

歯科修復用 CAD/CAM を理解する 一機械工学的観点からの精確さについて

Tapie L^{*1} / Lebon N^{*2} / Mawussi B^{*3} / Fron-Chabouis H^{*4} / Duret F^{*5} / Attal J-P^{*6}

*1 Dr. Laurent Tapie, PhD in Mechanical Engineering

*2 Nicolas Lebon, PhD, Student in Mechanical Engineering

*3 Prof. Bernardin Mawussi, PhD in Mechanical Engineering

*4 Dr. Hélène Fron-Chabouis, DDS, PhD in Odontologic Sciences

*5 Prof. Francois Duret, DDS, PhD in Odontologic Sciences, Château de Tarailhan, 11560 Fleury d'Aude, France

*6 Dr. Jean-Pierre Attal, DDS, PhD in Odontologic Sciences

^{*1-3}Department of Mechanical Engineering, Paris 13 University, Sorbonne Paris Cité, Saint Denis, France

^{*2}Department of Biomaterials, URB2i, Faculty of Dental Surgery, Paris Descartes, Sorbonne Paris Cité, EA4462, Montrouge, France

^{*4-6}Department of Biomaterials, URB2i, Faculty of Dental Surgery, Paris Descartes, Sorbonne Paris Cité, EA4462, Montrouge, France

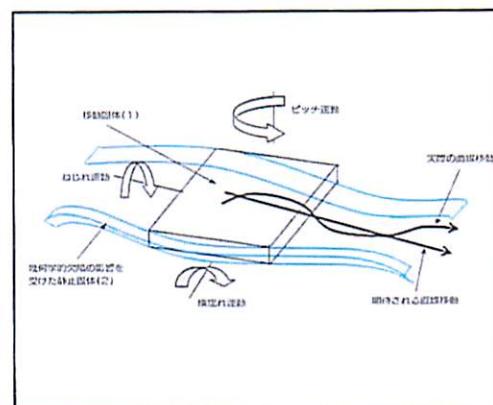
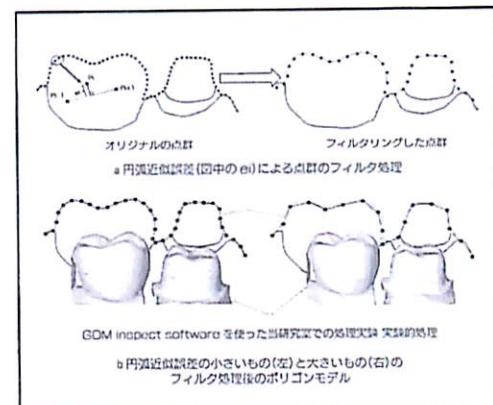
^{*2}Dental Department, Charles-Foix Hospital, AP-HP, Ivry-sur-Seine, France

＜翻訳＞宮崎 隆／堀田康弘／池田祐子(昭和大学歯学部歯科保存学講座歯科理工学教室)

キーワード：精確さ、歯科用 CAD/CAM、デジタルデンティストリー、幾何学的近似、幾何学的欠陥

要約

日常生活におけるさまざまなデジタル化や医学分野でのデジタル化と同様に、歯科臨床へのデジタル技術の導入が進められている。現在のコンピュータ支援による設計／製作システム(CAD/CAM)は、チェアサイドでの日常臨床だけでなく、インレー、クラウン、ブリッジやインプラントアバットメントその他の補綴装置の製作にも利用されている。現在、歯科診療に提供されている CAD/CAM シス



テムでは、装置やソフトウェア処理の進歩により、設計や加工におけるほとんどの作業が全自動で行われる。しかし、歯科 CAD/CAM システムを利用する歯科医師の中には、このような技術の変化を十分理解していない者も多い。CAD/CAM システムの精確さについて、偶発的、系統的に発生する誤差に関する知識をもつことで、この技術を用いた修復を成功させる助けとなり、また、自身の臨床的 requirement

に適した CAD/CAM システムを導入する際の助けにもなる。本稿では、歯科医師がこの技術によって再現される修復物の精確さを理解できるように、

機械工学的な視点から CAD/CAM システムの精確さについて紹介する。

緒言

デジタル歯科はインレー、クラウン、ブリッジやインプラントアバットメントなどの製作方法として一般化している^{1,2}。臨床家や歯科技工所は、このために CAD/CAM システムに投資を始めている。修復物の設計と製作は、臨床家と技工所、さらに外部の加工センターなどを包含したデジタルワークフローで行われる^{3,4}。デジタル歯科には、計測、CAD、CAM、数値制御加工(NC)という CAD/CAM システムの代表的な 4つのステップがある。既報の "修復治療のための歯科用 CAD/CAM の知識—機械工学的観点から見たデジタルワークフロー"(編集部注: Int J Comput Dent 2015年1号に掲載された論文)で紹介したように、歯科用 CAD/CAM システムを用いた診療では、患者の歯や歯周組織、あるいは、印象採得により再現された石膏模型などの物理的情報を、デジタル化された仮想模型や修復物の設計モデルに変換処理する工程が含まれており、こうしたデジタルデータをもとに最終修復物が製作される⁵。

これまで数十年にわたり、日常臨床で利用されてきた材料は、歯と修復物との組み合わせにおいて、その耐久性や寿命が注意深く検討され、取捨選択が行われてきた。しかし、長い年月をかけて築きあげてきた技術であるにもかかわらず、いくつかの学術的な実験では、デジタルで製作された修復物のほうが従来の方法で製作された修復物より適合が良かったと報告されている⁶。それでもまだ、CAD/CAM システムにおけるデジタルワークフローについて、各工程の特徴を十分に理解していないことが修復物の適合に影響している可能性がある。臨床家やデジタル歯科のユーザーは、工業界の CAD/CAM システムの正確な評価を知るために、公表されている各システムの工業的な精確さに関する文書を参照する。しかしながら、工業界の規格

値を歯科臨床で扱われる修復物に直接適用するのは難しく、また、その効果は不明である。この問題を克服するために、歯科においても CAD/CAM システムの精確さを評価、比較する学術的で標準的なプロトコルの開発が進められている^{6,7}。

本稿の目的は、臨床家に歯科用 CAD/CAM システムの精確さについて、十分に理解してもらうことにある。そのために、精確さに関する定義について最初に説明する。次に、歯科用 CAD/CAM システムのワークフローの各ステップにおいて発生する、幾何学的欠陥や近似が、最終修復物の品質に直接影響することを詳細に説明する。最後に精確さを評価するために提案された工業的および学術的なプロトコルについて考察する。

予備的定義と概念

機械工学の分野で、とくに計測法に関しては、ISO5725 Accuracy (Trueness and Precision) (精確さ: 真度と精度) に従った手法で精確さの検証方法が規定されている⁸⁻¹³。この規格では、精確さに関するいくつかの定義が決められている。

定義 1 True value(真値): 真値は完全に定義された量または量的特徴と合致する値であるが、真値は理論的概念であり、一般的には精確さを知る尺度ではない。アーチェリーの射手がターゲットを矢で射抜く場合は、ターゲットの中心を真値として定義することができる(図 1 中の a)。

定義 2 Trueness(真度): 十分に多数の測定結果から得られた平均値と、元になる真値との一致の程度。図 1 中の b に示すアーチェリーの的の結果では、矢は広い範囲に散らばっているように見えるが、平均してしまうとターゲットの中心、つまり"真値: True value"に近づいてしまい"真: true"であると判定され

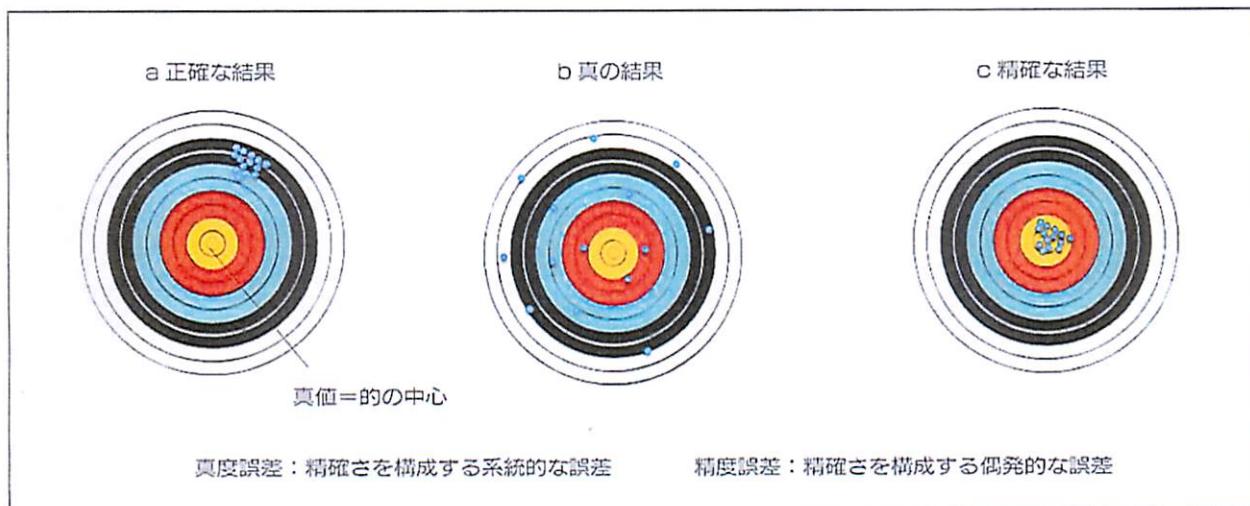


図1 ISO5725に準じた精確さのコンセプト。

る。

定義3 Precision(精度)：定められた条件の下で繰り返された独立な測定結果の間の一致の程度。精度は偶発的誤差の分布のみに依存し、真値、または指定された値には関係しない。図1中のaのアーチェリーの的の結果では、各矢は一定の場所に集中しているが中心(真値: True value)ではないことがわかる。しかし、テスト結果が互いに近いため、これらは「正確: precise」とみなされる。

定義4 Accuracy(精確さ)：試験結果や測定結果と、元になる真値との一致の程度。精確さとは、真度(Trueness)と精度(Precision)の組み合わせを指す。図1中のcのアーチェリーの的の結果では、各矢の位置は互いに近似したことから「正確」であり、また、的の中心に近いため「真」である。したがって、テスト結果は「正確」および「真」であることから「精確」とみなすことができる。

図1中のaで示される真度誤差(Trueness error)は系統的誤差を指す(すなわち、結果の平均値と真値の間で一定の相殺が確認できる)。真度誤差は精確さの系統誤差である。

図1中のbに示される精度誤差(Precision error)は、偶発的誤差と考えられる(すなわち、偶然による相殺が個々の結果と真値の間で起こる)。精度誤差(precision error)は精確さを構成する偶発的な誤差である。

定義5 Repeatability(併行精度、繰返し精度)：併

行条件による測定結果の精度。併行精度は結果の分散状態を定量的に表す。

定義6 Repeatability conditions(併行条件)：同一と見なせるような測定試料について、同じ方法を用い、同じ試験室で、同じオペレータが、同じ装置を用いて、短時間のうちに独立な測定結果を得る測定の条件。

定義7 Reproducibility(再現精度)：再現可能な条件による測定結果の精度。再現精度は結果の分散状態を定量的に表す。

定義8 Reproducibility conditions(再現条件)：同一と見なせるような測定試料について、同じ方法を用い、異なる試験室で、異なるオペレータが、異なる装置を用いて、独立な測定結果を得る測定の条件。

繰返し精度と再現精度の定義を考慮するならば、歯科用 CAD/CAM システムで製作される修復物の精確さを評価するためには、結果の分散度合いを考慮して真度と精度の両面で評価すべきである。

歯科用 CAD/CAM システムのデジタルデータの流れにおいて、計測から補綴装置の設計、加工の各工程に付随したいくつかの幾何学的特性は、歯科用 CAD/CAM システムの連続性における精確さとして評価できる^{14, 15}。

デジタル歯科診療では、CAD/CAM システムの取り扱いと技術に起因する幾何学的欠陥や、デジタルデータ処理に起因する幾何学的近似が生じる可能性がある

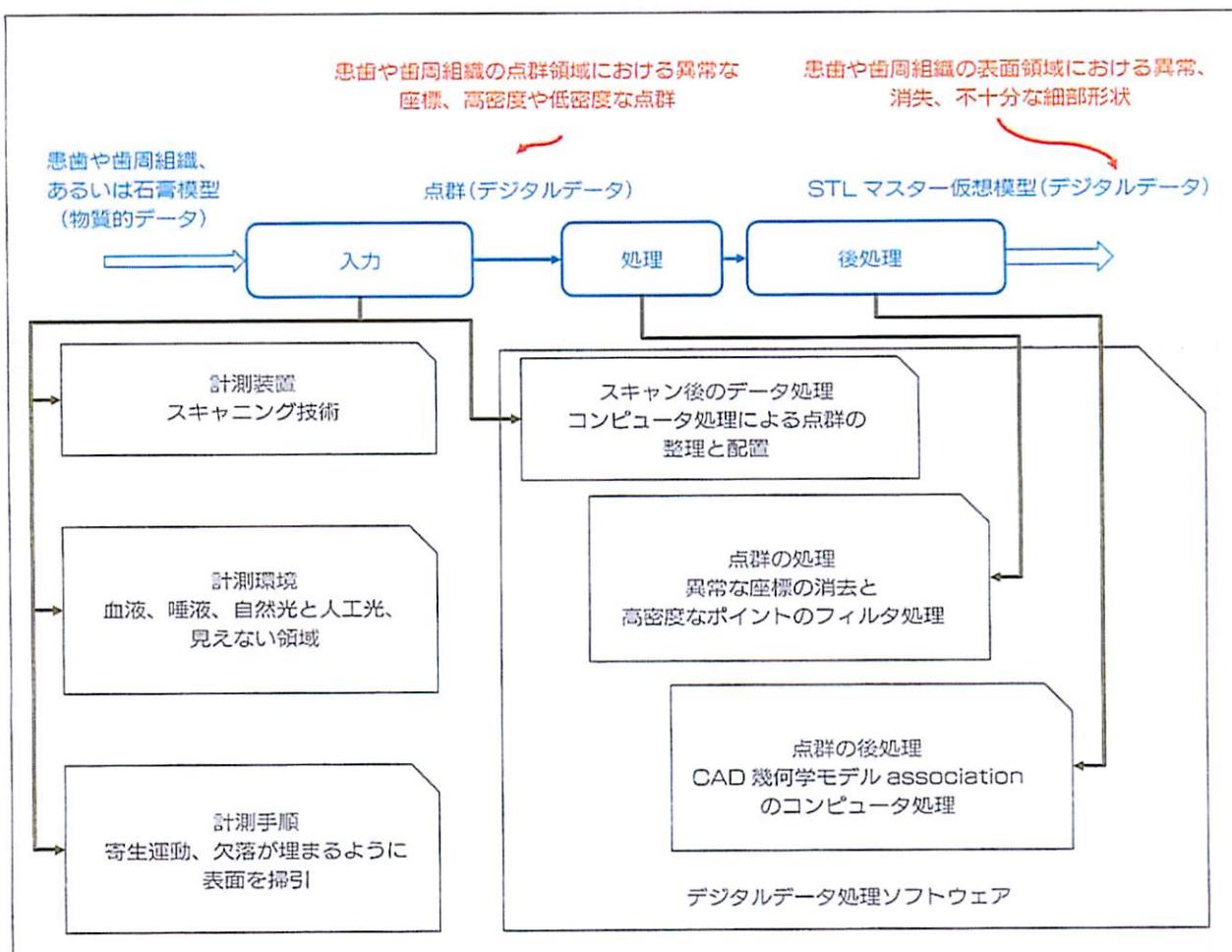


図2 デジタル化のワークフローにおける幾何学的欠陥と近似の要因(青字:デジタルデータのワークフロー; 緑字:欠陥や近似の要因; 赤字:欠陥や近似値の可能性)。

ため、その原因をあらかじめ明確にしておく必要がある。

CAD/CAM 工程中に発生する系統的ならびに偶発的な幾何学的欠陥や近似は、ISO 5725に従い評価することができる⁶⁻¹³。

ここでは CAD/CAM 工程中、すなわちデジタル印象採得用の計測プロトコルとデジタル化処理中や、修復物の設計や加工工程の最中に発生する幾何学的欠陥や近似の事例について説明する。

計測プロトコル

デジタル印象採得用の計測プロトコルにおいて、幾何学的欠陥と近似が認められる(図2)。

この段階では、幾何学的欠陥や近似に影響を与えるもとになるのは、計測装置そのものや計測環境、操作

方法、およびデジタル化処理である。

計測装置

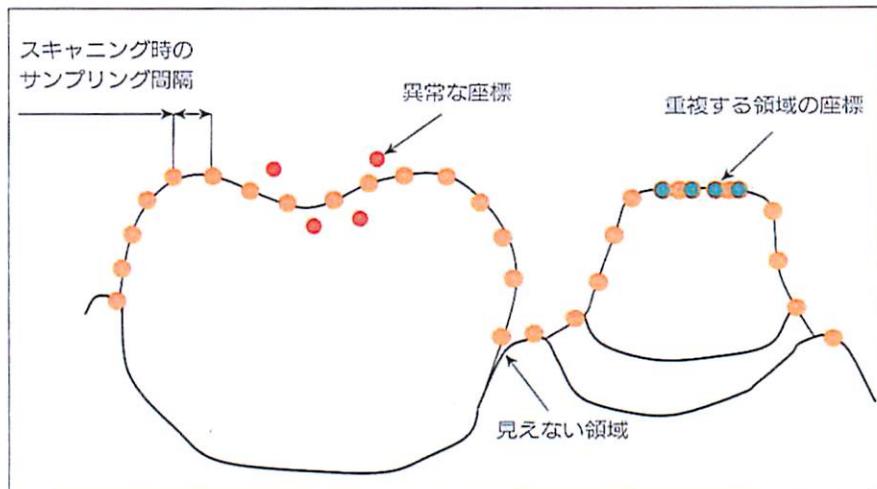
計測装置(スキャナーやカメラ)は、患歯や組織の物理的形態情報をデジタル表示の仮想形態に置き換える^{16,17}。計測後の計測データは、点群として表現される。

単発の計測では歯や模型の全表面を再現できないので、点群データを得るために、スキャニングの工程(サンプリング)が必要になる(図3)。

このサンプリングのために、スキャナーやカメラのメーカーは計測装置ごとに2点間のサンプリング間隔を選択している。

サンプリング間隔と表面の掃引方法の組み合わせにより、点群データの重なりに高密度な点の集合領域(図3中の緑の点)と低密度な点の集合領域ができる。

図3 計測データの欠陥と近似。



低密度な点群の領域では幾何学的情報の欠落が起こる¹⁷⁻²⁰。とくに、マージンラインのような修復物の設計にとって重要な支台歯の形態情報が失われてしまうと、完成した修復物の適合に大きな影響を与えててしまう。

計測環境

口腔内スキャナーを使用する場合には、窓洞に付着した唾液や血液、および診療室内の照明条件(自然光や人工光)などの計測環境が偶発的な幾何学的欠陥を引き起こす。

すべての光学式計測機器は反射光源を利用している^{21,22}。そのため、測定環境が反射光に影響する。

センサー部分は、歯表面から直接反射してきた光(一次反射光)を受けるだけでなく、拡散光も受光する^{23,24}。そのため、点群データの中には、本来何もない部分にこの拡散光により検出された点が混じってしまう(図3中の赤の点)。正しい一次反射光だけ入手するために、計測装置を提供するメーカーによっては、歯の表面にパウダーを振りかける方法を勧めている²⁵。この手法により光学印象を行う上での問題点を回避できるようみえるが、新たに偶発的な幾何学的近似を生じる可能性がある。手作業によるパウダーの振りかけは、歯やその周囲組織にかけられたパウダーの厚みの均一性が保証できないことを、点群データを処理する上で考慮しなくてはいけない。さらにいえば、口腔内にパウダーを吹きかけられることに対して患者からは嫌がられる。

歯科技工所などで利用される口腔外計測装置に関しては、測定環境が整っており、幾何学的欠陥が発生し

ないように十分考慮されている。多くの場合、計測対象は外部からの影響を受けないように閉鎖された箱の中に設置される。それにもかかわらず、計測対象となるシリコーン印象や石膏模型などは、その取り扱いによってすでに偶発的な幾何学的欠陥を含んでいる場合がある²⁶。さらに、歯科で利用されている印象材は適正な一次反射光を得にくい。

計測手順

計測プロトコルは、計測対象表面でのスキャナーやカメラの動かし方の手順を指す。口腔外で使用するスキャナーやカメラでは体系的な幾何学的欠陥を生ずるのに対し、口腔内で使用するスキャナーやカメラでは偶発的な幾何学的欠陥を生じる。口腔外で使用するスキャナーやカメラにおいては、自動的に計測対象表面を走査するため、体系的には同じ手法で対処できる。口腔内で使用するスキャナーやカメラは、使用者の熟練度合によって対処方法が大きく左右されてしまう。たとえ歯やその周囲組織に対し、推奨されている走査方法を行ったとしても、口腔内という限られた領域の中では、歯肉縁下や歯間部などの通常では隠れてしまうような部位は十分に計測できないため(図3)、複雑な走査方法を取り入れざるを得ない²⁶。

デジタルデータ処理

幾何学的欠陥と近似の発生はデジタル印象採得時にも起こる。

デジタルデータ処理により、収集したデータを参照

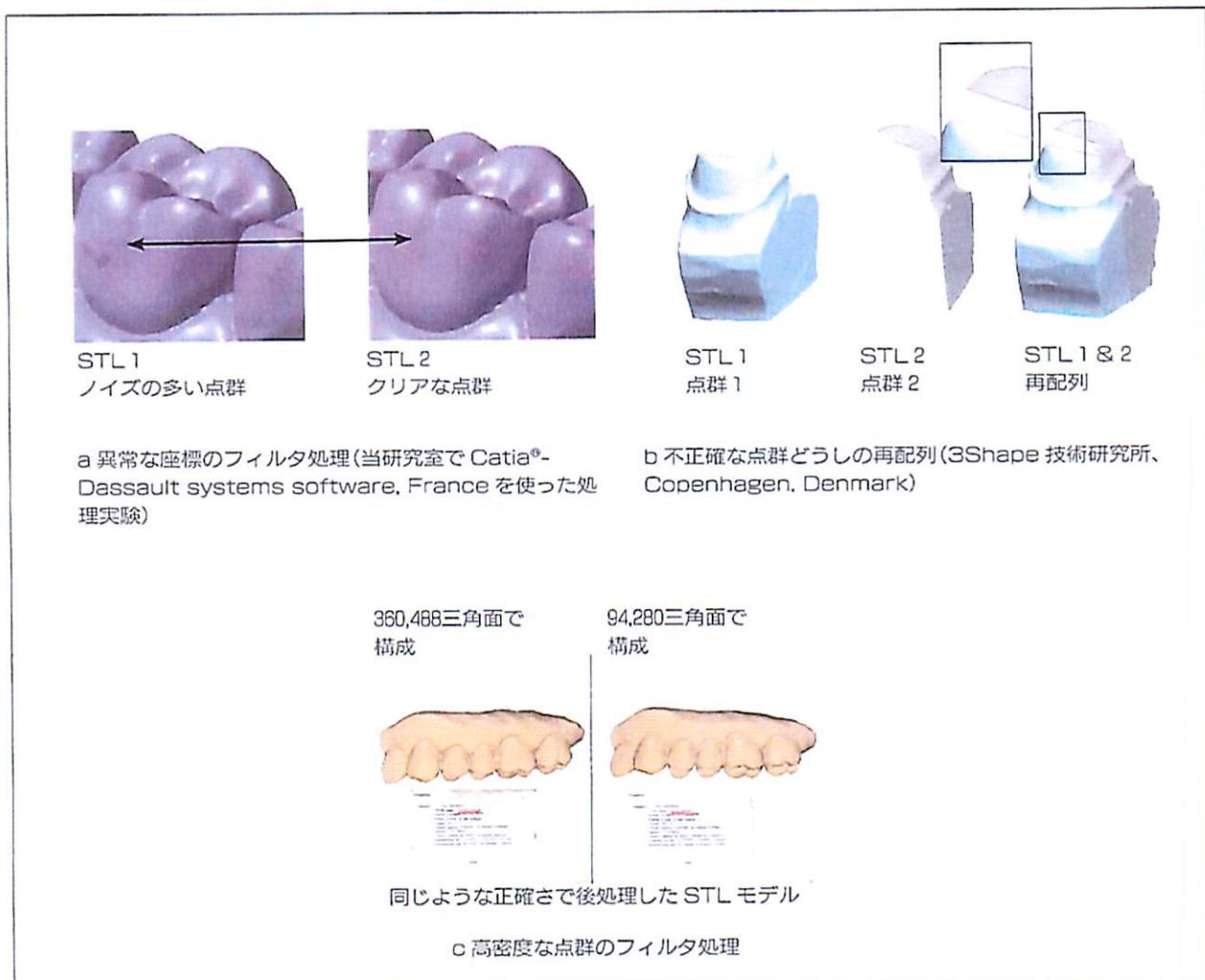


図4 フィルタリング処理とメッシュ生成処理の近似アルゴリズム。

しながら点群データを生成し、そして、さらに処理を進めてデジタル化されたマスターモデルが得られる。

前述のように、歯列のスキャニングをしたデータには、高密度な点群領域あるいは異常な点が含まれている。したがって、コンピュータ側のアルゴリズム(演算理論)でこうした異常な点を除去し、再配列した点群を生成させる。さらに、後処理のアルゴリズムによってデジタル印象採得された点群データから、ステレオリソグラフィ(STL)にみられるような立体を表現するためのメッシュ状の面データを生成させる。

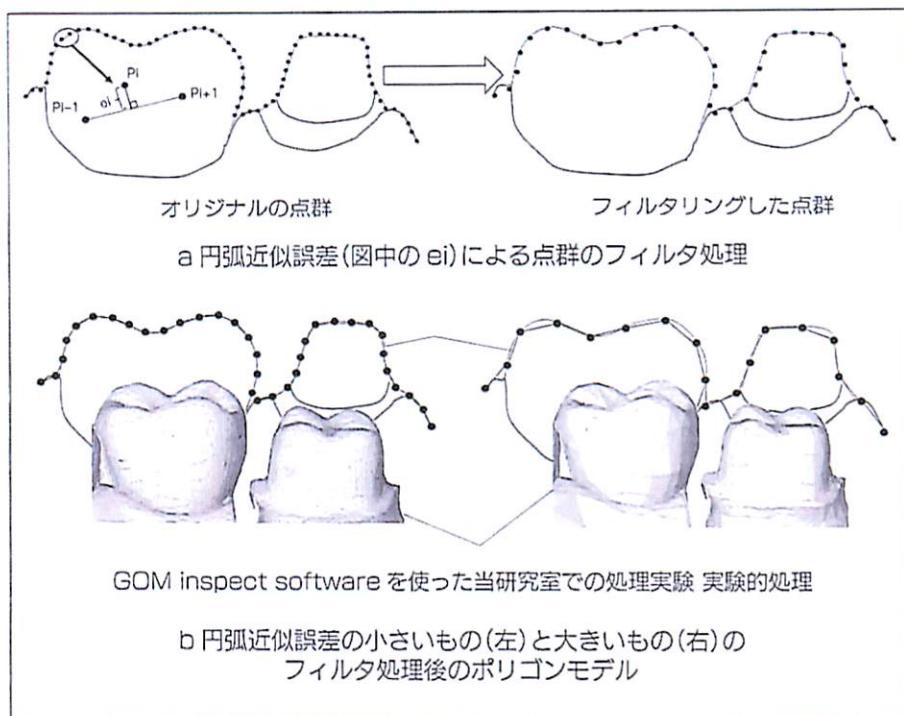
幾何学的欠陥や近似は、このSTLモデルを生成する段階までの間の各処理においてアルゴリズムごとの信頼性に起因してさまざまな形で現れる。

アルゴリズムの信頼性は、異常な点群や高密度な点群領域をフィルタリングし、別の点群を生成する能力

によって評価されるべきである。点群データの調整やフィルタリングが不適切だと、後処理で生成されるSTLデータはマスターモデルとして適さないだけでなく(図4中のa,b)、高密度な点群領域の不適切なフィルタリングによっては、適切にデジタル印象されたものよりデータ処理に時間がかかる²⁶(図4中のc)。

歯科用 CAD/CAM システムを提供するメーカーは、対象となる高密度な点群領域に対し(図5中のaで定義する)円弧近似誤差パラメータのようなフィルタリングパラメータを設定する。図5中のbでは、同じデータ点群に対して円弧近似誤差が大きい場合と小さい場合のフィルタ処理を行い、その結果を STL メッシュモデルとして表した。円弧近似誤差が低い場合は非常に精巧な STL マスターモデルを準備できるが、高い場合の STL マスターモデルは修復物設計のためのマスター

図5 円弧近似誤差フィルタ処理による点群メッシュへの影響。



デルのデータとしては不十分である。しかし、すべての歯や組織を詳細に表現することは、その後の計算処理に時間がかかるため必要ない。したがって、円弧近似誤差パラメータは、歯列や周囲組織の領域ごとに適用範囲が振り分けられている。

幾何学的近似の発生は、その後の設計(CAD)に使用されるフォーマットとも密接に関連する。図5中のbで示すように、本来はなめらかな曲面で構成される歯や周囲組織の形状であるが、デジタル印象され、そのデータから再構築されたSTLモデルは曲率が不連続な面の集合体として表すため、デジタル印象は生体模倣による近似を生じると考えることができる。他にも階層型メッシュ、B-スプライン、エルミート、あるいは、非一様有理Bスプライン(NURBS)などが、面構成のための演算処理方法として利用されている²⁷⁻³¹。いずれの手法においても簡便なSTLモデルにくらべると演算処理に時間がかかる³²。したがって、歯科のCAD/CAMメーカーは、マスターモデルの表現手法として、処理時間短縮のためにSTL形式のデータを選択しており、歯列や周囲組織をデジタル表現するのに十分な信頼性があると考えている。

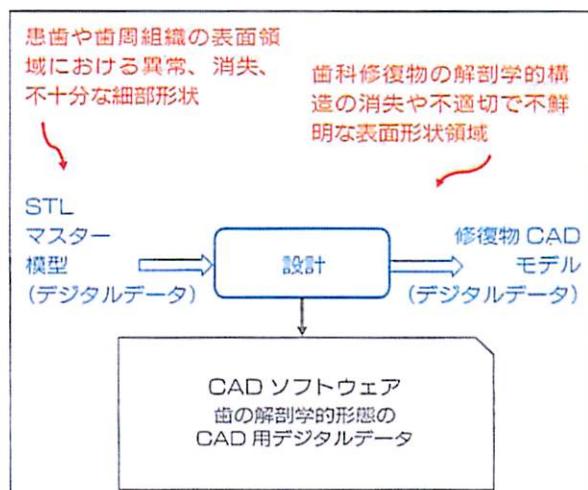


図6 修復物設計ワークフローでの幾何学的欠陥と近似の要因(青字:デジタルデータのワークフロー; 緑字:欠陥や近似の要因; 赤字:欠陥や近似値の可能性)。

修復物の設計プロトコル

幾何学的近似は修復物の設計工程でも確認される。Zhengら³³は、修復物の設計で重要なのは、欠損している歯の表面を生体模倣の手法で再構成することであると説明している。設計された修復物は支台歯との適

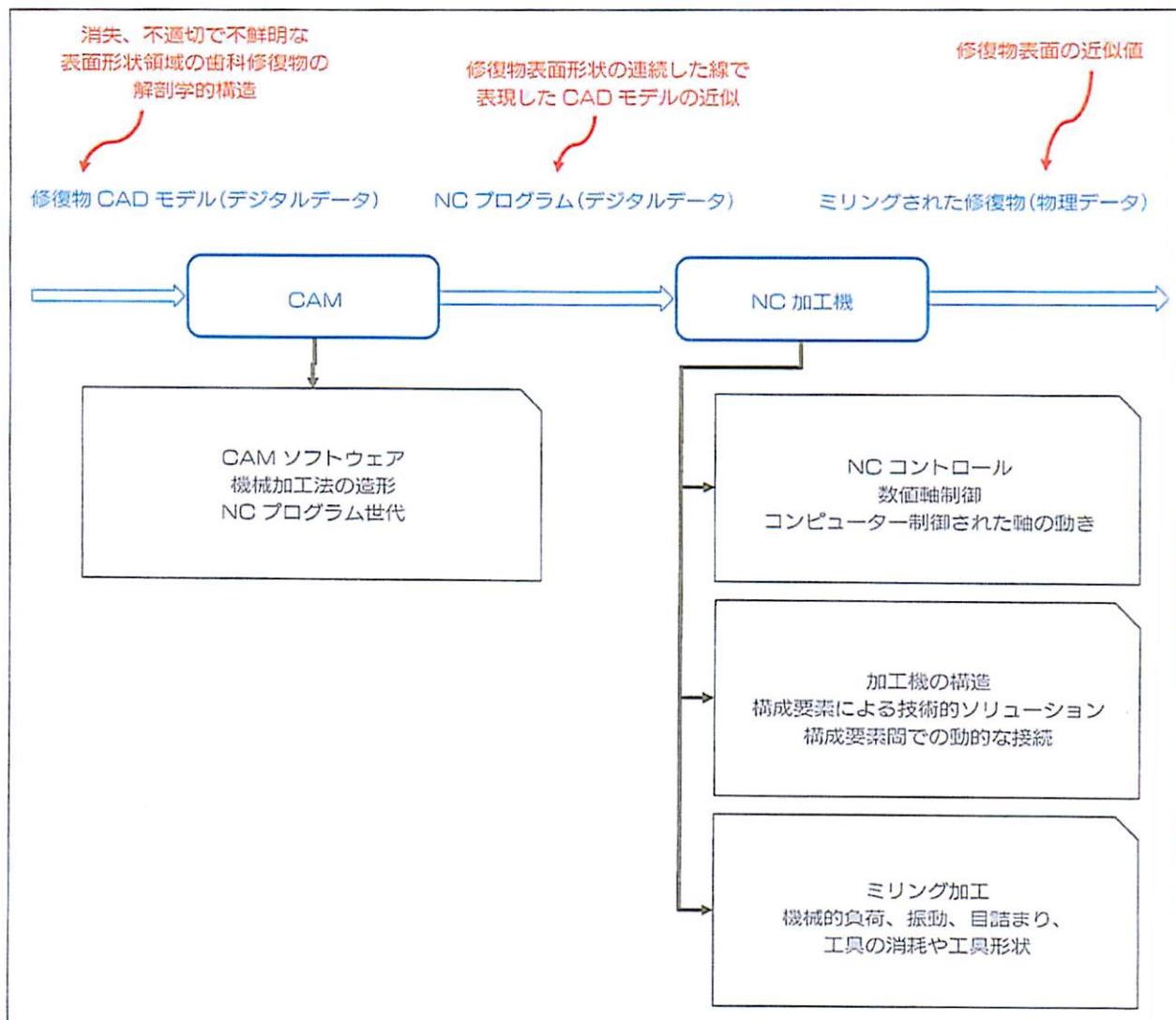


図 7 CAM ワークフローでの幾何学的欠陥と近似値の要因(青字: デジタルデータのワークフロー; 緑字: 欠陥や近似の要因; 赤字: 欠陥や近似値の可能性)。

合に優れ、対合歯との咬合も考慮すべきである³³。

歯の解剖学的形態作成

通常、歯の解剖学的形態は歯科用 CAD/CAM システムのソフト上でデータベースとして提供され²⁷、それらの STL モデルが修復物の設計にも利用される³⁴。そのため、修復物の設計形状においても、マスターモデルと同様に曲率の不連続性というデメリットが現れる(図 6)。いくつかの CAD ソフトウェアでは、B スプライン、エルミート、非一様有理 B スプライン(NURBS)などの CAD モデルが、曲率の不連続を避けるために、そしてより生体を模倣した滑らかな表面性状をもった修復物の設計をするために使われている^{27,28}。

修復物のパラメータ化された CAD モデルが歯科用 CAD ソフトウェアで提案されている。そのパラメータにより歯の解剖学的形態モデルは、咬合面、頬側、近心、舌側の表面形状などの特徴(隆起、溝、先端、歯頸部辺縁)を曲線や点として置き換えている^{27,33,34}。これら形態パラメータは、歯のデータベースから得た解剖学的モデルを基にしているので、設計される修復物は歯の解剖学的特徴に近似した生体模倣形状となっている。

デジタルデータ処理

位置合わせやサイズ調整、変形といったツールがパラメータに従って歯の形状を設計する処理に用いられ、最終的な修復物形状が得られる。この修復物の設

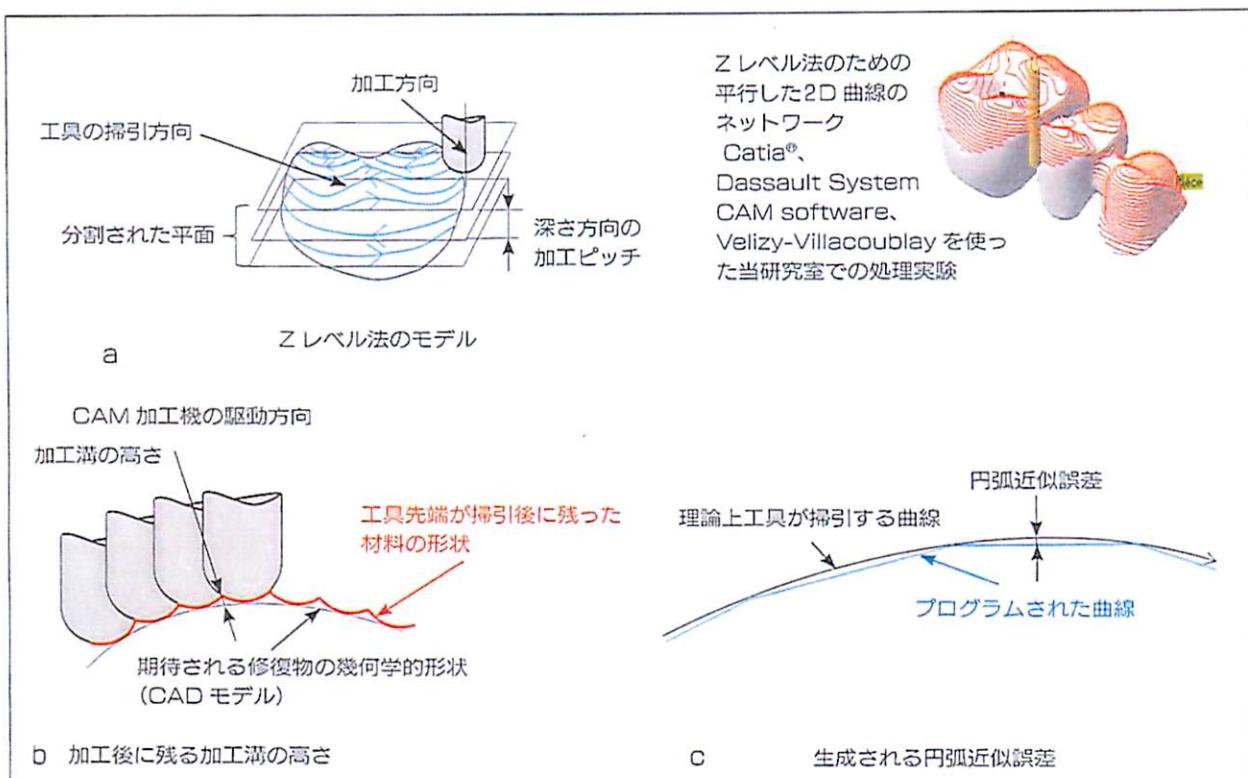


図 8 CAM データ作成と処理パラメータの影響。

計には、いくつかのアルゴリズムとソフトウェアツールが使われる³³。自動設計のレベルとこれらアルゴリズムやソフトウェアツールを使った修正には大きな違いがある^{27,33,34}。にもかかわらず、修復物の設計プロトコルは、しばしば対話型のコンピュータ支援プロセスをもとにしており、設計者は関連するパラメータ(咬合面や軸面の豊隆、セメントスペース、咬頭嵌合状態、コンタクトの強弱など)を調整しながら、修復物の形状を修正している^{35,36}。

修復物の加工プロトコル

幾何学的欠陥や近似は加工プロトコルの中でも発生する。それは CAM や NC(数値制御)加工のワークフローの中で用いられる切削加工機の構造的な制約によってもたらされる。

CAM データ作成と加工

CAM は修復物の仮想的な加工工程をもとにした NC プログラムを作るため、専用のソフトウェアモジュールとなっている(図 7)。事前に定義されたデータ

ベースの中から、修復物のデータに合わせた加工工程が選定され実行できるように、何種類もの加工方法が組み込まれている。

いくつかの加工方法が歯科用 CAM システムには利用されている³⁷。加工方法は、2つの基本的なパラメータ(加工と走査方向)によって定義される。図 8 中の a は CAM ソフトウェアで頻用されている加工方法である Z レベルの加工に対する 2 つのパラメータを示す。

この工程では CAM モデルは CAD モデルを加工方向に対して垂直な平面にスライスして得られる。加工方向は工具の軸方向によって規定される。加工中は工具の先端が各水平面に沿って駆動し、その軌道は修復物をスライスしてきた二次元の曲線上を動く。各二次元平面が工具の走査方向を規定する。Z 軸方向の加工では、修復物は深さ方向の加工ステップ(CAM モデルの 2 つの平行な平面間の距離)によって規定された面ごとに走査される。この加工深度や工具の条件は、CAD モデルをどれだけ忠実に再現するかによって決定される。この時の近似(再現)レベルによって、修復物の表面性状などが影響を受ける。実際には 2 つの連続する平面間で、修復物の CAD モデルで失われた詳細な形状

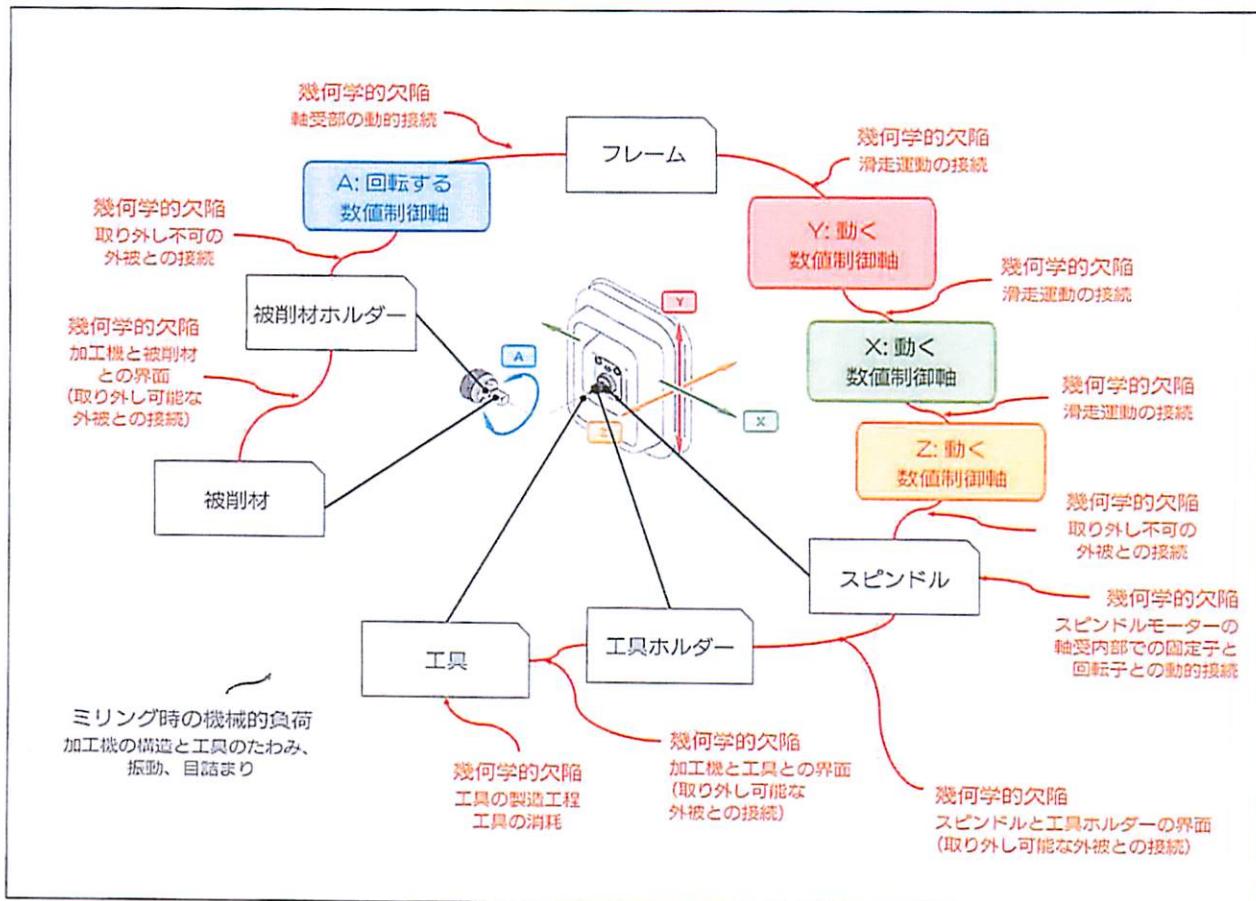


図 9 加工機の構造：幾何学的欠陥が発生する要素 (Carcstream CS 3000 加工機を例に)。

を回避することもできる。切削工具の先端形状と曲線加工の方法を組み合わせると、加工後の修復物の表面粗さに直接影響する³⁸ものの、工具先端の形状に基づいて被削材の加工溝間の凹凸ができる(図 8 中の b)。したがって、CAM 处理中に生成された凹凸が、設計された修復物表面の形状に形態的に近似することになる。

NC 加工

NC 加工は数値制御装置を備えたプログラム可能な加工機で行う³⁹。数値制御装置は、NC プログラムから受け取った数値データにしたがって、加工機を自動的に制御する。NC プログラムは、CAM ソフトウェアで設定された加工物のモデルデータを、フライス加工命令(変位座標、工具送り速度、および回転速度)のセットに変換されたものである。ほとんどの歯科用 NC 加工機で採用されている数値コントローラは、直線または円形の工具経路のみを制御できる。そのため、数値制御装置に送られる NC プログラムは、連続する線や円

弧で構成する必要がある。

歯科修復物の加工では、生成されたツールパス (CAM ソフトウェアによって生成された加工走査曲線) は、非線形または非円形の曲線が複雑に繋がった形状で構成されている。したがって、ほとんどの歯科用 CAM ソフトウェアでは、このような複雑な曲線は連続した直線で近似される。図 8 中の c に示すように、CAM モデルのツールパスを NC データに変換する際に、CAM ソフトウェアによって円弧近似誤差パラメータが適用される^{40,41}。円弧近似誤差の値は、修復物が完成した後の形状再現性に直接関連する。

数値制御装置は NC 加工中に順次 NC プログラムを実行していくが、その際に工作機械の異なる軸を同時に制御することができる。通常の機械では 2 種類の軸の数値制御方法を使用できる⁴²。第 1 のタイプは単純な軸の移動で、測位分解能による誤差はともなうが、どのような位置にでも工具を動かすことができる。しかし、実際には位置決め精度の問題からすべてに対応で

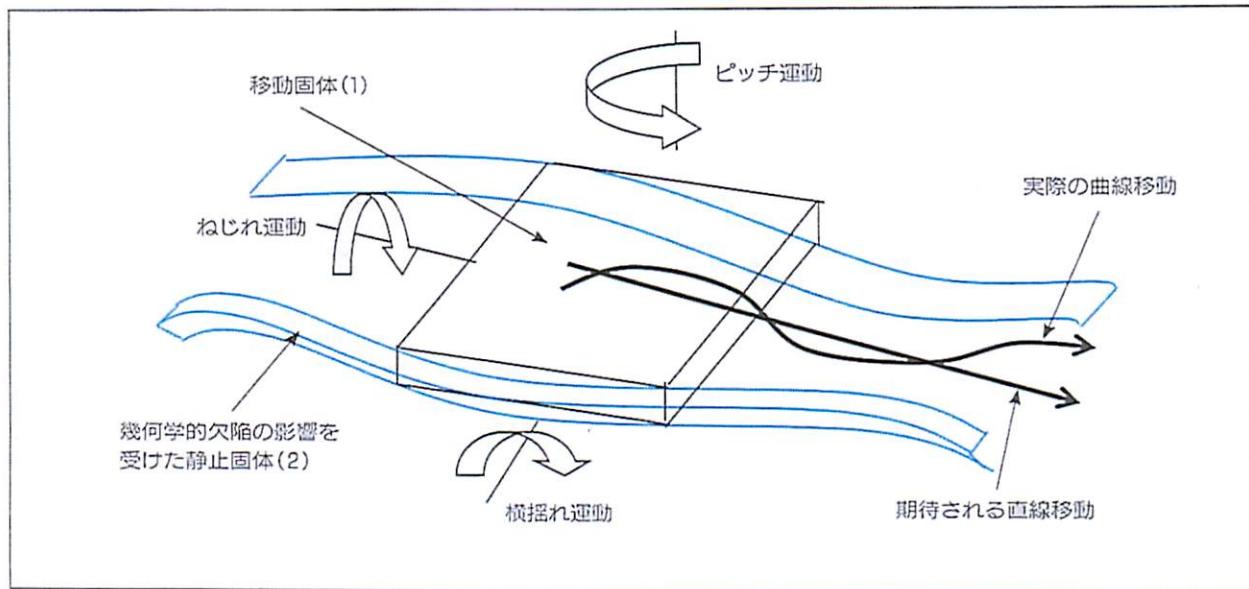


図10 運動学的接合の幾何学的欠陥のスライド。

きるわけではない。したがって、工具が期待する位置に届かないことで、工具経路と NC プログラムの間に幾何学的誤差が生じることになる。

こうした偏りを防ぐために、第 2 のタイプの数値軸、すなわち位置及び速度がリアルタイムに制御される駆動軸が用いられる。このような位置と速度を数値制御する方式を用いることで、さまざまな位置に工具を動かすことができる。こうした制御軸では、軸の位置や速度をつねに監視するセンサーが必要となり、センサーで得たデータを NC 制御装置にリアルタイムにフィードバックする機構が必要となるが、つねに工具の速度や位置と実際の NC プログラムで指示している位置が比較され、不整合が見つかるとすぐに NC 制御装置側で、工具の位置や動作速度を調整することができる。センサーの精度やフィードバック機構、NC 制御装置の信頼性によって、加工の偏りを連続的に制御できるかどうかが決まる。そのため NC プログラムと実際のツールパスによる幾何学的誤差にも影響する。

切削加工機

歯科用 CAD/CAM 加工機は、加工時の負荷を吸収できるように複雑な電気機械的構造(フレーム、駆動領域、電気モーター)で構成されている(図 9)。それらの負荷は、加工する材料にも影響を及ぼす⁴³。研削または切削加工時の電気機械的構造の挙動は、加工された修復物の精

確さに影響を及ぼす可能性がある。加工機の構造や工具の強度、加工中に一般的にみられる振動や目詰まりは、修復物の幾何学的品質に直接影響する。

加工機の駆動部の構造は、軸の固定を確実にするために、直線的または回転による駆動方法で構成される⁴⁴。駆動部相互の動きが幾何学的欠陥を引き起こし、駆動部相互の相対的位置関係もまた、幾何学的欠陥を引き起こす(図 9)。図10で示すように、静止した固体(2)に対し、移動する固体(1)の直線運動を予想して動かしても、実際の動きは静止した固体(2)に対して、移動する固体(1)はさまざまな回転運動の影響(縦搖れや横搖れやねじれ)を受けるため、固体(2)での幾何学的欠陥を引き起こす。

加工機は、「数値制御軸と被削材ホルダー」、「被削材ホルダーと被削材」(加工機と被削材の接点)、「数値制御軸とスピンドルモーター」、「スピンドルモーターと工具ホルダー」、「工具ホルダーと工具」(加工機と工具の接点)と言ったハウジングが相互に接続された構造をしている(図 9)。ハウジングごとに、さまざまな幾何学的欠陥が引き起こされるため、接続されたハウジング全体の位置関係が不十分となる。材料ブロックと摩耗した工具を変更するために、加工機内で被削材料と工具はそれぞれ取り外し可能であるが、こうした着脱機構は材料ブロックや工具の保持状態が変動してしまうことによる、偶発的な幾何学的誤差を生じてしまう。

スピンドル部は、固定子(Stator)と回転運動する工具ホルダーを支える回転子(Rotor)で構成される。その内側軸受部(internal pivot)での接続状況も、回転切削時の動き(軸方向および半径方向の振れ)に影響されて幾何学的欠陥を引き起こす。

ツールパスを生成するために、理論的な工具形状がCAMソフトウェアで設定されるが、残念なことに、工具の製造時点ですでに幾何学的欠陥(寸法、形状)を含んでおり、さらに、本来の工具形状は、加工を繰り返す間に摩耗してしまう。

考察

幾何学的欠陥と近似

計測プロトコル

さまざまな技術を用いたデジタル計測装置が、歯科修復物製作のために利用可能であるが、これらは幾何学的欠陥を引き起こす不確実な要素をいくつか含んでいる。現在、非接触での三次元形状の読み取りにおいて、もっとも難しいのは修復物の適合性に影響を与える要素の特定にある。

歯科界では、一般的に不確実性のほとんどはデジタル計測装置にあると信じられているが、実際にはそうとばかりもいえない。先にも述べたように、口腔内で利用される計測装置での不確実性の度合いは、利用者のスキルに大きく左右されるが、口腔外で利用される計測装置の場合はスキルに左右されない。それにもかかわらず、口腔外で利用される計測装置は、従来の印象材と石膏模型を使用することで不確実な要素を含む可能性があるため、かならずしもベストな選択であることを意味するものではない。ほとんどの臨床家は、経験と技術によって、光学印象よりも従来の印象採得に熟練していると考えられる。しかし、今後、一般臨床家がデジタル計測の操作に深くかかわり、環境因子に対して注意することが、さまざまな幾何学的欠陥を小さくするためには重要である。

計測時のデジタル化処理と後処理を高度に自動化するために、歯科用 CAD/CAM ソフトウェアの開発者は、データの整列やフィルタ処理、およびメッシュ生成の各パラメータを統合している³³。

歯の STL モデルの無効な形状は、不適切な形状のま

ま、その後のアルゴリズム処理にパラメーターとして代入される^{32,45}。そして、点群データのフィルタ処理やデータ整列、および STL モデルとしてのメッシュ生成により患者本来の歯の形状とは異なる寸法や曲率の欠陥を含んだデジタルマスター モデルが作り出されてしまう。

もっとも難しいのは、どの程度の寸法や形状の誤差が、修復物の適合に大きく影響するかを決定することである。こうした幾何学的欠陥の大きさが、修復物の適合状態に対してどの程度許容されるのか比較すべきである。

修復物の設計プロトコル

対話型で半自動化された設計工程は既存の修復物データベースを基準としている。このような対話型の設計工程は、臨床上の要件を満たすために重要であると思われるが、デジタル化を進めるためには、適切な修復物を設計する際の学習曲線が重要な要素となる。歯科用 CAD/CAM システムの初心者は、経験豊富なユーザーよりも適切な修復物を設計するのが難しい場合がある。さらに、歯科用 CAD/CAM システムは、提供するメーカーごとに歯の表面形状、設計パラメータ、CAD モデル、修復物タイプの設計工程で異なるデータベースを提供している。そのため、できあがる修復物の形状は、本来の解剖学的要求をつねに満たしているとは限らない。そして一番の問題点は、幾何学的な設計誤差の範囲がどの程度最終修復物に影響を与えるかを判断することである。

修復物の加工プロトコル

歯科用 CAD/CAM ソフトウェアの開発者によって固定され、ユーザーが修正することができない CAM ソフトウェア内で処理される加工方式とパラメータは、高度に自動化されている。前述したように、円弧近似誤差および深さ方向の加工ステップのパラメータは、削り出された修復物の幾何学的形状に直接影響を及ぼす。CAM ソフトウェアに実装されたこれらの値は、修復物の良好な適合やコンタクトの位置に対してどの程度許容されるか比較するべきである。

ツールの先端形状によりミリング後に生成される材料表面の凹凸の高さと、CAM ソフトウェアで設定さ

れる深さ方向の加工ステップは修復物表面で予想される表面粗さと比較されるべきである。また、加工方式による周知の効果としては、切削加工された修復物表面は欠陥が無く材料本来の性質を発揮できることにある⁵。したがって、修復物の幾何学的形状、粗さ、および表面の完全性を最適化するために、加工方式を慎重に選択する必要がある。

いくつかのタイプの加工機が歯科用として利用可能となっており、その中には歯科専用に設計された装置(Cerec MC XL, Sirona)や工業界の汎用機を持ち込んだ装置(Ultrasonic 20, DMG)がある。そのため価格帯としては広範囲にわたっており、それぞれに品質の異なるさまざまな技術をもっている。したがって、デジタル歯科で利用する加工機の技術的特性は、得られた最終修復物の評価で検討されるべきである。

デジタル歯科における精確さの定義と評価

デジタル化工程や CAD/CAM 全体での精確さを評価する学術的、あるいは産業界のいくつかの手法が開発されてきた^{6, 7, 47-53}。それらは計測工程のローカルな幾何学的欠陥を評価することに限定されていたり、CAD/CAM 全体を通してのグローバルな評価であったりする¹⁹。しかしながら、CAD/CAM 工程における欠陥のもとは、決してデジタル化工程だけに限定されるわけではなく、グローバルな欠陥を生む最大の原因が、計測装置に起因するデジタル化の手順であるかどうかといった検討はされていない。

機械工学的観点からすれば、それぞれの提案されたプロトコルは、独自の精確さ基準と評価プロトコルに基づいている。3Shape 社の Technology Research Center が強調しているように、現在、異なる計測装置を比較することはできない¹⁷。たとえば、D900 スキャナ(3Shape) は "metrology gauge block" を使用した評価で 15 μm の精確さを示す。しかし、与えられた精度値が、スキャナーの真度(true-ness)、繰返し精度(repeatability) または再現精度(reproducibility) によるものなのか、または使用した "metrology gauge block" の形状誤差によるものなのかは判断できない。ISO が推奨する評価方法では、CAD/CAM 装置やソフトウェアの各タイプについて、臨床家や歯科技工士に対し明確で理解しやすく、そし

て、客觀性のある精確さの値を提供する必要がある。これは ISO 規格の 12836 が口腔外デジタル計測装置の精度評価をするために掲げた目的でもある⁶(訳者注: 実際の ISO12836 : 2015 の目標では「extraoral digitizing devices」ではなく、「for indirect dental restorations」間接法で用いられるデジタル化装置である)。

歯科用 CAD/CAM の精確さ評価に関する学術論文では、修復物の適合ーとくにマージン部での適合ーに焦点を当て、その値が計測され、解析されており、補綴物の品質の面でもっとも臨床的に重要なパラメータとなっている^{51, 52}。それにもかかわらず、発表される寸法測定値は論文ごとに違い、マージン部における適合値も 20~200 μm と幅があるため直接比較することはできない^{7, 53}。また、臨床的に許容されるマージン部での適合値は 100~120 μm が推奨されているが、これは歯科で用いられる探針の先端のサイズにほぼ対応している。しかし、機械工学的観点からすれば、これらマージン部での適合測定においてその幅を測定する際の方向や寸法公差と言ったものが定義されていない。ISO 規格の 5725 に従っていいかえれば、マージン部での適合の真値(true value) は、すべての研究で同じように定義されていなかった。

さらに機械工学的な見地からすれば、歯科用 CAD/CAM システムに対するほとんどの評価プロトコルでは、さまざまな装置やソフトウェアによって、別々に発生した幾何学的欠陥を総合してグローバルな評価としている。結果として、そのようなプロトコルでは、一番大きな幾何学的欠陥をもたらしているのがどこなのかを特定することができない。たとえば、患者の支台歯に適合しなかった修復物は製作元である歯科技工所に戻されるが、実際のところ、その不適合の理由として考えられるのは歯および組織のデジタル計測に起因する可能性がある。将来的には、個々の装置やソフトウェアごとにローカルな幾何学的欠陥を評価するべきで、それによって、新たに登場してくる歯科用 CAD/CAM システムでは、各装置の修正や置き換え、組み合わせの自由度が進み、よりオープンなものとなっていく。

結論として、精確さに関する特性は歯科用 CAD/CAM システムに直接関係しているにもかかわらず、示されている特性はあまりにも曖昧で、システムごと

の比較に用いる評価プロトコルも差が激しい。こうした現在の評価方法を改善するためにも ISO5725や ISO12836の規格を推奨する。どの装置、あるいはソフトウェアが、完成した修復物のグローバルな幾何学的欠陥にもっとも大きく関与しているかを分析するためには、幾何学的欠陥のもとになるプロトコルをしっかりと分けるべきである。

臨床家は、もっとも有意義で最適な修復物の適合状態の真値について、それを特定し定量化する研究者を支援するべきである。臨床家の中には完全な適合が必要だと主張する者もいるが、それを実現するには必然的に費用と時間がかかることになる。そのため、修復物のタイプごとに、適正な(必要かつ十分な)「品質」を定義しておく必要がある。

歯科用 CAD/CAM における精確さを正しく評価するためには：

- ・明確なパラメータ(たとえば、所定の方向や形状での寸法公差や所定の修復物領域における粗さの公差)を用いて、臨床で期待される機能的な要求基準での精確さを特定し定量化する。
- ・個々の装置を組み合わせて利用する(chain links)システムや商用としてシステムが組まれているもの(commercial solutions)を相互に比較するために、標準的な精確さパラメータと測定プロトコルを用いて異なるデバイス間で許容される精確さを限定し定量化する。

結論

歯科用 CAD/CAM システムでは、修復物を製作するためにさまざまなデジタルモデルやソフトウェアアルゴリズム、デジタル機器を利用するが、その中ではデジタルデータの処理、交換、変換といったステップが複合化されたデジタルワークフローが行われている。歯科用 CAD/CAM システムの工程を解析すると、デジタル装置に使われる技術やデータ処理アルゴリズム、

CAD/CAM システムに組み込まれたデータ形式などで、多少なりとも幾何学的欠陥を系統的に発生させてしまう。さらにいえば、利用者の熟練度合いと歯科用 CAD/CAM システムによる診療現場の外部環境が偶発的な幾何学的欠陥を引き起こす。利用者の学習曲線と慎重さは、歯科用 CAD/CAM システムの実践において重要であると考えられる。

歯科用 CAD/CAM システムの各工程で積み重ねられた幾何学的欠陥は、最終的な修復物の臨床的適合性と密接に関連している。したがって、歯科 CAD/CAM システムの精確さは、(1)ローカルでの幾何学的欠陥を測定することによるデジタル化工程での精確さと、(2)CAD/CAM のワークフロー全体を通じたグローバルな幾何学的欠陥による精確さの 2 種類のプロトコルで評価する必要がある。残念ながら、これらのプロトコルで定義し評価された精確さの値は、測定方法が標準化されていないため比較できない。各プロトコルでは、異なる方向で修復物の不適合を測定したり、独自に設定したクラウン形状や、測定基準で比較していたりと、独自の精確さ特性を定義している。さらに、報告された研究のどれもが、CAD/CAM システム全体を通じたグローバルな幾何学的欠陥と密接にかかわる最終修復物の不適合には、デジタル計測の工程がもっとも関連すると断定できなかった。したがって、あらゆる装置とソフトウェアの統合を可能にする(または可能にするであろう)新世代のオープンな CAD/CAM システムを視野に入れて、各デバイスとソフトウェアの精確さを個別に評価する必要がある。

歯科用 CAD/CAM システムの精確さを測定するプロトコルを標準化するために、ISO 5725および ISO 12836 規格を用いて現在のプロトコルを改善することを提案する。これらのプロトコルは、正常かつ持続可能な修復物を製作するための臨床的機能要件を考慮して開発されるべきである。

参考文献

1. Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 2013; 26: 115-120.
2. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012; 28: 3-12.
3. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater* 2009; 28: 44-56.
4. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204: 505-511.
5. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret E, Attal J-P. Understanding dental CAD/CAM for restorations – the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 2015; 18: 21-44.
6. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 555-560.
7. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014; 41: 853-874.
8. ISO 5725-1:1998. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results – Part 1: General Principles and Definitions.
9. ISO 5725-2:2002. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results – Part 2: Methods for the Determination of Repeatability and Reproducibility.
10. ISO 5725-3:2001. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results – Part 3: Intermediate Measures of the Precision of a Standard Measurement Method.
11. ISO 5725-4:1994. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results – Part 4: Basic Methods for the Determination of the Trueness of a Standard Measurement Method.
12. ISO 5725-5:2005. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results – Part 5: Alternative Methods for the Determination of the Precision of a Standard Measurement Method.
13. ISO 5725-6:2001. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results – Part 6: Use in Practice of Accuracy Values.
14. Duret F, Blouin JL, Brouillet C, et al. Rapport Odontologique: La CFAO dentaire, Ministry of Research (ed), Vol. 1, ANVAR, 1987; 140. English version available at: <http://www.francois-duret.com/Accueil/media/download/Publication/97-FD%201987%20-%20CFAO%20ANVAR%20tome%201%20UK.pdf>
15. Duret F, Blouin JL, Brouillet C, et al. Rapport Odontologique: La CFAO dentaire, Ministry of Research (ed), Vol. 2, ANVAR, 1987; 142. English version available at: <http://www.francois-duret.com/Accueil/media/download/Publication/101-FD%201987%20-%20CFAO%20ANVAR%20tome%202%20UK.pdf>
16. Duret F. Empreinte Optique. PhD dissertation in the Faculté d'Odontologie. Lyon: Université Claude Bernard, 1973; 400. Available at: <http://www.francois-duret.com>
17. Hollenbeck K, Allin T, van der Poel M. Technical report, Dental Lab 3D Scanners – How they work and what works best. 3Shape Technology Research, Copenhagen, 2012.
18. ISO 12836:2012. Dentistry — Digitizing Devices for CAD/CAM Systems for Indirect Dental Restorations — Test Methods for Assessing Accuracy.
19. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an *in vitro* comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1461-1471.
20. Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144: 619-625.
21. Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, et al. 3D surface imaging in dentistry – what we are looking at. *Br Dent J* 2008; 205: 387-392.
22. Lee RT, Shiou FJ. Multi-beam laser probe for measuring position and orientation of freeform surface. *Measurement* 2011; 44: 1-10.
23. Blanco D, Fernandez P, Cuesta E, Mateos S, Beltrán N. Influence of surface material on the quality of laser triangulation digitized point clouds for reverse engineering tasks. In: Emerging Technologies & Factory Automation (ETFA) 2009, IEEE International Conference, IEEE, 2009; 1-8.
24. Bajard A, Aubretton O, Bokhabrine Y, et al. Three-dimensional scanning of specular and diffuse metallic surfaces using an infrared technique. *Optical Engineering* 2012; 51: 063603-1-063603-12.
25. Trifkovic B, Budak I, Todorovic A, Vukelic D, Lazic V, Puskar T. Comparative analysis on measuring performances of dental intraoral and extraoral optical 3D digitization systems. *Measurement* 2014; 47: 45-53.
26. Budak I, Vukelic D, Bračun D, Hodolić J, Šoković M. Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors. *Sensors* 2012; 12: 1100-1126.
27. Song YL, Li J, Yin L, Huang T, Gao P. The feature-based posterior crown design in a dental CAD/CAM system. *Int J Adv Manuf Technol* 2007; 31: 1058-1065.
28. Mehl A, Blanz V, Hickel R. Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 333-340.
29. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 95-99.
30. Zhao M, Ma L, Tan W, Nie D. Interactive tooth segmentation of dental models. In: Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE, 2005; 654-657.
31. Yau HT, Hsu CY, Peng HL, Pai CC. Computer-aided framework design for digital dentistry. *Comput Aided Des Appl* 2008; 5: 667-675.
32. Sansoni G, Docchio F. Three-dimensional optical measurements and reverse engineering for automotive applications. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 2004; 20: 359-367.
33. Zheng SX, Li J, Sun QF. A novel 3D morphing approach for tooth occlusal surface reconstruction. *Computer-Aided Design* 2011; 43: 293-302.
34. Adolphi S, Gürke S. Modeling of a fitting inlay from various information. In: Vision Modeling and Visualization Conference (VMV), 2001; 309-316.
35. Leu MC, Delli P, Walker MP. Digital Design and Fabrication in Dentistry. In: Bidanda B, Bartolo P (eds). Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine. Springer Science Inc, 2008; 125-152.
36. Reich S, Troeltzsch M, Denekas T, Wichmann M. Generation of functional Cerec 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice. *Int J Comput Dent* 2004; 7: 229-238.
37. Yau HT, Chen HC, Yu PJ. A Customized Smart CAM System for Digital Dentistry. *Computer-Aided Design and Applications* 2011; 8: 395-405.
38. Kim T. Constant cusp height tool paths as geodesic parallels on an abstract Riemannian manifold. *Computer-Aided Design* 2007; 39: 477-489.
39. ISO 2806:1994. Industrial Automation Systems – Numerical Control of Machines – Vocabulary.
40. ISO 6983-1:2009, Automation Systems and Integration – Numerical Control of Machines – Program Format and Definition of Address Words, Part 1. Data Format for Positioning, Line Motion and Contouring Control Systems.
41. Dripke C, Groh E, Keinert M, Verl A. A New Approach to Interpolation of Tool Path Trajectories with Piecewise Defined Clothoids. In: Enabling Manufacturing Competitiveness and Economic Sustainability. Springer International Publishing, 2014; 249-254.
42. ISO 841-1:2001. Industrial Automation Systems and Integration – Numerical Control of Machines – Coordinate System and Motion Nomenclature.
43. Chanal H, Duc E, Ray P. A study of the impact of machine tool structure on machining processes. *Int J Mach Tools Manuf* 2005; 46: 98-106.
44. Okafor AC, Ertekin YM. Derivation of machine tool error models and error compensation procedure for three axes vertical machining center using rigid body kinematics. *Int J Mach Tools Manuf* 2000; 40: 1199-1213.
45. Yang XD, Wang Y, Yang P. 3-D Modeling for Teeth Correction on the Basis of Optical Measurement. *Applied Mechanics and Materials* 2007; 10-12: 662-666.
46. Yin L, Song XF, Qu SF, Han YG, Wang H. Surface integrity and removal mechanism in simulated dental finishing of a feldspathic porcelain. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials* 2006; 79: 365-378.
47. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1425-1431.
48. Probst FA, Litzenburger AP, Richter MJ, Mehl AC. Similarity measure for quality control of dental CAD/CAM-applications. *Comput Biol Med* 2012; 42: 1086-1090.

SELECTED ARTICLE FROM ICOD

49. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 555-560.
50. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 920-929.
51. Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent* [epub ahead of print 17 October 2011].
52. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater* 2011; 27: 1273-1278.
53. Katoh H, Kasahara S, Ebihara Y, Kikuchi K. Evaluation of the Accuracy of CAD/CAM Crowns Fabricated Using CT Images. In: *Interface Oral Health Science* 2011. Japan: Springer. 2012: 265-267.

著者連絡先

Dr. Laurent Tapie

Faculty of Dental Surgery, Paris Descartes University, Sorbonne Paris Cité, Paris, France

E-Mail: laurent.tapie@univ-paris13.fr

この論文は、*International Journal of Computerized Dentistry* 2015年4号に掲載された。

QDT 別冊

DIGITAL DENTISTRY YEAR BOOK

デジタル
デンティストリー
イヤーブック
2017

2017

日本デジタル歯科学会 監修

Digital Dentistry の潮流を読む

「技術総説編」

今、デジタルでできることを幅広く網羅した総説論文で、
時代の潮流をつかむ

世界におけるDigital Dentistryの潮流を知る

「海外論文編」

治療計画立案のためのトレンド「バーチャルスマイルデザインシステム」の現状と、
CAD/CAM の精度を読み取るための知識

最新装置とマテリアルを知り、使いこなす

「製品紹介 / 臨床応用編 (CAD/CAM ほか)」

21 社の協力のもとで示す、最新製品とその臨床

【掲載企業一覧】

株式会社アイキヤスト
京セラ株式会社
株式会社ジーイー
株式会社松風
ストローマン・ジャパン株式会社
スリーエム ジャパン株式会社
大信貿易株式会社
株式会社データ・デザイン
デジタルプロセス株式会社
デンツブライシロナ株式会社
デンテックインターナショナル株式会社
トーシンデンタル株式会社
ノーベル・バイオケア・ジャパン株式会社
白水貿易株式会社
株式会社白鷹
フォレステント・ジャパン株式会社
ヘレウスクルゾアージャパン株式会社
名南歯科貿易株式会社
株式会社モリタ
山本貴金属地金株式会社
株式会社ヨシダ