

原 著

磁性バーアタッチメントを用いたインプラント
オーバーデンチャーのカンチレバーの長さ
に関するバイオメカニクスの解析

松橋 智史, 内田圭一郎, 佐藤 裕二

要旨：無歯顎患者に対するインプラントオーバーデンチャーには、様々なバーアタッチメントを用いた補綴処置が行われてきた。しかしながら、バーのカンチレバー部の長さやインプラントに加わる荷重に関して、十分な検討がなされているとはいえない。そこで本研究では、磁性バーアタッチメントを用いたインプラントオーバーデンチャー症例において、カンチレバー部の長さの影響を明らかにすることを目的として、バイオメカニクスの解析を行った。研究の対象は、左右オトガイ孔間にインプラントを4本埋入し、磁性アタッチメントキーパーをインプラントの近遠心に5個配置し、白金加金鑄造バーを装着した下顎無歯顎患者6症例（12側）とした。まず、バーアタッチメントを装着した口腔内状態を再現したシリコン製研究用模型を作製した。次に、研究用模型の写真を撮影し、それらの画像を用いて下顎オーバーデンチャーの第一大臼歯に咬合力を負荷した状態において、①オーバーデンチャー、②バーアタッチメント、③インプラント体、に対する荷重解析を段階的に行った。その後、バーアタッチメントとオーバーデンチャーが離脱しない限界の咬合荷重について、カンチレバーの遠心先端を1 mm ずつ延長した状態を計算式によりシミュレートし、三次元幾何学解析を行った。本研究結果から、インプラント体への咬合荷重が増加するにしたがって、4本それぞれに異なった荷重負担率となることが示された。特に、バーアタッチメントを支持するインプラントの中で、最遠心部のインプラントに対しては咬合荷重の約2.7倍の垂直荷重が加わることが明らかとなった。また、カンチレバーを延長するにしたがって、さらに荷重負担率に大きな差が生じた。カンチレバーを延長すると義歯が転覆せずに負担する咬合荷重は増加し、特に10 mm以上の延長で著しく大きくなった。したがって、バーアタッチメントのカンチレバーを延長することは義歯の支持には有効であるが、必要以上の延長は一部のインプラントに対して過大な負担を生じる可能性が示唆された。

無歯顎患者に対し、インプラントを支台としたオーバーデンチャー（以下、IODと略す）による補綴処置は有効な治療方法であり、これまでに様々なアタッチメントが検討され、用いられてきた¹⁻³⁾。中でもインプラント体を連結したバーアタッチメントは良好な臨床成績をあげてきた^{4,5)}。近年では、IODの適応症や、その治療効果に関する詳細な報告もされている^{6,7)}。その中で、従来型バーアタッチメントの維持力に注目した報告^{8,9)}が多く認められ、アタッチメントによりIODを支持する力の大きさが、治療効果に大きく関与することも明らかとなってきた^{10,11)}。

IODの支持能力は、バーアタッチメントのカンチレバー部を延長させることで高くなるが、支台となるインプラント体に加わる荷重負担は大きくなる。これまでのインプラント上部構造のカンチレバーの長さは、術者の経験則から決定されてきたことが推察される。例えばブローネマルクインプラント（ノーベルバイオケア、

スウェーデン）では、カンチレバーを10 mmから20 mmの範囲内にすることが推奨されているが、一方で7 mm以下が安全であるという報告^{12,13)}もある。カンチレバーの長さの評価や、骨に与える影響などに関する報告¹⁴⁻¹⁶⁾もあるが、カンチレバーの設定基準に関する明確な報告はなく、これを明らかにすることは临床上、重要であると考えられる。

従来、インプラントに対するバイオメカニクスの解析として、有限要素解析法、光弾性法、ストレングージ法、幾何学解析法などが用いられてきた。その中で、幾何学解析法¹⁷⁻²⁰⁾は、インプラントや周囲組織における力の釣り合いを、幾何学的な作図から計算により評価する方法であり、他の解析法と比較して解析が簡便である。また、特殊な機材を必要としないので経済的にも優れており、一般臨床医にとって有効な解析法であるといえる。この方法を用いた研究の一例として、吉岡ら²¹⁾はIODの上部構造とバーアタッチメントの関係について、「平

均咬合力を支持するために必要なカンチレバーの長さ」を報告している。

そこで今回は、磁性バーアタッチメントを用いたIOD症例において、適切なカンチレバーの長さを明らかにすることを目的に、カンチレバーの長さがインプラント体への荷重の分布に及ぼす影響について検討を行った。

材料と方法

1. 対象

調査は、本研究の主旨に対して同意が得られた下顎無歯顎患者6名(男性2名,女性4名,平均年齢は 60.9 ± 7.8 歳)で、いずれもIODを用いた最終補綴物装着後、15年以上経過した長期予後に問題のない症例を対象とした。IODの構造は、左右オトガイ孔間に埋入している4本のインプラントに対し、スクリューにてバーを連結固定してある。このバーが最終上部構造として、IODの支台装置となる。バーの材質は白金加金合金(ベネフィットG, 山本貴金属, 大阪)を用いた。また、ミリングバータイプのバーアタッチメントで、上面には磁性アタッチメントのキーパー(マグフィットTMEX600W, ジーシー, 東京)を5個鋳造溶接されていた(Fig. 1, 2)。磁性アタッチメントの磁力はいずれも0.59 kgである。なお、バーアタッチメントのカンチレバーの長さは各7 mmとし、バーアタッチメント両端の位置は、第一から第二小臼歯とした。バーアタッチメントの断面形態は長方形であり、上面は平面とした。IODの粘膜面には、バーアタッチメントと適合するチタン合金(Tアロイ, ジーシー, 東京)のメタルフレームを義歯に組み込んでおり、バーアタッチメントの軸面には摩擦による維持力が発現しないように設計した。これにより、IODの維持力はマグネットの磁力のみで、バーアタッチメントとIODの摩擦による維持力、およびインプラント支台のバーアタッチメントと床下粘膜との非圧変位量の差から、粘膜支持による影響もゼロと仮定した。

なお、本研究は昭和大学歯学部・医の倫理委員会の承認を受けて行った(承認番号2010-017号)。

2. 研究試料の製作

1) 研究用模型の製作

シリコン印象材(エグザファイン・インジェクションタイプ, パテタイプ, ジーシー, 東京)をIOD粘膜面に注入し、口腔内にバーアタッチメントのみを装着した状態を再現したシリコン模型を製作した。

2) 規格写真撮影

固定スタンドと歯科用デジタルカメラ(アイススペシャル, コニカミノルタ, 東京)を用いて、模型との距離を一定に保った状態でシリコン模型を撮影し、IOD未

装着時の写真とした(Fig. 3A)。次に、シリコン模型をスタンドに固定したままIODを再装着し、未装着時と同距離から写真を撮影し、IOD装着時の写真とした(Fig. 3B)。

3) 写真の重ね合わせ

コンピューター上で画像編集処理ソフト(Photoshop[®], Adobe, USA)を用いてIOD装着時の写真を半透明にし、IOD未装着時の写真に重ね合わせた(Fig. 4)。

3. 幾何学解析

幾何学解析の概要

解析方法としては、臨床例を用いた実測データ上で、1症例ごとにIODが離脱しない限界の咬合荷重を算出し最終的にカンチレバーの延長を1 mmずつシミュレートし、各インプラントへの荷重の分布を算出した。これはIODの静止状態を荷重およびトルクの均衡した状態とし、相反する荷重の均衡と、想定した回転軸を中心とした相反するトルクの均衡から等式を作成し、複数の連立方程式から算出したものである。解析の順番としては、最初に、解析のランドマーク(磁性アタッチメントの中心・咬合荷重点・バー後縁)とそれぞれの距離が判明しているIOD本体にかかる荷重を解析した。次に、IOD本体と逆向きの荷重がバーにかかることを応用し、バー本体にかかる荷重を解析した。最後にバー本体と逆向きの荷重がインプラントにかかるため、インプラントへの荷重の解析を行い、各インプラントへの荷重の分布を算出した。全12側の解析とシミュレーションの結果から、IODがバーアタッチメントから離脱しない限界の咬合力荷重の平均と、各インプラントへの荷重の向きと荷重の平均をもとめ、解剖学的な差異による影響を可及的に排除して解析に利用した。

1) IODへの荷重解析

IODが離脱しない限界の咬合荷重の解析方法としては、荷重を受けているが静止しているIODの状態から、3つの観点に着目し、3つの数式を作成した。1つ目は、上下方向の荷重の均衡である。磁力の荷重を m 、バー後縁の2点の荷重を a と b (a は Fr と同側)、咬合荷重を Fr とすると、

$m + m + m + m + m + Fr = a + b \cdots \textcircled{1}$ となる。数式の左辺がIOD本体にかかる下向きの荷重であり、右辺が上向きの荷重である。2つ目は、バー後縁 a, b を結ぶ直線 L を軸とする、前後方向のトルクの均衡である。各 $m \times$ (キーパーから回転軸 L への距離)の和 $= Fr \times$ (Fr から L までの距離) $\cdots \textcircled{2}$

左辺は、各磁力と L までの各距離から求めた前方への総和のトルクであり、右辺は後方へのトルクである。3つ目は、 L 軸と直交する N 軸を中心とする左右方向の



Fig. 1 Bar attachments with 5 magnets and 4 implants.



Fig. 2 An implant-supported overdenture in a patient's mouth.

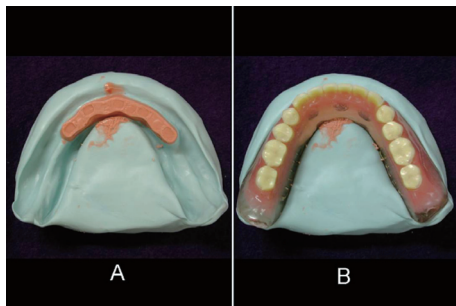


Fig. 3 A : Photograph of typical transfer model made by silicone impression material with a bite core to implant-supported overdenture. B : Photograph of typical transfer model of implant-supported overdentures on the silicon model.

トルクの均衡である。(N 軸は a を通る) これにより,
 $m \times (\text{キーパーから回転軸 } N \text{ への距離}) - b \times (\text{N への距離}) = Fr \times FrN \cdots \textcircled{3}$ となる。この式はバー後縁 a (Fr と同側) を通る場合のものである。左辺には、逆向きのトルクがかかる分を引いている部分 ($b \times bN$) がある。以上の①, ②, ③の式から未知数であるバー後縁の 2 つの荷重 a, b, 咬合荷重 Fr を算出した。これらを算出するデータは 1 症例ずつ臨床症例から計測した数値を使用したものである。本研究では下顎第一大臼歯中心窩を咬合荷重点として仮定した。また、バーとインプラントは固

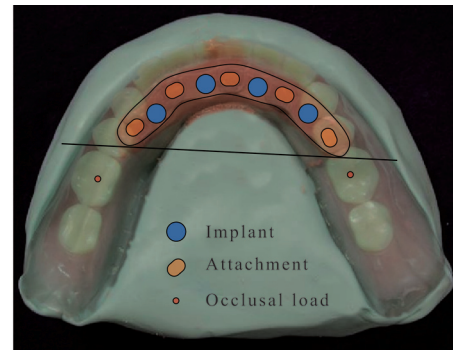


Fig. 4 Superimposed picture of overlapped Fig. 3. A and Fig. 3. B by computer graphic.

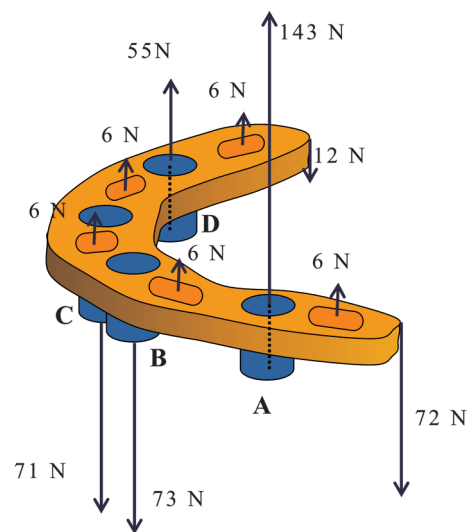


Fig. 5 Example for relation of torque balance between bar attachment, implants and magnets when applied force loaded.

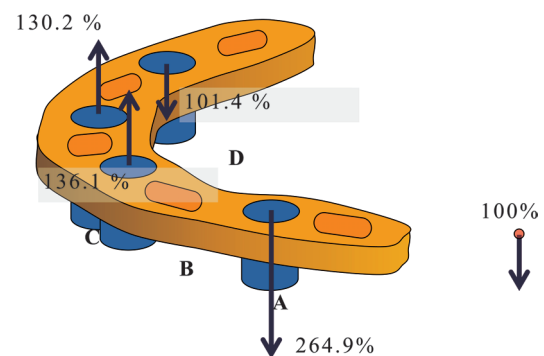


Fig. 6 Loading ratio of each implants when occlusal force was converted to 100%.

定しており歪みはゼロと仮定している。

2) バーアタッチメントの荷重解析

次に、①, ②, ③の式から得られた a と b の数値から、バー本体にかかる荷重の解析をする。バー本体にかかる

荷重は、先に解析した IOD 本体にかかる荷重と等量であるが、逆向きとなることも考慮している。この段階での未知数は、4 本のインプラントから受けるバー本体の荷重であり、これらを未知数 A, B, C, D とした。バー本体への荷重は 4 つの観点に着目し、4 つの数式を作成した。1 つ目は上下方向の荷重の均衡である。

$a + b + B + C = A + D + m \times 5 \cdots ④$ 左辺は下方への荷重であり、右辺は上方への荷重である。2 つ目は、インプラント A 部と D 部の中心を結ぶ仮定回転軸 P を中心とする、前後方向のトルクの均衡である。

$B \times BP + C \times CP - m(P \text{ 軸より前方の 3 つの磁性アタッチメントと P 軸との距離の和}) = a \times aP + b \times bP - m(P \text{ 軸より後方の 2 つの磁性アタッチメントと P 軸との距離の和}) \cdots ⑤$

左辺は前方へのトルクの総和であり、右辺は後方へのトルクの総和である。両片ともに磁力の荷重による逆向きのトルクを引いている。3 つ目は、P 軸とインプラント B 部、C 部との距離に着目したものである。P 軸より前方の B と C の、P 軸からの距離により発生するトルクに比が生じる。つまり、P 軸からの距離の比が B と C の比になるからである。これにより、

$B : C = BP : CP$ より $B \times CP = C \times BP$ となり $B = C \times BP / CP \cdots ⑥$ となる。

4 つ目は、P 軸と直交しインプラント A 部の中心を通る仮定回転軸 Q を中心とする、左右方向のトルクの均衡である。

$b \times bQ - D \times DQ + C \times CQ + B \times BQ - m(Q \text{ 軸より右側の 4 つの磁性アタッチメントと Q 軸との距離の和}) = a \times aQ - m \times mQ \cdots ⑦$ となる。

左辺は、Q 軸を中心とする右側へのトルクの総和であり、右辺は左側へのトルクの総和である。以上の④、⑤、⑥、⑦の式から未知数 A, B, C, D が得られ、これら A, B, C, D の荷重の向きを逆にし、インプラントへの荷重の向きと値とした。

一例を示すと、カンチレバー後端に 12 N と 72 N の圧縮力および 5 つのマグネットアタッチメントに働く 6 N の引張力に対応して、A のインプラントから 143 N, D のインプラントから 55 N の圧縮力を受ける。逆に B と C のインプラントからは 73 N と 71 N の引張力を受ける (Fig. 5)。

3) 咬合荷重とインプラントに加わる荷重の比

第一大臼歯中心窩への咬合荷重に対する 4 本のインプラントに加わる荷重の比率を求め、6 症例 12 側の平均と標準偏差を求め、これを「インプラント荷重比」とした。

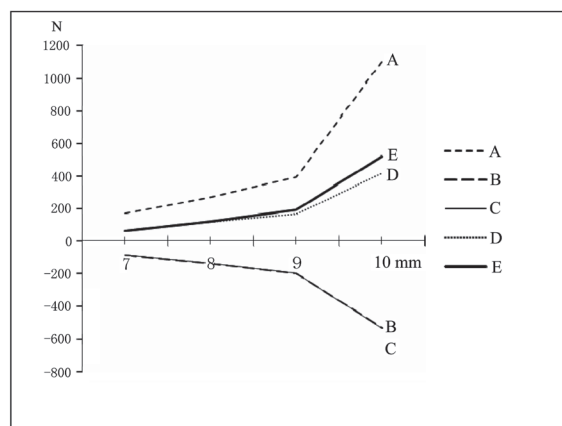


Fig. 7 A-D: Occlusal load on each implants when cantilever was extended. E: Maximum occlusal load to contact implant-supported overdenture with bar attachment.

4. カンチレバーの延長シミュレーション

カンチレバーを延長する限界を左右第一大臼歯の咬合荷重点までとし、各症例から遠心へ延長可能な長さの平均を求め、10 mm までのシミュレーションとした。カンチレバーを延長する方向は、咬合荷重点の後方インプラントの中心と、同側のバー後縁（前述の計算式における点 a）を結ぶ直線とした。最延長時のシミュレーションでは、カンチレバーの先端は第一大臼歯の頰側に位置することになるが、解剖学的な形態の差異があるため、咬合荷重点とカンチレバーの先端との距離は考慮しないものとした。6 症例、12 側に対して、7 mm から 10 mm まで 1 mm ずつ延長するシミュレーションを行い、咬合荷重とインプラント荷重比の変化を評価した。

結 果

1. 咬合荷重とインプラント荷重比

義歯が離脱せずに負担できる咬合面への最大の荷重は $63 \text{ N} \pm 42 \text{ N}$ であった。この咬合荷重とインプラント荷重比を Fig. 6 に示す。12 側の平均として、咬合荷重点から最も離れたインプラント D は、咬合荷重とほぼ同じ 101% の圧縮荷重を受けるのに対して、インプラント A の荷重は 265% であった。また、インプラント B および C にはそれぞれ 136%, 130% と、ともに咬合荷重と比較して大きく、かつ逆向きとなる引張力を受けることが示された。

2. カンチレバーの延長シミュレーションの結果

カンチレバーの長さを 7 mm から 10 mm まで、1 mm ずつ延長するシミュレーションを行った結果、各インプラントへの荷重が、本来の構造である 7 mm（延長 0 mm）と比較して、10 mm（延長 3 mm）のシミュレーショ

ンでは約6倍以上であり、荷重負担が著しく大きくなることがわかった (Fig. 7)。また、IOD が離脱しない最大の咬合荷重は 63 N であったが、カンチレバー 10 mm (延長 3 mm) では 517 N となり、延長するにしたがって、IOD が離脱せずに負担できる最大の咬合荷重も同様に大きくなった (Fig. 7)。

考 察

1. 本研究対照の構造と咬合荷重について

本解析では、インプラント支台のバーアタッチメントと床下粘膜との被圧変位量の差が多大なことにより、IOD の離脱しない、いわば、不動である状態の粘膜支持をゼロと仮定した。この条件は、オーバードデンチャーの構造ながら、バーアタッチメントのサイズと形態、および IOD の吸着する磁力などの要素により妥当であったと考えられる。ただし、実際の口腔内では IOD がバーから離脱しなくとも、粘膜支持による咬合荷重の支持が、ごくわずかながら存在することも考えられる。粘膜支持に関しては、粘膜性状や顎堤形態および表面積の相違により、個体差が大きいと考えられるため支持可能な荷重は不明であるが、IOD が離脱しない最大の咬合荷重は、平均の 63 N よりごくわずかに大きな数値になると推察される。しかし、この荷重は、報告されているインプラントにおける平均咬合荷重の 143 N と比較すると半分以下の値であり、さらに大きな最大咬合力の報告 (500–1000 N) と比較すると顕著に小さな力であった^{22, 23)}。また、中島らは、高齢有歯顎者の習慣性咀嚼側での臼歯部の最大咬合力の平均値は 419 N であると報告している²⁴⁾。

本研究で対象とした 6 名 12 ケースにおいて、最終補綴後 15 年以上経過しても、骨吸収やインプラントおよびスクリューの破折等の問題や、咬合不良等の機能的な不具合等の報告もない。これは、IOD へ 63 N 以上の咬合荷重が発生した場合には、IOD の磁性構造体がバーアタッチメントから離脱し、その咬合荷重の大部分が粘膜で支持されたことにより、インプラントへの荷重が軽減された結果であると考えられる。また、IOD の前歯部における咬合荷重は、その床下構造がカンチレバーとはならないため、各インプラントに分散されたと思われる。以上により、本構造は 15 年以上もの良好な長期予後に結び付いたと推察される。

2. シミュレーションによるインプラントの荷重について

カンチレバーの長さを 7 mm から 10 mm まで、1 mm ずつ延長したシミュレーションでは、カンチレバーの延長により、IOD が離脱せずに支持できる最大の咬合荷重も同様に大きくなった。本来の構造であるカンチレ

バー 7 mm (延長 0 mm) では、IOD が離脱しない最大の咬合荷重の平均は 63.1 N であったが、カンチレバー 10 mm (延長 3 mm) の想定では、咬合荷重の平均は 517 N であった。この時のインプラント A には、1103 N の圧縮荷重が発生し、インプラント B と C への引張荷重は、各 534 N \pm 1 N であった。習慣性咀嚼側での臼歯部の最大咬合力の平均値は 419 N という報告と比較すると¹²⁾、1103 N の圧縮力はその約 2.6 倍であり、534 N の引張力においては約 1.3 倍である。明確な基準ではないが、有歯顎者の最大咬合力との比較により 1103 N の圧縮荷重や 534 N の引張荷重には、オーバードデンチャーの危険性が高いと推察される^{25, 26)}。

一方、カンチレバーを 8 mm や 9 mm にした場合は、支持できる咬合荷重は平均で 121 N と 189 N であり、その時の A のインプラントに加わる圧縮荷重は平均で 267 N と 395 N である。中島ら²⁴⁾の最大咬合力の平均値 419 N と比較すると、それぞれが 64% と 94% となる。ただし、この荷重値はあくまでも平均値であるため、等しいカンチレバーの長さのケースであっても、わずかな他の構造の違いにより、荷重値が大きく変化する可能性がある。つまり、各インプラント間の距離やバーアタッチメントの形態により、インプラント A をはじめ、他のインプラントに発生する圧縮荷重が、平均値よりも大きく増加することも考慮しておく必要がある。

したがって、本研究対象の基本構造であるカンチレバーの長さ 7 mm という数値は、過去の経験則に基づいたものであり、必ずしも十分な咬合支持能力を発揮できるとは言えないが、本研究の解析により安全性の面において妥当性が高い可能性が示唆された。より明確な基準を得るためには、各インプラントの荷重限度に関する今後の研究が必要であると考えられる。さらに、インプラント体による支持だけでなく、顎堤粘膜による支持を、粘膜とインプラント体の被圧変位量の差を超えて分配するための工夫も必要と考えられる。

本研究の結果から、本研究の対象とした補綴構造にとどまらず、インプラント支台固定性ブリッジやインプラント支台可綴性ブリッジなどの補綴構造に対しても、幾何学解析ができる可能性があると考えられる。本研究では、解析幾何学の見地から数式により一連の荷重の解析を行ったが、本研究の更なる意図は、解析方法だけではなく経済性をも兼ね備えた本手法を用いて、多くの歯科臨床医が類似構造の補綴物への荷重解析に応用することで今後の研究の広がりをはかることができると考えている。

本論文の要旨は、第 37 回日本口腔インプラント学会

総会・学術大会（平成 19 年 9 月 15 日, 16 日, 熊本）において発表した。

文 献

- 1) Preiske HW, Arvidson K, Geering AH, Mericske-Stern R, 前田芳信：オーバーデンチャー製作マニュアル—インプラントまたは天然歯を支台として—。東京, 1998, クインテッセンス出版, pp 73-74
- 2) 前田芳信, 十河基文：オーバーデンチャーの基本を知る「オーバーデンチャーの適応症と力学的設計の原則」. *Quintessence Dental Implantology*, **5**: 740-745, 1998
- 3) 小宮山彌太郎, 山口芳正：インプラントを支台としたオーバーデンチャーの設計. *Quintessence Dental Implantology*, **5**: 746-755, 1998
- 4) Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, Van Steenberghe D: The reliability of implant-retained hing-ing overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig*, **1**: 119-124, 1997
- 5) 瀬沼壽尉, 山縣徹哉, 佐藤裕二, 金 修澤, 吉岡達哉, 内田圭一郎, 石橋弘子：磁性バーアタッチメントを用いたインプラントオーバーデンチャー症例. *日口腔インプラント誌*, **16**: 295-299, 2003
- 6) Allen PF, Mcmillan AS, Walshaw D: A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent*, **85**: 141-147, 2001
- 7) Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, Savard A, Feine JS: Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont*, **16**: 390-396, 2003
- 8) Humphris GM, Healey T, Howell RA, Cawood J: The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: a cross-sectional study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10**: 437-444, 1995
- 9) Walton JN: A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont*, **16**: 255-260, 2003
- 10) 内田圭一郎, 北川 昇, 佐藤裕二, 金 修澤, 山縣徹哉：磁性バーアタッチメントを用いたインプラントオーバーデンチャーの治療効果. *日口腔インプラント誌*, **18**: 229-238, 2005
- 11) 菅原 孝, 柳田英穂, 佐藤裕二, 内田圭一郎, 小沢宏亮：磁性アタッチメントのくさび状間隙がインプラントオーバーデンチャーの咬合支持能力に及ぼす実験的研究. *補綴誌*, **51**: 270-279, 2007
- 12) White SN, Caputo AA, Anderkvist T: Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, **71**: 493-499, 1994
- 13) Rodrigue AM, Aquilino A, Lund PS, Ryther JS, Southard TE: Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont*, **2**: 93-102, 1993
- 14) Sertgoz A, Guvener S: Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*, **76**: 165-169, 1996
- 15) Mcalarney ME, Stavropoulos DN: Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **11**: 331-339, 1996
- 16) Brosky ME, Koriath TW, Hodges J: The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. *J Prosthet Dent*, **89**: 244-249, 2003
- 17) Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N: The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, **26**: 640-643, 1999
- 18) Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y: Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil*, **27**: 842-845, 2000
- 19) Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y: A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil*, **27**: 15-21, 2000
- 20) Mccarteny JW: Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. *J Prosthet Dent*, **68**: 817-819, 1992
- 21) 吉岡達哉, 内田圭一郎, 佐藤裕二, 松橋智史：磁性バーアタッチメントを用いたインプラントオーバーデンチャーのバイオメカニクス解析. *昭和歯誌*, **27**: 117-123, 2007
- 22) Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T: Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men. *J Oral Rehabil*, **30**: 278-282, 2003
- 23) Wilding RJ: The association between chewing efficiency and occlusal contact area in man. *Arch Oral Biol*, **38**: 589-596, 2003
- 24) 中島美穂子, 沖本公繪, 松尾浩一, 寺田善博：高齢者における咀嚼能力についての研究. *補綴誌*, **47**: 779-786, 2003
- 25) Naert I, Quirynen M, van D Steenberghe D, Darius P: A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*, **68**: 949-956, 1992
- 26) Jemt T, Lekholm U: Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **8**: 635-640, 1993

Biomechanical Analysis of Cantilever Length with Magnetic Bar Attachments for Implant-supported Overdentures

Tomofumi Matsushashi, Keiichiro Uchida and Yuji Sato

*Department of Geriatric Dentistry, Showa University School of Dentistry
2-1-1 Kitasen-zoku, Ohta-ku, Tokyo, 145-8515 Japan*

(Received December 24, 2010 ; Accepted for publication April 20, 2011)

Abstract : Prosthodontic treatment by implant-supported overdentures is effective for edentulous patients. In the past, cantilever length of bar attachments connected to implant bodies was often determined based on clinical experience and have not been well reported based on scientific basis. Hence, the objective of the present study is to establish the guidelines for ideal cantilever length in implant-supported overdentures with magnetic bar attachments using three-dimensional geometric analysis from the view point of biomechanics.

Six patients (12 samples) with implant-supported overdentures which were supported by four implants between the mental foramina on edentulous mandibles participated. Initially, we made silicone models that reproduced denture supporting tissues and bar attachments, and photographed these with certain specifications. Next, we gradually analyzed of occlusal loading for the overdenture, the bar attachment, and the implant in situation of loading at first molar by using them. After that, we examined about the loading force in case of capsizing and parting the bar attachment and overdenture by three-dimensional geometric analysis in simulation of extending the distance from the most distal point of the cantilever by 1 mm.

Consequently, it was suggested to become the more different loading distribution on each implants, the more the occlusal loading increased to the implant. Moreover, it was clearly that the more it extended the cantilever of bar attachment, the more loading distribution on each implants were significant difference. Especially, it was indicated that the vertical load about 2.7 times occlusal force for the most distal implant which supported bar attachment. Furthermore, extending the cantilever of bar attachment was unable to support occlusal force, more than 10 mm, without capsizing overdenture.

Cantilever is very effective in increasing the supporting ability to occlusal force, but it was necessary to require 10 mm at least to support occlusal force on the first molar only by bar-attachment with implants placed between mental foramina. So it is important that occlusal force at the molar should be supported by not only implants but also denture supporting tissues.

Key words : implant, overdenture, biomechanical analysis.