

新しく開発した歯科用CAD/CAMシステムによる チタンクラウンブリッジの製作法

根岸 政明¹⁾, 竹部 茂¹⁾, 神田 俊昭¹⁾, 植木 一範²⁾, 佐野 裕子²⁾, 下河辺 宏功³⁾

¹⁾ 財団法人歯友会 歯友歯学会附属医療機材研究所

²⁾ 明倫短期大学 歯科技工士学科

³⁾ 明倫短期大学 歯科衛生士学科

Manufacturing of a Titanium Crown Bridge by Using a New Dental CAD/CAM System

Masaaki Negishi¹⁾, Shigeru Takebe¹⁾, Toshiaki Kanda¹⁾,
Kazunori Ueki²⁾, Yuko Sano²⁾ and Hirokata Shimokobe³⁾

¹⁾ *The Shiyukai Foundation, The Medical Machinery and Materials Laboratory attached to Shiyu Academic Dental Circles*

²⁾ *Department of Dental Technology, Meirin College*

³⁾ *Department of Dental Hygiene and Welfare, Meirin College*

前報までに著者らは新しく開発した歯科用CAD/CAMシステムによりチタンクラウンの臨床試験に成功し、また3次元測定および機械加工に関する精度評価をおこなって、チタンブリッジ製作が可能な性能を有していることを確認した。そこで本研究では、石膏模型上でチタンブリッジの製作を試みた。

上顎左第1大臼歯が欠損、第2小臼歯および第2大臼歯が支台歯の石膏分割模型を製作した。支台歯形成法はクラウン製作時に明らかになった次の点に留意した。マージンラインは明瞭に、また表面は滑らかに、そして咬合面隅角はR1以上の面取り処理をする。石膏模型をSurveyor1000(マツオ製)で3次元測定しコンピュータへ入力した。DUCT(デルキヤム製)により、支台歯部はクラウン設計法をもちいて、また、欠損部はリッジラップ形態のポンテックとし、ブリッジのCAD設計をおこなった。ブリッジの加工はチタン材料を用いて3次元加工機(ミマキ製)でおこなった。その結果、以下の知見が得られた。

- 1) 支台歯部のクラウン設計法はブリッジ設計においても有効であった。
- 2) 石膏模型への適合性について研磨仕上げ代 $50\mu\text{m}$ 、セメント層クリアランス $50\mu\text{m}$ の設定でクラウン製作時と同程度良好な結果が得られ、本システムによるチタンブリッジ製作が可能であることが示された。
- 3) 完成まで89時間を要した。したがって今後は時間短縮の検討をおこなう。

キーワード: CAD/CAM, チタン, ブリッジ, 機械加工, 適合性

The authors succeeded in the clinical trial of the titanium crown prepared by a dental CAD/CAM system that they developed in a previous report. They also evaluated the accuracy of the three-dimensional measurement and machining, the result suggested that the manufacturing of the bridge was possible. In this study manufacturing of a titanium bridge was tried on a plaster model by using this system.

The bridge model used consisted of a left second bicuspid molar and a left second molar as an abutment with a left first molar as a pontic. The abutments were prepared to be a clear marginal line, smooth surface and occlusal line angle with more than R1. The three-dimensional data of the model measured by a Surveyor1000 (MATUO Co.) were input to a computer. The design of the bridge was carried out using the registered crown data by DUCT (DELCAM Co.). A ridge lap type was selected for the pontic. The machining of the bridge from a titanium block was carried out by a three-dimensional machine (MIMAKI Co.).

The results obtained were as follows. 1) The design of the crown for abutments were available in this system. 2) By setting a $50\mu\text{m}$ thickness for polishing and a $50\mu\text{m}$ clearance for cement space, clinically acceptable adaptation was obtained. 3) A total of 89 hours were spent to complete the bridge, therefore shortening the processing time will be required.

Key words : CAD/CAM, Titanium, Bridge, Machining, Cavity adaptation

緒 言

平成7年以来、我々は独自に歯科用CAD/CAMシステムの研究・開発を進め、平成11年にはチタンクラウンの臨床試験に至っている¹⁾。現在、さらにより高度な技術が要求されるチタンブリッジの製作法の確立を目指している。

国内における歯科用CAD/CAMの研究^{2)~7)}ではブリッジに関する報告は少ない。さらにシステムとして市販されている装置はCadim⁸⁾(株式会社アドバンス)、GN-I⁹⁾(株式会社ジーシー)、DECSY¹⁰⁾(メディア株式会社)の3機種であるが、ブリッジ製作についてはこれらのうち初期型のCadimだけが対応していた。しかし最新型ではブリッジの製作が可能な市販装置はない。

ブリッジの製作が可能か否かは機械のサイズや動作ストロークなどの物理的制約に有ることは明らかである。さらにブリッジの場合、単冠よりも広い範囲で適合性を求められるため、歯科用CAD/CAMシステムによる3つの作業工程「3次元測定→データ処理→機械加工」の中で、「3次元測定」時の測定精度と、「機械加工」時の加工精度という2つの要因がブリッジ製作の可否に繋がると考えられる。

我々のシステムにおいて工程別には測定精度¹¹⁾、加工精度¹²⁾ともにブリッジの製作が可能である性能を有することを確認している。そこでチタンクラウンの製作法を踏襲し、石膏模型を使って本システムによるチタンブリッジの製作について試みたので報告する。

試験方法

1. 石膏模型の製作

ブリッジとして上顎左側第1大臼歯を欠損とし、第2小臼歯、第2大臼歯を支台歯としたモデルを想定した。図1に支台歯形成をおこなった石膏分割模型を示す。

支台歯形成方法はクラウン製作時に明らかになった次の点に留意した。

- マージン部の形態はシャンファータイプとし、マージンラインは明瞭にする。
- 支台歯の表面は、切削傷が無くなるよう可及的に

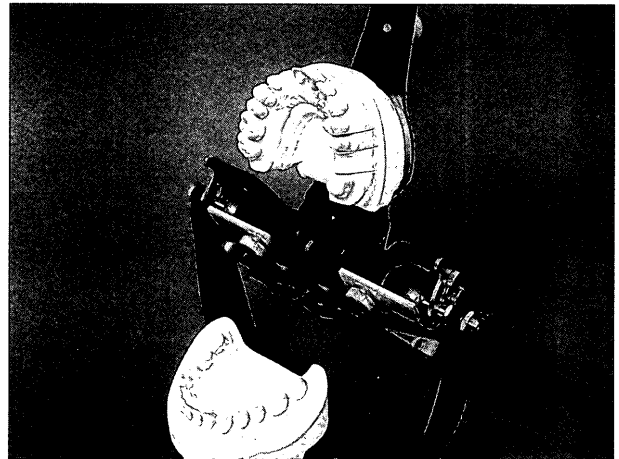


図1. 上顎左第1大臼歯欠損の石膏分割模型

滑らかにする。

- 咬合面隅角はR1以上の面取り処理を施す。

また図2は上顎左側第2小臼歯～第2大臼歯にワックス塊を固定し、咬合器上で上顎を前方および側方に滑走運動させて、下顎対合歯の咬合関係を印記したFGPワックスレコードから置き換えたFGP石膏レコードを石膏模型上へ装着したところである。



図2. 石膏模型上に装着したFGP石膏レコード

2. 石膏模型の3次元測定

3次元測定機(マツオ製Surveyor1000)により、製作した石膏模型の上顎左側第2小臼歯、第2大臼歯の支台歯をクラウンの3次元測定法¹³⁾に準じそれぞれ咬合面、近遠心面、頬舌側面の5方向から点間ピッチ

0.1mm, 線間ピッチ0.2mmで3次元測定をおこなった。第1大臼歯の歯肉形態は咬合面の1方向から、隣接歯である第1小臼歯は遠心面の1方向から点間ピッチ0.1mm, 線間ピッチ0.2mmで、またFGP石膏レコードは咬合面の1方向から点間ピッチ0.1mm, 線間ピッチ0.4mmで3次元測定をおこなった。近遠心面, 頬舌側面を測定する場合は各測定面を測定センサすなわち上部に固定されたレーザヘッドの方向へ向けるため, 石膏模型を固定している測定テーブルを傾斜させた。

3. ブリッジの3次元設計

3次元測定によって得られた石膏模型の形状データから3次元CAD(デルキヤム製DUCT)により次の手順でブリッジの設計をおこなった。上顎左側第2小臼歯, 第2大臼歯の支台歯上にはクラウンとして, また第1大臼歯の歯肉形態上にポンティックとして, データベースに登録済みの人工歯(東伸洋行製PBM32)の歯冠データを配置した。3つの歯冠データをサイズ合わせ, 辺縁隆線の高さ合わせ, マージンラインと最大豊隆線の相対バランス, 歯列の並び, 隣接歯である第1小臼歯とのコンタクトの調整をおこない, 最適な位置と角度およびサイズを決定した。第1大臼歯部のポンティック基底面は, 歯肉形態のデータをもとにリッジラップ形態に設計した。3つの歯冠のコンタクト部はそれぞれ0.2mm重複するよう設計し, ブリッジとして歯冠同士の結合をおこなった。また, 対合歯との咬合関係についてはFGPデータを用いて重複部を修正し, 3次元のブリッジモデルを作成した。

4. チタンの機械加工

機械加工用に準備した工具は超硬ボールエンドミル(OSG製)で, 工具の直径は荒加工用 $\phi 4$, 中仕上用 $\phi 3$, 仕上用 $\phi 2$, 1の合計4本である。それぞれの工具に対して切削条件を設定しCAMソフト(デルキヤム製PowerMill)で加工データを作成した。

機械加工で使用した3次元加工機¹⁾(ミマキ製 特注機)は, 被削材を固定する治具を 180° 回転位置決めが可能で, 咬合面部および支台歯凹部の2方向から加工できる構造を有している。また, 加工中には加工硬化を防止するため水溶性クーラント材(ジュラロン製)を吐出し, 冷却をおこなった。加工する材料として純チタン(千葉金属製JIS2種)を幅 $14 \times$ 高さ $14 \times$ 長さ 33mm のサイズで準備した。

5. 研磨仕上げ

機械加工後のチタンブリッジは次の工程で研磨仕上げをおこなった。

- ビッグポリッシングポイント(東洋)で咬合面以外の全面を研磨する。
- ホワイトポイント(松風)で咬合面を中仕上げする。
- カーバイトバー(エメスコ)で溝部を調整する。
- シリコンポイント(松風)で全体を仕上げる。
- 研磨材ポリホワイト(東伸洋行)でブラッシングによる艶出しをおこなう。
- バフ仕上げをおこなう。

結果および考察

1. 石膏模型の3次元測定

石膏分割模型の部位毎に3次元測定をおこなった。上顎左側第2小臼歯, 第2大臼歯の支台歯は精度良く形態を測定するため, 測定時に測定テーブルに角度を与え, 咬合面, 近遠心面, 頬舌側面の5方向から測定を実施した。図3-aに第2大臼歯支台歯の測定データ, 図3-bに測定時の測定テーブル角度分を逆回転補正し正規の位置に戻したデータを示す。第2小臼歯支台歯は測定時間10分54秒で7,104点, 第2大臼歯は17分27秒で12,442点を入力した。第1大臼歯の歯肉形態は咬合面方向から測定し, 9分33秒で7,724点を, また隣接歯である第1小臼歯は遠心面を測定し, 3分48秒で2,903点を入力した。

測定データはそれぞれスムージング処理や不要データの削除等の編集処理¹⁾を経て, 図4に示すようにブリッジ製作に必要な石膏模型上の全形態をコンピュータ上に再現した。

また, 対合関係を印記したFGPレコードは咬合面方向から測定し, 13分45秒で11,281点を入力した。

石膏模型およびFGP模型の測定時間合計は55分27秒で, 41,454点を入力した。チタンクラウン臨床応用で下顎右側第1大臼歯の支台歯を測定した場合では, 測定時間35分で27,000点を入力し, 今回のブリッジではこれと比較して1.5倍のデータ量であった。支台歯は2本であるためデータ量も2倍程度と予想していたが, 比較的低い数値を示したのは支台歯が小サイズであり測定面積が少なかったためである。

2. ブリッジの3次元設計

上顎左側第2小臼歯および第2大臼歯の支台歯上のマージンラインと思われる変曲点を順次結んで閉曲線

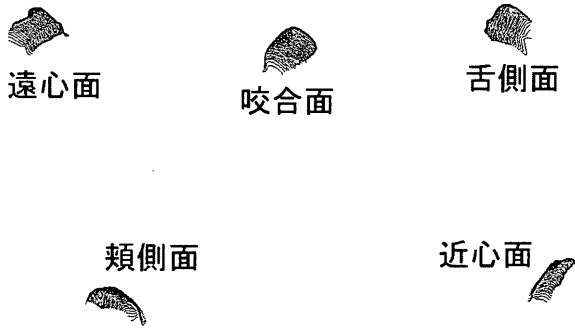


図3-a. 測定データ

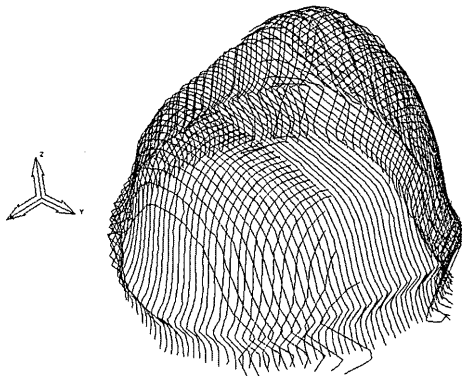


図3-b. 回転補正後データ

図3. 支台歯(上顎左第2大臼歯)の3次元測定データ

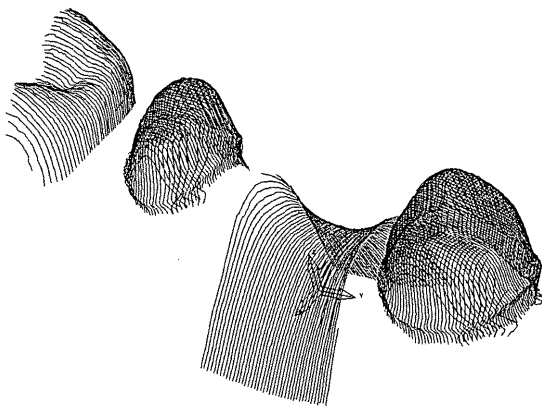


図4. 石膏模型形態のコンピュータ上における再現

を作成し、これにスムージング編集処理を施して、それぞれのマージンラインを作成した。さらにマージンライン以下のデータを削除して図5を得た。

図6はデータベースに登録してある歯冠形態を第2小臼歯、第2大臼歯の支台歯上と第1大臼歯欠損部に配置したところで、各歯冠データを移動、回転、拡大縮小をXYZ軸方向にそれぞれ修正を加え最適な位置とサイズを決定した。変形および位置調整の方法として近遠心的位置関係とサイズに関しては、第1小臼歯の隣接面にコンタクトが得られるように第2小臼歯の歯冠位置を決定した。さらに第2小臼歯、第2大臼歯の

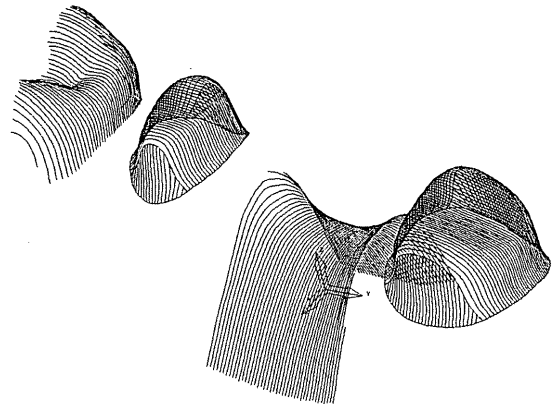


図5. マージンラインの作成

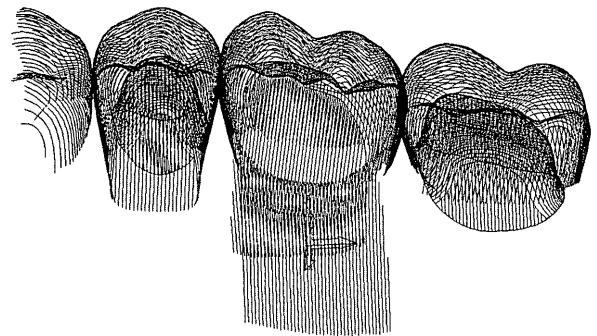


図6. 歯冠データの配置

歯軸を参考とし歯冠形態の中心位置を定めて、第2小臼歯、第1大臼歯および第1、第2大臼歯のコンタクト部をそれぞれ0.2mm重複(オーバーラップ)して歯冠同士の連結をおこなった。高さ方向の位置関係は第1小臼歯の隣接歯とブリッジ用に配置した歯冠の咬頭高さや、辺縁隆線の高さで合わせ込み、また頬舌方向の位置関係は上方より見た場合の支台歯上のマージンラインと歯冠上の最大豊隆線との相対位置のバランスと石膏模型データの歯列を考慮し決定した。

CADのモデルに対して加工をおこなう場合、使用する工具はボールエンドミルで先端は球形状のため、ブリッジ上の歯冠間の奥まで切削できないので図7に示すとおりコンタクト部の接触面積はCADモデルよりも大きくなる。したがってCADモデル上では連結部のオーバーラップ量を小さく0.2mmに設定した。また本研究と並行して、有限要素法による応力解析でブリッジ連結部の最適設計に関する研究^{14,15)}をおこなっており、その結果を待ってブリッジ設計に反映したいと考えている。

次に歯冠データの最大豊隆線以下の設計をおこなった。第2小臼歯、第2大臼歯の歯冠データは最大豊隆線から、それぞれの支台歯のマージンラインへ滑らかに接続した。また第1大臼歯の欠損部では測定した歯

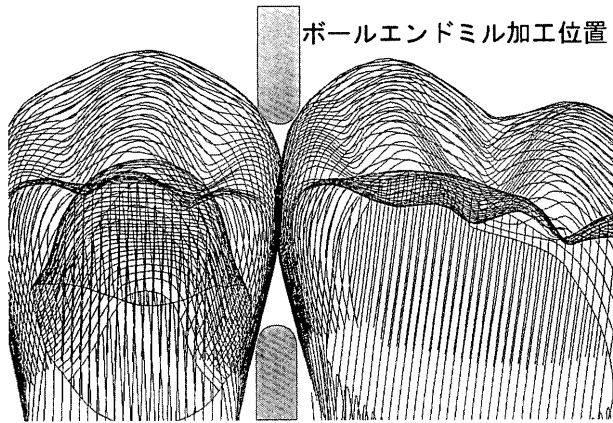


図7. 歯冠間の切削状態

肉形態のデータを基にリッジラップ形態の基底面を作成、配置した歯冠データと結合してポンティックを設計して、図8のブリッジモデルを得た。

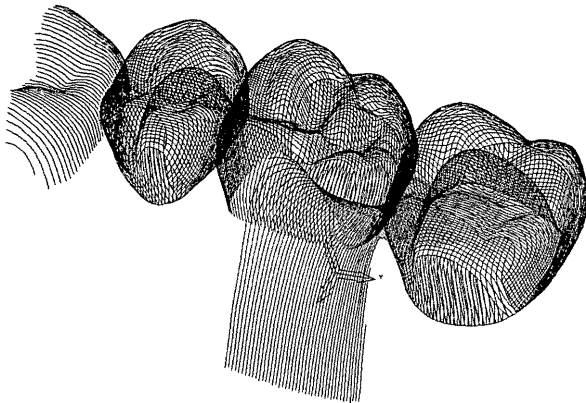


図8. 基底部の設計

咬合関係の修正をおこなうため、ブリッジモデル上にFGPデータを配置した。ブリッジの咬合面とFGP面の干渉部を視覚的に調べるため、CADのカラーシェーディング（色付け陰影処理）機能を用いて、咬合面を淡色、FGP面を濃色で表示したのが図9である。第2小臼歯の咬合面上には最大0.10mm、第1大臼歯上に

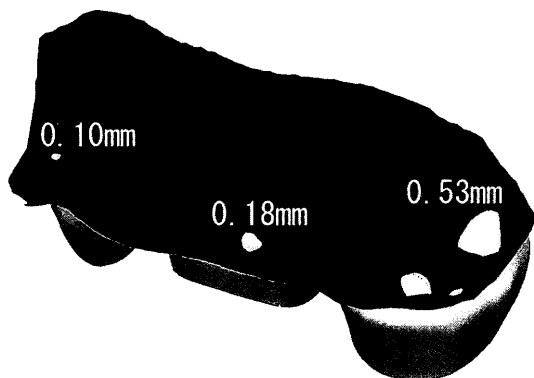


図9. FGPによる干渉チェック

は0.18mm、第2大臼歯上には0.53mmの干渉部が確認された。これらの重複部について、歯冠データ咬合面の各部位におけるデータを干渉量分、下方に位置修正し咬合関係を改善した。

機械加工では、ブリッジの咬合面すなわちブロックの表面を加工し、次にブロックを反転してクラウン内面すなわち裏面の加工をおこなうので、180°回転位置決めのできる固定治具に支持させるため、長径7mm、短径4.6mmの楕円形棒状のサポートを第2大臼歯の遠心側に付与し、図10のブリッジモデルを完成した。

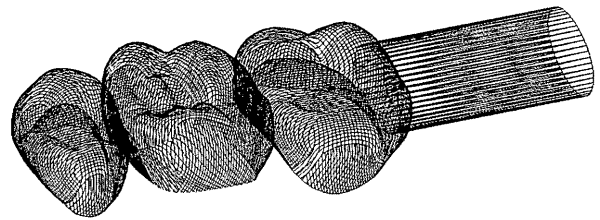


図10. CAD上で完成したブリッジモデル

上顎左側第2小臼歯および第2大臼歯の設計はクラウンの手法を応用し、さらに第1大臼歯欠損部のポンティック設計法を確立してブリッジの3次元設計を完了することができた。ブリッジ設計時間は79時間で、臨床応用時のクラウン平均設計時間50時間の160%を要した。内容的にはクラウン2本とポンティックを設計したことになり、作業量としては2.5倍と予想されたので、今回は効率的なCAD設計が実施されたと思われる。しかし、この設計時間の多くはCADモデルにおける点群データの処理に費やされている。3D-CADモデルの種類としては我々が使用しているWire-Frame-Model（点群または線群データ）の他にSurface-Model（面データ）、Solid-Model（中実データ）があり、Surface-Modelでは変形処理等が画期的に高速化が可能で、設計時間短縮を目的とし登録歯冠データベースのSurface-Model化を図りたいと考える。

3. チタンの機械加工

臨床応用におけるチタンクラウン製作時に明らかになった次の点に留意して、CAMにより加工データを作成した。

- マージン部および歯冠形態全体は50 μ mの研磨仕上げ代を付与する。
- 支台歯とのセメント層クリアランスとして冠内面に50 μ mを設定する。

図11は作成した加工データにおいて不具合の有無を確

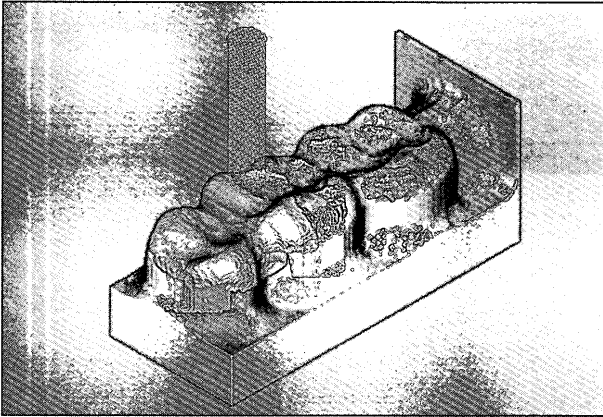


図11. コンピュータ上での加工シミュレーション

認するための、コンピュータ上での加工シミュレーションを示す。

チタンブリッジの機械加工は咬合面側の表加工にボールエンドミルφ4荒加工81分、φ3中仕上加工65分、φ2仕上加工57分、φ1仕上加工32分を、また冠内面側の裏加工にφ4荒加工105分、φ3中仕上加工76分、φ2仕上加工68分、φ1仕上加工54分で、合計538分の加工時間を要し、チタンクラウンの加工時間実績の180%であった。加工に長時間を要した理由として、使用したチタン素材ブロックは各種試行用に汎用性を持たせ少し大きめのサイズに設定したこと、クラウンと比較して材料サイズ的に加工時の振動対策が必要と考え工具送り速度を80%程度に下げたことに起因している。今後、加工時間短縮のため、形態に合わせた各種サイズを揃えることと、高速加工化のための加工条件見直しを図りたいと考える。

図12はφ3工具による中仕上加工完了時の写真である。第2小白歯の歯冠下方には加工時の振動抑止のため、ネジで高さ調整可能なサポートロッドを介している。

図13にすべての加工が終了し、3次元加工機から取り外したチタンブリッジを示す。表面には仕上加工時に付いた工具軌跡の筋が確認できるが、表面粗さについては別試験により最大高さ $R_y = 5 \sim 7 \mu\text{m}$ 程度であることを確認しており¹⁶⁾、研磨作業への影響はないと判断される。

ブリッジ製作時間をクラウンの場合と比較すると、測定150%、設計160%、加工180%の時間を要した。製作したブリッジは3歯であることから、クラウンに対して3倍程度の作業時間が必要と考えていたが、全体の作業時間は測定データ量、すなわち製作物のサイズに比例することが確認された。

臨床に応用できるシステムに完成するための長期的

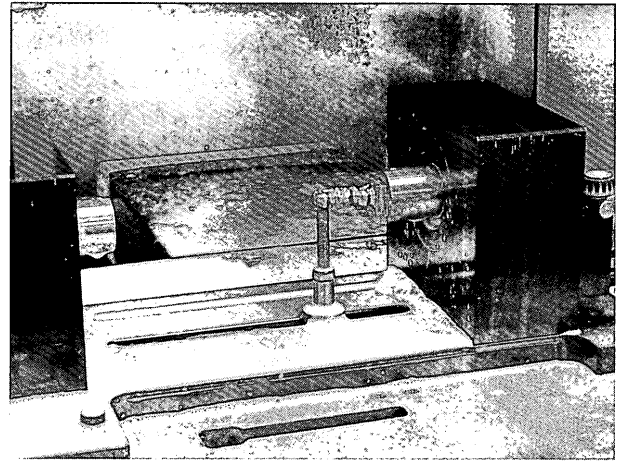


図12. 中仕上加工完了時のチタンブリッジ

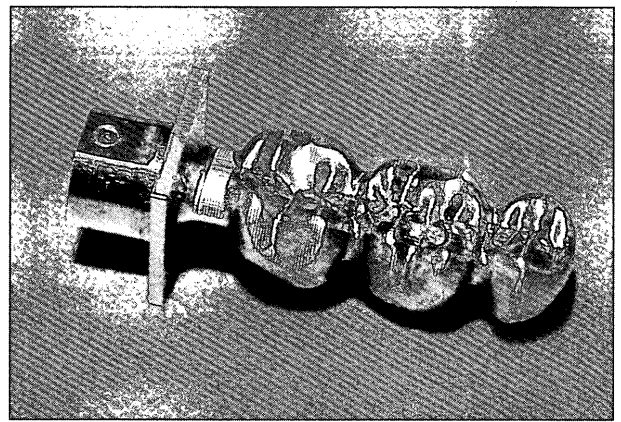


図13. 機械加工が完了したチタンブリッジ

構想は、各作業工程時間の大幅短縮である。今回製作対象としたブリッジの場合、測定時間は55分27秒であったが、近年進歩した3次元測定技術ではスリットレーザー光による高速スキャンが可能となり10秒程度に短縮、さらには口腔内を直接的に3次元測定する装置を検討したい。また設計は79時間を要したが歯科専用のCADソフトウェアの開発により10分を目標とする。さらに加工時間実績538分については加工技術の最先端である空気静圧主軸¹⁷⁾を装備した超高速加工技術により1/10である50分を狙っていきたい。

4. 研磨仕上げ

図14に研磨仕上げ後、石膏模型上へ試適をおこなったチタンブリッジを示す。歯冠全体に研磨仕上げ代 $50 \mu\text{m}$ を設定したことにより、隣接歯である上顎左側第1小白歯とのコンタクト部および第2小白歯、第2大臼歯のマージンライン部の研磨作業性は良好であった。またセメント合着は実施していないが、セメント層クリアランス $50 \mu\text{m}$ の設定により、臨床応用時のクラウンと同程度良好な石膏模型への適合性が見られ、チタン

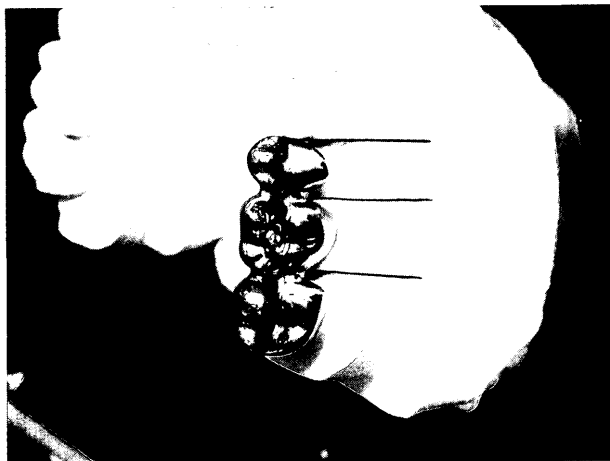


図14. 完成したチタンブリッジの石膏模型への試適

ブリッジの臨床応用への可能性が示唆された。

5. 市販のCAD/CAMシステム

現在市販されている3機種の歯科用CAD/CAMシステムの内、Cadimは初期型ではブリッジの製作が可能であったが、モデルチェンジ後の最新型では対応ができなくなった。理由としては装置の製造コスト上、あるいは完成精度上の問題などが考えられる。我々のシステムによるブリッジの臨床試験を実施して、前記の完成精度に関する問題の有無を明確にしたいと考える。

また現在の市販システムは一般の歯科医院への普及が進まず、CAD/CAMシステムによる歯科補綴物の臨床適用による破損事例の報告はない。我々はクラウン・ブリッジの臨床試験を計画して、種々の症例からそのデジタルデータを分析し、補綴物の破損に繋がる強度的なメカニズムの解明に取り組みたい。

結 論

我々が確立してきたチタンクラウンの製作法に基づき、より高度な技術を必要とするチタンブリッジについて本学CAD/CAMシステムによる製作が可能であることが確認された。システムの性能的な評価と共に、適合性や研磨作業性を良好にするためのクラウン設計手法としての条件（研磨仕上げ代、セメント層クリアランス）についても、ブリッジ製作を通して再確認ができた。

ブリッジ製作の臨床試験を視野に入れた場合、各工程の作業時間の短縮を図る必要がある。長期間の開発を要する将来構想を実現する前に、解決しなければならない問題として、設計時間の大幅な時間短縮を実現するため作業効率の改善に最も有効と思われる歯冠登録データベースのSurface-Model化を検討したいと考え

ている。またブリッジは複数のクラウンの連続体であり、連結部における強度設計については従来おこなわれておらず、有限要素法による応力解析で連結部の最適設計の研究を進めて、その結果をブリッジ形態に反映していきたいと考える。

文 献

- 1) 市川伸彦, 根岸政明, 神田俊昭, 佐野裕子, 新井俊二, 下河辺宏功: 新しく開発した歯冠修復用3D-CAD/CAMシステムにより製作したクラウンの臨床応用. 明倫歯誌, 3: 25-32, 2000.
- 2) 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作法の開発. 歯材器, 11(1): 169-178, 1992.
- 3) 堤 定美: コンピュータを利用する歯科技工技術の展望. 歯科技工, 23(7): 823-830, 1995.
- 4) 莊村泰治, 高橋純造: CAD/CAM法による歯科補綴物の製作—クラウンの製作について—. QDT, 21(1): 17-26, 1996.
- 5) 白井 将樹, 新谷 明喜, 横塚 繁雄: CAD/CAMによるチタンクラウン内面の加工精度. 補綴誌, 43(1): 160-170, 1999.
- 6) 福井壽男, 大河内禎一, 岸田章裕, 山田史郎, 張宇宇, 長谷川二郎: 歯および歯列寸法の三次元計測法の考案. 歯材器18(3): 170-175, 1999.
- 7) 内山 洋一: 歯科医療にとって必須のCAD/CAMシステム—開発の経緯と現状および将来展望—. 補綴誌, 45(3): 381-396, 2001.
- 8) 仁科匡生, 町田宏夫, 原田宏造, 白田雅彦, 太田 学, 勝田真弘: 歯科技工におけるコンピュータNC機械加工—省力化と高品質均一化による新しき技工—. QDT, 22(10): 22-38, 1997.
- 9) 河合正治, 馬場真佐美: 歯科補綴物製作支援システムの開発(第2報)—クラウン設計システムの開発—. 精密工誌, 65(2): 255-259, 1999.
- 10) 宮崎 隆, 堀田康弘, 李 元植, 小林幸隆, 藤原稔久, 小泉英治郎, 福永秀樹, 川和忠治: CAD/CAMを利用した歯冠修復物へのアプローチ. QDT, 20(11): 15-28, 1995.
- 11) 根岸政明, 神田俊昭, 植木一範, 佐野裕子, 下河辺宏功: 新しく開発した歯科用CAD/CAMシステムにおけるブリッジの3次元測定誤差. 明倫歯誌, 4(1): 31-37, 2001.
- 12) 古沢康仁, 神田俊昭, 根岸政明, 佐野裕子, 下河辺宏功, 内田安信: CAD/CAMシステムにより製作したチタンクラウンの適合性. 日本歯科技工誌, 抄録集: 37, 1999.
- 13) 根岸政明, 神田俊昭, 古沢康仁, 佐野裕子, 下河辺宏功, 内田安信: 3次元システムによるクラウンの測

- 定法ならびに設計法. 明倫齒誌, **1**(1):14-22, 1998.
- 14) 渡辺登志夫, 植木一範, 根岸政明, 佐野裕子, 原利昭:有限要素法によるデンタルブリッジ連結部の応力解析. 機講論, 017(1):49-50, 2001.
- 15) 植木一範, 渡辺登志夫, 根岸政明, 佐野裕子, 原利昭:有限要素法によるデンタルブリッジ最適設計に関する研究. 機講論, 01(1):(IV)81-82, 2001.
- 16) 根岸政明, 竹部茂, 神田俊昭, 古沢康仁, 五十嵐雅子, 佐野裕子, 下河辺宏功, 内田安信:鑄造および機械加工法によるチタン材料の性状について. 明倫齒誌, **2**(1):22-27, 1999.
- 17) 嶽岡悦雄, 宮口孝司, 岩部洋育:高硬度材の高速エンドミル加工に関する研究-空気軸受主軸を搭載した加工機と転がり軸受を搭載した加工機の比較-. 精密工学会誌, **65**(2):295-299, 1999.