原 著 論 文

インプラント作業模型の寸法精度

—ITI インプラントについて—

樋口 大輔

The Accuracy of Working Casts for ITI Implants

Daisuke Higuchi

Abstract : The purpose of this study was to investigate and compare the accuracy of working casts made from two methods (transfer-pin type and stone type). In addition, the cause of distortion of working casts was examined, impressions were made from an implanted metallic model of a simplified mandibular dentition, and working casts were measured using the three-dimensional measuring microscope.

The results were as follows :

1. The distortion of reference points, other than in the implanted area, for both the transfer-pin type and the stone type casts had a similar tendency.
2. In the implanted area, the reference points on the occlusal screw had a different tendency with relation to the amount of distortion and direction, the height and inclination of the abutments had different tendencies, and the stone type casts were more accurate than the transfer-pin type casts.
3. The existence of impression spacers and transfer-pins and the error of operation must be considered as probable causes of the differences of accuracy of the two types of casts.
4. The working casts made from the new method (using an implant head) were as accurate as the stone type casts.

Key words : ITI implants, accuracy of working casts, cause of distortion, three-dimensional measurement

I. 緒 言

現在、歯科インプラントによる治療は欠損補綴に対する一選択肢として一般に認識されている¹⁻⁶⁾。その中でも、Schroeder ら⁷⁾によって1974年に考案され、1976年に発表されたITIインプラントは、その後改良が加えられ^{8,9)}良好な予後を示すとともに、日本国内において最も多く使用されている信頼性の高いシステムである¹⁰⁻¹⁴⁾。しかしその一方で、歯科インプラントの偶発症としてオッセオインテグレーションの喪失やインプラント周囲炎、フィクス

チャーやスクリューの破折などが報告されている^{1,14-17)}。Adell ら¹⁵⁾は歯科インプラントにおける15年間の予後を検討した結果、インプラントフィクスチャー破折の最大の原因として上部構造と支台との間の不適合を挙げ、また、Brånemark ら¹⁾、Assif¹⁶⁾、Schilli ら¹⁷⁾もオッセオインテグレーションの喪失、スクリューやインプラントフィクスチャー破折の原因として不適合な上部構造を挙げている。

上部構造が不適合となる要因として、上部構造を製作する作業模型が口腔内の状態を正確に再現していないことが考えられる。そのため、Brånemark およびIMZ Implant Systemでは現在メーカーが推奨している作業模型の寸法精度を検討した報告や、その寸法精度に満足せず新たな作業模型製作法の必要性を示唆し、その開発を行った報告も少なくない^{2,16,18-24)}。

近年、測定機器の発達により、模型の寸法精度は三次元

昭和大学歯学部第一歯科補綴学教室（指導：川和忠治教授）
The First Department of Prosthodontics, School of Dentistry,
Showa University (Director: Prof. Tadaharu Kawawa)
平成8年2月1日受付

的にとらえ検討されるようになった。当教室の福永²⁵⁾、石田²⁶⁾、篠田²⁷⁾は金属製全顎歯列原型から歯列模型を製作、非接触式三次元測定機を用いてその寸法精度を検討し、天然歯列における作業模型の寸法精度について解明してきた。一方、ITI インプラント作業模型に関しては、天然歯列の場合とは異なる製作過程が存在し、その寸法精度については不明な点がある。作業模型の寸法精度を明らかにすることは適合の良いインプラント上部構造を製作するためにきわめて重要である。

本研究では、現在用いられている ITI インプラント作業模型の寸法精度と、天然歯列と同様の方法により製作されるインプラント作業模型の寸法精度を比較検討し、製作過程に含まれる因子と寸法精度の関係を明らかにすることを目的として検討を行った。

II. 研究方法

1. 実験器具および装置

1) 金属原型

従来当教室で用いている金属製全顎歯列原型²⁵⁻²⁷⁾は天然歯列を単純化した形態で、歯列部が SUS 303 ステンレス製、台座部は炭素鋼製である。歯冠部には歯頸側 1/3 以下に 1 mm のアンダーカットが付与しており、歯列弓外同一基準座標により金属原型と作業模型が測定可能となるように、また台座には 3 本のトレー誘導棒があり、トレーが一定位置に挿入できるように設計されている。

本研究ではこの金属製全顎歯列原型にインプラントを植立するための変更を加え、歯槽部の厚みを 5 mm 高く設定して 20 mm とし、この変更に伴いトレー誘導棒も 5 mm 高さを増した。また、下顎右側第二小臼歯、第一および第二大臼歯欠損とし、ITI インプラント (8 mm 充実スクリュー 2 パート インプラント, 042.241, Institut Straumann) を 2 本、下顎右側第二小臼歯および第二大臼歯近心部 (以後 I_1 , I_2 とする) に植立した。このインプラントに 6° ヘッド (クラウンブリッジ用, 048.417, Institut Straumann) を取り付け金属原型とした (図 1)。

図 2 に示すように、金属原型の右側中切歯、左右犬歯切縁、および小臼歯、大臼歯頬舌側咬合面部に標点を印記した。また、オクルーザルスクリュー (4 mm, 048.305, Institut Straumann) の上面中央部に標点を印記し、これをインプラントヘッドに取り付けインプラント支台の咬合面部標点 (P_1 , P_2) とした。インプラントショルダer部の近心頬側、近心舌側および遠心の 3 部位には等間隔に標点を印記し、ショルダer部標点とした。また、台座上には 3 つの基準座標設定用標点 (A, B, C) を設定した (図 3)。これらの標点はすべて硬度測定用ビッカース針を用いて 15 kg 荷重により印記した^{25,26)}。

図 1 Metallic reference model (Divided into three parts)
A : Dentition, B : Base with vertical rods and stops, C : Plate for fixing the stone cast
金属原型

図 2 Schematic representation of measuring points and standard points (A, B, C)
 P_1 , P_2 : occlusal points of implants, I_1 , I_2 : implants
計測用標点および基準座標設定用標点 (A, B, C)

図 3 Schematic representation of standard points (A, B, C) and standard axes (X' , Y' , Z')
基準座標設定用標点 (A, B, C) および基準座標軸 (X' , Y' , Z')

2) トレー

印象採得に使用したトレーは厚さ 2~3 mm, 約 3 mm 間隔に直径 3 mm の円形保持孔を付与し、歯冠部のみを被覆する真鍮製の個人トレーである^{26,27)}。トレーは変形防止

図 4 Custom tray fixed to the reference model
原型に固定した個人トレー

図 6 Implant dies (stone type)
インプラント歯型 (石膏型)

図 5 Implant dies (transfer-pin type)
インプラント歯型 (トランスファーピン型)

のため厚さ 10 mm のアルミ製フレームに連結され、台座上の誘導棒に対する誘導孔が設けられている。また、誘導棒のストッパーにより印象材の厚みは 3 mm に規定されるように設計されている (図 4)。

2. 材料および方法

1) 材料

印象材には付加型シリコーン・ラバー印象材のプレジデント・レギュラー (Coltène 社製, LOT No. DF 967) を、模型材には超硬石膏のニューフジロック (ジーシー社製, LOT No. 240841) を使用した。

2) 作業模型の種類

(1) メーカーの指示に従い、印象スパーサー (048.104, Institut Straumann) とトランスファーピン (048.118, Institut Straumann) を用いた作業模型で、インプラント歯型の先端部分がトランスファーピンの金属で再現される (以後、トランスファーピン型とする, 図 5)。

(2) 天然歯を支台歯とした場合と同様の方法により製作した作業模型で、インプラント歯型はすべて石膏で再現される (以後、石膏型とする, 図 6)。

3) 作業模型製作法

(1) 印象採得

トランスファーピン型では、金属原型上のインプラントヘッドに印象スパーサーを取り付け、印象採得を行った。

石膏型については金属原型上のインプラントヘッドに、標点を印記したオクルーザルスクリーを取り付けた状態で印象採得を行った。

印象材は上皿電子天秤により計量後、重量比に換算し、45 秒間スパチュラで練和後、金属原型各標点に手指で塗り付け、その上からトレーに盛った印象材をトレー誘導棒にそって所定の位置まで圧接した。印象材の撤去は練和開始 15 分後^{28,29)}、万能引張圧縮試験機 (ミネベア社製 TCM 100 型) を用いて、咬合面に垂直方向にクロスヘッドスピード 200 mm/min で行った^{26,27)}。

(2) 模型材注入

トランスファーピン型では金属原型のインプラントヘッド上に残る印象スパーサーを取り外し、トランスファーピンと連結後、印象に挿入適合させた。印象撤去後 10 分以内に模型材 (ニューフジロック) をメーカー指示の混水比 W/P=0.2 で 15 秒間手練和した後、30 秒間真空練和し、印象の歯冠部および歯槽部のみに注入した²⁵⁾。石膏型では印象撤去後、そのままの状態に模型材を注入した。いずれの作業模型も等間隔に設けた 5 本のネジと模型固定板を介し台座部に連結固定されており、相対湿度 100% の容器中に 1 時間放置後、印象から撤去し、測定まで 24 時間室温中で保存した³⁰⁾。

トランスファーピン型の作業模型では、I₁, I₂ それぞれのインプラントに対して、常に同じ組合せの印象スパーサーおよびトランスファーピンを用いた。

トランスファーピン型、石膏型いずれも 5 個ずつ、計 10 個の作業模型を製作した。以上の作業模型の製作は室温 23±2°C、相対湿度 (50±10) % の条件下で行った。

4) 測定方法

金属原型、作業模型の測定には非接触式三次元座標測定

図 7 The reference points on the implants

P_1, P_2 : occlusal points, Q_1, Q_2 : center of mass of shoulder

インプラント部標点

機（ニコン社製工場顕微鏡 20 型の改良型）²⁵⁻²⁷⁾ を用い、各標点を 3 回測定した平均値を各試料ごとの測定値とした。

5) 分析項目

三次元座標測定機による測定値はパーソナルコンピューター（SORD M 68/41 と PC 9801 RA）を介して、パーソナルコンピューター（Power Macintosh 7100/80 AV）へ転送し、作業模型の精度を検討するため以下の項目について検討した。

(1) 基準座標による作業模型の変形（図 3）

測定値に対し台座上の 3 点（A, B, C）で決定される基準座標へ座標変換を行い、金属原型標点に対する作業模型標点の変位を求めた。すなわち、基準座標上の $X'Y'$ 平面に投影したものを水平面投影における変位として、また $Y'Z'$ 平面に投影したものを矢状面投影における変位として検討した。また、各標点の変位量についても検討を加えた。

(2) インプラント部の相対的な変形（図 7）

a. 歯型高さ

インプラント支台の咬合面部標点 P とショルダー部標点の重心 Q 間の距離を歯型高さとして、各標点の座標値から計算で求めた。また、原型上のインプラントヘッドと作業模型上のトランスファーピンへのオクルーザルスクリューの戻りの違いに起因する誤差により、作業模型の歯型高さに対して I_1 では $-20 \mu\text{m}$ 、 I_2 では $-30 \mu\text{m}$ の補正を行った。

b. 歯型間距離

インプラント支台の咬合面部標点 P_1 と P_2 間の距離を咬合面間距離、ショルダー部標点の重心 Q_1 と Q_2 間の距離をショルダー重心間距離として、各標点の座標値から計算で求めた。

(3) 歯型長軸の傾き

点 P と Q とを結ぶ直線を歯型長軸として、各標点の座標値から計算で求め検討した。

6) 統計処理

各標点の変位量、歯型高さ、歯型間距離、傾きの変化に

ついては、部位ごとに模型製法による平均値の差の検定（T 検定）を行った。

III. 結 果

1. 基準座標による作業模型の変形（図 8, 9）

1) インプラント部を除く歯列部標点

水平面投影における標点は、トランスファーピン型、石膏型いずれの作業模型においても同様な変位傾向を示し、右側中切歯標点はほぼ前方へ、犬歯、小臼歯標点は前外方へ、第一大臼歯ではほぼ同位置か前外方へ、第二大臼歯ではほぼ同位置か後外方へ変位した。すなわち、第一大臼歯付近を中心に前方歯の標点は前方へ、第二大臼歯の標点は後方へ向かって変位する傾向が認められ、その結果、作業模型は前後左右に広がる方向に変形した。

矢状面投影における標点は、いずれの作業模型においても同様な変位傾向を示し、第一大臼歯付近を中心に前方歯の標点は前上方へ、第二大臼歯の標点は後上方へ向かって変位した。

水平面と矢状面とを合わせた三次元的な標点の移動をみると、前歯部の変位量はトランスファーピン型で平均 $38 \mu\text{m}$ 、石膏型で平均 $39 \mu\text{m}$ 、臼歯部の変位量はいずれの作業模型も平均 $27 \mu\text{m}$ であり、前歯部が臼歯部よりも大きな変位量を示した。また、インプラント部を除く歯列部標点の変位量については、模型製法による有意差は認められなかった。

2) インプラント咬合面部標点

トランスファーピン型の P_1 で後外方へ平均 $68 \pm 15 \mu\text{m}$ 、 P_2 で後内方へ平均 $57 \pm 14 \mu\text{m}$ 変位し、石膏型の P_1 で前外方へ平均 $25 \pm 7 \mu\text{m}$ 、 P_2 で外方へ平均 $24 \pm 7 \mu\text{m}$ 変位した。

P_1, P_2 の変位量は模型製法について危険率 5% で有意差が認められた。

3) インプラントショルダー部標点

トランスファーピン型の I_1 前外方へ平均 $14 \sim 16 \mu\text{m}$ 、 I_2 で後外方へ平均 $16 \sim 17 \mu\text{m}$ 変位し、咬合面部標点とは異なる変位傾向を示した。石膏型の I_1 で前外方へ平均 $21 \sim 26 \mu\text{m}$ 、 I_2 で外方へ平均 $19 \sim 21 \mu\text{m}$ 変位し、咬合面部標点と類似した変位傾向を示した。

変位方向はトランスファーピン型、石膏型いずれも類似した傾向を示した。変位量は I_1 における 1 つの標点で石膏型で大きくなったが、その他の標点について模型製法による有意差は認められなかった。

2. インプラント部の相対的な変形

1) 歯型高さ（図 10）

歯型高さの変化量は、トランスファーピン型の I_1 で平均 $34 \pm 10 \mu\text{m}$ 、 I_2 で平均 $11 \pm 4 \mu\text{m}$ と原型に比較して大き

図 8 Distortion of stone cast in horizontal and sagittal planes (Transfer-pin type)
水平面および矢状面投影における作業模型の変形 (トランスファーピン型)

図 9 Distortion of stone cast in horizontal and sagittal planes (Stone type)
水平面および矢状面投影における作業模型の変形 (石膏型)

くなった。一方、石膏型は I_1 で平均 $4 \pm 3 \mu\text{m}$, I_2 で平均 $3 \pm 4 \mu\text{m}$ と変化はほとんど認められなかった。

歯型高さは模型製作法によって I_1 で危険率 1%, I_2 で危険率 5% でそれぞれ有意差が認められた。

2) 歯型間距離 (図 11)

歯型間距離の変化量は、トランスファーピン型の咬合面

図 10 Dimensional change in heights of the dies
歯型高さの変化量
(** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$)

図 11 Dimensional change in distances of the dies
歯型間距離の変化量

間で平均 $6 \pm 8 \mu\text{m}$, 重心間で平均 $10 \pm 4 \mu\text{m}$, 石膏型の咬合面間で平均 $7 \pm 4 \mu\text{m}$, 重心間で平均 $10 \pm 2 \mu\text{m}$ であった。

歯型間距離について、模型製作法による有意差は認められなかった。

3. 歯型長軸の傾き (図 12)

咬合面部標点とショルダ一部重心とを結ぶ歯型長軸の傾きは、トランスファーピン型においては I_1 で遠心へ平均 $0.3 \pm 0.1^\circ$ ($5 \times 10^{-3} \pm 2 \times 10^{-3} \text{ rad}$), I_2 では遠心舌側へ平均 $0.4 \pm 0.04^\circ$ ($7 \times 10^{-3} \pm 7 \times 10^{-4} \text{ rad}$) 傾く傾向を示したが、石膏型においてはほとんど変化は認められなかった。

I_1 , I_2 の歯型長軸の傾きは模型製作法について危険率 1% で有意差が認められた。

図 12 Inclination change in long axes of the implant dies
歯型長軸における傾きの変化量
(** : $p < 0.01$)

IV. 考 察

現在、歯科インプラントによる治療は欠損補綴に対する一選択肢として一般に認識されている¹⁻⁶⁾。しかし、その偶発症^{1,14-17)}の原因として、不適な上部構造が挙げられている^{1,15-17)}ことから、上部構造を製作するインプラント作業模型が口腔内の状態を正確に再現していないことが考えられる。

インプラント作業模型の寸法精度を明らかにした報告はこれまでにいくつか認められるが^{2,16,18-24)}、作業模型における変形の原因について明言したものは少ない。その中でも Spector¹⁹⁾は Brånemark Implant System における作業模型の寸法精度を検討した結果、口腔内の状態を正確に再現する作業模型の製作法を検討することが必要であるとし、また印象コーピングの印象への戻りが作業模型の寸法精度に影響することを示した。また、片桐²⁾は印象コーピングとレプリカとの連結が作業模型の寸法精度に影響することを示唆した。ITI インプラント作業模型の製作過程においても Brånemark Implant System と同様なパーツとして、印象スパーサーやトランスファーピンを用いることから、これらが作業模型の寸法精度に影響を与えていることが考えられる。しかし、ITI インプラント作業模型の寸法精度について検討した報告はなく、その寸法精度については不明な点がある。

これまでにインプラント作業模型の寸法精度について検討した研究は、そのほとんどが模型上の標点間距離や模型外の標点からの距離を一次元的に測定したものであり^{18-20,22,23)}、個々の歯型について三次元的に検討したものはない。片桐²⁾はインプラント上部構造の適合に影響を与えると考えられる歯型間高さ、歯型間距離および歯型間傾きについて検討を行っているが、個々の歯型の変位、変

形については明らかではない。

当教室の福永²⁵⁾、石田²⁶⁾、篠田²⁷⁾が用いた三次元座標測定システムでは、原型歯列上の標点と歯列弓外の基準座標により、原型から作業模型に移行した標点の移動量を変形量としてとらえ、模型全体の寸法変化や個々の歯型高さ、歯型間距離および歯型長軸の傾きなど多角的に検討することが可能である。本研究では、現在用いられている ITI インプラント作業模型の寸法精度および、寸法精度に影響を及ぼす因子を明らかにする目的で、当教室の石田²⁶⁾の方法に準じ検討を行った。

1. 研究方法

1) 金属原型

従来の金属製全顎歯列原型²⁵⁻²⁷⁾の歯槽部の高さは、作業模型製作時に用いるトランスファーピンとほぼ同じ 15 mm である。メーカーの指示に従いトランスファーピンを用いて作業模型を製作する場合、この金属製全顎歯列原型の高さではトランスファーピンの下端が作業模型外に露出する可能性があるため、歯槽部の厚みを全体的に 5 mm 高く設定し 20 mm とした。また、この変更に伴いトレー誘導棒も 5 mm 高さを増した。

本研究においては下顎右側臼歯部の遊離端欠損、すなわち第二小臼歯、第一および第二大臼歯の 3 歯欠損として、金属原型に 2 本のインプラントを植立し、ブリッジ形態の上部構造を装着することを想定した。まず、インプラント植立位置を決定するため、下顎右側臼歯欠損部に上部構造の形態を想定したワックスパターンを固定した。次にワックスパターンの下顎右側第二小臼歯および第二大臼歯に相当する金属原型の歯槽部に、ITI インプラントを 2 本植立、パターンレジン (ジーシー社製) にて固定した³¹⁾。ITI インプラントシステムにはコーンシステムとオクタシステムがあるが、Liou ら³¹⁾が示唆するように、治療手技の容易さから臼歯部欠損に対してはコーンシステムが望ましいと考え、下顎右側臼歯部のインプラントにコーンタイプのクラウンブリッジ用ヘッドを取り付け、金属原型とした。

変更を加えた歯槽部は炭素鋼製 (熱膨張係数: $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) であり、従来の金属製全顎歯列原型と同様に十分な強度を有しており実験操作中の変形の恐れはなく、温度変化による膨張収縮は無視できる。インプラント部標点の座標値について、作業模型を製作する前とすべての作業模型を製作した後と比較した結果、座標値の差の最大値は、 $X=7 \mu\text{m}$ 、 $Y=6 \mu\text{m}$ 、 $Z=6 \mu\text{m}$ であった。これらは今回用いた三次元座標測定システムの測定誤差である $7 \mu\text{m}$ の範囲内であることから²⁵⁾、インプラント部における実験操作中の変形も無視できるものと考えられた。

2) トレー

今回、用いた金属製個人トレー^{26,27)}は厚さ 10 mm のア

ルミニウム製フレームに連結され、約 3 mm 間隔に直径 3 mm の円形保持孔を付与してある。

石田²⁶⁾は今回と同様の個人トレーと付加型シリコン・ラバー印象材を用いて印象採得を行った結果、その印象は原型の寸法をきわめて良好に再現し、その時の印象撤去力は平均 64 kg であったとしている。本実験における印象撤去力は平均 58 kg であり、やや小さな値を示した。これはインプラント植立に伴う歯列部のアンダーカットの減少によるものと考えられる。印象撤去力が減少したことから、印象の保持に対しては個人トレーに付与された保持孔のみで十分であり、また印象撤去に伴うトレーの変形の恐れはないことが示された。

3) 作業模型製作法

印象材および模型材としては、臨床的に使用頻度が高く、また、石田²⁶⁾の報告において原型に最も近い作業模型が得られた材料を選択し、付加型シリコン・ラバー印象材のプレジデント・レギュラーおよび超硬石膏のニューフジロックを用いた。

トランスファーピン型の作業模型は可撤式上部構造の製作が可能であり、その製作法はすべてメーカーの指示に従った。また、 I_1 、 I_2 のインプラントに対してそれぞれ同じ印象スパーサーとトランスファーピンの組合せを用いて作業模型を製作し、測定時には I_1 、 I_2 のインプラントヘッドまたはトランスファーピンにそれぞれ標点を印記したオクルーザルスクリューを取り付け咬合面部標点とした。オクルーザルスクリューの戻り方をインプラントヘッドとトランスファーピンとについて比較するため、Z 軸の座標値についてインプラントヘッド辺縁またはトランスファーピン辺縁と、取り付けたオクルーザルスクリュー上面の標点との差を検討した。その結果、 I_1 のトランスファーピンに対して $20\ \mu\text{m}$ 、 I_2 のトランスファーピンに対しては $30\ \mu\text{m}$ 、それぞれインプラントヘッドと比較して浮き上がりが認められた。そこで、新たに用意したトランスファーピン 10 本に対するオクルーザルスクリューの戻り方を検討したところ Z 軸の座標値の差は $-12\sim 89\ \mu\text{m}$ (平均 $33\ \mu\text{m}$) であり、戻り方にはばらつきが認められ、また今回使用したトランスファーピンはほぼ平均的なものであると考えられた。

以上のことより、歯型高さとした咬合面部標点とショルダー部標点の重心との距離に対して、組み合わせて用いたインプラントヘッドとトランスファーピンへのオクルーザルスクリューの戻り方の違いに起因する誤差、すなわち I_1 では $-20\ \mu\text{m}$ 、 I_2 では $-30\ \mu\text{m}$ それぞれ補正を行った。

石膏型の作業模型は ITI インプラントのマニュアルにはないが、セメント合着の上部構造を製作することが可能であり¹⁷⁾、その製作法は石田の方法と同様に行った²⁶⁾。ITI インプラント作業模型の寸法精度を検討するためには、天然歯を支台とする場合と同様の方法によって製作さ

れた石膏型の作業模型の寸法精度を知ることは必要であると思われる。

4) 三次元座標測定システム

(1) 測定装置

三次元座標測定機はニコン社製工場顕微鏡 20 型をもとに、支柱と鏡筒との間で連動するようにポジションスケールを設置、三次元測定用に改良してある。測定値はデジタル表示部 (Nikon MC-203) に表示されると同時に GP-IB アダプター (Nikon MCA-13) を介し、パーソナルコンピュータ (SORD M 68/41) に収集、保存が可能である。また、今回用いた三次元座標測定システムの全体の測定誤差は最大で $7\ \mu\text{m}$ である²⁵⁾。

今回用いた三次元座標測定システムでは、原型上の標点と歯列弓外の基準座標により、原型から作業模型に移行した標点の移動量を変形量としてとらえ、模型全体の寸法変化や個々の歯型の高さ、傾きおよび歯型間の距離の変化など多角的に検討することが可能となった。

(2) 読み取り精度

金属原型咬合面およびインプラントショルダー部に刻印した標点は作業模型上で明瞭に再現された。原型におけるこの標点の 3 回繰り返しによる読み取り精度は $X=2\ \mu\text{m}$ 、 $Y=2\ \mu\text{m}$ 、 $Z=4\ \mu\text{m}$ であった。また、作業模型における読み取り精度は、 $X=2\ \mu\text{m}$ 、 $Y=5\ \mu\text{m}$ 、 $Z=3\ \mu\text{m}$ であった。インプラント咬合面部標点としては、ビッカース針にて刻印したオクルーザルスクリュー上面の中心点を用いた。原型におけるこの標点の読み取り精度は、 $X=2\ \mu\text{m}$ 、 $Y=2\ \mu\text{m}$ 、 $Z=4\ \mu\text{m}$ であった。

(3) オクルーザルスクリューの着脱による誤差

標点を印記したオクルーザルスクリューを金属原型上のインプラントヘッドまたは作業模型上のトランスファーピンへ可及的に一定のトルクで取り付け、3 回の着脱による誤差を検討したところ、原型上のインプラントヘッドに対する誤差は、 $X=2\ \mu\text{m}$ 、 $Y=1\ \mu\text{m}$ 、 $Z=2\ \mu\text{m}$ 、作業模型上のトランスファーピンに対する誤差は、 $X=2\ \mu\text{m}$ 、 $Y=2\ \mu\text{m}$ 、 $Z=3\ \mu\text{m}$ であった。以上の標点の読み取りおよび取り外し精度は本研究を行う上で、十分な精度を有していると考えられた。

5) 分析項目

インプラントブリッジの適合性を左右する因子としては、天然歯のブリッジに対する因子^{32,33)}と同様に、歯型自身の膨縮変形と歯型間の位置的变化 (歯型間の距離および傾き) などが考えられる。歯型が収縮し原型よりも小さくなればブリッジだけでなく単独の上部構造の装着も不可能であり、不適合となる。逆に、歯型間の位置的变化との兼ね合いもあるが、歯型が原型よりも大きくなれば、ブリッジの装着は可能であり見かけ上の適合性は向上する。また、歯型間の位置的变化はインプラント支台への偏側的な接触を生じさせ、適合性を低下させるだけでなく、インプ

ラントフィクスチャーに対して側方力を生じさせる原因となりうる。このように、歯型自身の膨縮変形と歯型間の位置的变化などの因子がインプラントブリッジの適合性を決定していると考えられる。

そこで、これらインプラントブリッジの適合性を左右する因子として考えられる歯型の高さ、歯型長軸の傾き、歯型間の距離を検討項目とした。さらに、インプラント部標点の変位から個々の歯型の変形を多角的にとらえるため、また、インプラント部の形態が他の歯列部の変形に影響を及ぼす可能性があることから基準座標による作業模型の変形を分析項目に加えた。

なお、歯型の幅径もブリッジの適合性を左右する因子として考えられることから、歯頸部および咬合面部における幅径の変化を万能投影機により測定した。その結果、歯型の幅径における寸法変化はわずかで原型の状態を再現していることが示された。以上のことから得られた作業模型の寸法精度を検討する上で、歯型の幅径については無視できると考え分析項目から除外した。

2. 作業模型の寸法精度

1) 基準座標による作業模型の変形

インプラント部を除く歯列部標点は、トランスファーピン型、石膏型いずれも同様な変位傾向を示した。すなわち、作業模型は歯列弓が原型より水平的に拡大し、また、垂直的にも高くなる傾向を示し、前後左右に広がる方向に変形した。これは当教室の福永²⁵⁾、石田²⁶⁾、篠田²⁷⁾らの報告と類似した傾向であり、インプラントを植立した形態は他の歯列部標点の変位傾向には影響しないことが示された。このことは欠損部形態が他の歯列部標点の変位傾向に影響しないとした四方田³⁰⁾の報告と一致した。

インプラント部を除く各標点の変位量はトランスファーピン型、石膏型いずれも平均 $29\mu\text{m}$ であり、同様の印象材および模型材を用いた石田²⁶⁾における平均 $14\mu\text{m}$ と比較し約 2 倍の値を示した。製作した作業模型の重量を測定したところ、トランスファーピン型で平均 54g 、石膏型で平均 56g であった。これを石田が製作した作業模型の平均 35g と比較すると約 1.5 倍に相当し、金属原型における歯槽部の高さを 5mm 高くしたことによる石膏量の増加が変位量を大きくした要因として考えられた。

インプラント咬合面部標点は作業模型製法により変位方向、変位量ともに異なる傾向を示し、トランスファーピンや印象スぺーサーの影響が考えられた。インプラントショルダー部標点は、いずれの作業模型についても同様な変位傾向を示したことから、ショルダー部の変形に対してトランスファーピンや印象スぺーサーの影響はないものと考えられる。

2) インプラント部の相対的な変形

(1) 歯型高さ

歯型高さの変化量は作業模型製法によって異なり、トランスファーピン型は石膏型よりも大きくなった。このことから、トランスファーピン型においては模型材の硬化膨張以外に歯型高さの変化量に影響を与える因子が存在していることが示唆された。

本研究で用いた金属原型の歯型高さを測定したところ、その高さは約 5mm であった。模型材として用いたニューフジロックの硬化膨張率が 0.08% であることから、模型材の硬化膨張による歯型高さの変化量は計算上では $4\mu\text{m}$ と考えられる。石膏型における歯型高さの変化量は I_1 で平均 $4\mu\text{m}$ 、 I_2 では平均 $3\mu\text{m}$ であり、この数値とほぼ一致したことから、模型材の硬化膨張が歯型高さに影響を与えていることが考えられる。

一方、トランスファーピン型における歯型高さの変化量は I_1 で平均 $34\mu\text{m}$ 、 I_2 では平均 $11\mu\text{m}$ であった。このことから、模型材の硬化膨張以外の因子がトランスファーピン型における歯型高さの変化に影響を与えていることが示唆される。すなわち、歯型高さの変化量が大きくなった原因としては、石膏の膨張によりトランスファーピンが歯軸方向に変位することや、インプラントヘッドとトランスファーピンに対する印象スぺーサーの戻り方が異なることが考えられる。

(2) 歯型間距離

歯型間距離はいずれの作業模型についても同様な変化を示し作業模型製法の違いによる影響は認められなかった。

本研究で用いた金属原型の歯型間距離を測定したところ、咬合面間および重心間距離ともに約 14mm であった。模型材として用いたニューフジロックの硬化膨張率が 0.08% であることから、模型材の硬化膨張による歯型間距離の変化量は計算上では $11\mu\text{m}$ と考えられる。今回製作した作業模型の歯型間距離はこの数値とほぼ一致したことから、歯型間距離の変化は模型材の硬化膨張が原因と考えられる。

(3) 歯型長軸の傾き

歯型長軸の傾きは作業模型製法により異なり、トランスファーピン型の I_1 で遠心へ I_2 で遠心舌側へ傾く傾向を示し、石膏型ではほとんど変化が認められなかった。これは、インプラント咬合面部標点の変位傾向が作業模型製法により異なったためであり、トランスファーピンおよび印象スぺーサーの存在や、これらの連結や印象への戻りなど操作上の誤差が歯型長軸の傾きに影響を与え、トランスファーピン型における歯型長軸の傾きを大きくしていると考えられる。

以上をまとめると、インプラント部以外の歯列部標点は、トランスファーピン型、石膏型ともに同様な変位傾向

を示した。しかし、インプラント咬合面部標点は変位方向、変位量ともに異なる傾向を示し、さらに、インプラント歯型の高さおよび歯型長軸の傾きが異なり、トランスファーピン型に比べ石膏型のインプラント歯型の寸法精度が良好であったといえる。

3. トランスファーピン型における作業模型の寸法精度に影響を与える因子

石田²⁰⁾は作業模型の変形は主として石膏の硬化膨張によって生じ、また、周囲の抑制(印象材、トレー)によって左右されるとしている。石膏型の作業模型の製作法は通常のブリッジを製作する場合と比較して特に相違なく¹⁷⁾、その変形は主として石膏の硬化膨張によって生じていると考えられる。一方、トランスファーピン型の作業模型では印象スぺーサーやトランスファーピンを用いて製作するため、その変形には石膏の硬化膨張、印象材やトレーなどの因子だけでなく、印象スぺーサーやトランスファーピンの存在および操作上の誤差による影響が考えられる。そこで、これら作業模型の寸法精度に影響を与えると考えられる因子について検討を行った。

1) トランスファーピンの存在

トランスファーピンの存在がインプラント作業模型の寸法精度に及ぼす影響は大きいと考え、まずこの点について検討を行った。トランスファーピン型の作業模型においては、印象スぺーサーは口腔内のインプラントヘッドとトランスファーピンとに連結される。すなわち、トランスファーピンと同様に、インプラントヘッドと印象スぺーサーとの連結が可能であることに着目し、トランスファーピンの代わりにインプラントヘッドを用いて作業模型を製作(以後、ヘッド型とする)、その寸法精度からトランスファーピンの存在による影響を検討した。

その製作法は、トランスファーピン型とほぼ同様である。まず、原型上のインプラントヘッドに印象スぺーサーを取り付け印象採得を行った。印象撤去後、原型上に残された印象スぺーサーをはずし新たに用意したインプラントヘッドと連結、一体になったユニットを印象の中に挿入適合させ、石膏を注入した。ヘッド型として得られた作業模型では、インプラント歯型の軸面部がインプラントヘッドの金属で、ショルダー部分が石膏で再現されることになる。

ヘッド型作業模型の寸法精度について、トランスファーピン型および石膏型と同様の方法で検討した結果、咬合面部標点の変位量は P_1 で平均 $27 \pm 3 \mu\text{m}$ 、 P_2 で平均 $25 \pm 7 \mu\text{m}$ であった。また、歯型高さ I_1 で平均 $9 \pm 8 \mu\text{m}$ 、 I_2 で平均 $7 \pm 5 \mu\text{m}$ 、咬合面間距離は平均 $10 \pm 5 \mu\text{m}$ 金属原型より大きくなった。これら咬合面部標点の変位量、歯型高さおよび咬合面間距離の変化量について、トランスファーピン型および石膏型との間に有意差は認められなかった。イ

ンプラント歯型長軸の傾きの変化量は I_1 で平均 $0.09 \pm 0.02^\circ (2 \times 10^{-3} \pm 3 \times 10^{-4} \text{ rad})$ 、 I_2 で平均 $0.10 \pm 0.01^\circ (2 \times 10^{-3} \pm 2 \times 10^{-4} \text{ rad})$ であった。 I_1 で石膏型との間に有意差は認められず、 I_2 では石膏型よりも大きくなったが、いずれもトランスファーピン型より変化量は小さかった。また、重心点間距離の変化量は平均 $16 \pm 2 \mu\text{m}$ であり、トランスファーピン型および石膏型よりも大きな変化量を示したが、これらの平均変化量 $10 \mu\text{m}$ と比較してその差はわずか $6 \mu\text{m}$ であった。

以上のことからヘッド型の作業模型ではトランスファーピン型よりも良好な寸法精度を示し、また、石膏型とほぼ同等な寸法精度を示したといえる。このことからトランスファーピンの存在がインプラント作業模型の寸法精度に大きく影響していることが示された。

2) トランスファーピンと印象スぺーサーの連結

印象スぺーサーの上面に標点を印記し、その戻り精度を原型上のインプラントヘッドと作業模型上のトランスファーピンとについて比較した。すなわち、インプラントヘッド辺縁またはトランスファーピン辺縁のZ軸の座標値と、取り付けた印象スぺーサー標点のZ軸の座標値との差を印象スぺーサーの戻り精度として検討した。その結果、 I_1 における印象スぺーサーの戻りはインプラントヘッドとトランスファーピンとではほぼ同様であったが、 I_2 のトランスファーピンでは約 $10 \mu\text{m}$ 浮き上がりが認められた。このことから原型と比較し、 I_2 の歯型高さは約 $10 \mu\text{m}$ 低くなることが推測された。

これらのことから、同じトランスファーピンにおいても印象スぺーサーの戻り精度は異なることが考えられる。そこで、新たに用意した同一規格のトランスファーピン 10 本に対する印象スぺーサーの戻り精度を検討したところ、戻り方にはばらつきがあり、 $-6 \sim 15 \mu\text{m}$ (平均 $6 \mu\text{m}$) であった。本来、インプラントヘッドとトランスファーピンに対する印象スぺーサーの戻り方は同じでなければならないと思われるが、これらは異なり、またばらつきが認められた。

以上のことから、Brånemark Implant System における印象コーピングとレプリカとの連結が作業模型の寸法精度に影響することを示唆した報告^{2,16,20,22)}と同様、ITI インプラントにおいても印象スぺーサーとトランスファーピンとの連結がインプラント歯型の寸法精度に影響を及ぼすと考えられた。

3) トランスファーピンの印象への戻り精度

トランスファーピンの底面中央部に標点を、また金属製個人トレーのアルミ製フレームに3つの基準点を印記し、この標点の測定から印象スぺーサーに連結したトランスファーピンの印象への戻り精度について検討した。すなわち、このトランスファーピンを印象に戻し、基準点に対する標点の座標値を測定し、3回の着脱繰り返しによる標点

の変化をトランスファーピンの戻り精度として検討した。

その結果、トランスファーピンの底面に印記した標点は着脱繰り返しにより大きく変位し、着脱繰り返しにおける標準偏差は、 $X=99\mu\text{m}$ 、 $Y=57\mu\text{m}$ 、 $Z=7\mu\text{m}$ であった。比較のためインプラントヘッドを用いて同様に検討した結果、インプラントヘッドの底面に印記した標点の変位は小さく、標準偏差は、 $X=5\mu\text{m}$ 、 $Y=10\mu\text{m}$ 、 $Z=7\mu\text{m}$ であった。Brånemark Implant Systemにおいては印象コーピングの印象への戻りが作業模型の寸法精度に影響を与えることが示唆されている^{16,19,20)}。ITIインプラントにおいても印象への戻り精度が作業模型の寸法精度を不安定にすることが示唆され、トランスファーピン型の作業模型では、歯型間距離および歯型長軸の傾きに影響を与えることが示唆された。

トランスファーピン型作業模型の寸法精度に影響を与える因子について検討した結果、トランスファーピンの存在が作業模型の寸法精度に大きく影響を与え、また操作上の誤差も関与していることが示された。

4. インプラント作業模型に求められる精度と改良法

小宮山³⁵⁾はインプラントと天然歯とは被圧変位特性が全く異なることを示した上で、上部構造の誤差がわずかであっても、インプラントフィクスチャーに近接する骨組織に局所的に大きな力がもたらされ、オッセオインテグレーション喪失の要因となることから、インプラント上部構造の製作にあたっては誤差をなくすべく細心の注意を払う必要があるとしている。このように、インプラント上部構造には天然歯における補綴物以上の精度が要求されるとする考えもあるが、インプラント作業模型に求められる寸法精度について検討し、具体的な基準を示した報告はこれまでにない。

インプラント上部構造には天然歯における補綴物以上の精度が要求されるとすれば、インプラント作業模型の寸法精度は、天然歯における作業模型製作と同様の方法によって製作された石膏型と比較し、少なくとも同等以上であることが必要である。すなわち、インプラント作業模型に求められる精度の1つの基準として、石膏型の寸法精度が考えられる。

Brånemark Implant Systemの作業模型について検討を行った Spector¹⁹⁾は隣接するインプラント歯型間距離の変化量が $86\sim 161\mu\text{m}$ であったことを、また Hsuら²²⁾は同じくインプラント歯型間距離の変化量が約 $50\sim 65\mu\text{m}$ 、歯型高さの変化量は $19\sim 36\mu\text{m}$ であったことを報告し、いずれも新たな製法法の必要性を示唆している。これらの数値については作業模型の形態や使用材料がそれぞれ異なるため、今回の結果とは厳密には比較できないが、おおよそ石膏型よりも寸法精度が劣ると考えられる。以上のようにインプラント作業模型に求められる寸法精度の目安

として石膏型を考えると、現在製作されている作業模型に対する改良法の必要性が示唆される。また、インプラント上部構造は術者可撤式が望ましいとする考え^{15,36-38)}も考慮すれば、改良法に求められる要件として、可撤式上部構造を製作が可能であることも重要である。

今回製作したヘッド型の作業模型では、術者可撤式上部構造の製作が可能であり、その製法はトランスファーピン型と類似している。また、その寸法精度はトランスファーピン型よりも良好であり、石膏型とほぼ同程度といえる。

以上のことから、インプラントヘッドを応用したヘッド型の作業模型は、ITIインプラントにおいて製作されているトランスファーピン型に対する1つの改良法として考えられる。

V. 結 論

現在用いられている ITI インプラント作業模型の寸法精度について、当教室の三次元座標測定システムを用いて明らかとするとともに、製作過程に含まれる因子と寸法精度の関係を検討し、以下の結論を得た。

1. 三次元座標測定システムにより、インプラント作業模型全体の寸法変化や個々の歯型の高さ、傾きおよび歯型間の距離の変化など多角的に検討することが可能であった。
2. インプラント部を除く標点は、トランスファーピン型、石膏型いずれも同様な変位傾向を示した。すなわち、作業模型は歯列弓が原型より水平的に拡大、また垂直的にも高くなる傾向を示し、前後左右に広がる方向に変形した。
3. インプラント咬合面部標点の変位量、歯型高さおよび歯型長軸の傾きについて、作業模型製法により有意差が認められ、トランスファーピン型よりも石膏型の寸法精度が良好であった。
4. トランスファーピン型の作業模型における変形の原因として、トランスファーピンの存在や操作上の誤差が示唆された。
5. インプラントヘッドを応用した作業模型を製作し、その寸法精度を検討したところ良好な結果が得られ、ITIインプラントにおいて製作されているトランスファーピン型に対する1つの改良法として考えられる。

稿を終えるにあたり、終始本研究のご指導、ご校閲を賜りました川和忠治教授、ならびに種々の研究上のご助言を賜りました古屋良一教授に深甚な謝意を表します。また研究遂行上多大なるご支援を頂きました割田研司助教授、福永秀樹講師、篠田浩人助手に深謝いたします。さらにご協力を頂きました教室各位に心から感謝いたします。

本研究の要旨は、第8回歯科チタン研究会（平成7年1月21日、

東京), 第 93 回日本補綴歯科学会学術大会 (平成 7 年 6 月 9, 10 日, 横浜) および第 25 回日本口腔インプラント学会総会 (平成 7 年 7 月 21, 22 日, 福岡) において発表した。

なお, 本研究の一部は平成 4 年度および平成 7 年度日本私学振興財団高度化推進特別経費の補助により行われた。

文 献

- 1) Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (関根 弘, 小宮山彌太郎, 吉田浩一). Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry (ティッシュインテグレイション補綴療法 臨床歯科におけるオッセオインテグレイション 東京: クインテッセンス出版, 1990), 1985.
- 2) 片桐慎吾, 亀沢広嗣, 横塚繁雄. Osseointegrated implant (Brånemark Implant System) における作業模型の寸法精度に関する研究. 補綴誌 38: 98-112, 1994.
- 3) 萩原芳幸, 五十嵐孝義, McGlumphy EA. インプラントの振動挙動に関する研究 (各種 Abutment の特性について). 補綴誌 39・94 回特別号: 64, 1995.
- 4) 吉田浩一, 鈴木 弘, 岸 正孝ほか. 東京歯科大学における Brånemark System の臨床評価. 補綴誌 39・94 回特別号: 164, 1995.
- 5) 佐藤格夫, 反町晋康, 澤口正俊ほか. 3 次元有限要素法によるインプラントの応力解析 第 1 報 フィクスチャーの形態による影響. 補綴誌 39・94 回特別号: 168, 1995.
- 6) 中野 環, 乾 善彦, 松崎大介ほか. 機能下において咬合面形態がインプラント補綴に及ぼす影響に関する力学的研究. 補綴誌 39・94 回特別号: 169, 1995.
- 7) Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein titan-hohlzylinderimplantat mit titan-spritzschichtoberfläche. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 86: 713-727, 1976.
- 8) Sutter F, Schroeder A, Buser DA. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. Int J Oral Maxillofac Implants 3: 161-172, 1988.
- 9) Sutter F, Weber HP, Sorensen J et al. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. Int J Periodont Rest Dent 13: 409-431, 1993.
- 10) Buser DA, Schroeder A, Sutter F, Lang NP. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. Int J Oral Maxillofac Implants 3: 173-181, 1988.
- 11) Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants: 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. Clin Oral Impl Res 1: 33-40, 1990.
- 12) Buser D, Weber HP, Brägger U et al. Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with hollow-cylinder and hollow-screw implants. Int J Oral Maxillofac Implants 6: 405-412, 1991.
- 13) Wedgwood D, Jennings KJ, Critchlow HA. Experience with ITI osseointegrated implants at five centers in the UK. Br J Oral Maxillofac Surg 30: 377-381, 1992.
- 14) 榎本昭二. 歯科インプラントの現状に関する調査研究. 歯科医学 13: 53-75, 1994.
- 15) Adell R, Lekholm U, Rockler B et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 10: 387-416, 1981.
- 16) Assif D: Comparative accuracy of implant impression procedures. Int J Periodont Rest Dent 12: 112-121, 1992.
- 17) Schilli WG, 一條 尚, 末次恒夫. ITI インプラントの理論と実際. 瀬戸咲一, Krekeler G, Sutter F ほか編, 東京: 第一歯科出版, 1993.
- 18) Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. Int J Oral Maxillofac Implants 5: 331-336, 1990.
- 19) Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent 63: 444-447, 1990.
- 20) Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. Int J Oral Maxillofac Implants 6: 448-455, 1991.
- 21) Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent 57: 198-204, 1987.
- 22) Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. J Prosthet Dent 69: 588-593, 1993.
- 23) 萩原芳幸, 小泉政幸, 五十嵐孝義. インプラント作業模型の精度に関する研究 第 1 報 IMZ インプラントについて. 補綴誌 37: 678-686, 1993.
- 24) Schmitt JK, Adrian ED, Gardner FM et al. A comparison of impression techniques for the CeraOne abutment. J Prosthodont 3: 145-148, 1994.
- 25) 福永秀樹. 歯列模型の寸法精度に関する研究—三次元計測システムの開発とアルジネート印象法に及ぼすトレー形態の影響について—. 補綴誌 31: 1021-1035, 1987.
- 26) 石田和弘. 三次元測定による全顎歯列の印象および模型の寸法精度—ラバー系印象材の種類とトレー形態の影響—. 補綴誌 33: 977-990, 1989.
- 27) 篠田浩人. 歯列模型の寸法精度と咬頭嵌合位の再現性との関連. 補綴誌 36: 677-691, 1992.
- 28) 木村幸平, 柴田 理, 和田敦史ほか. 理工学的諸性質からみた付加重合型シリコン印象材について. 補綴誌 23: 81-85, 1979.
- 29) 大澤雅博, Finger W. 付加型 Silicone 印象材に関する研究 第 2 報 3 種の付加型 Silicone 印象材による石膏歯型の寸法精度と粘弾性の関連について. 歯材器 2: 335-340, 1983.
- 30) 星野 亨, 潤米宏仁, 久保田幸生ほか. 印象採得法の基礎的検討 第 1 報 シミュレーションモデルと三次元位置再現装置について. 補綴誌 27: 107-114, 1983.
- 31) Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA et al. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 6: 377-383, 1993.
- 32) 丸茂義二. 前歯部架工義歯間接法作業模型の寸法精度に関する

- 研究. 歯学 72 : 980-1012, 1985.
- 33) 大平秀明. ワンピースキャストブリッジの適合性に関する研究—ブリッジの三次元測定による検討—. 歯学 88 : 359-392, 1988.
- 34) 四方田哲, 大竹博明, 横塚繁雄. 下顎第一大臼歯欠損を伴う歯列模型の変形. 歯学 73 : 1231-1254, 1985.
- 35) 小宮山瀬太郎. Osseointegrated implant 周囲組織の生理学的特性および東京歯科大学におけるその治療の現状. 歯科学報 88 : 1407-1417, 1988.
- 36) 尾澤暢彦, 尾澤文貞, 尾澤徳子. リペアーを考慮したインプラントの可撤式上部構造. インプラント誌 6 : 74-84, 1985.
- 37) 一瀬英輔, 添島義和, 堀川秀一ほか. インプラント臨床における上部構造の一考察. インプラント誌 8 : 1-14, 1987.
- 38) 小林 博, 仲谷 寛, 鴨井久一ほか. ハイドロキシアパタイト・コーティッドインプラント (Integral) の臨床応用. 歯学 79 : 1043-1058, 1991.