原 著 論 文

CAD による歯冠形態設計法の研究

深瀬 敦 藤田 忠寛 青木 英夫
玉置 勝司 山村 雅章 山田 重雄
渡辺 英男 盛重 正仁 兼松 恭規
遠藤 ゆかり

A Study of Design for Coronal Morphology by Means of CAD

Atsushi Fukase, Tadahiro Fujita, Hideo Aoki,
Katsushi Tamaki, Masaaki Yamamura, Shigeo Yamada,
Hideo Watanabe, Masahito Morishige, Kiyonori Kanematsu
and Yukari Endo

Abstract : Recently, various approaches have been conducted to apply CAD/CAM into the field of prosthodontics. Successive studies on a computer-aided approach to construction of coronal restoration were performed at our Dept. since 1984.

The purpose of this study is to explain our method of measuring the prepared tooth placing the master pattern and modifying it according to an individual morphology of each tooth by CAD.

The procedures can be successfully performed in the following ways by means of 3-D Measurement-Milling Apparatus (Type A-1) developed by our Dept.

1. The application of the polar coordinates measurement of the master pattern makes it possible to display the occlusal surface and contact relationships between maxillary and mandibular teeth.

2. The cervical margin is measured in a rate of 50 μ m with each interval of 1 mm in vertical direction utilizing the cylindrical coordinate that determines azimuth with 0.5 degrees.

3. Finally, the occlusal surface of the master pattern and marginal line are connected by Hermite Curve, then the design of external contour is completed by CAD.

Key words : coronal morphology design, polar coordinates, Hermite curve, CAD/CAM prosthodontics

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) の手法は、オートメーション化による高品質化、高精密化を可能にし、広く工業界において用いられている。CAD/CAM の技術を歯科補綴領域に応用しようとする試みは 1970 年代から始められ、海外ではすでにいくつかの研究機関において歯科用 CAD/CAM システムの開発が着手されている¹⁻⁴⁾。わが国でも、歯冠補綴物に要求される精度を確保すべく、作業模型の精密計測法、自動加工法について研究がすすめられ、一連のシステムとして実際の切削加工も可能となってきた⁵⁻¹⁴⁾。著者らも、CAD/CAM の応用による補綴物製作過程の自動化、精密化を目的として、自動ミリングへの応用、歯冠補綴物を対象としたシステムの開発について検討を行ってきた¹⁵⁻²⁴⁾。

CAD/CAM の手法を補綴物製作過程に応用するには、通常の技工操作を分析して、それぞれの作業手順をソフトウェアに置き換えていけば実現できる。ハンドワークでクラウンを作製する場合、作業模型上で対合歯、隣在歯に合せて咬合面の形態を作り、これと支台歯マージンとを適切な豊隆を有する滑らかな曲面で連結することで歯冠形態の完成は可能であるが、この形態付与には術者の経験、感覚が影響してくる。コンピュータ支援による設計では、曲面形状を数値で表現し、しかも自由に制御できなければならない。したがって、補綴物製作過程に CAD/CAM の手法を導入するにあたっては、一般の工業製品とは異なる条件が多く、歯科の特殊性を考慮した独自のソフトウェアを構築する必要がある。

現在、各研究機関から発表されている CAD によるクラウン形状設計法として、咬合面の發育葉を境としていくつかに分割してスプライン曲線を適合させ、切削時に滑らかな曲線を発生させる方法¹⁰⁾、格子状に計測した形状データをボクセルの集まりとして表現し(ソリッドモデル)、ボクセル間を補間する方法⁷⁾、さらに咬合面、近遠心両隣接面、頬舌面の計 5 面をスプライン曲面で表現してそれぞれを連結する方法⁸⁾などが用いられている。著者らは、基本的形状であるマスターモデルを極座標系での B-スプライン曲面で表現し、これと円筒座標系のマージンポイント列との間を、エルミート曲線 (Hermite Curve) で滑らかに連結する方法^{25,26)}をとっている。

本論文では、極座標により表現したマスターモデルの修正、支台歯マージンの設定、エルミート曲線によ

る軸面形態の設計にいたる一連の歯冠形態設計システムを完成させたのでその概要を報告する。

II. 研究方法

1. 計測装置

本研究で使用した歯科用三次元自動計測切削装置 A-1²⁰⁾ (モリタ製作所製) を図 1 に示す。装置の基本仕様は、パーソナルコンピュータ PC-98 RL (日本電気社製) の制御により XYZ 3 次元スライドテーブルを移動させるもので、X 軸、Y 軸まわりの旋回機能を加えた 5 軸制御機構となっている。これに針状プローブを取り付けることによって三次元自動計測装置として、またエアモーターを取り付けることによって三次元自動フライス盤として機能する。各軸のテーブルは、ステッピングモーター (ORIENTAL MOTOR 社製 PXB 44 H) によって 1 ステップ 5 μm 単位で駆動され、その移動量はデジタル直線変位計 (SONY MAGUNESCALE SR-9200) によって 5 μm 単位で常時計測、補正されている。

次に、クラウン形状設計支援システムの流れを図 2 に示す。マスターモデルはあらかじめ歯冠形態データベースとして収集、保存してあるものを使用する。設計の最初のステップは、作業模型の支台歯、隣在歯、対合歯の形状計測であり、特に支台歯マージン部分については、クラウン辺縁の適合性を確保するために 50 μm 格子で計測する。次に、あらかじめ計測してあるマスターモデルを支台歯上に設定し、隣在歯、対合歯に適合するようアフィン変換を行い、咬合面形態を設計する。最後に、マスターモデルを変形・修正して設計した咬合面パターンと、支台歯のマージンライ

図 1 三次元自動計測切削装置 A-1

クラウン形状設計支援システム

- 0: マスター・モデルの収集 (歯冠形態データ・ベース)
- 1: 作業模型の形状計測 (支台歯, 両隣在歯, 対合歯)
- ↓
- 2: 支台歯マージン部精密計測
- ↓
- 3: マスター・モデルの選択 (反対側同名歯ある場合はミラーイメージ)
- ↓
- 4: マスター・モデル アフィン変換 (移動, 回転, 拡大, 縮小)
- ↓
- 5: 咬合面形態の精密設計
- ↓
- 6: 軸面形態の設計 (咬合面パターンとマージンラインの連結)

図 2 クラウン形状設計支援システムの流れ

ンとを移行的に連結することによって, クラウンの形状が決定される。

2. 導電模型の作製

A-1 による三次元形状の自動計測プログラムでは, 導電性をもった模型に計測用プローブが接触して通電したときの XYZ 座標値を, コントロール・コンピュータに読み込むようになっている。

導電模型の作製法は, まず前処理として, シリコン・ラバー印象に通電のための銅テープを固定, 界面活性剤中にて超音波洗浄を施し, マスキング後水洗し, 0.2% 塩化第一錫溶液を印象内部に満たし 3 分間放置して感応性を付与した。前処理後, 5% 硝酸銀 400 ml に 10 g の水酸化ナトリウムを含む硝酸銀溶液 4 滴を滴下後, 9% サッカロース 500 ml に濃硝酸 2 ml を添加し沸騰, 冷却したアルデヒド基を持つ還元液 1 滴を加えて印象内面で 10 分間反応させ, 銀の被膜を析出させた。銀被膜に対する銅電着は, 硫酸銅 200 g, 濃硫酸 60 ml, 蒸留水 1,000 ml の水溶液のメッキ浴中に印象を陰極に, 純銅版を陽極にして液温 35°C, 循環流量 0.6 m³/h に浴槽を設定し, 定電圧装置にて 50 mA, 24 時間通電を行った。

銅電着を行った印象材に通法に従い超硬石膏シュールストーン (ジーシー社製) を注入して計測模型とした。銅メッキ模型は歯科用ノコギリで分割が可能であり, 作業用模型は可撤歯型式とした。

3. 三次元形状計測および形状表現

1) 極座標計測

A-1 による作業模型の極座標計測を図 3 に示す。計測は, 模型を設置した XY テーブルをスライドさせ, プローブが模型に接触し通電したときの XYZ 座

図 3 A-1 による極座標計測

図 4 極座標系による歯冠形態の表現

標値を読み込むようプログラムされており, すべて自動的に行われる。

極座標系による歯冠形態の表現法を図 4 に示す。極座標は, 空間上の点の位置を, その動径の長さと同動径が定直線と作る角度によって決める座標系 (R, θ, ψ) である。計測用に設定した極座標系は, 歯冠長軸方向に Z 軸をとり, 原点を中心に外周方向に放射状に指定される方位角 θ と, Z 軸からマージンに向かう天頂角 ψ によって方向を定め, 原点からの距離, 半径を R とした。方位角 θ は 360 度を 10 度刻みで 36 方向とし, 天頂角 ψ は 0 度から 90 度までを 2 度ずつ計 45 方向とした。計測プローブは, 設定された角度により順次定められる軌道を移動し, 模型に接触した時の原点からの距離を読み込み, R, θ, ψ のデータ列としてファイルした。

2) B-スプライン曲面による形状表現

咬合面形状の表現方法は, 計測データが等間隔で与えられる場合に使用可能な B-スプライン曲面の逆変換アルゴリズムを応用した^{25,27)}。これにより, 計測した曲面は B-スプライン曲面パッチとして表現するこ

A: 歯列座標系
B: 支台歯座標系
C: マスターモデル座標系

図5 クラウン形状設計に使用する座標系

とができる。この曲面パッチは、アフィン変換による拡大・縮小などの変形や、陰線消去、ミラーイメージ、レンダリングなどの処理が可能で、しかもある部分の人為的な変形は他の部位に影響を及ぼさない特徴がある²⁷⁾。

4. クラウン形状設計支援システム

1) マスターモデル修正による咬合面設計

補綴物は各個人の口腔内の状況に合せて設計されるが、省力化をはかるために基本形状データであるマスターモデルを修正して設計をすすめることとした。すなわち、あらかじめファイルされているマスターモデルを症例に合せて拡大、縮小、変形、移動、ミラーイメージなどの変形処理を加える方法である。支台歯の座標系は歯列座標系に固定されているものであり、それに対してマスターモデルの座標系は変形・移動が可能であり、この2つの関連性のない座標系を変換することによって、クラウン形状の設計が行われる(図5)。

2) エルミート曲線による軸面設計

エルミート曲線は、2点とそれぞれの接線の方が与えられた場合に、これらを滑らかに補間する。2次微分からは指定されていないので、両端を離れるにつれて方向が変わる様子は自由であり、したがって与えられた条件に合う曲線は無限に存在する。ここで、曲線の次数を3次とし、パラメータ表現すると次のようになる。

$$X(t) = C_{x0}t^3 + C_{x1}t^2 + C_{x2}t + C_{x3}$$

$$Y(t) = C_{y0}t^3 + C_{y1}t^2 + C_{y2}t + C_{y3}$$

$$0 \leq t \leq 1$$

ここで、パラメータ t は 0 から 1 までの範囲で、始点と終点の接線を dx/dt , dy/dt の形で与えたとき、条件に合うような係数 C_x , C_y を決定すればよい。

(1) 2点をA, Bとし、その座標を (a_x, a_y) , (b_x, b_y) とする。

Aは $t=0$, Bは $t=1$ に対応する。

(2) A, Bでの x , y の t の微分値を (da_x, da_y) , (db_x, db_y) とする。

接線方向は da_y/da_x , db_y/db_x である。

(3) x に関する式をマトリックス表記すると、

$$\begin{pmatrix} a_x \\ b_x \\ da_x \\ db_x \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 3 & 2 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} C_{x0} \\ C_{x1} \\ C_{x2} \\ C_{x3} \end{pmatrix}$$

これを解いて、

$$\begin{pmatrix} C_{x0} \\ C_{x1} \\ C_{x2} \\ C_{x3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2 & -2 & 1 & 1 \\ -3 & 3 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_x \\ b_x \\ da_x \\ db_x \end{pmatrix}$$

となる。

y の係数も同様に解くことができるので、

$$C_{y0} = 2a_y - 2b_y + da_y + db_y$$

$$C_{y1} = -3a_y + 3b_y - 2da_y - db_y$$

$$C_{y2} = da_y$$

$$C_{y3} = a_y$$

$$C_{y0} = 2a_y - 2b_y + da_y + db_y$$

$$C_{y1} = -3a_y + 3b_y - 2da_y - db_y$$

$$C_{y2} = da_y$$

$$C_{y3} = a_y$$

として、 C_x , C_y が定まる。

このようにして、2点の座標と与えられる接線の傾きから係数が決定される。ここで、マスターモデルの咬合面域から軸面方向終端の接線ベクトルである dx/dt , dy/dt はすでに決定されているが、クラウン辺縁部のベクトルの方向は、任意に与えることができる。したがって、軸面豊隆の程度や、マージンの厚み、カーブなどを自由に設計することが可能である。

III. 結 果

1. マスターモデルの極座標計測

上顎第1小臼歯のマスターモデル・ワイヤーフレー

図 6 ワイヤーフレーム (マスターモデル)

図 7 レンダリング (マスターモデル)

ム形状を図 6 に示す。マスターモデルは、標準的な歯冠形態の抜去歯牙を方位角および天頂角をおのおの 10 度間隔に分割して極座標計測し、咬合面中央部を中心として放射状に伸びた 36 本の制御点列で表現される。図 7 は、計測ポイント列を通過するように B-スプライン逆変換を施し、これをもとに曲面を再び発生させてレンダリング処理 (曲面の法線ベクトルと、光源の位置、表面性状を指定して着色処理を施すこと) を行ったものである。もとなる制御点列はわずか 36 本であるが、微細な咬合面の副隆線や小窩など、ほぼ小白歯としての形態を再現していることが確認される。

2. 作業模型の形状計測

1) 支台歯、隣在歯の極座標計測

作業模型は、ダウエルピンによる可撤歯型式模型とし、支台歯、両隣在歯を 1 歯ずつ極座標計測した。計測密度は、方位角 10 度、天頂角 2 度単位で、それぞれ各歯牙に固定された極座標系で計測した。この歯牙極座標系はそれぞれ歯列座標系の中に固定されている。

2) 支台歯マージンの精密計測

支台歯全体は方位角 10 度、天頂角 2 度刻みで計測されているため、マージン部分の計測密度は約 1 mm の格子状となり、設計段階で完全に被覆することはできない、そこで、マージン付近の計測密度を向上させるために、新たな精密計測ファイルを作成した。

まず、支台歯形状ファイルの 36 本の曲線についてマージンと思われる点を手動で指定した。次に、極座標計測と同じ原点で円筒座標系を設定して、これらの点の上下 1 mm 範囲内を方位角方向に 0.5 度、上下方

向に 50 μ 毎に帯状に精密計測した。得られた計 720 本の計測曲線の接線ベクトルの向きが急激に変化する点を自動抽出して、マージンポイントと判定した。このときの判定値は任意に設定可能であり、マージンの形態により変えることができる。図 8 は、精密計測により得られたマージン点列を 3 次スプラインで結んだもので、変化率の判定値は 0.02 (20 μ m) に設定してある。

3. CAD による歯冠形態設計

図 9 は、支台歯、および両隣在歯の鳥瞰図および、咬合面、側方面からみた CAD 設計画面を示す。設計の第一ステップとして、画面上の支台歯にデータベースに保存されているマスターモデルの形状を適当な位置に設置し、まず咬合面中央から軸面にかけての使用範囲を決定する。操作はすべてキーボードを通して行われ、CRT 画面上の指示に従ってすすめられる。次に、アフィン変換により拡大・縮小、垂直的・水平的平行移動、回転移動を行い、マスターモデルが支台歯・隣在歯に適合するように大まかな修正を施す (図 10)。

修正の最終ステップは細部の設計で、36 本の設計ラインを個別に制御する。微修正の際には、変形中の設計ラインとその前後 1 本ずつ、計 3 本のラインが色別に表示され、コンタクトポイントや辺縁隆線の形態を微調整することができる (図 11)。

図 12 は軸面形態の設計で、修正が終了した咬合面形態と精密計測したマージン点列とをエルミート曲線により連結した例である。咬合面設計曲線 (緑) からエルミート曲線 (水色) に至る 36 本のクラウン設計曲線と、支台歯形状曲線 (青) とはずれている。これ

は、咬合面マスターモデル座標系の移動、回転が行われたことと、クラウン設計曲線は必ずいずれかのマージン部精密計測ポイントを通過していることが確認できる。また、図12-a, bは、同じマスターモデルとマージンラインを、ベクトルの値を変えてエルミート補間した結果である。aはマージン部の接線ベクトルの量をbよりも大きくした場合で、このようにエルミート曲線を用いることにより軸面形態を自由に設計することが可能となった。

図12-cは、エルミート曲線を用いて軸面を設計した歯冠形態の曲面を補間したもので、微細な咬合面および滑らかな軸面形態が表現されている。

IV. 考 察

1. CADによる歯冠形態設計法について

補綴物製作過程は、形状認識、設計、形態付与の3つのステップに分けて考えることができる。通常行われている人手によるワックスアップは、まず作業模型をよく観察して形状を認識し、解剖学的基本形態を残存歯列に合せて、術者の経験、感覚により修正したイメージを、ハンドワークにより再現して形態を付与することになる。コンピュータ支援による歯冠形態の設計を行うためには、この一連の作業を分析し、数値で制御できるよう、ソフトウェアを構築していかなければならない。

著者らが考えているCADによる歯冠形態設計法は、あらかじめ計測してデータベースに保存されているマスターモデルを個々の症例に合せて修正して、歯冠形状を決定していくものである。設計は支台歯、隣在歯、対合歯を含む歯列座標系と、マスターモデル座標系の2つの関連性のない座標系によりすすめられる。歯列座標系は、上顎および下顎の歯列に固定された2種類の座標系で、いずれも6自由度下顎運動計測器の運動座標系に固定されている²⁸⁾。支台歯および隣在歯などの個々の歯の座標系は、歯列座標系の中に固定されており、移動することはない。これに対して、マスターモデル座標系は歯列座標系の中を自由に拡大・縮小・移動・回転することができる。

設計の最初のステップとなる作業模型の形状認識は、歯列座標系の中に個々の歯の座標系を設定し、支台歯および隣在歯など残存歯の形状計測、ならびに支台歯マージンの精密計測によって行われる。マージンの計測法については、著者らは2段階の計測を用いて

おり、これについては、3. 支台歯マージンの設定法において述べる。

クラウン形状設計のステップでは、データベースに保存されているマスターモデルの形状データを、歯列座標系の支台歯に対して最も適した大きさ、位置、姿勢になるように、拡大・縮小、移動、回転を行い修正する。歯列座標系で設定された支台歯外形曲面とマージン点列は、マスターモデル座標系の座標値に変換され、修正したマスターモデルとマージンラインをエルミート曲線で連結することによって歯冠形態の設計が終了する。

以上に述べた著者らが考えるCADの手法は、一元的に設計をデータベース化し、また咬合面からマージンにいたる設計を、変形されるべき部分と通過すべき部分とに分けて決定し、それらを滑らかに連結することによって最終的な歯冠外形を再設計する方法である。これにより、設計過程の省力化、単純化をはかることができ、しかもクラウン辺縁の適合性も確保され、患者固有の歯冠形態が設計可能になるものと考えられる。

また、対合歯との接触関係については、上下顎咬合面形状データを転置計測法²⁹⁾によって咬合状態として合成し表示することができ²¹⁾、さらに、口腔内レファレンスポイントを追加して下顎運動マトリックスを時系的に乗じることによって、咀嚼運動による咬合接触部位を変化、表示させて、いわゆるコンピュータFGPによる下顎運動に調和した咬合面形態の設計も可能になるものと思われる。

2. 極座標による歯冠形状表現について

歯冠形態には、小窩、裂溝、隆線など微細な凹凸をもつ咬合面と、変曲点が大きく滑らかに移行する軸面がある。三次元形状計測によって歯冠形態を表現する場合、計測データ数が多いほど微細な構造を細かく再現することができるが、制御を単純化するためにはデータ数は少ない方がよい。そこで、部位によって必要とする制御点の数を変化させることを目的として、従来の直交座標系に代わり、極座標系によって歯冠形態を表現することを試みた。その結果、CADによる設計のもとになる基本的歯冠形状であるマスターモデルを方位角10度間隔のわずか36本のラインで、その形態をほぼ再現することができた。

極座標は、直交座標系では多数の制御点を必要とする微細な形態を、少ない制御点で表現することができ

る。また、極座標計測の特徴として、中心に近いほど計測ポイントは細かく、離れると計測間隔が大きくなる。したがって、複雑な咬合面の中央部から滑らかな軸面部に向かう放射状に広がった形態を表現するには、適した座標系であることがいえる。このように、極座標系による歯冠形態の表現は、少ない制御点で三次元形状を再現することを可能にし、また設計の省力化、効率化において有利である。さらにエルミート補間によって、支台歯マージンと連結して固有の歯冠軸面形態を設計する手法においても、極座標の応用は合理的で有効な方法であると考えられる。

3. 支台歯マージンの設定について

咬合面形態は隣在歯、対合歯の形状に合わせて変化させるものであるが、支台歯マージンを変化させることは許されず、忠実に再現しなければならない。そこで、支台歯外形を極座標系で計測しておよそのマージンを設定してから、さらに同一原点の円筒座標系により精密計測してマージンを決定する方法を用いた。この精密計測では、歯冠の直径を 10 mm とすると、方位角 0.5 度の計測では、マージン部での計測間隔は約 44 μm となり、また上下 1 mm の範囲を 50 μm 間隔でプローブを移動させているので、円筒座標系による精密計測の格子間隔は約 50 μm となる。

このようにして得られた支台歯マージン部の 720 本のおののの曲線の、各計測ポイントにおける接線ベクトルを調べ、その方向が急激に変化している点をマージンと決定した。すなわち、1 本の計測曲線の中の、40 個の計測ポイントの接線ベクトルの変化が、設定した値より大きい点を抽出してマージンとし、おののの計測曲線の 720 個のマージン点列をスプライン曲線でつないでマージンラインとした。今回のマージン形態は、ヘビーシャンファーが付与されており、滑らかなマージンラインを自動的に認識することができた。

A-1 は、機構上 5 μm ステップのスティッピングモーターで駆動しており、理論上 5 μm 精度の計測が可能である。しかし、接触式の計測では、ピッチを細かくすると膨大な時間を要することになる。今回、マージンの精密計測には、方位角 0.5 度、50 μm ステップで計測時間は約 1 時間を要した。また、極座標系による支台歯形状計測の結果と、円筒座標系によるマージン部精密帯状計測の結果を重ねる方法は、支台歯表面が粗な計測データであるため良好な適合性は期

待できないが、マージン部では多くとも $\pm 25 \mu\text{m}$ 以下の範囲で指定でき、クラウンに求められる精度は確保できるものと考えられる。

4. エルミート補間による設計について

これまでに報告されている CAD によるクラウンの設計法は、あらかじめ保存されているマスターモデルを歯列に合せて修正する手法、すなわちデータベース化されている点でほぼ一致している。しかし、修正した咬合面形状と支台歯マージンを連結して歯冠外形を決定する方法に関しては、それぞれ違った手法が用いられている。そこで、マスターモデルとマージンを結んで軸面形態を設計する方法として、2 点を滑らかに連結するとき用いられる手法であるエルミート曲線を応用した。マスターモデルの方位角によって定められる 1 本の制御点列を含む平面は、必ずマージンラインを横切る。この平面に最も近い位置にあるマージンポイントを選択して、これと制御曲線とをエルミート補間することによって軸面の形態を決定する。この曲線は無限に存在するが、すでにマスターモデルの終端における接線は決定しているから、マージンポイントの接線ベクトルを任意に指定することにより、自由に軸面形態の設計が可能となる。

歯冠修復における頬舌面形態や隣接面形態に関する研究は、従来より解剖学的立場から、あるいは機能的な立場から多くの業績が報告されている。しかし、その理想的な形態については、その大略の形態と特徴を定性的に論じられているのみで、数量的に表示したものは少ない³⁰⁻³³⁾。ハンドワークによるワックスアップでは、術者の経験、感覚によって適切な豊隆を与えることができるが、コンピュータ支援による設計では、豊隆の程度を数値で表現し、自由に制御しなければならない。したがって、頬舌側面、近遠心の隣接面の理想的な軸面形態を、エルミート曲線などにより定量的に表現する方法を検討する必要がある。それによって、患者固有の軸面形態の設計についての比較検討が可能になるとと思われる。

V. 結 論

歯科用 CAD/CAM システムの開発を目的として、一元的にデータベース化されたコンピュータ支援によるクラウン形状設計のソフトウェアについて、以下のごとく検討した。その結果、自由度が高く、制御が容

易な歯冠形態の設計を行うことが可能となった。

1. 極座標系を用いて歯冠形態を表現することにより、10度間隔のわずか36本の点列で、微細な凹凸をもつ咬合面形態と滑らかに移行する軸面形態を表現することができた。その結果、コンピュータ支援による歯冠形態の設計を少ない点列により制御でき、設計過程が省力化、単純化された。

2. 支台歯マージンの設定法は、極座標系により支台歯外形を計測しておよそのマージンを設定して、円筒座標系で50 μ m単位の帯状に精密計測する方法を用いた。その結果、720本の計測曲線の接線ベクトルの向きが急激に変化する点をマージンと推定して、マージン点列を自動発生させることができた。

3. マスターモデルと支台歯マージンを連結して軸面形態を設計する方法として、2点を滑らかに結ぶときに用いられるエルミート曲線を応用した。その結果、修正したマスターモデルの点とマージンラインの点の接線ベクトルを指定してエルミート補間することによって、軸面形態を自由に設計することができ、各症例に合致した設計が可能となった。

以上の方法は、ユーザー自身が容易にプログラミングできるものであり、パーソナルコンピュータレベルでの応用が可能である。

本論文の要旨の一部は、第86回日本補綴歯科学会学術大会(国際歯科補綴学会・広島, '91, 1991年9月22日)において発表した。なお、本研究の一部は、平成3年度文部省科学研究費補助金奨励研究(A)(課題番号03771473)により行われた。

文 献

- Young, J.M. and Altschuler, B.R.: Laser holography in dentistry, *J Prosthet Dent*, 38: 216~225, 1977.
- Rekow, E.D.: Computer-aided design and manufacturing in dentistry, A review of the state of the art, *J Prosthet Dent*, 58: 512~516, 1987.
- Duret, F., Blouin, J. and Duret, B.: CAD-CAM in dentistry, *J Am Dent Assoc*, 117: 715~720, 1988.
- Moerman, W., Brandestini, M. and Lutz, F.: Chairside computeraided direct ceramic inlays, *Quintessence Int*, 20: 329~339, 1989.
- 稲用隆史, 宮崎 隆, 鈴木 瑛ほか: 放電加工を利用した歯科補綴物製作に関する基礎的研究(第4報) テレスコープ義歯応用への基礎的研究, *歯材器*, 6: 441~448, 1987.
- 木村 博, 川中正雄, 渡辺隆司ほか: 補綴物のCAD/CAMに向けて (4) CADの基本操作とデータベース, *歯材器*, 8: 17~22, 1989.
- 海野一則, 堤 定美, 土肥健二ほか: CAD/CAMにおけるVoxel法による歯冠形態の決定, *補綴誌*, 34・84回特別号: 121, 1990.
- 上田康夫, 内山洋一: コンピュータを用いた歯冠形態の設計(CAD)に関する研究, *補綴誌*, 34・84回特別号: 120, 1990.
- 川端直嗣, 原田 修, 齊藤福一郎ほか: CAD/CAMによる臼歯部人工歯咬合面の複製(第2報) アクリルパターンでの鋳造, *補綴誌*, 34・84回特別号: 169, 1990.
- 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.
- 野々村友佑: 歯科修復用CAD/CAMシステムにおける光学印象法の研究, *愛院大歯誌*, 27: 83~114, 1991.
- 木村 博, 荘村泰治: 歯形状の三次元計測(第10報) 隣接歯とのコンタクトを考慮したCADについて, *歯材器*, 10: 773~778, 1991.
- 宮崎 隆, 堀田康弘, 鈴木 瑛ほか: 放電加工を利用したCAD/CAMシステムの開発に関する基礎的研究(第1報), *昭歯誌*, 11: 65~69, 1991.
- 堀田康弘: CAD/CAMを利用したチタン製コーピングの新しい製法法の開発, *歯材器*, 11: 169~178, 1992.
- Fujita, T., Aoki, H., Nishina, T., et al: Preliminary report on construction of prosthetic restoration by means of computer aided design (CAD) and numerically controlled (NC) machine tools, *Bull Kanagawa Dent. Coll.*, 12: 79~80, 1984.
- Fujita, T., Aoki, H., Nishina, T., et al: A computer-aided approach to construction of coronal restorations, *Bull Kanagawa Dent. Coll.*, 13: 57~62, 1985.
- 青木英夫(研究代表者): 補綴物製作過程の自動化への試み, 昭和59年度, 昭和60年度科学研究費補助金一般研究B研究報告書, 1~45: 1986.
- Aoki, H., Tamaki, K., Fujita, T. et al: Role of advanced technology for studying coronal restorations and clinical assessment of mandibular function, *Bull Kanagawa Dent. Coll.*, 16: 45~51, 1988.
- 深瀬 敦, 藤田忠寛, 石川典子ほか: 数値制御による補綴物製法について(第7報) 多目的加工の試み, *補綴誌*, 33・80回特別号: 87, 1988.
- 青木英夫(研究代表者): 咬合診査システムの開発研究, 昭和62年度, 昭和63年度科学研究費補助金一般研究B研究報告書, 1~51: 1989.
- 深瀬 敦, 藤田忠寛, 玉置勝司ほか: 数値制御による補綴物製法について(第9報) 咬合面形態の表示方法, *補綴誌*, 34・82回特別号: 141, 1989.
- 岡田周策, 鈴木 勝, 林辺 勝ほか: 摩耗の三次元計測システムの開発, *歯材器*, 10: 684~691, 1991.

- 23) Aoki, H., Fujita, T. and Fukase, A.: The concept of CAD/CAM prosthodontics, *Advanced prosthodontics worldwide*, 224~225, WCP HIROSHIMA, '91 Publishing Committee, Hiroshima, 1991.
- 24) Fujita, T., Fukase, A. and Aoki, H.: A practical approach to crown construction using CAD, *Advanced prosthodontics worldwide*, 616~617, WCP HIROSHIMA, '91 Publishing Committee, Hiroshima, 1991.
- 25) 山口富士夫: コンピュータディスプレイによる形状処理工学 (I), 79~149, 日刊工業新聞社, 東京, 1989.
- 26) 浪村博人: 別冊インターフェース, データ構造とアルゴリズム, 136~137, CQ 出版, 東京, 1991.
- 27) Rogers, D.F. and Adams, J.A.: *Mathematical elements for computer graphics*, 119~156, McGraw-Hill Book Co., New York, 1983.
- 28) 藤田忠寛: 下顎運動の情報処理に関する研究—運動の検出機構を中心として—, *神奈川歯学*, 14: 155~176, 1979.
- 29) 荒川秀樹: 歯列弓の三次元的表現と補綴臨床への導入について, *神奈川歯学*, 15: 69~98, 1980.
- 30) 伊藤武志: 歯冠側面の形態学的研究 (上顎第 2 小臼歯), *愛院大歯誌*, 9: 141~169, 1972.
- 31) 斉藤 一: 下顎臼歯部の歯冠側面形態について, *愛院大歯誌*, 12: 261~292, 1974.
- 32) 菊池 香: Crown の頬舌面形態表現法に関する臨床的研究, *歯科学報*, 81: 445~484, 1981.
- 33) 草刈 玄: カントゥア, 正しい歯冠修復のために, 60~75, 医歯薬出版, 東京, 1985.

図 8 支台歯マージンの精密計測 (円筒座標系)

図 10 マスターモデルのアフィン変換 (縮小)

図 9 CAD 設計画面 (マスターモデルの設置)

図 11 設計ラインの微修正

図 12 エルミート補間による歯冠形状の設計