M., Meijer, H.J., Stegenga, B., van't Hof, M.A., van Oort, R.P. and Vissink, A.(2000): Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. Clin. Oral Impl. Res., 11, 195-201.
  - 8) Cooper, L.F., Scurria, M.S., Lang, L.A., Guckes, A.D., Moriarty, J.D. and Felton, D.A.(1999): Treatment of edentulism using Astra Tech implants and ball abutments to retain mandibular overdentures.; Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 14, 646-53.
  - 9) Meijer, H.J., Batenburg, R.H. and Raghoobar, G.M.(2001): Influence of patient age on the success rate of dental implants supporting an overdenture in an edentulous mandible.: a 3-year prospective study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 16, 522-6.
  - 10) 末次恒夫, 松本直之(2000):歯科インプラント. 初版, 先端医療技術研究所, 東京, 37 ~45,95~119.
  - 11) 長沢 亨, 久保雅彦, 前野信夫, 山科 透, 津留宏道(1978): 各種アタッチメントにおける維持力の減衰にかんする実験的研究, 広大歯誌, 10, 63-69.
  - 12) 藍 稔(1994): 磁性アタッチメントを用いた部分床義歯, 第1版, クインテッセンス出版, 東京, 28~32, 1994.
  - 13) Porter, J.A., Petropoulos, V.C. and Brunski, J.B.(2002): Comparison of load

distribution for implant overdenture attachments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 17, 651-62.

- 14) ひずみゲージ接着マニュアル編集委員会(1995): ひずみゲージ接着マニュアル  
共和電業, 第2版, 株式会社共和電業, 東京.
- 15) 権田知也(1999): 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, 44, 大阪大学歯学会, 大阪.
- 16) Lekholm, U. and Zarb, G.A.(1985): Patient selection and preparation.  
In: Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T.(eds). *Tissue Integrated  
Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*; Quintessence,  
Chicago.199-209.
- 17) Ambard, A.J., Fanchiang, J.C., Mueninghoff, L. and Dasanayake, A.P.  
(2002): Cleansability of and patients' satisfaction with implant-retained  
overdentures: a retrospective comparison of two attachment methods. *J.  
Am. Dent. Assoc.*, 133, 1237-42; quiz 1261.
- 18) Petropoulos, V.C. and Smith, W.(2002): Maximum Dislodging Force of  
Implant Overdenture Stud Attachments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*,  
17, 526-535.
- 19) Williams, B.H., Ochiai, K.T., Hojo, S., Nishimura, R. and Caputo,  
A.A.(2001): Retention of maxillary implant overdenture bars of different  
designs. *J. Prosthet. Dent.*, 86, 603-607.

- 20) Franck Renouard, Bo Rangert(1999): 前田芳信 米畑有理(2000): インプラント補綴のリスクファクター 予知性を高めるための臨床的分析法, 初版, クインテッセンス出版, 東京, 138-142: Risk Factors in Implant Dentistry-Simplified Clinical Analysis for Predictable Treatment, Quintessence Publishing Co, Inc., Kimberly.
- 21) Sadowsky, S.J.(2001): Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J. Prosthet. Dent.*, 86, 468-73.
- 22) 北村 亮, 大里重雄, 藤野 茂, 定永健雄, 相良俊男, 清藤太郎, 広野 敬, 星野清興, 植田章夫, 古本啓一, 佐藤甫幸(2001): 5092本のインプラント臨床成績: インプラント補綴、材料および骨構造に関する臨床成績, *日口腔インプラント誌*, 14, 53-73.
- 23) Guichet, D.L., Yoshinobu, D. and Caputo, A.A.(2002): Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 87, 528-35.
- 24) Ogata, K., Nishigawa, G., Aoki, T., Maeda, Y. and Okuno, Y.(1988): Lateral forces exerted on the abutment tooth of complete mandibular overdentures. *J. Oral Rehabil.*, 15, 429-38.
- 25) Engelman, J.E.(1996): Clinical decision making and treatment planning in osseointegration; Quintessence, Chicago, 101-103.
- 26) Borchers, L. and Reichart, P.(1988): Three-dimensional stress distribution

- around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*, 62, 155-159.
- 27) Narhi, T.O., Hevinga, M., Voorsmit, R.A. and Kalk, W.(2001): Maxillary Overdentures Retained by Splinted and Unsplinted Implants: A Retrospective Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 16, 259-266.
- 28) Bergendal, T. and Engquist, B.(1998): Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study; *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 13, 253-62.
- 29) Gotfredsen, K. and Holm, B.(2000): Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int. J. Prosthodont*, 13, 125-130.
- 30) Walton, J.N., MacEntee, M.I. and Glick, N.(2002): One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: A Randomized clinical trial. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 17, 391-398.
- 31) Gotfredsen, K. and Holm, B.(2000): Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomized prospective 5-year study. *Int. J. Prosthodont.*, 13, 125-130.
- 32) Mericske-Stern, R.(1998): Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. implants*, 13, 36-43.

- 33) 内藤 昭(1974) : 局部床義歯の維持装置に関する実験的研究—歯根応用スタッド・アタッチメントによる維持歯の負担性について—。歯学, 62, 106-129.
- 34) 藍稔, 平沼謙二(2000) : 磁性アタッチメントの臨床応用。第一版, クインテッセンス出版, 東京.
- 35) Davis, D.M. and Packer, M.E.(2000): The maintenance requirements of mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants using three different attachment mechanisms--balls, magnets, and bars; 3-year results. Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent., 8, 131-4.
- 36) van Kampen, F.M., van der Bilt, A., Cune, M.S. and Bosman, F.(2002): The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG; J. Dent. Res., 81, 170-173.
- 37) 水谷憲彦(2000): 磁性アタッチメント用ステンレス鋼の腐食および変色に関する基礎的研究. 愛院大歯誌, 38, 1-17.
- 38) 浅野彰夫, 山内六男, 堺 誠, 都尾元宣, 長澤 亨(2000): 磁性アタッチメント用キーパーと金銀パラジウム合金との鑄接. 補綴誌, 44, 410-415.
- 39) 作間靖信(1988): 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, 14, 47-110.
- 40) Rangert, B., Jemt, T. and Jorneus, L.(1989): Forces and moments on Branemark implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 3, 241-247.
- 41) Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. and Kusakari,



H.(2003): Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 18, 357-68.

42) Morgan, M.J., James, D.F. and Pilliar, R.M.(1993): Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 8, 409-414.

43) Hoshaw, S., Brunski, J. and Cochran, G.(1994): Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 9, 345-360.

44) Heckmann, S.M., Winter, W., Meyer, M., Weber, H.P. and Wichmann, M.G.(2001): Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin. Oral Implants Res.*, 12, 640-7.

45) 長岡英一(1984): オーバーデンチャー. 永末書店, 京都府, 14.

46) Kayser, A.F.(1981): Shortened dental arches and oral function. *J. Oral Rehabil.*, 8, 457-62.

47) Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R. and Naert, I.(1999): In Vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin. Oral Invest.*, 3, 201-207.

- 48) 高橋賞, 河井正安(2001): ひずみゲージによるひずみ測定入門 ―歴史から測定まで―. 改訂新版, 大成社, 東京, 2001 版, 大成社, 東京.

## 図表の説明

### 図 1 : 顎堤およびデンチャーモデル

(上図 : デンチャーモデル装着時のモデル側面観。デンチャーモデル上の↓は荷重位置 インプラントは犬歯部)

(下図 : デンチャーモデル装着時のモデル上面観。デンチャーモデル上の×部は荷重位置 インプラントは左右犬歯部)

### 図 2 : モデルおよびセンサー

(上図 : 粘膜除去時のセンサー付きインプラントラボアナログ埋入後のモデル)

(下図 : センサー ひずみゲージはインプラントラボアナログのプラットフォーム下 1 mm の部分にゲージの上縁を一致させ、90度毎 4 方向に貼付)

### 図 3 : センサー (左側インプラントラボアナログ) の校正值

### 図 4 : 実験で用いたアタッチメント

(アンカー型アタッチメントはスタッド型的一种である)

### 図 5 : データサンプル

上図に示す様に M, B, D, L 4 方向に貼付したゲージより得られたデータを示す。サンプリング周波数 100Hz で測定し、各測定では安定した 2 秒間の平均値を 1 回分のデータとした。測定毎にデンチャーモデルを脱着した。

図6：アタッチメントによる違い（実験1結果）

図7：埋入角度による違い —モデル断面図—

歯槽頂を回転中心として、左右インプラント共に垂直に埋入した0度モデルおよび舌側に10度、20度傾けたモデルを作製。

図8：埋入角度による側方力の違い（実験2-1結果）

図9：埋入位置の設定

犬歯部相当部は臼歯部歯槽頂線上に設定した。正中から各々の歯牙の幅径を参考に側切歯および犬歯埋入部を設定した。埋入するインプラントラボアナログの中央は各歯牙の幅径の中央かつ歯槽頂とした。

図10：埋入位置による側方力の違い（実験2-2結果）

図11：顎堤モデル断面図およびレジンモデル

各モデル（通常顎堤モデル、中等度吸収顎堤モデル、高度吸収顎堤モデル）のセンサー設置側である左側の第一大臼歯相当部における断面図

下段写真はレジンモデル（センサー付きラボアナログ埋入後、人工粘膜貼付前）

図12：顎堤による側方力の違い（実験2-3結果）

図13：各被験者における左右第一大臼歯部の断面図

図14：口腔内所見例（センサー装着時）

(上図：口腔内所見 左側にセンサー付きアバットメントリング装着)

(下図：センサー部拡大図 アバットメントリング周囲90度毎4方向にゲージを貼付した。写真はシリコンチューブ内にゲージを束ね、防水処理を施した状態のものである。)

図15：口腔内実験データ例 —計算方法の一例—

(上図：グミ咀嚼時のデータ)

(下図：側方力解析後の波形 赤丸部のピーク値を採用。別途、同測定時間における側方力総量(青色部)と比較した)

図16：各被験者における側方力の違い(実験3結果)

数値は各被験者毎に、右側での平面型使用時の結果を100%とした比較値

図17：磁性アタッチメント 牽引方向による維持力の低下

30度毎における、平面型およびドーム型磁性アタッチメントの磁性構造体牽引結果。角度が増すにつれて維持力は低下する。

表1：被験者 詳細 (実験3)

(各被験者のデータ 顎堤形態の総合評価は模型実験の結果よりセンサー設置側である左側の顎堤状態を採用)

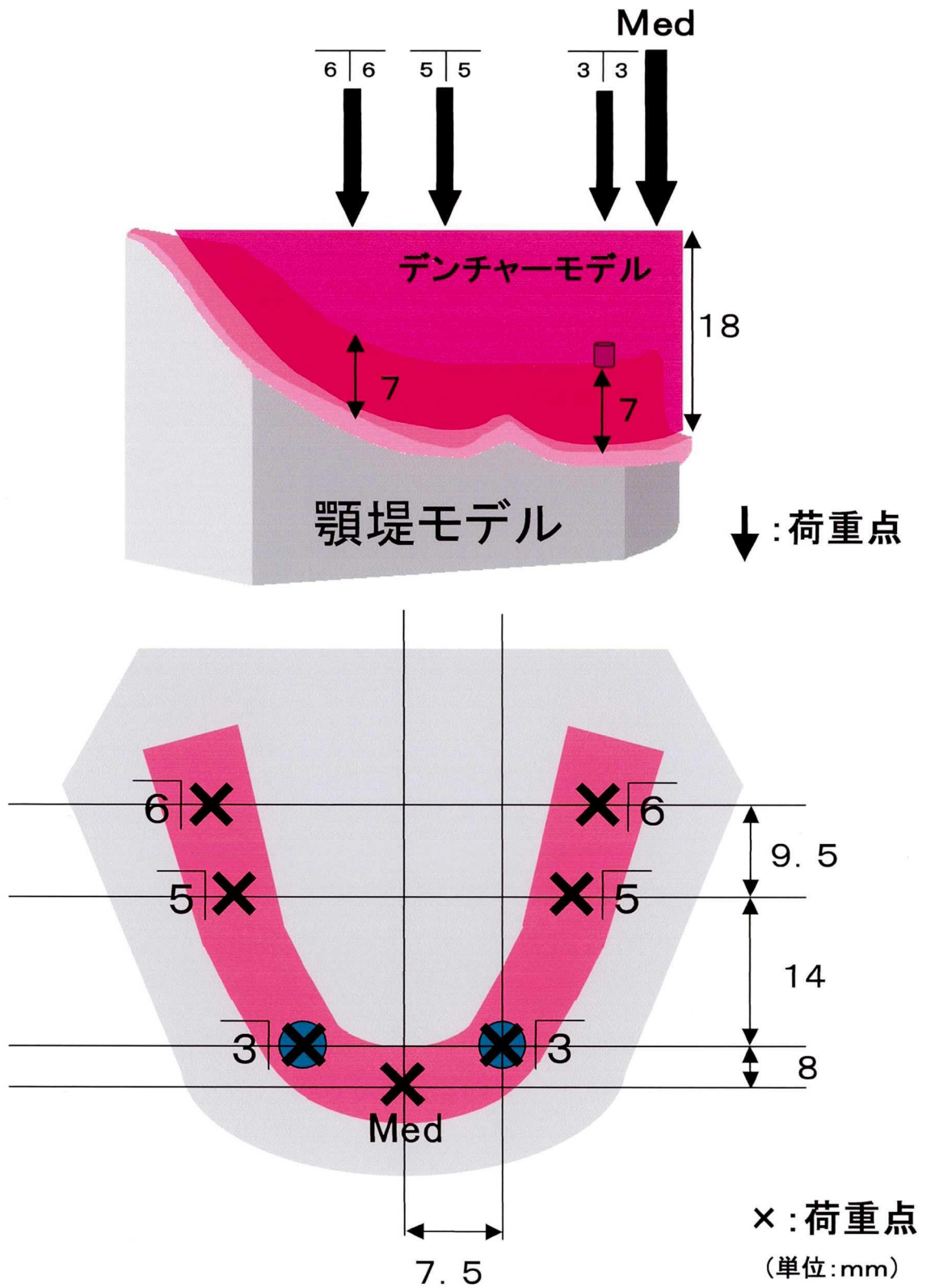
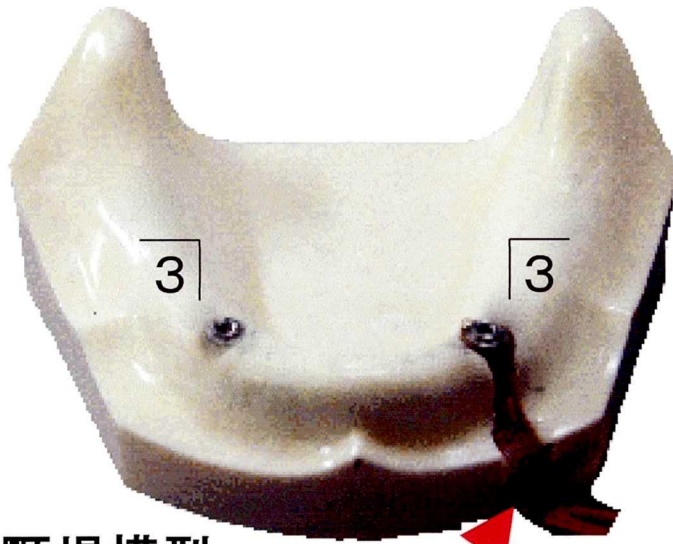
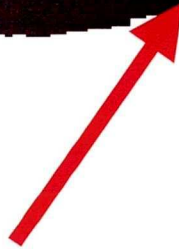


図1 顎堤およびデンチャーモデル

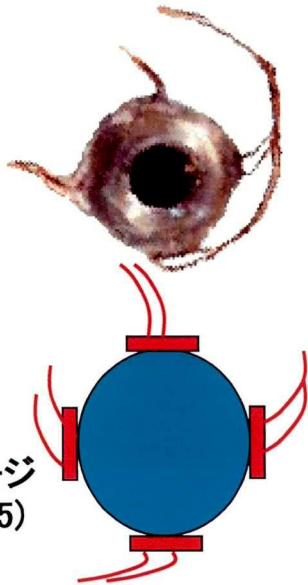


無歯顎顎堤模型  
(GC-30 人工粘膜除去時)

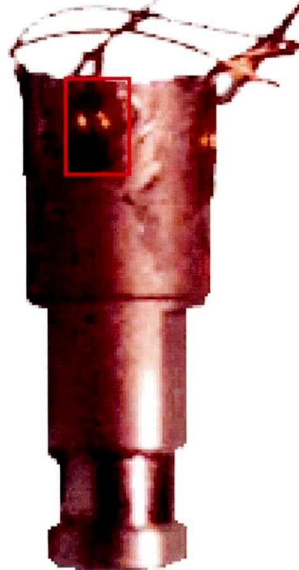


上面観

側面観



ひずみゲージ  
(SKF-20565)



3 測定装置(センサー)  
(ILA-20)

図2 モデルおよびセンサー

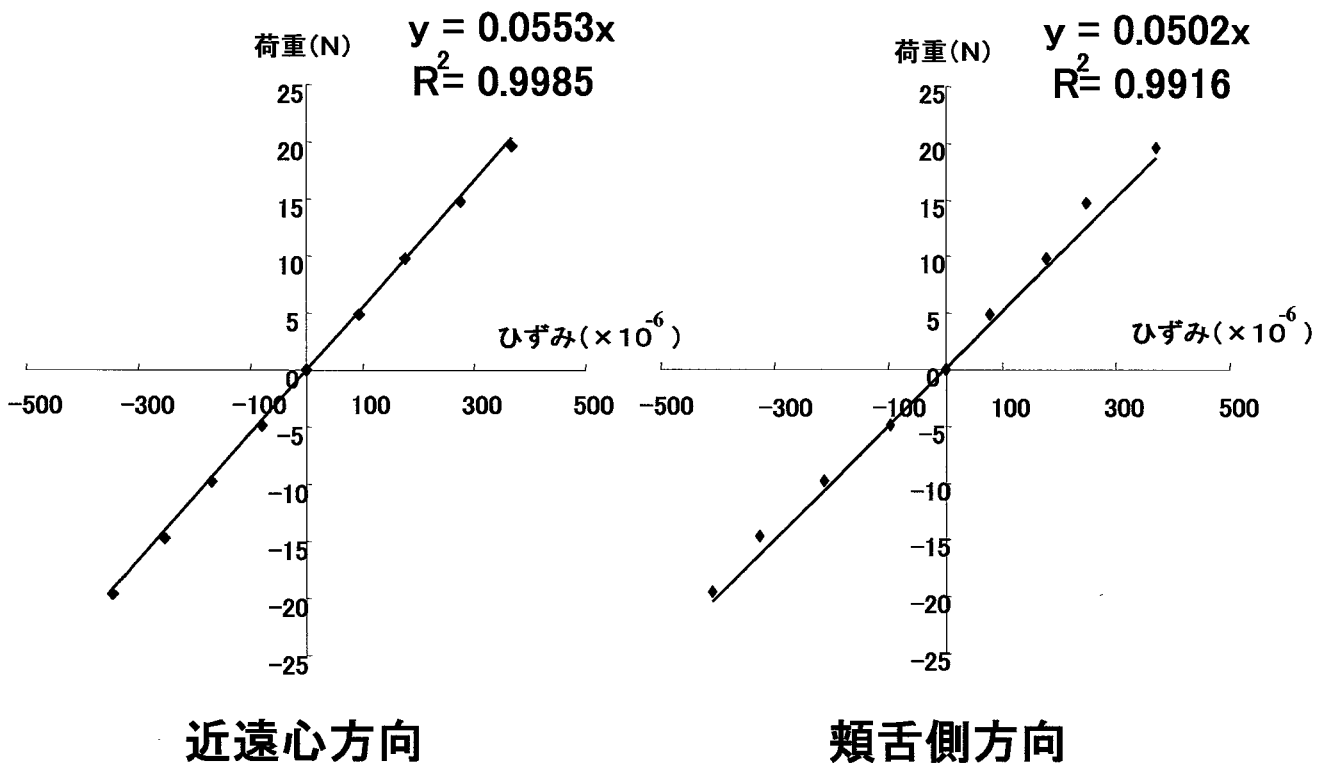


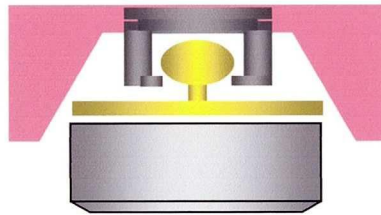
図3 センサー(左側インプラントラボアナログ)の校正値



## 根面板 タイプ

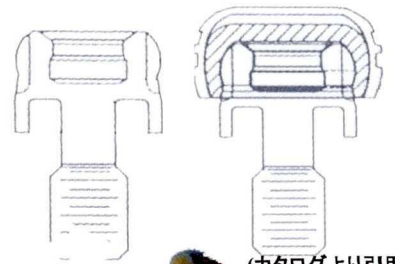
### スタッド型 アタッチメント

Dal-Ro Abutment<sup>®</sup>



### アンカー型 アタッチメント

ゼストアンカー  
ロケーターシステム<sup>®</sup>



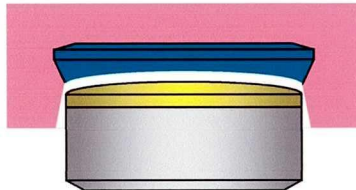
(カタログより引用)



### 平面型



### ドーム型



### インプラント用 クッションタイプ

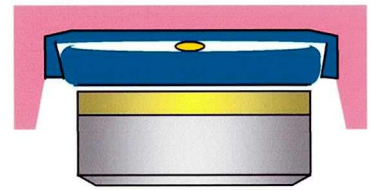
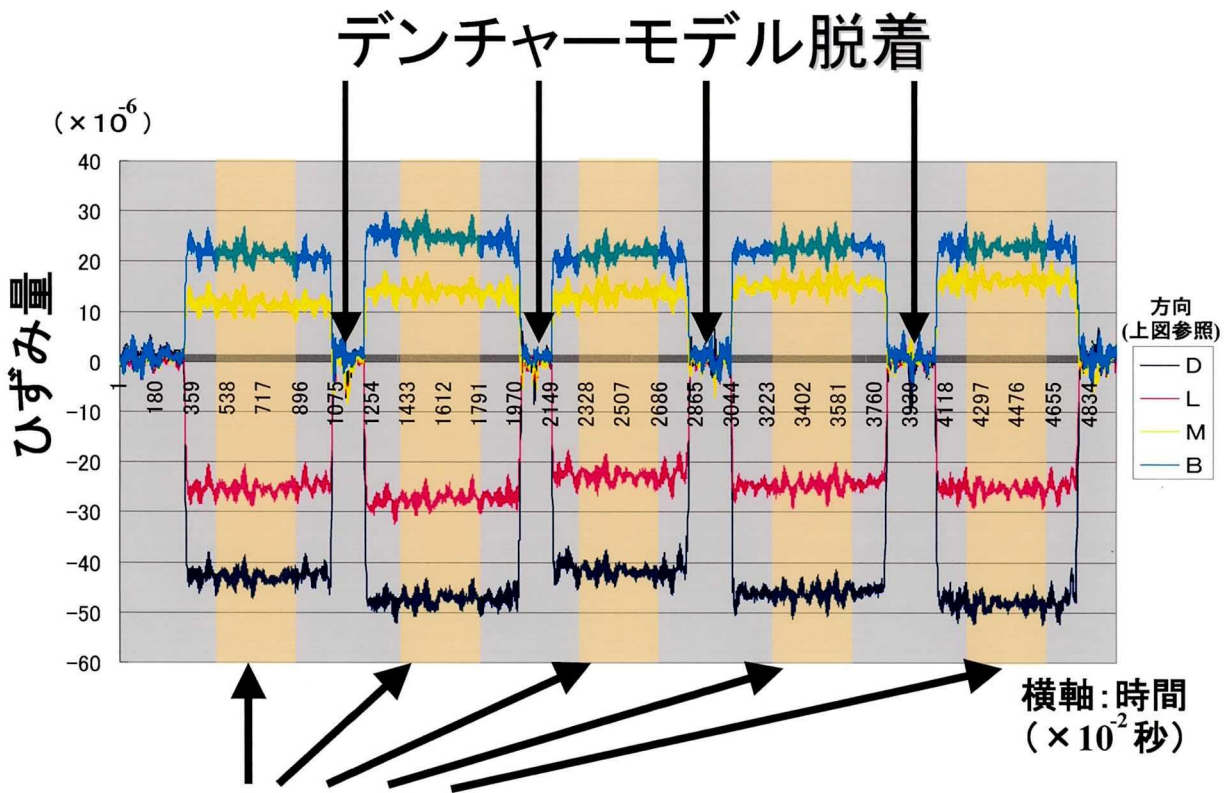
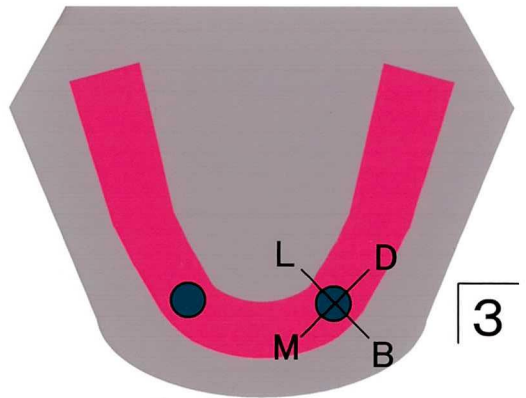


図4 実験で用いたアタッチメント



一回のデータは  
安定した2秒間の平均値(4方向毎)

図5 データサンプル

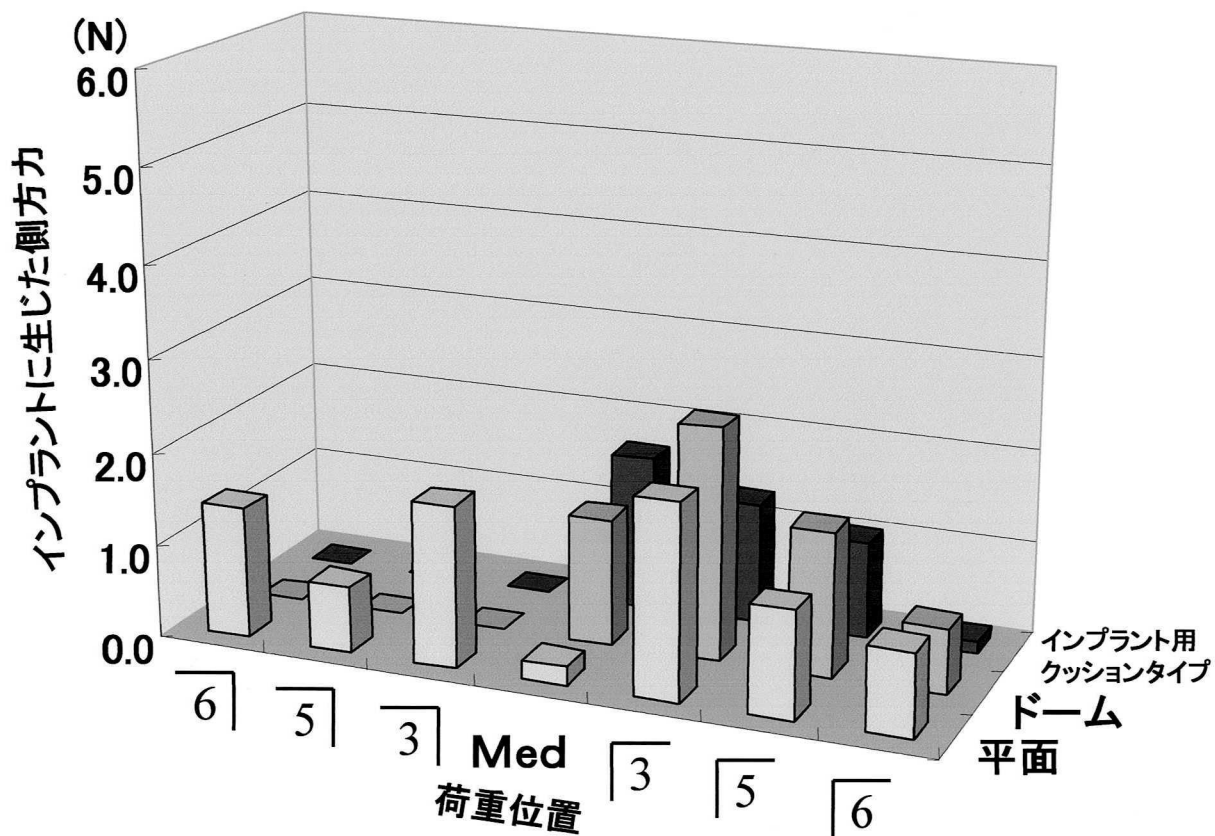
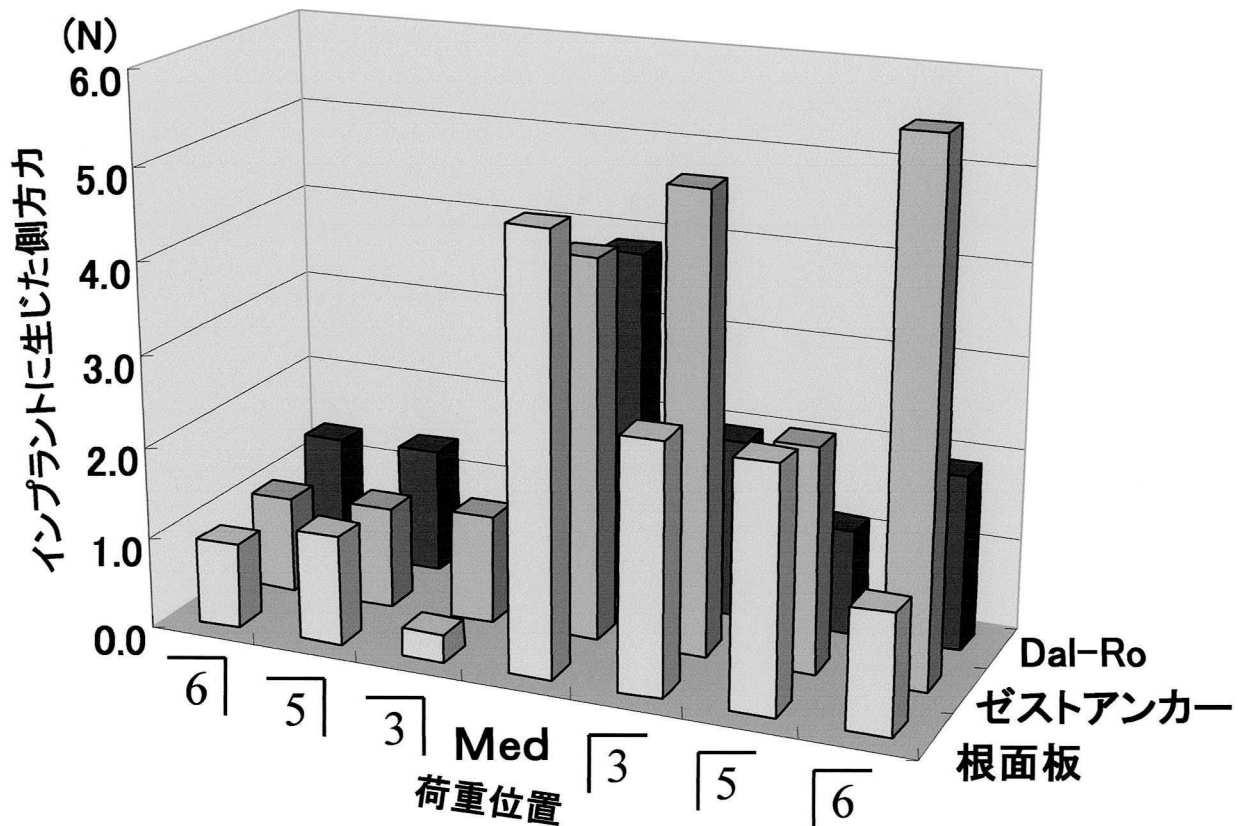


図6 アタッチメントによる側方力の違い

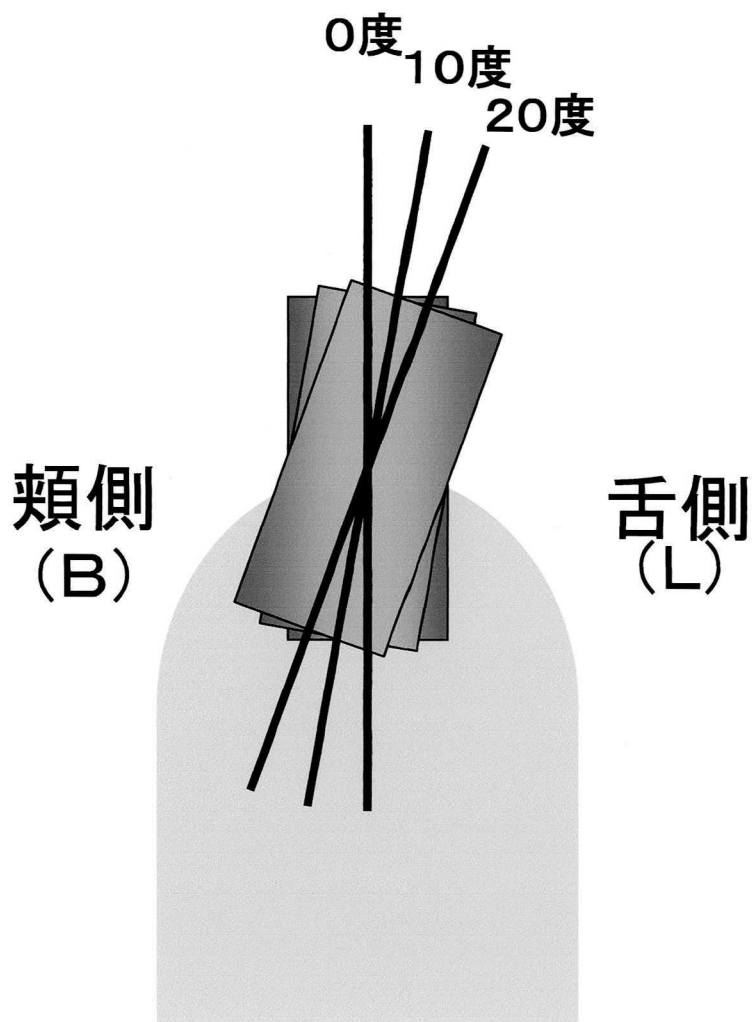


図7 埋入角度による違い  
—モデル断面図—

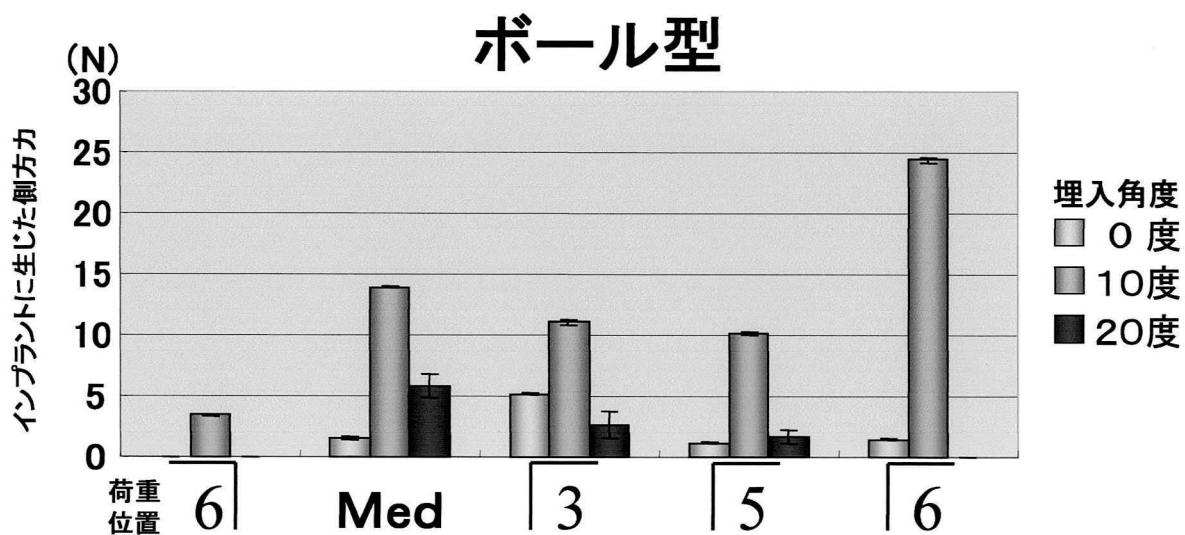
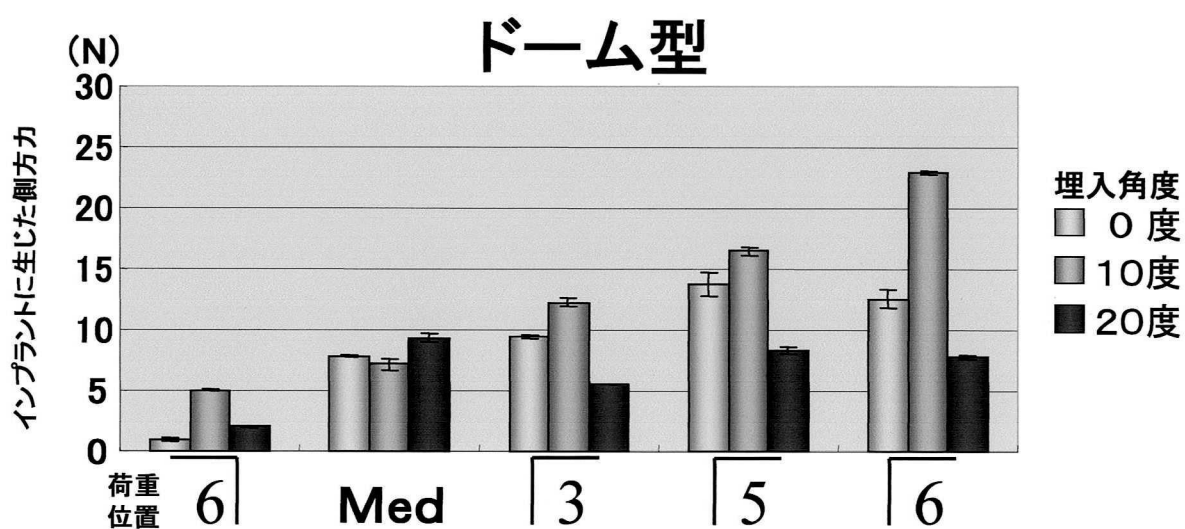
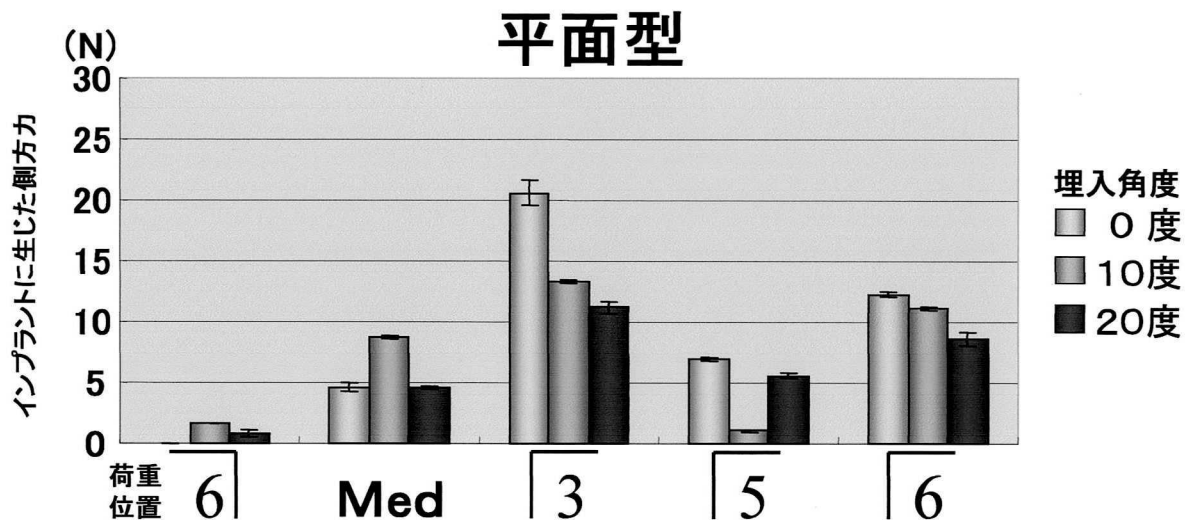
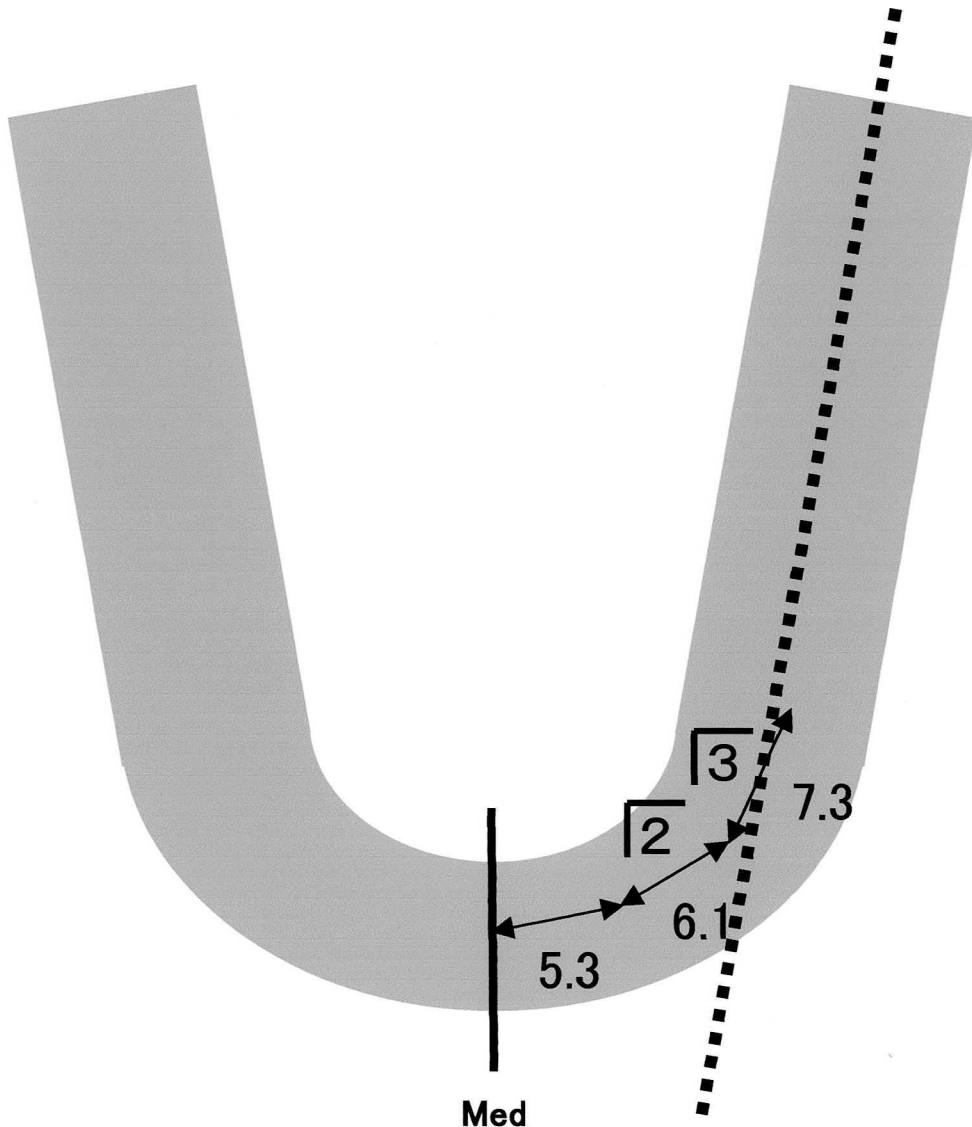


図8 埋入角度による側方力の違い

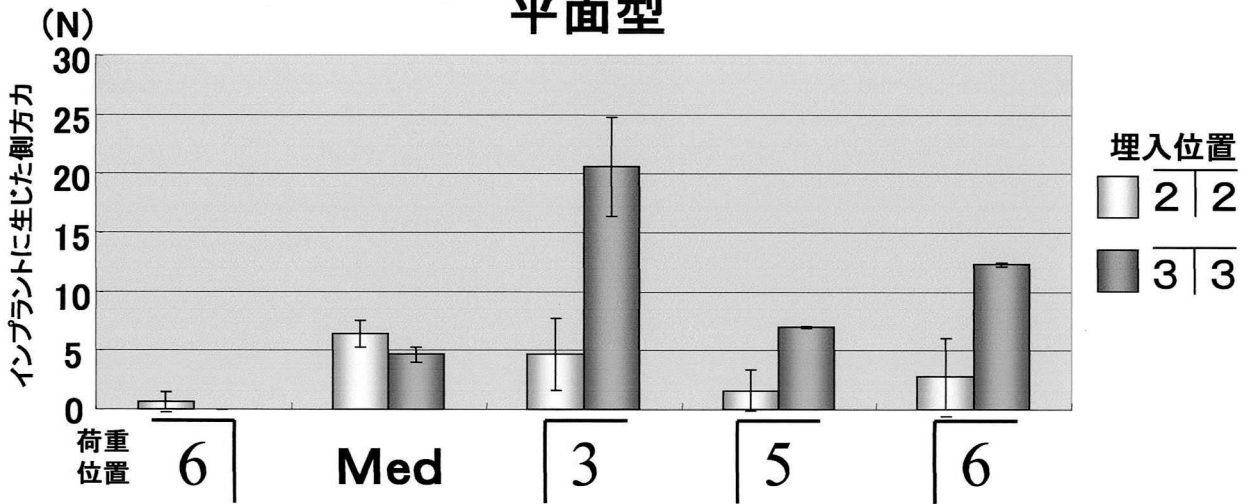
## 臼歯部歯槽頂線 ( $\overline{3|3}$ は線上にある)



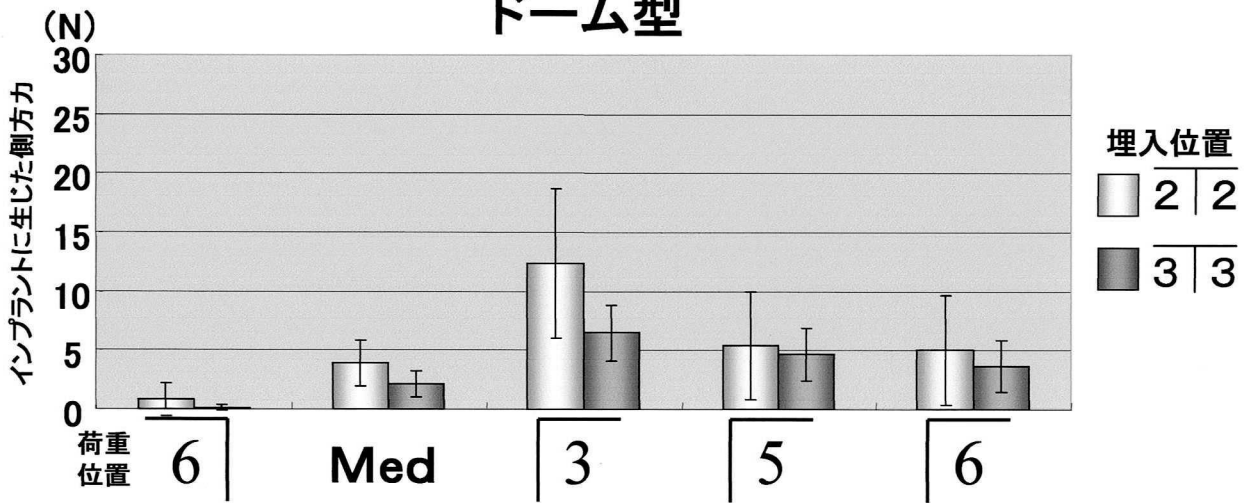
- インプラントラボアナログ埋入部位は、左右側切歯および左右犬歯の各歯牙幅径中央をラボアナログの中心とした。
- $\overline{2|2}$  もしくは  $\overline{3|3}$  に埋入したインプラントラボアナログを用いて測定を行った。

図9 埋入位置の設定

### 平面型



### ドーム型



### ボール型

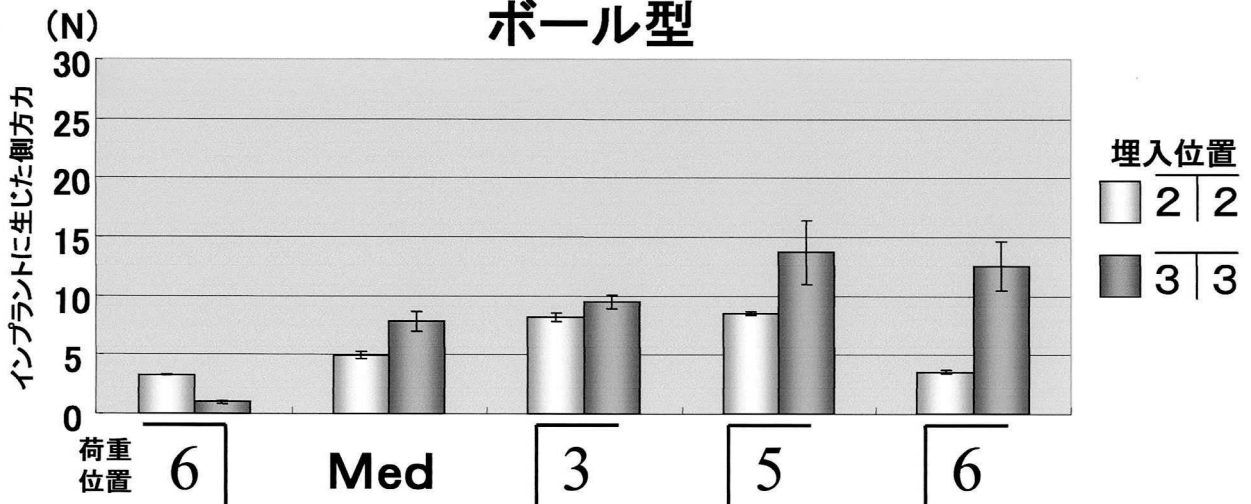
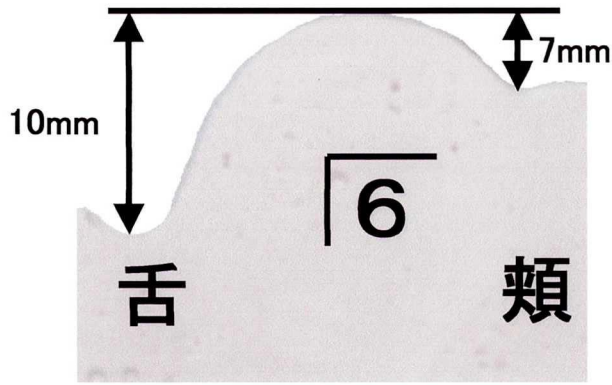
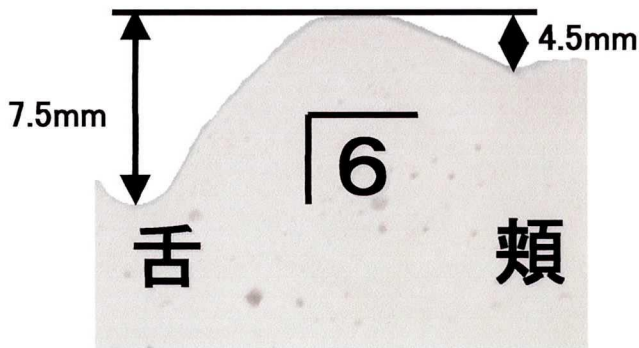


図10 埋入位置による側方力の違い

**通常**  
吸収顎堤



**中等度**  
吸収顎堤



**高度**  
吸収顎堤

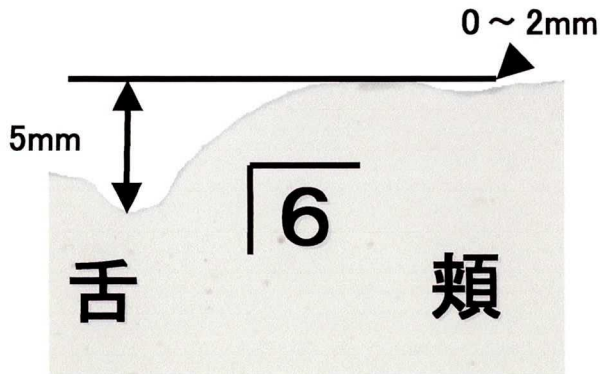
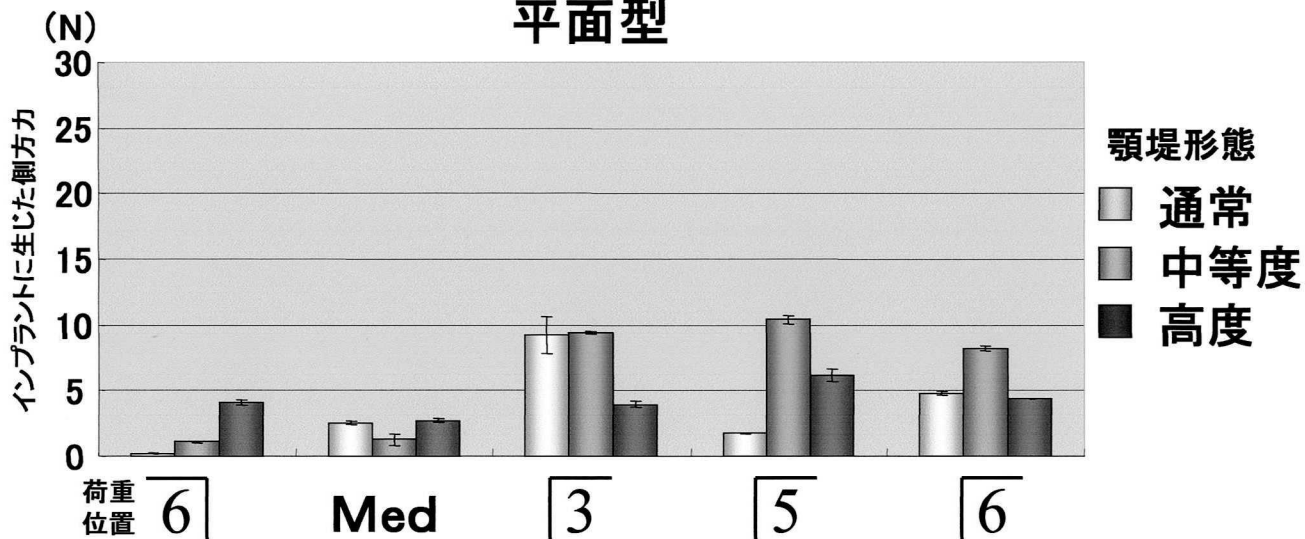


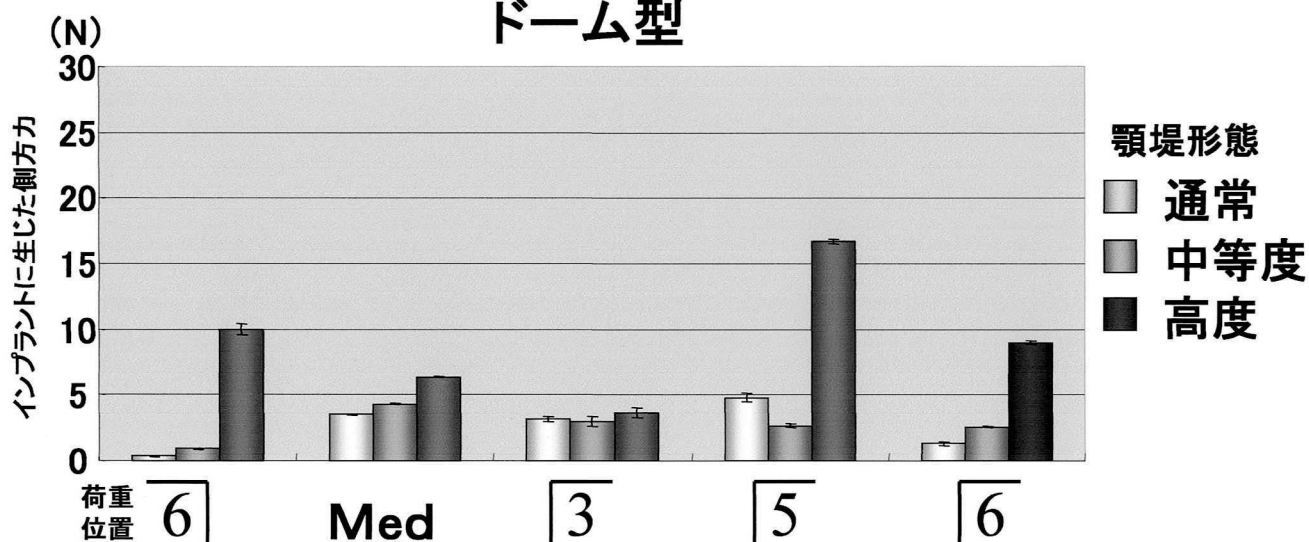
図11 顎堤モデル断面図およびレジジンモデル



### 平面型



### ドーム型



### ボール型

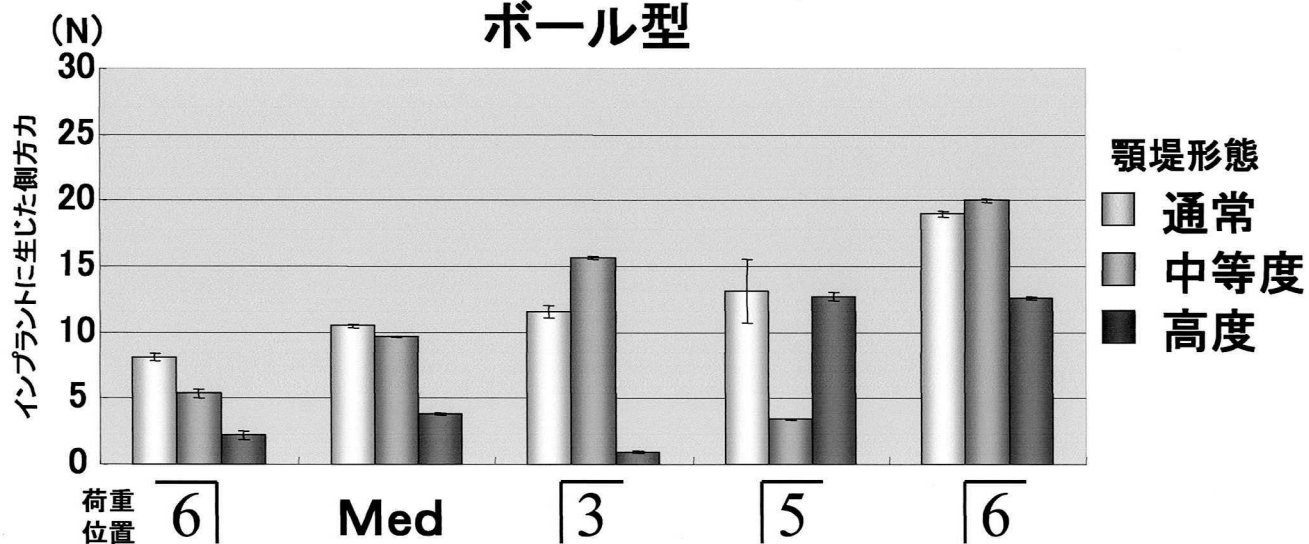


図12 顎堤による側方力の違い

被験者	埋入角度	インプラント埋入位置		顎堤形態				習慣性咀嚼側	最大咬合力(kgf)	
				右側6番部	左側(センサー側)6番部				左	右
		評価	頬側(mm)	舌側(mm)	評価	左	右			
A	平行	3(犬歯部)	3	高度	2 (高度)	2 (高度)	高度	左	14.9	11.7
B	平行	3	3	中等度	6 (中等度)	6 (中等度)	中等度	左	14.5	21.2
C	平行	2(側切歯部)	2	高度	2 (高度)	6 (中等度)	中等度	不明	4.1	7.2

表1:被験者 詳細

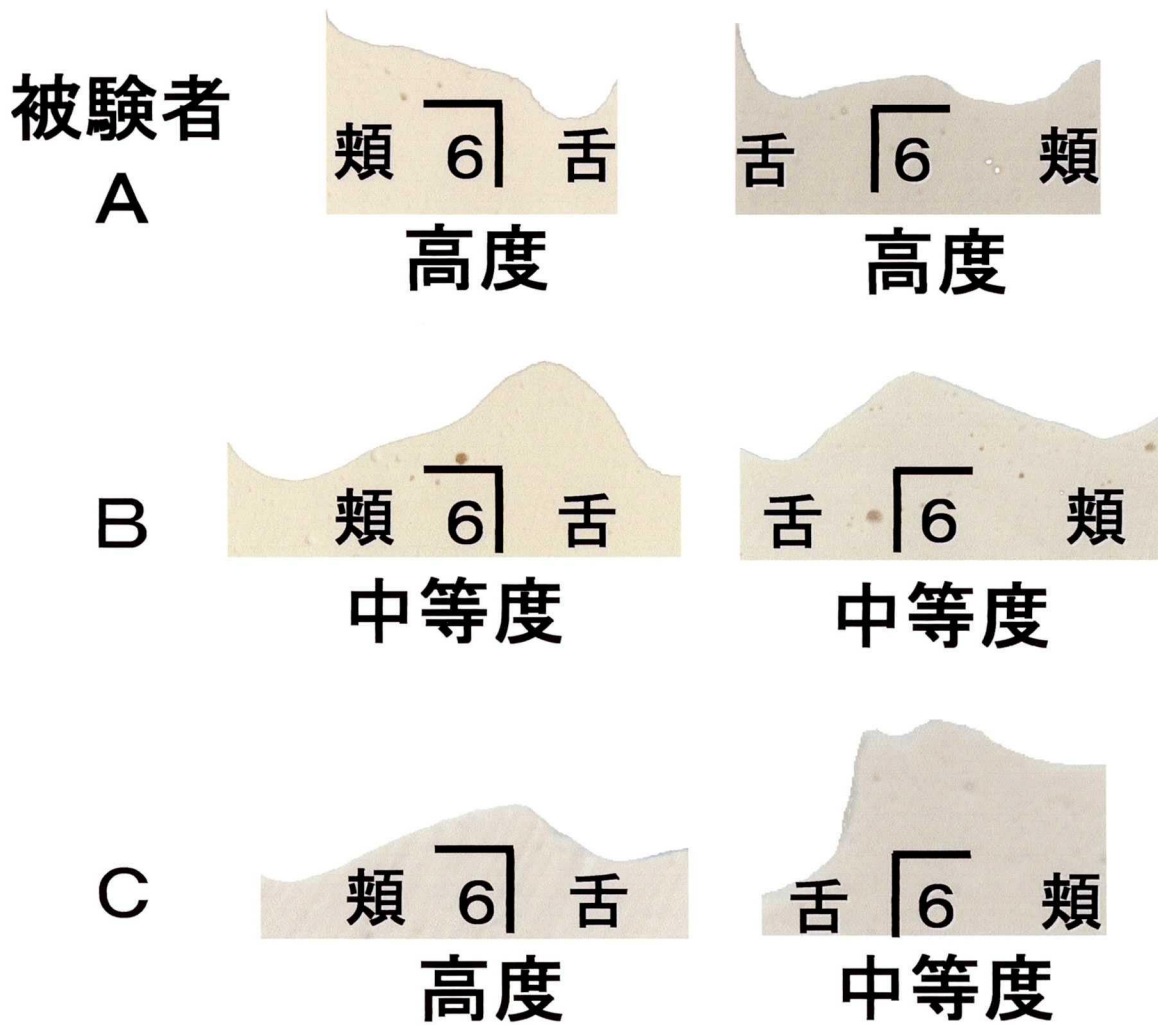


図13 各被験者における左右第一大臼歯部の断面図

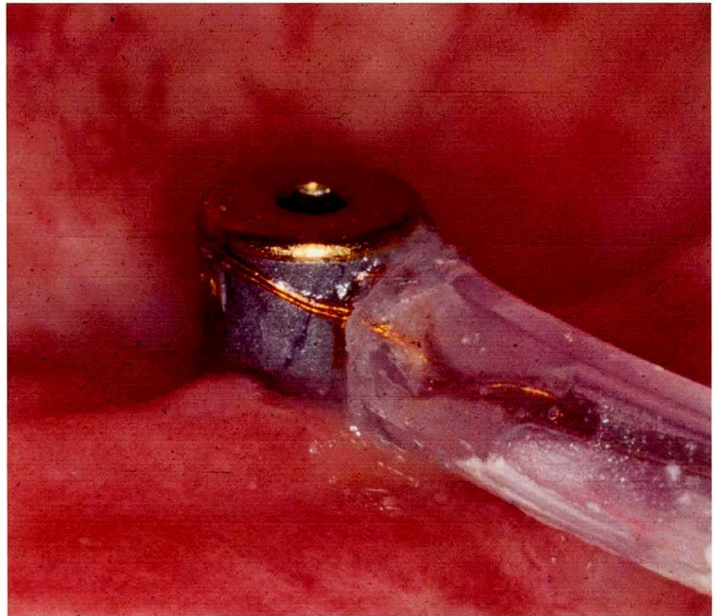
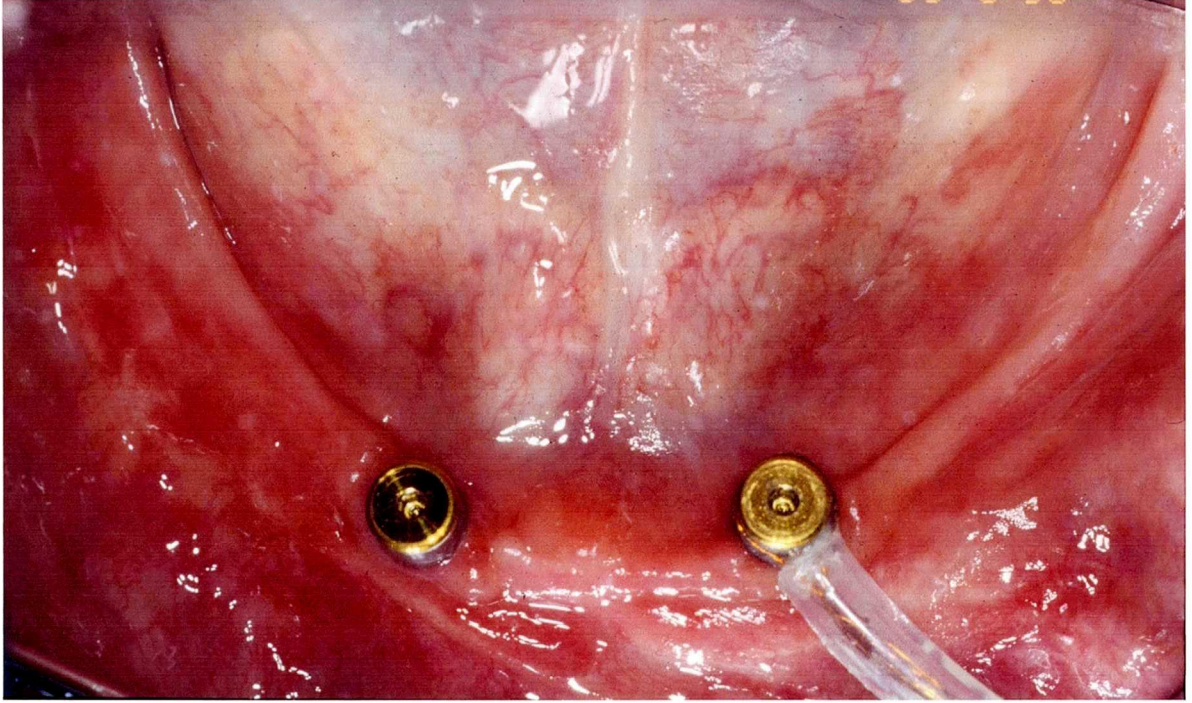


図14 口腔内所見例（センサー装着時）

# 測定値(4方向のひずみ量)

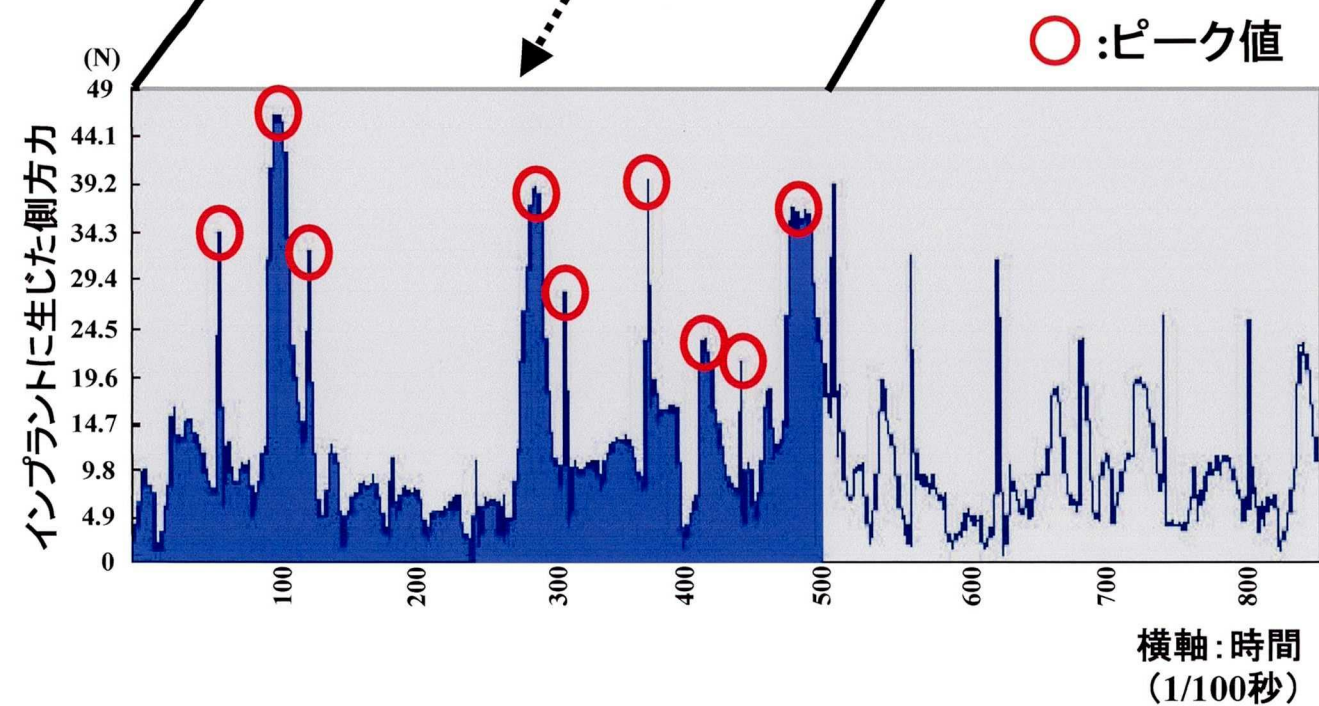
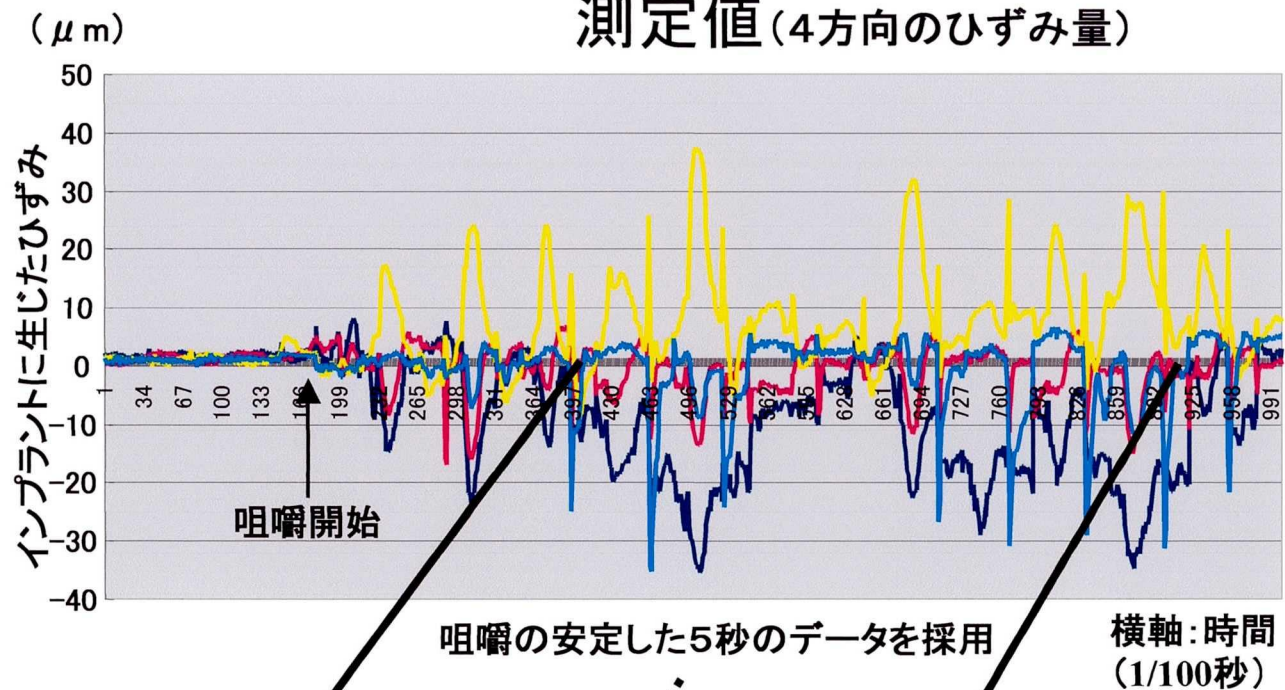
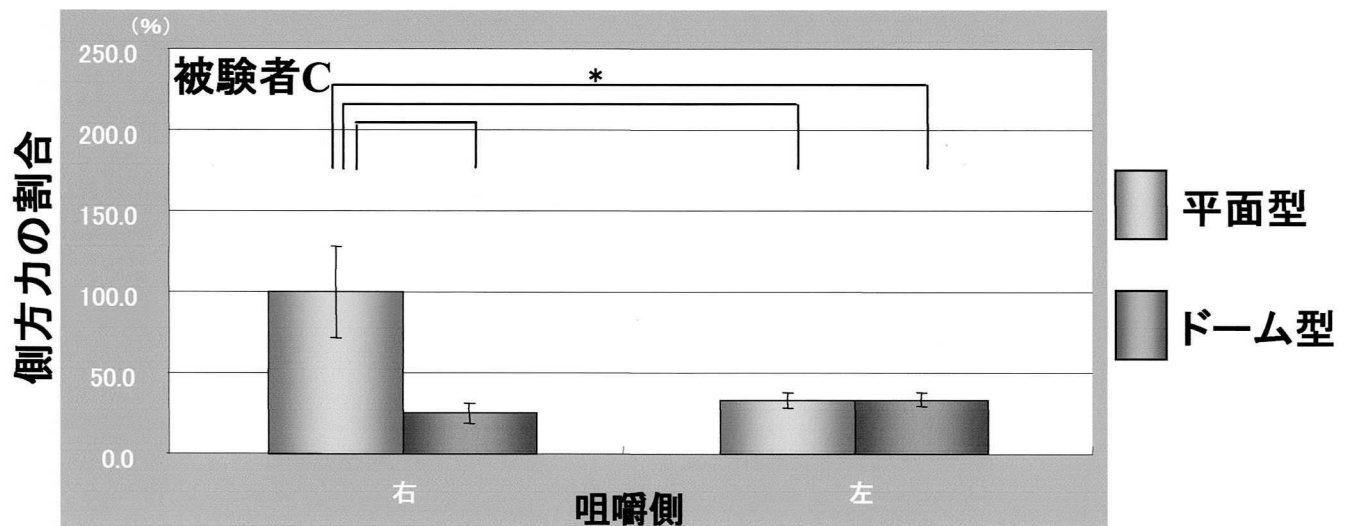
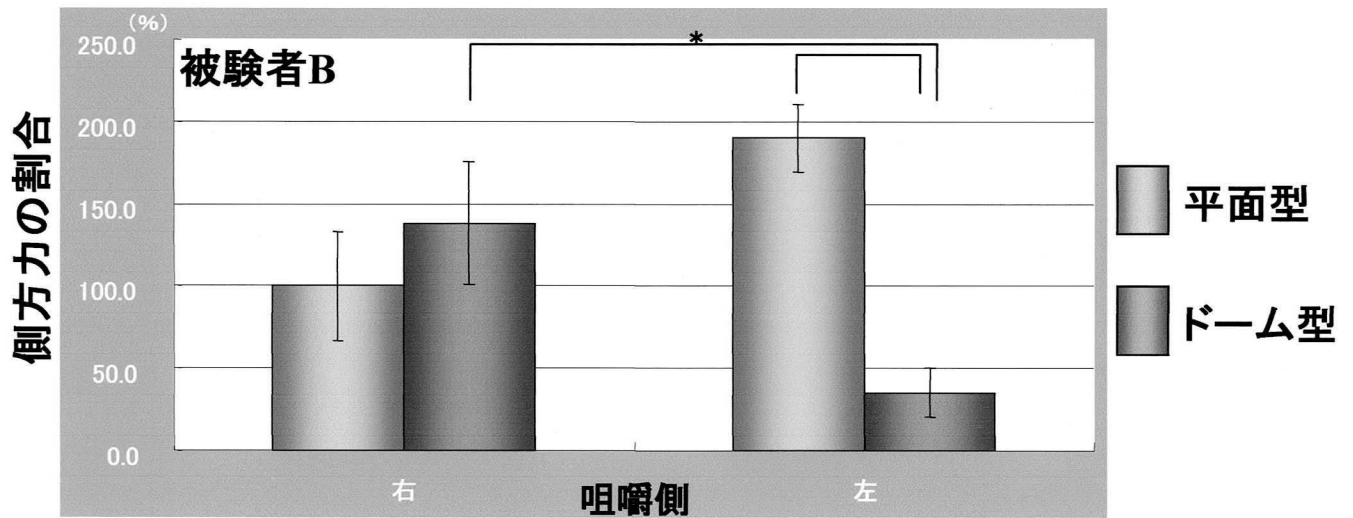
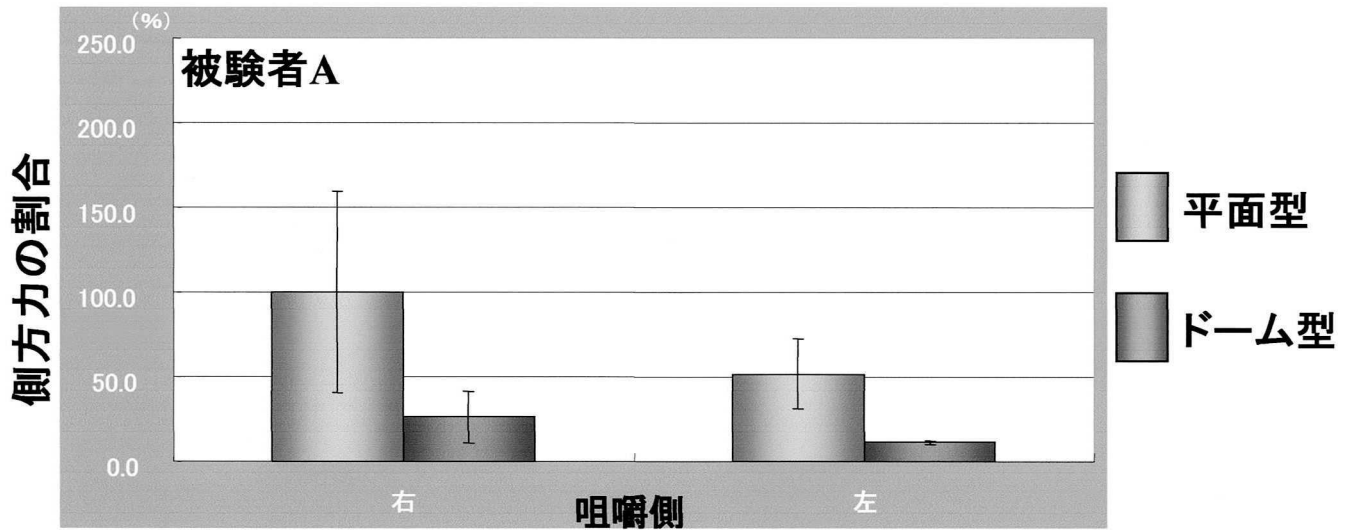


図15 口腔内実験データ例  
—計算方法の一例—



( 但し、平面右側咀嚼時を100%とした比較値 ) \*:P<0.05

図16 各被験者における側方力の違い

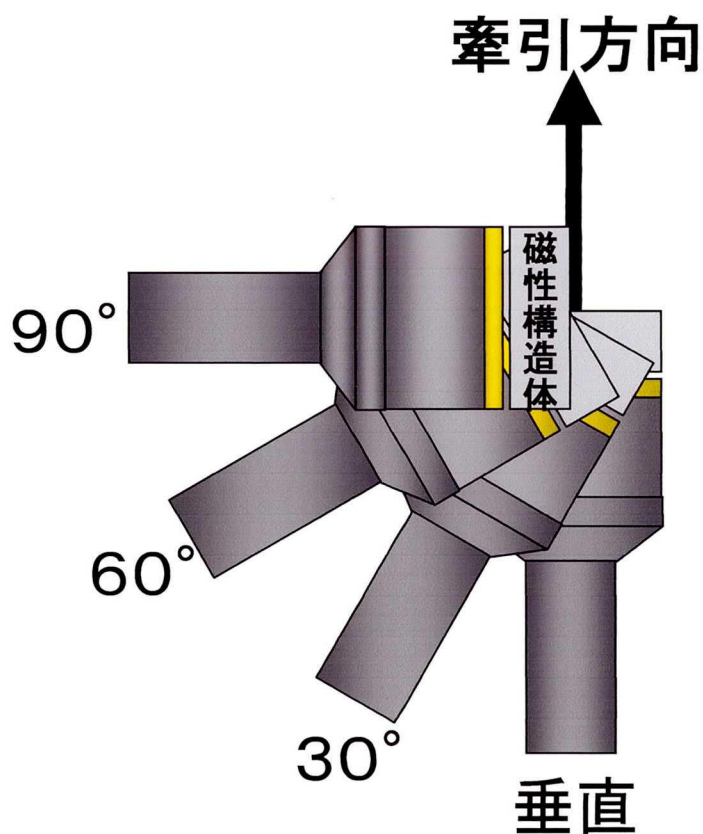
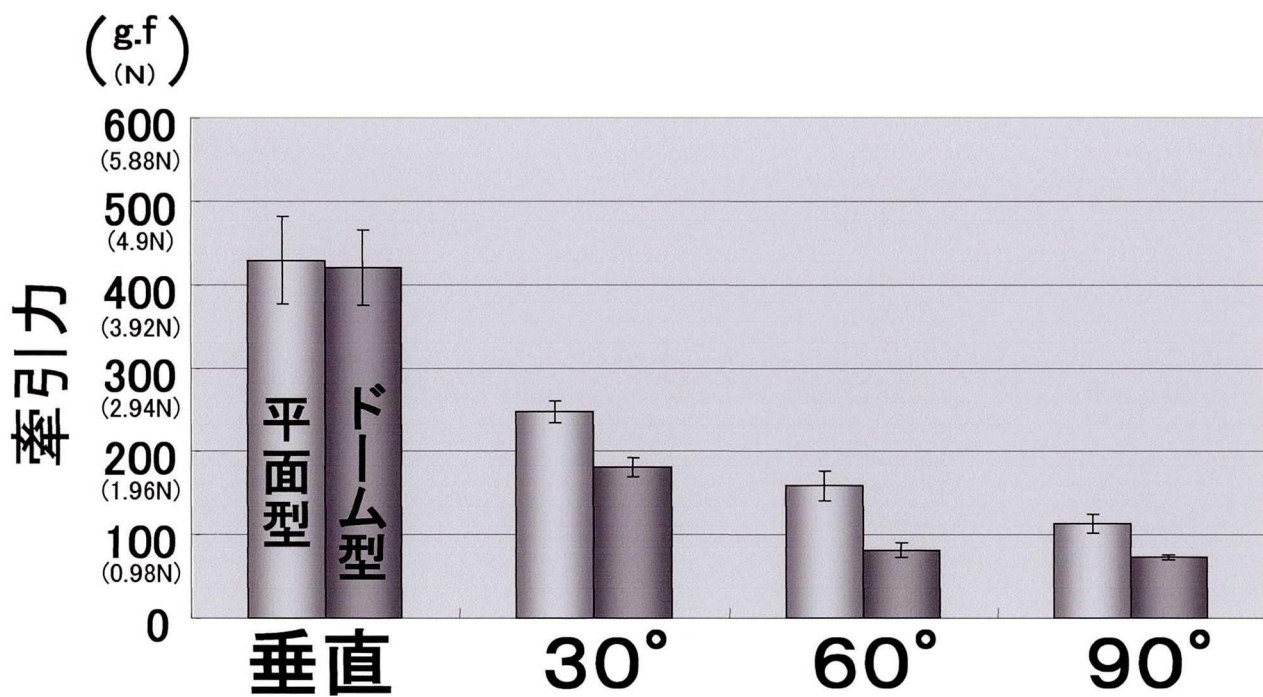


図17 磁性アタッチメント  
牽引方向による維持力の低下