インプラント上部構造作製方法と適合精度

岡村 光信・柿川 宏

九州歯科大学歯科理工学講座 (指導: 小園凱夫教授)

平成 11 年 2 月 25 日受理

Accuracy of Implant Superstructure with Four Different Fabrication Methods

Mitsunobu Okamura and Hiroshi Kakigawa

Department of Materials Science (Director: Prof. Yoshio Kozono)

Kyushu Dental College, Kitakyushu, Japan

The accuracy of implant superstructure (three units fixed partial denture) was evaluated for four different fabrication methods: one-piece casting (OC), soldering after tacking (TS), conventional soldering (CS), and laser welding (LW). Ceramo metal (Herador H, Panasonic Heraeus) was cast onto the gold cylinder (DCB 141, Nobel Biocare), and then soldered or welded for three units fixed partial denture for implant superstructure frame work with three different methods except for one piece casting. After fabricating implant superstructure framework, porcelain (Super Porcelain AAA, Noritake) was fused to the framework. The degree of unfit was evaluated by measuring the vertical gap with one screw test between the margin of the gold cylinder of the each unit and the conical abutment replica (DCA 176, Nobel Biocare) on the clinical stone model during the fabricating procedure and after the porcelain firing.

One-piece castings (OS) were in mesio-distally warped shape, when screwed at intermediate units. When they were screwed at the end, moment arm effect appeared with large gap at the opposite end. There was the tendency for TS and CS group to show better fit than OC group with no moment arm effect and resulting small standard deviation. When compared among four groups before porcelain firing, there was the tendency for CS to show least gap and for LW to show largest gap. Because of porcelain firing there was the tendency for one-piece casting (OC) to show improving the fit with distorting from mesio-distally warped to straight as original shape. After porcelain firing, soldering groups (TS, CS) were distorted to decrease the soldering space, resulting in increasing the gap. Overall the gap of soldering groups (TS, CS) increased in same as one-piece casting (OC). Average gap of both ends was 10 μ m when frameworks were screwed at intermediate units, and average gap of other two units was 20 μ m when screwed at the one end. Laser welding showed the increased gap after porcelain firing. It was 20 μ m and 70 μ m when frameworks were screwed at the intermediate unit and the one end, respectively.

Key words: Implant superstructure / Fabrication method / Accuracy

緒 言

骨結合型インプラントによって支持される部分欠損補綴における固定性義歯は、無歯顎におけるそれと同様に、長期的にも良好な経過報告¹⁻⁴⁾が数多くなされている。インプラントの骨結合（オッセオインテグレーション）に関与している要素に、インプラントフィクスチャーが埋入される部分の骨質^{5,6)}、インプラントコンポーネント（アバットメント）に対しての上部構造体の適合精度、および不適当な上部構造体のデザインあるいはインプラントフィクスチャーの本数や長さの不足からくる過大なストレスなどが論じられている^{2,3,6,7)}。それらの中でも上部構造体の適合精度に関しては、骨結合したインプラントフィクスチャーに対しての過大なストレス集中を防ぐために、上部構造体とアバットメントの間の“Passive fit”（“完璧な適合”）⁸⁾が推奨されている。これは「力を加えない状態での適合」を意味し、「補綴物の形状にひずみや張力をまったく生じることなくスクリューを締めつけて、補綴物を正しく位置させることが可能である状態をさす」とされている。しかしながら現実的には、そのような適合は不可能であり、限りなくそれに近い適合が臨床家としての目標である。

上部構造体のミスフィットが生み出す問題点については、上部構造体のゴールドスクリューの緩み⁹⁾や辺縁骨の変化^{5,10)}、インプラントフィクスチャーの喪失¹¹⁾、前荷重およびストレスの発生^{5,8,9,12-19)}など、多くの実験的検討がなされているが、ミスフィットの臨床的許容量について結論づけることは困難であるとされている。

上部構造体の適合を評価する方法として、臨床的には Tan ら (1993)¹⁶⁾ の指先の圧によりがたつきをしらべる“passive rock test”、Adell ら (1990)⁴⁾ のアバットメントとゴールドシリンダーの界面のまわりの唾液の動きを観察する方法、White (1993)²⁰⁾ のワックスストリップによる約 200 g の荷重を用いたプレッシャーテスト、Jemt (1994)²¹⁾ の“one-screw test”、さらに Jemt (1991)⁸⁾ の最初の抵抗から 10～15 Ncm の力で半回転以上回らないかを確認していく方法などがある。これらは術者の目および触感にたよる方法で、術者の経験や熟練度が必要とされる。

その他に、May ら (1996)²²⁾、(1997)²³⁾ は、実験モデル上でペリオテスト装置を使用した方法を、簡便にできる方法ではないが、Jemt ら (1996)²⁴⁾ は、三次元計測システム (Mylab, University of Washington, 3-D photogrammetric, University of Michigan) を用いる方

法を報告している。これらの方法では、異なるシステム間には最高 80 μm 程度の測定誤差があり、技術的エラーがでやすいこと、高価で特別な装置を必要とすることなどから臨床的とはいえない。

従来の補綴治療における連結冠やブリッジ作製方法と適合精度については、さまざまな報告がなされている。Fusayama ら (1964)²⁵⁾ は、3 ユニットブリッジの作製において、ワンピースキャストのほうがわずかに近遠心径が長くなり、ろう付法による近遠心径が短くなるものより寸法精度がよかったと報告している。Ziebert ら (1986)²⁶⁾ は 3-5 ユニットの陶材焼付冠ブリッジの適合試験を行い、3 ユニットではワンピースキャスト、前ろう付、後ろう付とも同程度の精度であり、4, 5 ユニットになるとろう付のほうが精度がよかったと述べている。Huling ら (1997)²⁷⁾ は、3 ユニットブリッジ作製において、ワンピースキャスト、レーザー溶接がろう付より精度がよく、レーザー溶接がややワンピースキャストより精度がよい傾向にあると報告している。

高い適合精度が要求されるインプラント上部構造体についても、作製方法や精度に関する種々の検討がなされている。Carr ら (1993)²⁸⁾ は、フルアーチのインプラント上部構造体のワンピースキャストにおける適合精度を種々の方法について検討し、いずれの方法をとっても Passive fit としては満足できるものではなかったと報告している。Riedy ら (1997)²⁹⁾ は、ワンピースキャストしたフルアーチのインプラント上部構造体と、Procera システムでコピーミリングしレーザー溶接したチタン上部構造体の適合精度を三次元的に比較した結果、垂直方向において Procera システムおよびレーザー溶接によるチタンの上部構造体のほうがワンピースキャストより有意に適合がよかったことを示している。Jemt (1995)³⁰⁾ の報告では、レーザー溶接されたチタンのインプラント上部構造体（平均浮き上がり量 36 μm ）が Type III のゴールドワンピースキャストの上部構造体（平均浮き上がり量 42 μm ）に比べ、統計的な差はみられないが精度のばらつきが少なかったという結果を得ている。

本研究では、陶材焼付 3 連結冠のインプラント上部構造体の作製にあたり、ワンピースキャスト法、電気仮着した後ろう付を行う方法、模型に試適した鑄造体をパターンレジンでつなぎ埋没した後にろう付を行う方法、レーザー溶接法の 4 つの方法について、ワンスクリーテスト法を利用して陶材焼成前、焼成後の適合変化を比較し、日常臨床において簡便でしかも信頼度が高く、安

定した良好な適合精度が得られる作製方法について検討した。

材料および方法

本実験では、表1に示すブローネマルクシステムインプラントを用い、以下の手順でインプラント上部構造体を作製した。上部構造体の3連結冠は上顎左側567欠損を想定して作製したものであるが、1種類のゴールドシリンダーを使用し、各ユニットはすべて同じ大きさとした。作製方法は表2に示すワンピースキャスト、仮着後のろう付、埋没ろう付、およびレーザー溶接の4通りとした。

I. ワックスパターンの作製

レジン歯列模型（ニッシン）の567欠損部に3本のアバットメントダミーを埋入し（図1）、そのダミーにインプレッションコーピングをガイドピンで装着する。ガイドピン部分が開放された個人トレーを用いて、レジン歯列模型の印象を通常の方法で採得し、印象材硬化後にガ

イドピンを緩め、レジン模型をはずす。印象中に埋め込まれたインプレッションコーピングにアバットメントレプリカをガイドピンで装着し、通法によりせっこう模型を作製した（図2）。せっこう模型に埋入したアバットメントレプリカに、ゴールドシリンダーをゴールドスクリーユで装着し、ワックスアップを行った。その際、各ユニット鑄造体の大きさを均一にするため、印象用パテおよびせっこうを用いてワックスパターン作製用型枠を作製し、ワックスを流しこむことによって常にほぼ一定の厚さをもったワックスパターンが作製できるようにした。

ワンピースキャスト用ワックスパターン作製時に注意した点は、3連結冠のゴールドシリンダーを連結補強する常温重合レジンの収縮とワックス築盛後の収縮等による変形の防止である。本実験に用いたパターンレジン（ジーシー）は、収縮量が比較的少ないと報告されている³¹⁾。ゴールドシリンダー間をパターンレジンで連結補強した後、ワックスパターン作製用型枠にはめこみ、

表1 アバットメントおよびインプラント上部構造に用いた材料

材 料		メーカ
コニカルアバットメントダミー	PRA025	ノーベルバイオケア
コニカルインプレッションコーピング	DCB106	ノーベルバイオケア
コニカルアバットメントレプリカ	DCA176	ノーベルバイオケア
コニカル用ゴールドシリンダー	DCB141	ノーベルバイオケア
ゴールドスクリーユ	DCA074	ノーベルバイオケア
陶材		
ノリタケスーパーポーセレン AAA		ノリタケ
セラモメタル		
ハラドール H		パナソニックヘレウス

表2 インプラント上部構造の作製方法

作製方法	コード
ワンピースキャスト	OC
仮着後のろう付	TS
埋没ろう付	CS
レーザー溶接	LW

図1 アバットメントダミーを埋入したレジン歯列模型

図2 アバットメントレプリカを埋入したせっこう模型

図3 ステンレス棒を仮着したろう付前の铸造冠

ワックスを流し込んでパターンを作製した。内部応力による変形を考慮して、作製したパターンを6時間室温に放置した後、ゴールドシリンダー間の連結部をカットし、再度パターンレジンでつなぐという操作を行った。この段階での変形量を小さくするため、パターンレジンの使用量は最小限にとどめ、2つの連結部は時間差をおいて連結した。ゴールドシリンダー辺縁および内面のワックス片を顕微鏡下でクロロホルムを用いて清掃後、マスターキャスト上でJemt (1994)²¹⁾が報告しているワンスクリュートテストによって、ワックスパターンに変形のないことを確認した。

仮着後ろう付用ワックスパターンには、棒状ワックス(直径3.2 mm, レディーキャスティングワックスR 32)を使用して、電気仮着のためのノブを各クラウンの頬舌側にそれぞれ付与した。

埋没ろう付用ワックスパターン作製時の注意点は、ろう付間隙をできる限り最小にしたことである。ワックスパターン作製後にビニル糸を用い、連結部を注意深くカットした。

レーザー溶接では、溶接時に母材が溶融して接合するため溶接間隙が広いと溶接後に収縮による変形が起こる可能性が考えられる。したがって、接合面をレーザーが届く範囲で可及的に広くしておく必要がある。そのためワックスパターン作製時に、連結部同士が2 mm × 2 mm の方形の接合面をもつようにワックスアップした。

II. 铸造

ワックスパターン作製後、内径32 mm, 高さ42 mmの铸造リングを用い、リン酸塩系埋没材(セラベストG, ジージー)によって埋没した。埋没材は粉末100 gに対して専用液8 cc, 水16 ccの割合で、真空練和器

(Whip-Mix)を用いて30秒間練和した。铸型温度は860℃とし、真空加圧铸造機(CLG, パナソニックヘルウス)を用いてセラモメタル金合金(ハラドールH, パナソニックヘルウス)をゴールドシリンダーに铸接した。セラモメタルの熔融温度範囲は1,150~1,200℃で、1,350℃で铸込むよう指示されている。本実験では铸造機の铸込温度を1,360℃に設定したが、実測した铸込温度は1,320℃であった。铸接体には見かけ上欠陥はなく、メーカー指示より低いが、铸込温度は適当であると判断された。铸造後、室温まで放冷し、铸造冠周囲の埋没材を除去して10分間超音波洗浄した。铸造冠の最終洗浄にはスチームクリーナーを使用した。

III. ろう付による連結冠の作製

仮着後のろう付法では、電気溶接器(スポットウェルダー, AWS)を使用し、図3に示すように頬舌面の仮着用ノブにステンレス棒を仮着した。

埋没ろう付法では、せっこう模型上に各々の铸造冠を装着した後、少量のパターンレジンでつなぎ、専用トレーで超硬せっこうおよびスラリーウォーターを用いてインデックスをとり、通法により埋没した。

いずれの場合も、セラモメタル金合金専用ろう(ハラドールI, パナソニックヘルウス)を使用してろう付し、室温まで放冷した。

IV. レーザー溶接による連結冠の作製

各々の铸造ユニットをスクリュで装着したまま、レーザー照射が不可能な底面を除くあらゆる方向からレーザー照射器(200-230 V, 4 mmsec 1.5 mmφ, ギルバハ)を用いて、対角線状にできる限り多くの場所を照射した。その後レーザー照射スポット間に残る未溶接部分をうめるために、ホワイトゴールド線を最少量溶接した。

V. 陶材焼き付け操作

A. スプルー切断

ワンピースキャスト法、ろう付法およびレーザー溶接法のいずれの場合も、各々のゴールドシリンダーにつながるスプルーをカッティングディスクを用いて切断した。

B. 鑄造体処理

カーバイドバー (FG55, SS-White) およびダイヤモンドバー (AR2, ジーシー) を用いて、スプルー切断部および陶材マージン部を処理した。その後アルミナでサンドブラスト処理を行い、10 分間超音波洗浄した。

C. ディギャッシング

メーカー指示に従って、真空中で 800℃ から 980℃ まで加熱し、3 分間係留後ファーネスより取り出し室温ま

で放冷した。

D. 陶材焼成

陶材の焼成スケジュールは、メーカー指示に従い図 4 に示す手順で行った。焼成終了後の上部構造体を図 5 に示す。上顎左側 5 番に相当する鑄造体をユニット①、6 番をユニット②、7 番をユニット③と表す。

VI. 浮き上がり量の測定

連結冠を原形であるせっこう模型上に試適し、各々のアバットメントレプリカにおけるゴールドシリンダー下縁のギャップを読み取り顕微鏡で測定した。測定部位は、図 5 のユニット①、②、③の各頬舌側中央部 1 点ずつ、計 6 点とした。ワンスクリューテストにより、3 連結冠のうちの 1 ユニットだけをスクリューの最初の抵抗が感じとられるまで締め、さらにやや軽く (約 30°) 締めた状態でそれぞれのユニットのゴールドシリンダー下縁のギャップを測定した。以上の測定を陶材焼成前および焼成後の 3 連結冠について行った。なお、試料は各作製方法について 3 個ずつ作製した。

結 果

3 連結冠の一端であるユニット①のスクリューを締めたときの、各ユニットの浮き上がりギャップの平均値を図 6 に示す。陶材焼成前の連結冠には、中央部②および他端③に大きなギャップがみられ、とくにレーザー溶接においては③のギャップは著しく大きかった ($p < 0.05$)。中央部②を締めた場合、全体的に浮き上がり量は減少した (図 7)。ろう付法グループ (TS, CS) では連結冠全体にわたってギャップが小さく、ワンピースキャスト法 (OC) では中央部に比べて両端部が大きく浮き上がる傾向にあった。レーザー溶接法 (LW) ではこの傾向が

図 4 陶材焼成スケジュール

図 5 焼成したインプラント上部構造体

図 6 ユニット①を締めたときの各ユニットの浮き上がり量

図7 ユニット②を締めたときの各ユニットの浮き上がり量

図10 一端を締めたときの他端の平均浮き上がり量

図8 ユニット③を締めたときの各ユニットの浮き上がり量

図9 中央 (ユニット②) を締めたときの両端の平均浮き上がり量

さらに大きくみられた。ユニット③を締めると①を締めた場合と同様の傾向を示したが (図8), いずれの場合もスクリューを締めたユニットのギャップがすべて $0\mu\text{m}$ になるとは限らず, また①を締めた場合と③を締めた場合とでは他端のギャップの値に種々の違いが認められた。

図9はユニット②を締めたときの②および両端の平均ギャップを示す。焼成前のOCは②で平均 $4.2\mu\text{m}$, 両端部で平均 $10.4\mu\text{m}$ のギャップを示した。TSあるいはCSでは, ②で平均 $5.0\mu\text{m}$ (TS), $2.5\mu\text{m}$ (CS), 両端部で平均 $5.8\mu\text{m}$ (TS), $2.1\mu\text{m}$ (CS) のギャップとなり, 中央部と両端部にほとんど差がなく, また用いた作製法のなかで最も浮き上がりが小さくなる傾向が認められた。一方LWでは, ②のギャップは平均 $0.8\mu\text{m}$ と小さかったが, 両端部は平均 $15.4\mu\text{m}$ という最も大きなギャップを示した ($p<0.05$)。

図10はユニット①または③を締めたときの他端の平均ギャップを示す。焼成前のOCおよびLWでは②を締めた場合よりもギャップは大きくなり, LWで最大となり ($p<0.05$), 標準偏差も著しく大きくなった。ろう付グループTS, CSにおいては②を締めたときの両端のギャップとほとんど変わらず, 最も小さく, 標準偏差も小さくなる傾向にあったが, 統計的にはOCとの間で有意差は認められなかった。

陶材焼成によって連結冠の適合状態に変化が生じ, OCではギャップが小さくなる傾向を示したのに対して, TS, CSおよびLWではギャップの増加がみられた。その結果, 最終的なギャップにはOCとTS, CSでほとんど差がなくなり, LWで最も大きくなった。

考 察

インプラント上部構造体は、アバットメントと正確に適合していなければならない。そのため、正確に面と面で接触するように機械仕上げしたアバットメントとゴールドシリンダーを用い、そのゴールドシリンダーにセラモメタルを鑄接して上部構造体を形成する。セラモメタルをゴールドシリンダーに鑄接するにあたって、鑄造温度でゴールドシリンダーが溶融したり変形しないようにしなければならない。本実験で用いたゴールドシリンダーの溶融温度範囲は1,400~1,490℃である。一方、セラモメタルの液相点は1,200℃で、メーカーは1,350℃で鑄込むよう指示している。本実験では真空加圧鑄造機を用い、鑄込み温度を1,360℃に設定して鑄造を行ったが、実測した鑄込み温度は1,320℃であった。これはゴールドシリンダーの固相点より80℃低い温度である。鑄接後のシリンダー内面は滑らかな機械加工面を維持していたことから、860℃の鑄型内を通過してシリンダーに到達するまでの溶湯温度の低下とシリンダーの熱容量を考慮すれば、この鑄込み温度はシリンダーに大きな影響を与えるほどの高温ではないといえる。

また、鑄造応力³²⁾あるいは鑄型からの無理な取り出しによるシリンダーの変形や損傷も、適合性を悪くする原因となり得る。本実験では、各アバットメントと相対するシリンダーが鑄接後も良好な適合を示しており、シリンダーの変形や損傷は認められなかった。

3本の連結冠上部構造体をワンピースで鑄造した場合(OC)、アバットメントに試適したポーセレン焼成前の連結冠のシリンダーにはマージン部で浮き上がりを示すギャップがみられ、良好な適合性は得られなかった。試適した連結冠の1本のユニットのみをアバットメントにネジ止めすると、他のユニットにはそれぞれ異なるギャップが認められた。これは連結冠が変形していることを示すものである。図7にみられるように、連結冠中央部のユニット②のスクリューを締めた場合には両端のユニット①および③は中央部より大きく浮き上がっており、岡(1992)³²⁾の報告と同様にスプルー側を中心とする弧状に変形していることがわかる。この変形によって中央部は4μm程度浮き上がり、両端の浮き上がり量は10μm前後であった。しかし、ユニット①または③のスクリューを締めると、他端および中央部は大きく浮き上がった。これはTanら(1993)¹⁶⁾が提唱する“モーメントアーム効果”に相当するが、その傾向は①と③の場合で異なっていることから、単純な弧状変形によるモー

メントアーム効果だけではなく、ワンピースキャスト連結冠の不適合はねじれなど複雑な変形も関与しているものと思われる。

シリンダーにそれぞれ別個にセラモメタルを鑄接した3本のユニットをろう付して作製した連結冠においては(TS, CS)、ワンピースキャストの場合と比較してアバットメントとシリンダーとのギャップは小さく、適合性に改善される傾向がみられた。中央部のスクリューを締めたとときのギャップには中央部と両端部との間で差はなく、ワンピースキャストにみられたような弧状変形は起こしていない。また、各ユニットの適合性をそれぞれ単独に観察すると、シリンダーは対応するアバットメントに良好な適合を示していた。このように、各ユニットはそれぞれ単独には適合しながら連結冠全体としては一様に浮き上がるという現象は、ろう付部の収縮に伴う近遠心的なスパンの縮小が生じたためであると考えられる。Fusayamaら(1964)²⁵⁾も、ブリッジの作製においてろう付によって近遠心的にアンダーサイズになることを指摘している。この傾向は、ろう付に先だって仮着を行った場合もせっこうコアで固定した場合も同様であった。

レーザー溶接によって接合した場合(LW)、連結冠の適合は悪くなり、用いた製作法のなかで最も大きな浮き上がりを示した。レーザー溶接においては、テクニックそのものが非常に熟練を要するものであり、レーザー照射強度や照射時間に関しても経験によるところが大きいといわれている³³⁾。本実験では熟練度の高い技工士が行ったにもかかわらず、ワンピースキャストに似た弧状変形と、頬舌方向への変形を含むねじれが観察された。柿本(1993)³⁴⁾は、チタンブリッジのレーザー溶接に関する研究のなかでブリッジはレーザー照射を受けた側へ湾曲すると報告している。本実験ではスクリューを締めたまのレーザー照射であるが、同様にレーザー照射側への湾曲が考えられる。各ユニット間を底面を除く全方向から部分的に溶接し、残る間隙をレーザー溶融した金ろうで埋めるという方法を用いるため、溶接部の収縮が一様に起こりにくいことがこのような変形の原因になったものと思われる。

陶材焼成前における4つのグループ(OC, TS, CS, LW)の適合状態を比較すると、一方の端のスクリューを締めたとときの他端の頬舌側のギャップには、LWを除いて統計的に差は認められなかった。ワンピースキャスト、ろう付グループを比較した陶材焼付冠ブリッジについてのZiebertら(1986)²⁶⁾の実験結果と類似し、3ユ

ニット程度ではワンピースキャストもろう付もその適合に統計的な差を生じないことが本実験でもわかった。TSでギャップが少ない傾向にあり、また標準偏差も小さく、最も安定した結果が得られた。TS、CSの2つのろう付方法にはほとんど差はみられず、全体の傾向としてはろう付グループがバラツキの少ない安定した適合を示す連結冠作製方法であるといえる。レーザー溶接(LW)のみが有意に大きなギャップを生じ、バラツキも大きく、安定性に乏しい結果となった。

陶材焼成後の連結冠は、焼成前とは異なった適合性を示した。ワンピースキャスト連結冠の場合、焼成後の浮き上がりは焼成前より小さくなる傾向がみられた。岡(1992)³²⁾は陶材焼成過程でのセラモメタルワンピース連結冠の適合性の変化を追跡し、as-castの状態で浮き上がりがみられる連結冠は焼成過程でアバットメントへの適合がよくなる方向に変形すると報告している。本実験結果は、岡の報告と一致するものであった。鋳造体には鋳造応力が残留している。鋳造に用いる埋没材が強くてかたいと、鋳造合金の凝固時および冷却時の収縮を妨げ、残留応力は大きくなることがわかっている³²⁾。この残留応力はスブルーカットによって解放され、変形が生じる。その後、ディギャッシングおよび焼成時の加熱、冷却によって応力の解放と新たな内部応力の発生が繰り返され、変形が徐々に進行していくと考えられる。ワンピースキャストした連結冠にはスブルー方向に引かれた弧状変形がみられ、陶材焼成によって適合性が改善されることから、この場合の残留応力は弧状変形がもとにもどろうとする方向のものであると推測される。また、岡(1992)³²⁾は、スブルーをカットする前にサンドブラスト処理および応力除去焼なまし効果を兼ねたディギャッシング処理を行うほうが、その後の熱的作用を受けた際の応力解放に伴う変形を少しでも減少させる有効な方法であると提言している。インプラント上部構造体は肉厚が厚く、大きな残留応力が生じやすいため、as-castの状態では適合をチェックし、良好な適合が得られた場合には、通常の手順を入れ替えたこの方法を採用することによって好ましくない変形を防ぐことができるかもしれない。

一方、ろう付グループでの陶材焼成前、焼成後の適合状態を比較すると、一端のスクリューを締めたときの中央部および他端のギャップは焼成後のほうが増加する傾向が認められた。ろう付時に収縮が抑制されて残留したろう付部の応力が解放され、各ユニットがやや引かれた形態に変形したものと推測される。陶材焼成スケジュー

ル(940~980℃)によってろう材の融点(1,060℃)近くまで加熱されるため、Moffaら(1973)³⁵⁾が報告しているようなサグによる変形の関与も考えられる。

レーザー溶接した場合も、陶材焼成後浮き上がりは大きくなる傾向を示した。レーザー溶接の特徴は、短時間で高温が得られ、加熱が局部に限定されることにあるが、局部加熱がむしろ残留応力を生じる原因となることも考えられ、それが陶材焼成時の変形の要因となったものと思われる。

本実験におけるワンピースキャスト、ろう付、レーザー溶接の各連結冠作製方法の精度を比較すると、陶材焼成前ではろう付グループで最も浮き上がりが小さく、次いでワンピースキャスト、レーザー溶接の順であった。しかし、陶材焼成時に生じる変形はメタルフレームの作製方法によって異なり、ワンピースキャストの場合にのみ弧状変形したものが正常な形態にもどろうとする方向に変形して適合性が改善されたが、ろう付およびレーザー溶接した連結冠はやや弧状に変形していき、マージン部でのギャップが大きくなる傾向を示した。その結果、最終的な適合性にはワンピースキャストとろう付した場合とでほとんど差がみられなくなり、レーザー溶接した場合が最も悪くなった。本実験の適合試験にはJemt(1994)³¹⁾のワンスクリュートテストを応用したが、この方法によればワンピースキャストおよびろう付グループでは、中央部のスクリューを締めた場合両端に10μm程度のギャップが生じ、一端を締めた場合には他端が20μm程度浮き上がる。LWでは、中央部を締めると両端が25μm浮き上がり、一端を締めると他端は約70μm浮き上がる。このように、いずれの方法で作製しても完全な適合を示す上部構造体は得られなかった。

上部構造体のミスフィットによって生じる問題点について、Kallusら(1994)⁹⁾は上部構造体のゴールドスクリューの緩みを指摘しており、またJemtら(1998)⁹⁾は、故意に作ったミスフィットにより、それに対応するインプラントフィクスチャー周囲の骨の上部構造体への偏位を報告し、そのような骨変形の集中がインプラントフィクスチャー辺縁骨喪失の寄与因子になりうる可能性を述べている。一方、Carrら(1996)¹⁰⁾は、動物実験において、機能的負荷のかかっていない38μmと345μmの2つのレベルのミスフィットと骨の反応には何の関係も見いだせなかったことを報告している。またミスフィットと機能的負荷のかかった状態での長期間経過後のインプラントフィクスチャーの残存率との相関関係について、Jemtら(1996)¹¹⁾の報告があるが、いまだ科学

的に証明はされていない。

ミスフィットとストレスに関する報告もあり、Millington ら (1995)¹³⁾ は、ミスフィットの程度とストレスの相関関係を実験的に証明し、55 μm 以上のギャップは 10 Ncm の前荷重レベルでは閉じることはできず、またストレスを生じる最小のギャップは 6 μm であったと報告している。Waskewicz ら (1994)¹²⁾ の光弾性実験によるミスフィットとストレス分布の調査では、ネジを締める順序を変えてもストレス分布は変わらず、すべてのインプラント周囲にストレスが認められたと報告している。本実験においては、3 本のユニットのうち 1 本のスクリューを締めると他のユニットにはギャップがみられ、モーメントアーム効果も認められたが、3 本のスクリューをほぼ均等に少しずつ締めていくといずれの方法で作製した上部構造体もアバットメントとの間のギャップが消失し、見かけ上良好な適合を示した。ゴールドシリンダーとアバットメントとの間にある 50 μm の水平的遊びも有効に作用していると思われるが、ギャップの大きさと上述の文献の内容を考慮すると、かなりのストレスが生じているものと考えられる。とくに一端を締めたとき他端が大きく浮き上がるレーザー溶接法では、締める順序によってストレス分布に変化がみられないとは考えがたく、ストレスを最小限に抑えるためには、中央部をまず軽く締め、両端のバランスをとりながら全体的に締めていくべきであろう。

上部構造体であるゴールドシリンダーをアバットメントに装着する際に、ゴールドスクリューに加わる張力(前荷重)によってシリンダーは固定されるが、Smedberg ら (1996)³⁶⁾ によると、ミスフィットにより模型上で生じるアバットメントへの前荷重の変化が口腔内では認められず、その可能性として骨の弾性の関与を報告している。また、Tan ら (1993)¹⁶⁾ は、“Acceptable fit” または “Passive fit” の場合の前荷重の大きさは決定しがたく、“Acceptable fit” の定義づけはむずかしいと述べている。さらにその定義をめぐっては、Jemt (1991)⁸⁾ は、“Passive fit” とは長期にわたり何の臨床的障害を起こさないものであり、150 μm 以下のミスフィットは “Acceptable fit” であると述べている。しかしながら、いずれにおいてもいまだ科学的根拠に基づく量的な適合のガイドラインはなく、“Acceptable fit” の定義づけはない¹⁸⁾。

このように、上部構造体のミスフィットがアバットメントさらにインプラントフィクスチャーに対してストレスを生み出すのであるが、生体の個々の許容範囲も加わ

り、どのくらいのミスフィットまでが許容できるかという点においては結論しがたいと文献には述べられている^{5, 9, 18, 19)}。許容量は明確ではないにしても、ミスフィットが原因でゴールドスクリューの緩みや破折、インプラントあるいは辺縁骨の喪失などが生じ、インプラント再埋入や上部構造体の再製が必要になれば、時間的にも経済的にも大きな損失につながっていくことを認識しておかなければならない。臨床的に適合のよいインプラント上部構造体でもかなりの前荷重を生み出すことが報告されており³⁷⁾、その精度を高めていくことによって前荷重および機能時の荷重をできるかぎり小さく保ち、種々の障害を回避していく必要がある。

インプラント治療の計画にあたり、手術を担当する口腔外科医と最終補綴物を想定し、「後戻り治療」¹⁵⁾ の概念に基づいてインプラントの長さ、埋入本数および角度などを計画し実行する。個々の患者が許容範囲をもっているとはいえ、骨質のよくない部位ではミスフィットが生み出す大きな前荷重は骨結合喪失の寄与因子となる可能性が大きい⁹⁾、長期的に良好な経過を期待するには、適合精度の高いインプラント上部構造体の作製・装着を心がけなければならない。

結 論

インプラント上部構造体とアバットメントとの間に不適合があると生体組織およびインプラント体に種々の障害が生じる可能性がある、いわゆる passive fit が推奨されている。本研究ではインプラント上部構造体としてゴールドシリンダーにセラモメタルを鋳接した 3 連結冠を 4 種類の方法で作製し、アバットメントへの適合精度の比較を行った。作製方法には、ワンピースキャスト、仮着後ろう付、埋没ろう付、およびレーザー溶接を採用した。作製した連結冠をアバットメントに試適し、ワンスクリューテストによりアバットメントとシリンダーとの垂直的ギャップを測定した。測定は陶材焼成前と焼成後について行い、つぎのような結果が得られた。

1. ワンピースキャストした連結冠には弧状変形がみられ、中央部のスクリューを締めると両端部に浮き上がりが認められた。また、一端を締めると他端のギャップが大きくなるというモーメントアーム効果を示した。

2. 仮着後ろう付すると大きな弧状変形はなく、ワンピースキャストの場合より良好な適合を示す傾向にあった。また、バラツキが少なく、比較的安定した結果が得られた。

3. 埋没ろう付は仮着後ろう付と同様な傾向を示し

た。

4. レーザー溶接すると弧状変形と頬舌的なねじれを生じ、大きなギャップがみられた。

5. 以上の陶材焼成前の適合度を作製方法間で比較すると、ギャップはろう付法で最も小さく、レーザー溶接法で最も大きくなる傾向にあった。

6. 陶材焼成によりワンピースキャスト連結冠は弧状変形がもとにもどる方向へと変形し、適合性は改善される傾向を示した。

7. ろう付グループでは陶材焼成後、ろう付部が引かれる方向に変形し、ギャップは大きくなった。その結果、最終的な適合度はワンピースキャスト法の場合と同程度となり、中央部を締めたときの両端のギャップは10 μ m前後、一端を締めたときの他端のギャップは20 μ m前後であった。

8. レーザー溶接法においては、陶材焼成によって変形がさらに大きくなって浮き上がりは増大し、中央部を締めたときの両端のギャップは20 μ m程度であったが、一端を締めたときの他端のギャップは70 μ mにも達した。

稿を終えるにあたり、始終懇篤なるご指導とご校閲を賜った九州歯科大学歯科理工学講座小園凱夫教授に深甚なる謝意を表すとともに、歯科補綴学第2講座内田康也教授ならびに歯科保存学第1講座寺下正道教授に深く感謝いたします。また、本研究の遂行にあたりご協力、ご援助をいただきました歯科理工学講座の皆様には厚くお礼申し上げます。さらに、インプラント上部構造体作製にあたりブローネマルクインプラント材料をご提供いただきました(株)ノーベルバイオケアジャパン Dr. Ulf Nilsson、鑄造・ろう付・レーザー溶接に関し、ご助言、ご尽力をいただきましたACEデンタル中村正行氏ならびにカロスジャパン増田長次郎氏に衷心より謝意を表します。

参考文献

- 1) Henry, P. J., Tolman, D. E. and Bolender C.: The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: Three-year results of a prospective. Multicenter study. Quintessence Int. 24: 123-129, 1993.
- 2) Lekholm, U., Steenberghe, D., Hermann, I., Bolender, C., Folmer, T., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Laney, W. R. and Linden, U.: Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws.

A prospective 5-year multicenter study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 9: 627-635, 1994.

- 3) Gunne, J., Jemt, T. and Linden, B.: Implant treatment in partially edentulous patients: A report on prostheses after 3 years. Int. J. Prosthodont. 7: 143-148, 1994.
- 4) Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Branemark, P. I. and Jemt, T.: A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 4: 347-359, 1990.
- 5) Jemt, T. and Lekholm, U.: Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superfractures. A pilot study in rabbits. Clin. Oral Implant Res. 9: 272-280, 1998.
- 6) Friberg, B., Jemt, T. and Lekholm, U.: Early failures in 4641 consecutively placed Branemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 6: 142-146, 1991.
- 7) Rangert, B., Krogh, P. H. J., Langer, B., and Rockel, N.: Bending overload and implant fracture. A retrospective clinical analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 10: 326-334, 1995.
- 8) Jemt, T.: Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check up. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 6: 270-276, 1991.
- 9) Kallus, T. and Bessing, C.: Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implant after 5 years. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 9: 169-178, 1994.
- 10) Carr, A. B., Gerard, D. A. and Larsen, P. E.: The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different level of fit. J. Prosthet. Dent. 76: 500-509, 1996.
- 11) Jemt, T. and Book, K.: Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 11: 620-625, 1996.
- 12) Waskewicz, G. A., Ostrowski, J. S. and Parks, V. J.: Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 9: 405-411, 1994.
- 13) Millington, N. D. and Leung, T.: In accurate fit of implant superstructures. Part 1. Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int. J. Prosthodont. 8: 511-516, 1995.
- 14) Rangert, B., Gunne, J. and Sullivan, D. Y.: Mechanical aspects of Branemark implants connected natural tooth; An in vitro study. Int. J. Oral Maxillofac.

- Implants 6: 177-186, 1991.
- 15) Sullivan, R.: The wisdom of working backwards. *Norbelpharma News* 8: 4, 1994.
 - 16) Tan, K. B., Rubenstein, J. E., Nicholls, J. I. and Yuodelis, R. A.: Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant retained prostheses. *Int. J. Prosthodont.* 6: 346-363, 1993.
 - 17) Kan, J. Y. K., Rungcharassaeng, K., Bohsalik, K., Goodacre, C. J. and Lang, B.: Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J. Prosthet. Dent.* 81: 7-13, 1999.
 - 18) Jemt, T.: Three dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J. Oral Rehabil.* 22: 557-564, 1995.
 - 19) Jemt, T.: In vivo measurements of precision of fit involving implant supported prostheses in the edentulous jaw. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 11: 151-158, 1996.
 - 20) White, G. E.: *Osseointegrated dental technology*. Chicago Quintessence, Chicago: 1993, 127-129.
 - 21) Jemt, T.: How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? (Current Issues Forum). *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 9: 469-474, 1994.
 - 22) May, K. B., Edge, M. J., Lang, B. R. and Wang, R. F.: The periotest method: Implant supported framework precision of fit evaluation. *J. Prosthodont.* 5: 206-213, 1996.
 - 23) May, K. B., Edge, M. J., Russell, M. M., Razzoog, M. E. and Lang, B. R.: The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J. Prosthet. Dent.* 77: 497-502, 1997.
 - 24) Jemt, T., Rubenstein, J. E., Carlsson, L. and Lang, B. R.: Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J. Prosthet. Dent.* 75: 314-325, 1996.
 - 25) Fusayama, T., Wakumoto, S. and Hosoda, H.: Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. *J. Prosthet. Dent.* 14: 334-342, 1964.
 - 26) Ziebert, G. J., Hurtado, A., Glapa, C. and Schiffleger, B. E.: Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *J. Prosthet. Dent.* 55: 312-317, 1986.
 - 27) Huling, J. S. and Clark, R. E.: Comparative distortion in three unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J. Dent. Res.* 56: 128-134, 1997.
 - 28) Carr, A. B. and Stewart, R. B.: Full-arch implant framework casting accuracy. Preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J. Prosthodont.* 2: 2-8, 1993.
 - 29) Riedy, S. J., Lang, B. R. and Lang, B. E.: Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J. Prosthet. Dent.* 78: 596-604, 1997.
 - 30) Jemt, T.: Three-dimensional distortion of gold alloy casting and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J. Oral Rehabil.* 22: 557-564, 1995.
 - 31) Ness, E. M., Nicholls, J. I., Rubenstein, J. E. and Smith, D. E.: Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int. J. Prosthodont.* 5: 542-549, 1992.
 - 32) 岡 圭一郎: 陶材焼付連結冠の適合性の変化に関する研究. *九州歯会誌* 46: 782-793, 1992.
 - 33) Personal communication. カロスジャパン 増田長次郎.
 - 34) 柿本和俊: 歯科材料のレーザ溶接に関する研究. *大阪大学溶接工学研究所共同研究報告* 1993年度版: 32-33, 1993.
 - 35) Moffa, J. D., Lugassy, A. A., Guckes, A. D. and Gettleman, L.: An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part 1. Physical properties. *J. Prosthet. Dent.* 30: 424-431, 1973.
 - 36) Smedberg, J. I., Nilner, K., Rangert, B., Svensson S. A. and Glantz P. O.: On the influence of superstructure connection on implant pre-load. A methodological and clinical study. *Clin. Oral Impl. Res.* 7: 55-63, 1996.
 - 37) Jemt, T., Carlsson, L., Bass, A. and Jorneus, L.: In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses.: A comparative pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 6: 413-417, 1991.