原 著 論 文

CAD/CAM による臼歯部人工歯咬合面の複製

第1報 アクリルパターンの作製

川畑 直嗣 原田 修 小野 秀樹
斉藤福一郎 是枝 美行 長岡 英一

Duplication of Occlusal Surface of Artificial Tooth by CAD/CAM Technique Report 1. Fabrication of Acrylic Pattern

Naotsugu Kawahata, Osamu Harada, Hideki Ono,
Fukuichirou Saitoh, Yoshiyuki Koreeda and Eiichi Nagaoka

Abstract : We tried to duplicate the shape of occlusal surface of artificial tooth using the CAD/CAM technique and to replace the occlusal surface of the plastic tooth of denture with gold alloy.

The present CAD/CAM system was composed of the three-dimensional shape measurement system (XYZAX PA 400 A, Tokyo Seimitsu Co. Ltd.), the personal computer (PC 98, NEC), and the computer aided engraving machine (Camm-2, Roland D.G.).

The contour of occlusal surface of the molar artificial tooth was measured by stepping at 0.5 mm intervals. Measured points were interpolated with the spline function to obtain as smooth a surface as possible. Those data were used to cut a methacrylic plate to a pattern of occlusal surface (acrylic pattern). To examine the accuracy of duplication, the space between the acrylic pattern and the plaster core of the artificial tooth was evaluated. The space was represented as the thickness of silicone rubber and measured by using the optical magnifier (Profile projector V-12, Nikon). The thickness ranged from 70 μ m to 290 μ m. It was suggested that a CAD/CAM system like the present one is useful to duplicate the occlusal surface of an artificial tooth.

More accurate duplication requires some improvements in the intervals of measuring the contour and cutting the acrylic plate.

Key words : CAD/CAM, denture, artificial tooth, duplication, spline interpolation

I. 緒 言

鹿児島大学歯学部歯科補綴学第2講座 (主任: 長岡英一教授)
The 2nd Department of Prosthetic Dentistry, Kagoshima
University Dental School (Chief: Prof. Eiichi Nagaoka)
平成5年4月9日受付

有床義歯の臼歯部人工歯の材質として、陶材、レジ
ン、および金属があり、顎間距離や対合歯の材質など
口腔内の条件によって使い分けられ、通常、既製の陶

歯またはレジン歯が選択されることが多い¹⁻⁸⁾。しかし、陶歯はもろくてかけやすいうえに、対合歯の材質によってはこれを摩耗させやすく、また咬合接触時に生じる衝撃音による患者の不快感が問題とされる⁹⁾。また、レジン歯はそれ自身が機能中に摩耗しやすく、摩耗に伴って咀嚼効率が減少する^{2,7,9-12)}。最近では、耐摩耗性を改善する目的で硬質レジン歯が頻用されるようになってきたが、脱落しやすく、脆弱であるといった欠点も指摘されている¹³⁻¹⁵⁾。

特に部分床義歯では、残存する対合歯の材質についても配慮する必要があり^{1,2,4,7)}、その組合せによっては長期にわたって使用した場合の摩耗による咬合面の変化に大きな差が生じる^{11,16,17)}。また、顎間距離が小さい場合や、オーバードンチャーの症例でコーピングが装着された残存歯が存在する場合などには、人工歯の厚さを十分確保できない場合もある。

したがって、耐摩耗性や破折強度を優先する必要がある症例では、金属歯が適応であろうと考えられ^{7,16,17)}、レジン歯を用いてその咬合面を合金金などで作製する方法が報告されている^{7,9,10,12,19-21)}。この場合、義歯をしばらくの期間装着して咬合調整が完了し、咬合関係が適切な状態になってから金属に置き換えるのが一般的である^{1,4,5,8,10,12,20,21)}が、このような咬合面形態を可及的に正確に再現することが必要である。

一方、このような操作の過程では、最近工業界で普及しているCAD/CAMの利用が可能と考えられ、またこの方法では、その形状をデジタル情報として保存することも可能である。

そこで、著者らは、臼歯部人工歯の咬合面を金属に置換する方法として、CAD/CAMを利用したシステムの構成を試みた。今回、このシステムを用いてメタクリル樹脂板を切削して咬合面パターンを作製し、その有用性と咬合面の複製精度について検討した。

II. 研究方法

1. システム構成

本システムは、図1の構成図に示すような機器を主体に構成されている。

1) 接触型3次元デジタル座標測定器とそのホストコンピュータ

接触型3次元デジタル座標測定機(XYZAX PA 400 A;以下XYZAX,東京精密)に、計測用プローブ

図1 システムの構成図

(直径0.7 mm, Renishow)を取り付けて試料の形状を計測し、この形状についての3次元座標(以後、計測データと呼ぶ)を得た。本装置のX軸、Y軸およびZ軸の測定精度は $2.9 \pm 4 L / 1,000 \mu\text{m}$ (L:試料の長さ)である²¹⁾。

計測データは、いったんホストコンピュータ(model 550, セイコー)に保存したのち、RS-232 Cによりパーソナルコンピュータに転送した。通信用プログラムはアセンブラ言語により作成した。

2) パーソナルコンピュータ

パーソナルコンピュータ(PC 98-RX, 日本電気)は、XYZAXにより得た計測データを切削用データへ加工するのに利用するとともに、この加工したデータをもとに小型彫刻機を制御し、被切削材料を切削するのに利用した。演算ならびに制御用のプログラムは、BASIC言語により作成した。

3) 小型彫刻機

切削は、小型彫刻機(CAMM-2, Roland D.G.)に切削工具を取り付けて行った。切削工具として、直径が1 mmで、中心軸に対する先端角度が約53度のマイクロドリル(ZMD-H 2100, Roland D.G.)を使用した(図2)。

本装置で切削が可能な範囲は、厚さ5 mm, 幅200 mm, および奥行き140 mmで、位置制御に関連する機械座標の最小単位は0.01 mmである。

2. 被切削材料

被切削材料としては、焼却可能な5 mm厚さのメタクリル樹脂板(アクリライト, 三菱レーヨン)を選択した。これを小型彫刻機のテーブル上に両面テープを

図 2 マイクロドリルならびにその先端の拡大図

表 1 試料ならびに実験条件

試 料	左側上顎第 1 大白歯
計測間隔	0.5 mm に設定 (X 軸, Y 軸方向)
計測用プローブ	φ 0.7 mm
計測データの加工	計測データは 3 次スプライン曲線により補間し, 切削データに加工した。
切削用工具	マイクロドリル (φ 1 mm)
切削間隔	荒削り 0.5~0.6 mm 仕上げ 約 0.2 mm
被切削材料	メタクリル樹脂板 (キャスト板)

用いて固定して切削した。このようにして人工歯の咬合面形態となるように切削が完了した樹脂板を、以後アクリルパターンと呼ぶ。

3. 実験方法

表 1 に示した実験条件により、今回著者らが構成したシステムの検討を行った。

1) 形状計測用試料の作製

左側上顎第 1 大白歯 (バイオエスレジン臼歯 33°, 松風) を被験試料とした。人工歯は、その咬合面がほぼ水平になるように石膏ブロック上に固定し、再現すべき咬合面部以外の不要なアンダーカット部をパラフィンワックスでブロックアウトした。

2) XYZAX による形状計測方法

(1) 計測条件の設定

計測用の相対座標系については、人工歯の近遠心方向を X 軸、頬舌方向を Y 軸、歯軸方向を Z 軸として、咬合面が X-Y 平面とほぼ平行になるように設定した。計測範囲は、X 軸ならびに Y 軸方向にそれぞれ 14.5 mm とし、Z 軸方向については、人工歯咬合面ならびにブロックアウトに利用したワックスの表面が計測できる範囲とした。また、X 軸ならびに Y 軸方向

図 3 計測中の試料

の計測間隔を専用プログラム上で 0.5 mm とした。さらに今回の計測システムでは計測面に対するプローブの進入角度を自動的に調整する機能を有しており、Y-Z 平面上での計測位置に対するプローブの進入角度を 90 度となるように設定した (図 3)。

(2) 計測方法

計測は、専用プログラムを用いて、計測に必要な設定値を入力して自動計測を行わせた。

まず、X 座標の初期値 (一定) を設定して、Y 軸方向に 3 次元座標の計測を行ったのち、引続きこの初期値から 0.5 mm の間隔で X 座標を順次平行移動し、全計測範囲についての 3 次元座標の計測を行った。

3) 計測データから切削用データへの加工

計測データを加工せずそのまま利用して切削を行ったところ、座標の間隔が約 0.5 mm と大きかったため、切削後のアクリルパターンの咬合面の性状は、表面あらさが大きく粗造なものになった。そこで計測データを、3 次スプライン曲線による補間方法を利用して切削用データに加工した。

(1) 3 次スプライン曲線の理論式

3 次スプライン曲線を求めるために、以下に示す 3 つの理論式²³⁾を利用した (図 4)。ここでは X と Y についてのみ示したが、Y と Z、ならびに X と Z についても同様の関係式を利用した。

a. 区間 i で、パラメータ u を利用して表した X と Y に関する 3 次多項式 (図 4-①)。

b. X の一次微係数 X' についての漸化式 (図 4-②)。

c. 方程式を解くために必要な 2 個の拘束された端末条件を表す式 (図 4-③)。

(2) 方 法

3 次スプライン曲線は、上記 3 つの理論式を用い

$$X_i(u) = b_{x0}^{(i)} + b_{x1}^{(i)} \cdot u + b_{x2}^{(i)} \cdot u^2 + b_{x3}^{(i)} \cdot u^3$$

$$Y_i(u) = b_{y0}^{(i)} + b_{y1}^{(i)} \cdot u + b_{y2}^{(i)} \cdot u^2 + b_{y3}^{(i)} \cdot u^3$$

ただし $0 \leq u \leq u_i$, $i=0, \dots, n$

$$u_i = \sqrt{(X_{i+1} - X_i)^2 + (Y_{i+1} - Y_i)^2}$$

図4 3次スプライン曲線の算出に利用した理論式
① 区間 i における3次式

$$\begin{aligned} & \frac{u_{i-1}}{3} X_{i+1}' + \frac{2u_i + 2u_{i-1}}{3} X_i' + \frac{u_i}{3} X_{i-1}' \\ &= \frac{u_{i-1}}{u_i} X_{i+1} + \left(\frac{u_i}{u_{i-1}} - \frac{u_{i-1}}{u_i} \right) X_i - \frac{u_i}{u_{i-1}} X_{i-1} \end{aligned}$$

ただし, $i=1, \dots, n-1$

図4-② 漸化式

$$\begin{pmatrix} a_{10} & a_{11} & a_{12} & & & & \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & & & & \\ a_{32} & a_{33} & a_{34} & & & & \\ & \ddots & \ddots & \ddots & & & \\ 0 & & \ddots & \ddots & \ddots & & \\ & & & a_{n-1,n-2} & a_{n-1,n-1} & a_{n-1,n} & \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_0 \\ E_1 \\ E_2 \\ \vdots \\ E_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_1 \\ B_2 \\ \vdots \\ B_{n-1} \end{pmatrix}$$

ただし,
 $E_i = X_i'$
 $a_{ij} = X_j'$ の係数 (ただし, $j=i-1, i, i+1$)
 B_i = 漸化式の右辺
 拘束された端末条件
 $E_0 = \frac{X_1 - X_0}{2u_0}$ $E_n = \frac{X_n - X_{n-1}}{2u_{n-1}}$

図4-③ 行列式で表した漸化式と2個の端末条件

て, 各区間におけるXとY, YとZならびにXとZの3次多項式の係数を求めることによって得られる。

切削データは, 次の4段階の処理を行うことによって得た。

a. 第1処理

すべての計測データをX座標の値にもとづき0.5 mm 間隔の30個の領域に分けた。

b. 第2処理

第1処理で得た各領域に含まれる計測点のY座標の値を利用して大小順に並べ換えたのち, $X(u_1)$ と $Y(u_1)$, ならびに $Y(u_2)$ と $Z(u_2)$ との3次スプライン曲線をそれぞれ求めた。

c. 第3処理

第2処理で求めたそれぞれのスプライン曲線上において, はじめに $Y = \text{定数}$ (以下 YCONST とする) として, その後Yに0.2 mm 間隔で順次増加した値を設定したときの u_1 ならびに u_2 を求め, これらの値からさらに $X(u_1)$ ならびに $Z(u_2)$ を近似的に求めた。その際, u の値は誤差が,

$$|YCONST - Y(u)| \leq 1.0 \times 10^{-6}$$

$$(u; u_1 \text{ または } u_2)$$

となるように算出した。

d. 第4処理

第3処理で求めたX, Y, およびZの座標値を利用し, X軸方向についてそれぞれ $Y = \text{一定}$ である点のグループごとに $X(u_3)$ と $Z(u_3)$ との間でスプライン曲線を求めた。このX軸方向のスプライン曲線をもとにして, X軸方向の各区間における分割数を3, すなわちX軸方向の間隔を約0.17 mm ($0.5 \div 3$) として切削用の座標点 (以後, 切削用データ) を計算した。

4) 切削方法

ドリルの破折を防ぐため, 約0.5~0.6 mmの間隔で荒削りを行ったのちに約0.2 mm 間隔で仕上げ切削を行った。

5) 再現性の検討

被験試料であるレジンの咬合面コアを硬石膏で採得し, コアに対するアクリルパターンの適合状態を観察した。すなわち, 咬合面コアの中にブラックシリコン (バイトチェッカー, ジーシー) を介在させてアクリルパターンを手圧で圧接し, アクリルパターンのみを除去して, コア中のブラックシリコンの上にホワイトシリコン (フィットチェッカー, ジーシー) を注入した。次いでこれらのシリコンをコアからとりはずし, この咬合面側にもホワイトシリコンを追加して両側からブラックシリコンをはさんだ。こうして作製した試料を, 頬舌的にほぼ3等分した位置で近遠心方向に切断し, 各部分におけるブラックシリコンの厚さを万能投影機 (Profile projector V-12, Nikon) で20倍に拡大して観察した。

図 5 X-Y 平面に投影した計測データ

図 6 Y-Z 平面に投影した計測データ

III. 結果ならびに考察

1. 計測データ

被験試料の咬合面形状に関して得られた計測データの総数は 1,002 点であった。これらのデータを X-Y 平面と Y-Z 平面に投影した結果を図 5 と 6 に示す。

これらの計測データの間隔は、X 軸方向に関しては設定値に対する誤差が 0.007 mm 以内でほぼ 0.5 mm の等間隔であったが、Y 軸方向に関しては、人工歯の外斜面付近では狭く、逆に頬側咬頭や中心溝の付近では広く (図 5)、これらの間隔の平均は 0.439 mm (最大 1.351 mm, 最小 0.003 mm) であった。これは、試料表面に対するプローブの進入角度を Y-Z 平面上で 90 度となるように設定して自動計測を行った結果、Y 軸方向の計測間隔が試料の傾斜の影響を受け、水平面投影すると間隔が短くなるため、Y-Z 平面上で傾斜の急な頬側面や舌側面では計測間隔が狭く

図 7 X (u) -Y (u) より求めたスプライン曲線の X-Y 平面への投影図

図 8 Y (u) -Z (u) より求めたスプライン曲線の Y-Z 平面への投影図

なった。また試料表面の傾斜方向が大きく変化する頬側咬頭や中心溝の領域では、プローブの進入方向が 1 つ手前の測定点での試料表面の傾斜の影響を受け、計測間隔が大きくなったものと考えられる。

したがって、頬側咬頭や中心溝付近での形状の再現性を向上させるためには、自動計測での計測間隔の設定値を小さくする必要があり、また、裂溝部については、そのほかの対策としてプローブの直径を小さくすることや²⁴⁾、スポット径の小さな半導体レーザー変位計の使用が考えられ²⁵⁻²⁸⁾、さらに多重点処理²⁹⁾などのデータ処理上での工夫も必要と考えられる。

しかしながら、切削方法の点から考えると、工具の破折防止のため切削工具径にはある程度の大きさが必要であり、したがって咬合面の狭くて深い裂溝の再現には限界があると考えられる。また、形態および耐食性の点から狭くて深い裂溝はあまり必要でなく³⁰⁾、さらに食渣などの停滞を起こす可能性もあり、義歯の衛生面からはこのような裂溝の人工歯への付与はかえって問題がある。したがって、裂溝の形態については、

図9 図7, 8のスプライン曲線を利用し, Y軸方向に0.2 mm 間隔で算出したスプライン曲線上の点を示す

図10 切削用データの表示
X軸方向: 0.17 mm 間隔
Y軸方向: 0.2 mm 間隔

その必要性との関連で再現精度を検討する必要がある。

2. スプライン補間

図7と8は, 第1ならびに第2処理によって得た30個のスプライン曲線を, X-Y平面ならびにY-Z平面に投影したものであり, 実測して得た計測点のほかに, スプライン補間を行って得た曲線上の点(各区分で5分割した点)を加えてプロットしたものである。図7では, 30個に分けた各領域での計測点のX座標がほぼ一定であったため, Y軸方向には直線としてみる。また図8では, 図6に比べ, 人工歯の形状がより明瞭になっている。

図9は, 第3処理によって得たすべての座標データをX-Y-Z座標系上に表示したものである。

図10は, 第4処理で得た切削用データを示してい

図11 形態再現に及ばずアンダーカットの影響。Xのある領域でアンダーカットが存在すると, Y座標の数値で並べ換えを行った時, 形態が実線のようになり, 元の点線のような形態を再現できない

図12 切削後のメタクリル樹脂板
左: 0.5~0.6 mm 間隔, 右: 約0.2 mm 間隔

る。これらの点は, Y軸方向には0.2 mmの間隔で, X軸方向については0.5 mm間隔の各区分の分割数を3としたため約0.17 mmの間隔で分布し, それらの点の総数は計測当初の計測点の約6倍になった。図9に比べ, 人工歯の咬合面形態がより明瞭になっている。

以上の切削用データを作製するために行ったデータ加工の際, 第2処理でのスプライン曲線を求める過程において, 計測データをY座標の値をもとに大小順に並べ換える操作を加えた。本法では, ブロックアウトが不十分な場合, 測定時のプローブの進入方向によってはアンダーカット部分が測定されることがあった。したがって, 前述の並べ換えを行うことにより, 計測結果にアンダーカット部分が存在した場合には, 形状が正確に再現されないことになる(図11)。しかしながら, 本研究の対象である人工歯の咬合面の複製にはアンダーカットの再現は必要なく, 試料のアンダーカット部分のブロックアウトが適正であれば, 上記の並べ換え操作による形状の再現に問題はないと考えている。なお, アンダーカットの有無は, 並べ換え操作により, 第2処理後のY軸方向のスプライン曲線を

CRT 上に表示することによって確認できる。

3. 加工データによる切削

図 12 は、メタクリル樹脂板を間引きした切削用データを用いて約 0.5~0.6 mm 間隔で荒削りした(図中左)のち、約 0.2 mm で切削した(図中右)それぞれのアクリルパターンの状態を示している。

以下にこのような切削方法を採用した点について考察する。

1) 被切削材料

本研究を開始するにあたり、歯科用銀合金を直接切削することについても検討したが、本システムで利用した小型彫刻機では切削が不可能であった。また、直接金属を切削する方法には、切削粉の回収率や再利用法、供給にあたっての金属の形態³¹⁾などの問題が残されている。

そこで、まず最初の段階として、焼却可能なワックスやレジンパターンを作製し、これを鑄造する方法を採用することにし、被切削材料として、歯科用ワックス数種ならびにメタクリル樹脂板 2 種(押し出し板、キャスト板)を使用して検討を行った。その結果、今回用いた小型彫刻機では、歯科用ワックスや押し出し板は切削による摩擦熱により軟化してドリルに付着した。しかし、キャスト板ではこのようなことが少なく、また、切削後に試料が薄くなった場合にも、ワックスに比べ変形や破折が少なく取り扱いが容易であり、被切削材料としてはキャスト板が適切であると考えた。しかし一方で、キャスト板はワックスに比べ切削に長時間を要した。現在、切削に要する時間を短縮できる可能性があるモデリングワックスについても検討を行っているが、ワックスパターンが薄くなると破折しやすく、その取扱いには注意を要すると考えられる。

2) 切削方法

本システムで採用した小型彫刻機による切削方法では、マイクロドリルがまず規定した切削部位に水平に移動し、次いで所定の高さまで下降して切削を完了したのち、いったん規定した元の高さまで上昇する。その後は同様にして切削用データに合せて水平移動、下降、上昇する過程を繰り返す。この方法では、ドリルが上下に移動して余分な経路を通過するため、切削完了までに時間がかかり、切削間隔を小さくすればするほど長時間を要する。

そこで、切削時間を短縮するための切削方法とし

図 13 咬合面コアならびにアクリルパターンとの間隙量を示すシリコンブロックの近遠心的断面

A: 頬側咬頭頂付近

B: 咬合面中央付近

C: 舌側咬頭頂付近

て、工具経路を決定し、ドリル先端を切削用データあるいは曲線上に沿って連続的に移動させる方法についても検討した。しかしこの方法では、ドリルの長軸に側方からの力が加わるため、被切削材料としてキャスト板を用いる場合工具抵抗³¹⁾が増加し、今回使用した直径の小さいドリルでは破折を生じやすかった。

また、荒削りを行わず、いきなり小さな切削間隔で切削を行った場合、キャスト板でも切削時に発生する熱のためドリルにメタクリル樹脂が付着し、ドリルが破折することがあった。

以上のような点を考慮して、今回採用したドリルの経路により、キャスト板を約 0.5~0.6 mm の間隔で荒削りしたのちに、さらに約 0.2 mm 間隔で仕上げ切削を行ったところ、ほぼ円滑にアクリルパターンを得ることができた。

4. 再現精度

図 13 は、咬合面コアと、アクリルパターンの再現精度を示すシリコンブロックの近遠心的断面を示している。咬合面部において、コアとアクリルパターンとの間に約 70~290 μm の間隙が認められた。

CAD/CAM の再現精度の影響する因子として、一般的には計測精度、計測データから切削用データへの加工方法、被切削材料の加工精度が挙げられる。今回のシステムでは、前述した被切削材料と切削方法以外に次のような因子が考えられる。

まず、データの加工方法については、計測データそのものを用いた場合よりもスプライン補間したデータ

の方が明らかに表面性状は向上した。

次に、本研究で使用した計測用プローブの直径は0.7 mmで、人工歯の狭小な裂溝の部分の計測は困難であった。実際の計測結果を示す座標の分布においても、この部分での計測間隔が大きくなった領域があり、これらの計測データをもとに補間を行ってもその再現精度の低下は避けられない。これらの改善のためには、前述したように、計測間隔ならびにプローブ直径を小さくする方法などが考えられる^{24,32-34)}。

さらに、今回キャスト板の切削に用いたマイクロドリルは、その先端の形状がドリルの中心軸に対して約53度の角度をもつため、この角度より急な斜面では工具干渉³⁰⁾を起こし、ドリルの外周部がキャスト板に接触して過剰に切削され、したがって、人工歯の咬頭の外側斜面や裂溝の急傾斜を示す部分では過剰な切削が行われると予想された。今回、外側斜面では過剰切削と考えられる部位がみられたが、裂溝の近傍では特にそのような部分はみられなかった。これはマニュアル操作を避ける目的で自動計測を行ったため、裂溝部での計測間隔が大きくなり、裂溝最深部付近では計測されない部分も存在し、その結果として、同部での補間による形状の再現性が低下したためと考えられる。

一方、試料表面がドリルの上下方向に対して緩傾斜である場合には、ドリルの中心部のみが接触するため、隣接するデータ点の間で未切削の部分が生じる。さらに切削間隔が大きい場合、切削されない部分が多くなるため、アクリルパターンの表面の性状や咬合面の再現性に影響を及ぼす。

以上のように、切削間隔や、ドリルの上下方向に対する試料表面の傾斜の大きさは、本システムでの形状の再現性に影響を及ぼすと考えられる。この点については、ドリル先端のどの部分が被切削材料と接触して切削が行われているのかを検討し、その上で切削位置を補正した、工具干渉³⁰⁾の少ない切削用プログラムを作製する必要がある。

IV. 結 論

臼歯部人工歯の金属咬合面を作成するために、人工歯の咬合面を複製する方法としてCAD/CAMを利用するシステムを試作し、その有用性について検討した。その結果、今回のシステム構成で、メタクリル樹脂板(キャスト板)を切削してほぼ原型に近い咬合面形状のパターンが得られ、本法が、金属咬合面に置換

するアクリルパターンの作成方法として臨床に応用するうえで有用であることが示唆された。

今後、咬合面形状の再現性を向上させるため、計測間隔ならびに切削間隔についてさらに検討する予定である。

本研究の要旨は、平成2年度日本歯科補綴学会九州支部会(1990年9月1日、長崎)において発表した。

文 献

- 1) Miller, E.L.: Removable Partial Prosthodontics, 231~252, Williams & Wilkins, Baltimore, 1972.
- 2) 橋本京一: 人工歯の選択と配列, 尾花甚一, 関根 弘, 松尾悦郎ほか編, パーシャルデンチャーの臨床, 471~488, 医歯薬出版, 東京, 1977.
- 3) 坪根政治, 豊田静夫: 総義歯臨床形態学, 285~302, 医歯薬出版, 東京, 1978.
- 4) 三谷春保: 歯学生のパーシャルデンチャー, 25~32, 医歯薬出版, 東京, 1979.
- 5) Henderson, D. and Steffel, V.L.: McCracken's Removable Partial Prosthodontics, 105~119, 298~324, 370~375, C.V. Mosby, London, 1981.
- 6) 林都志夫編: 全部床義歯補綴学, 247~283, 医歯薬出版, 東京, 1983.
- 7) 松尾悦郎, 大木一三編: 標準パーシャルデンチャー, 139~143, 医学書院, 東京, 1990.
- 8) 早川 巖: 総義歯の研磨面形態, 82, クインテッセンス出版, 東京, 1991.
- 9) Schultz, A.W.: Comfort and chewing efficiency in dentures, J Prosthet Dent, 1: 38~48, 1951.
- 10) Barco, M.T. Jr. and Synnott, S.A.: Precision metal occlusal surfaces for removable partial dentures, Int J Prosthodont, 2: 365~367, 1989.
- 11) 横山政高: 臼歯レジン歯の使用を考える—臨床例の咬耗の観察から—, 補綴臨床, 19: 163~171, 1986.
- 12) Tanaka, Y., Sugimoto, T., Tanaka, S. et al.: Development of a two-piece artificial resin tooth specially designed for a metal occlusal surface, Int J Prosthodont, 3: 292~298, 1990.
- 13) 鈴木司郎, 酒匂充夫, 芝 燐彦: 硬質レジン人工歯の破折に関する研究, 補綴誌, 32: 780~786, 1988.
- 14) 鈴木司郎, 久根下斉, 芝 燐彦: 硬質レジン人工歯と床用レジンの結合性について, 補綴誌, 32: 37~42, 1988.
- 15) 佐藤吉則, 永井栄一, 前島健吾ほか: 床用硬質レジン歯に関する基礎的研究 第2報 臼歯の金属材に対する耐摩耗性について, 補綴誌, 35: 331~338, 1991.

- 16) 鈴木司郎, 酒匂充夫, 芝 燐彦: ハイブリッド型人工歯の耐摩耗性について, 補綴誌, 34: 519~530, 1990.
- 17) 長岡英一: コーピング上の人工歯の選択と排列, 後藤忠正, 宮田孝義編, リジッド・サポートによるパーシャル・デンチャーの設計指針, 補綴臨床別冊, 295~297, 医歯薬出版, 東京, 1987.
- 18) 長尾正憲, 辻 喜之, 野下昭彦: 人工臼歯咬合面の摩耗を考える—実験的研究結果からの対比—, 補綴臨床, 19: 172~178, 1986.
- 19) Brewer, A.A. and Morrow, R.M.: Overdentures, 293~297, 2nd edit., C.V. Mosby, London, 1980.
- 20) Wallace, D.H.: The use of gold occlusal surfaces in complete and partial dentures, J Prost Dent, 14: 326~333, 1964.
- 21) Woodward, J.D. and Gattozzi, J.G.: Simplified gold occlusal technique for removable restorations, J Prosthet Dent, 27: 447~450, 1972.
- 22) 三次元デジタル座標測定機 XYZAX PA 400 A 納入検査成績書, 東京精密, 1989.
- 23) 小池慎一: .C による科学技術計算 複素数の扱いから FFT のプログラミングまで, 172~204, CQ 出版, 東京, 1989.
- 24) 大久保由紀子: 咬合接触の 3 次元解析システムの開発, 補綴誌, 36: 53~63, 1992.
- 25) 木村 博, 荘村泰治, 渡辺隆司: 歯牙形状の三次元計測 (第二報)—レーザー変位計による計測の精度について—, 歯材器, 8: 137~143, 1989.
- 26) 木村 博, 荘村泰治, 渡辺隆司: 歯牙形状の三次元計測 (第三報)—支台歯の分割計測法について—, 歯材器, 8: 551~558, 1989.
- 27) 木村 博, 荘村泰治, 渡辺隆司: 歯牙形状の三次元計測 (第四報)—レーザー変位計の Z 方向移動計測について—, 歯材器, 8: 877~882, 1989.
- 28) 木村 博, 荘村泰治, 渡辺隆司: 歯形状の三次元計測 (第五報)—複眼式レーザー変位計による計測について—, 歯材器, 9: 295~300, 1990.
- 29) 川中正雄: 歯科用 CAD/CAM システムの開発に関する研究, 阪大歯学誌, 35: 206~239, 1990.
- 30) 木村 博, 荘村泰治: 歯形状の三次元計測 (第 9 報)—計測データを用いた切削法による CAM について—, 歯材器, 10: 492~498, 1991.
- 31) 川中正雄: 切削加工によるクラウン内面の作製, 歯材器, 10: 653~659, 1991.
- 32) 川畑直嗣, 原田 修, 斉藤福一郎ほか: CAD/CAM による臼歯部人工歯咬合面の複製 第 2 報 アクリルパターンの鑄造, 補綴誌, 34・84 回特別号: 169, 1990.
- 33) 川畑直嗣: 有床義歯における CAD/CAM の利用 臼歯部人工歯排列と咬合面の複製, 歯科人工知能研究会雑誌, 1: 16~19, 1991.
- 34) 川畑直嗣: 有床義歯における CAD/CAM の利用 臼歯部人工歯排列と咬合面の複製, the Quintessence, 10: 1965~1971, 1991.