歯科補綴物作成支援システムの開発 (第3報)*

—— 歯科用計測機の開発 ——

河 合 正 治** 角 田 久 常***

Development of Computer Assisted Systems for Manufacturing Dental Prosthetic (3rd Report)

— Development of 3D Measuring Device for Dental CAD/CAM System —

Masaharu KAWAI and Hisatsune KADODA

The system for manufacturing dental crown has been developed by applying CAD/CAM technology, to attain stable and sufficient supply of prosthetic teeth, which will be serious social requirement in the 21st century. In the report, non-contact three dimensional measuring device developed for the system is introduced. Fast measurement in reasonable accuracy for obtaining three dimensional images of dental cast model has been attained.

Key words: dental prosthetics, 3D measurement

1. 緒 言

義歯・歯科補綴物の高精度統一化, またそれと共に製作作業の簡略化, 作業時間の短縮化を図るために, 歯科補綴物作製支援システムを開発した¹⁾²⁾.

現在の歯科臨床において欠損した歯牙を修復し本来の機能を回復させる治療を補綴治療といい, その歯に詰めたり被せたりするものを補綴物と呼ぶ. この補綴治療は図1の左側の流れ図 (Conventional system) に沿って行われる.

	Conventional system	CAD/CAM system
Dental Clinic	(1) Preparation (2) Impression (3) Working cast	(1) Preparation (2) Impression (3) Working cast
Dental Laboratory	(4) Waxing up (5) Investment (6) Heating (7) Casting (8) Polishing	(4) Measurement (5) Solid modeling (6) Designing (7) NC processing (8) Polishing
Dental Clinic	(9) Cementing (10) Occlusal adjustment	(9) Cementing (10) Occlusal adjustment

Fig.1 Crown restoration

従来の補綴作業はこの図1の左側のように歯科医は口腔内(Buccal Capsule)において, (1) 治療する歯を削り形を整え (Preparation), (2) その形をシリコンゴム等で歯型を取る (Impression). その後歯技工所(Dental Laboratory)において次の手順で補綴物は製作される.

(3) 石膏模型(Working cast)を製作する.

(4) 患者の石膏模型の欠損部に溶かしたワックスを盛り付けて (Waxing up), 補綴物を設計する.

(5),(6),(7) ロストワックス(Investment, Heating) により補綴物を金銀パラジウム合金等で铸造 (Casting) する.

(8) これを調整・研磨 (Polishing) した後, 製作完了となる.

この後再度口腔内において製作された歯科補綴物を (9) 治療する歯に接着し(Cementing), (10) 最後に噛み合わせなどを調整して (Occlusal adjustment) 治療完了となる.

この方法は精度の良いものを比較的安価に製作できるという利点があるが, 一方, 課題として, ロストワックスによる铸造ミス, 経験・習熟度による差が存在すること, があげられる.

本報では, この課題を補い, かつ作業負担の低減を目標にして歯科補綴物作製支援システムを開発した. 本システムは, 歯科用計測機, CAD/CAM 部, 加工機から構成される. 本システムを用いた補綴作業の流れを図1の右側に示す. 現状の工程(4)~(7)を CAD/CAM システムに置き換えることを目標にシステムを開発した.

その内容は石膏模型を計測し設計に必要なデータを入力する Measurement 工程, パソコン(PC)上で補綴物を設計し加工ツールパスを生成する Solid modeling, Designing 工程, 5軸 NC 加工機によりチタンもしくはセラミックス系材料を加工する NC processing 工程である.

本報では歯科用計測機の開発と歯牙形状の計測方法について報告する.

2. 歯科用計測機

今回, 開発した歯科用計測機は, 歯科補綴物のうち最も需要の多い歯冠 (クラウン), また架工義歯 (ブリッジ) の製作を想定し, 石膏模型を高速かつ精度良く計測することを目的とした. 図2に開発した計測機的全景を示す.

2.1 計測対象と計測範囲・精度

(1) 計測対象

CAD における設計に必要な部位は, 1) 支台歯形状及びマージライン, 2) コンタクトポイント (隣在歯・対合歯), 3) 全体形状

* 原稿受付 平成 10 年 9 月 21 日

** 正 会 員 (株) ニコン (東京都品川区西大井1-6-3)

*** (株) ニコン

Fig.2 Photographs of measuring device developed

である。特にマージン部分を再現良く計測することが最も重要である。

本計測機の計測対象は石膏歯牙模型とシリコン製歯牙複製である。図3に石膏模型を示し、図4にシリコン製歯牙複製を示す。図5は計測対象の模式図と名称を示す。

Fig.3 Dental cast model

Fig.4 Silicon bite impression

① 歯牙石膏模型

石膏模型で計測するのは補綴物を装着する支台歯 (abutment tooth) とその隣在歯 (adjacent teeth) である。

支台歯は、歯科医によりあらかじめ口腔内にてダイヤモンドバーにより齧蝕部等を削除されている (この作業を支台歯形成という) 歯牙の石膏型である。完成した補綴物とマージンライン (marginal line) と呼ぶ補綴物と歯の境目の精度が悪いと、治療後に二次齧蝕してしまう可能性がある。そのため次工程のCADでこのマージン部

Fig.5 Measuring objects

分を認識できるように計測するのが重要である。

隣在歯の計測においては、支台歯に隣接する歯牙の歯冠との接触が想定される箇所 (コンタクトポイント) が重要である。隣在歯の計測値により、歯冠設計では幅方向の形状と寸法を決定する。

② シリコン製歯牙複製

支台歯の上下反対側の歯列すなわち対合歯 (opposite teeth) をシリコン印象にて型をとった凹模型をシリコン製歯牙複製という。完成する歯冠と対合歯との接触する箇所 (コンタクトポイント) が重要であり、このデータは歯冠の高さ方向の設計に使われる。

(2) 計測範囲・精度

現行の鋳造過程の場合、仕上がり精度すなわちマージン部分垂直方向のすきまは経験的に 100~200 μ m 程度である。そのため、計測機の目標精度を円筒計測に対しては $\pm 20\mu$ m、半球・格子計測に対しては $\pm 15\mu$ mに設定した。

支台歯や隣在歯などの歯牙形状の計測には円筒計測を、対合面の計測にはXY平面計測計を採用した。計測領域は歯牙の大きさから考えて円筒範囲で直径 12mm 高さ 10mm、XY平面では 25 $\times$ 40mm とした。

2.2 開発した歯科用計測機

(1) 計測機のハードウェア構成

① 全体構成

本計測機は制御部、ステージ (stage)、レーザプローブ (laser probe)、各ドライバ及びコントローラ (stage driver, controller) で構成される。図6はその構成ブロック図である。制御部には PC ベースのボードコンピュータ (CPU) を採用し、高速なデータ処理が可能である。またイーサネットボードによりデータ転送を LAN 経由にて行う。

Fig.6 Block diagram of controlling system

② 駆動機構

ステージの機構は、 θ , α , X, Y, Z の 5 軸制御方式を採用した。図7にその駆動の構成概念図を示す。歯牙模型を回転・移動する θ , X, Y 軸、プローブを被験物に対し上下・旋回運動する α , Z 軸から構成される。これらは以下の特徴がある。

・ θ 軸 (θ stage)

θ 軸は連続回転を行う。

・ α 軸 (α stage)

α 軸は図7に示す旋回機構を採用した。これにより側面から上面へ連続な形状を計測することが可能になり、データ処理やデータ配列の整合性を考慮することなく、短時間でCAD部へのデータ出力が可能である。またバックラッシュを避けるためギヤを使用せずダイレクトドライブ式モータを採用した。また本来 α 旋回を0~90°まで行うことにより全体形状を得ることは可能であるが、計測精度や信頼性を向上するため、 α 旋回角を-5°から185°まで可能にする機構を採用した。

・XYテーブル (XY table)

被計測物の歯牙の回転中心を計測範囲に一致させることを調整可能にするため、XYテーブルは θ 軸の上に位置させた。レーザープローブの計測深さの中に外形形状を入れることができるので各歯牙の正確な円筒座標データを得ることができる。

Fig. 7 Stage configuration

ステージ移動範囲は、 θ 軸が360°回転（スリッリングを用いて連続回転可能）、X、Y軸の移動範囲はそれぞれ25、40mmである。Z軸の移動範囲は25mm、 α 軸の範囲は-5~185°までとした。

計測結果として図8に示すように、歯牙形状計測（whole tooth measurement）で θ 、 α 、Zの座標に対して円筒座標データまたは極座標データ、対合歯計測（opposite teeth surface measurement）ではX、Yに対してZの座標データが得られる。

Fig. 8 Measuring coordinate

③ 計測プローブ

プローブは三角測量式のレーザープローブ、キーエンス社製LC-2450を使用した。主な内容は以下の通りである。

方式：半導体レーザーとPSDを用いた三角測量方式
作動距離：50mm

計測範囲：±8mm

分解能：0.5μm

直線性：±0.05%(FS)

応答周波数：20kHz

光源：半導体レーザー

波長/出力：670nm/平均950μW

クラス：クラスII

最小スポット径：45×25μm

(2) ソフトウェア構成

計測するのに必要な動作をブロック化したソフトウェア構成になっている。操作は表示モニタとキースイッチを用いた対話式の操作方法を採用した。図9にソフトウェア構造を示す。

Fig. 9 Procedure of measurement operation

○初期化ブロック

プログラム起動後、各軸イニシャライズ、また条件設定ファイルの読み込みを行う。

○計測条件設定ブロック

設定情報は、歯牙計測数、計測ピッチ、歯牙中心位置の設定、マージン上部位置の設定等である。

○支台歯計測ブロック

動作としては、歯牙中心位置まで移動、マージン下限位置の設定、円筒計測2種類、半球計測がある。マージン下限は目視かつマニュアルで設定する。円筒計測方法は、側面から距離を測る円筒計測1（下→上）、側面から距離を測る円筒計測2（上→下）があり、半球計測は、旋回運動をして側面から上面の距離を測る。

○隣在歯計測ブロック

動作として、歯牙中心位置まで移動、円筒計測1、半球計測、円筒計測2がある。計測方法は支台歯計測と同じである。

○対合歯計測ブロック

歯牙中心位置まで移動、格子計測の動作がある。計測方法は、上面から高さ方向の距離を測る格子計測で、 θ が0°かつ180°の2方向から測る。

○計算ブロック

計算内容は、角度の補正、エッジ処理（距離データと受光量データを組み合わせる）、エラー処理、頂上計測点の代表化、直交座標への変換などである。

○データ転送ブロック

計測データをCAD部に転送する。ファイルは最大8Mバイト程度である。

(3) 計測ピッチと計測時間

計測は角度ピッチ1, 2, 3, 5°の4段階とし、長さピッチは0.1, 0.2, 0.3, 0.5mmとした。支台歯、隣在歯については形状全体のデータを、対合歯については深さ方向（Z軸）のみのデータを採取する。一般的に支台歯1歯あたりの所要時間は3°ピッチのとき、計測点は約8000点で、所用時間は約2分で、対合歯の計測点は約5000

点で所用時間は約3分、すべての歯の計測時間は約11分となる。

3. 精度確保のための対策

3.1 円筒計測による精度の検討

図10は、セラミックスピンゲージをテーブル上で回転し、側面からの計測データをグラフにしたものである。横軸は θ 軸で、縦軸が計測値である。計測対象は円柱形状のピンゲージで、直径は10.0mmである。材質はジルコニアセラミックスである。計測グラフより、既知寸法とのずれが、既知寸法10.0mmに対し $+7\mu\text{m}$ から $-7\mu\text{m}$ に入っていることがわかる（ただし、Zが高さ $+12\sim-8\text{mm}$ の範囲内）。

Fig.10 Measurement data of ceramic pin gauge (side angle)

3.2 上面計測による精度の検討

図11はセラミックスブロックゲージの上面からの計測結果である。計測対象のブロックゲージで、ゲージをXYテーブル上に置き、X方向に移動させながら計測した。既知高さゲージ2個とその段差の計測を行った。グラフの横軸はX座標、縦軸が計測データである。一方のゲージの高さは7.220mmで、2つの段差3.0mmである。結果はグラフから、既知寸法とのずれが高さ7.220mmに対し $\pm 3.4\mu\text{m}$ 、既知段差3.0mmに対し $\pm 0\mu\text{m}$ であった。

Fig.11 Measurement data of ceramic pin gauge (top angle)

3.3 被計測材料の影響とその対策

今回採用した三角測量方式のレーザプローブの問題として、溝に対するレーザ反射光の二次反射の影響があり、異常形状として観察されることが多い。図12は、レーザ光の二次反射のために起こる計測形状の異常値を表したもので、縦軸は計測の変位量、横軸はXステージの移動量である。

試料の本来の形状は溝の底の角度が 90° のV溝であり、計測ピッチは $10\mu\text{m}$ で、総計測数は500点である。レーザプローブ光の当て方の方向を変えた時の、変位量出力を示しており、レーザビームと受部のなす平面が、V溝の方向に対し、 0° 、 90° 、 180° 、 270° の場合（ビーム方向と呼ぶ）について計測した。グラフをみると、ビーム方向が 0° と 180° の場合に特に大きな異常変位値が観測

Fig.12 Influence of secondary reflection of laser beam

されている。その理由は、図13のように、V溝の片面に当たったビームが、本来の一次反射光以外に、もう一面に反射した二次反射光をひろってしまうからである。

Fig.13 Secondary reflection of laser beam

このため通常使用する歯科用石膏模型の溝部分を計測した場合、石膏地肌が明るい色のため、二次反射光が強く、異常形状を観測する可能性が高い。この対策として、黒色塗料を石膏に混ぜて硬化させたり、また石膏表面に塗料を塗布して、表面の反射光量をコントロールすることを行った。図14は、石膏を黒色に着色下行った計測データで、ビーム方向が 0° と 180° の平均値、 90° と 270° の平均値、の2つの計測データで、V溝の形状が正確に計測されていることがわかる。この結果、資料の石膏を黒く着色することで、二次反射光の影響を無視できることが確認された³⁾⁴⁾。

Fig.14 Measurement using black colored cast model

4. 計測の実施例

本計測機における実際の計測結果を以下に示す。このデータは、実際の歯冠の設計・加工に使われたものである。

図15は、支台歯の形状の計測結果をグラフィック表示したもので、高さ方向の計測ピッチは細かいところで 0.1mm 、粗いところで 0.5mm 、円周方向の角度ピッチは 1° である。計測に所要した時間は4分間であった。

Fig.15 Measurement data of abutment tooth.

図16は、治療する歯の周辺部分の計測結果を示したものである。計測部分は、支台歯、両隣在歯、対合歯の咬合面である。図15と同様に高さ方向の計測ピッチは0.1mmと0.5mm、円周ピッチは1°である。計測の全所要時間は20分である。

Fig.16 All measurement data for crown designing

5. 今後の課題

5.1 マージン部エッジ処理

4.3節で述べたようにレーザスポットや、計測ピッチの影響により、エッジ状のマージン部分になりが発生する。

スポット（またはスリット）光の小径化にも限界があり、ピッチの細分化もデータ増大につながる。これについてはデータ処理段階で一定の条件（マージン部）を前提にした補正プログラムを用いてエッジ生成を行うことで解決できるであろう。

5.2 計測の効率化

再現性の良い歯科補綴物を作製する条件として、計測ピッチを細かくして、細かな形状を得られるようにすることがあげられる。しかし一方、所要時間・データ点数が増大し、CAD/CAM部での負担も無視できなくなる。

よって必要な部位のみデータを選択計測する方法でデータ点数を減少する方式を検討している。

6. まとめ

本研究では、歯牙専用の計測機を開発し、次のことを確立することができた。

- (1) レーザプローブによる石膏型計測による歯牙形状計測の手法を確立した。
- (2) 専用計測機を開発し、補綴物作成に必要な計測精度を達成した。
- (3) 二次反射光の影響による異常計測値の出現に対し、石膏型の着色という回避法を確認することができた。
- (4) 実用的計測時間、1歯4分、全体計測で20分間を達成した。
- (5) 開発した歯科用計測機は、一連の歯科補綴物作成支援システムにおいて有効に機能することが確認できた。

なお、本研究は、通産省産業科学技術研究開発制度に基づく医療福祉機器技術研究開発プロジェクトとして、NEDOの委託により、(株)ニコン、日立精工(株)、(株)ジーシーの3社で共同研究したものである。

参考文献

- 1) 河合正治, 馬場真佐美: 歯科補綴物作成支援システムの開発(第1報) - 生体形状モデラーの開発とクラウン設計システム -, 精密工学会誌, 64, 11(1998)1603
- 2) 河合正治, 馬場真佐美: 歯科補綴物作成支援システムの開発(第2報) - 歯冠設計システムの開発 -, 精密工学会誌, 65, 2(1999)255
- 3) 木村 博, 莊村泰司, 渡辺隆司: 歯形状の三次元計測(第五報) - 複眼式レーザ変位計による計測について -, 歯材器, 9(1990)295
- 4) 赤尾 剛, 中村隆志, 丸山剛郎, 高橋純造, 莊村泰司, 木村 博: ラミネートベニア修復用 CAD/CAM システムの開発に関する研究(第1報) - 形状計測システムについて -, 歯材器, 11(1992)685