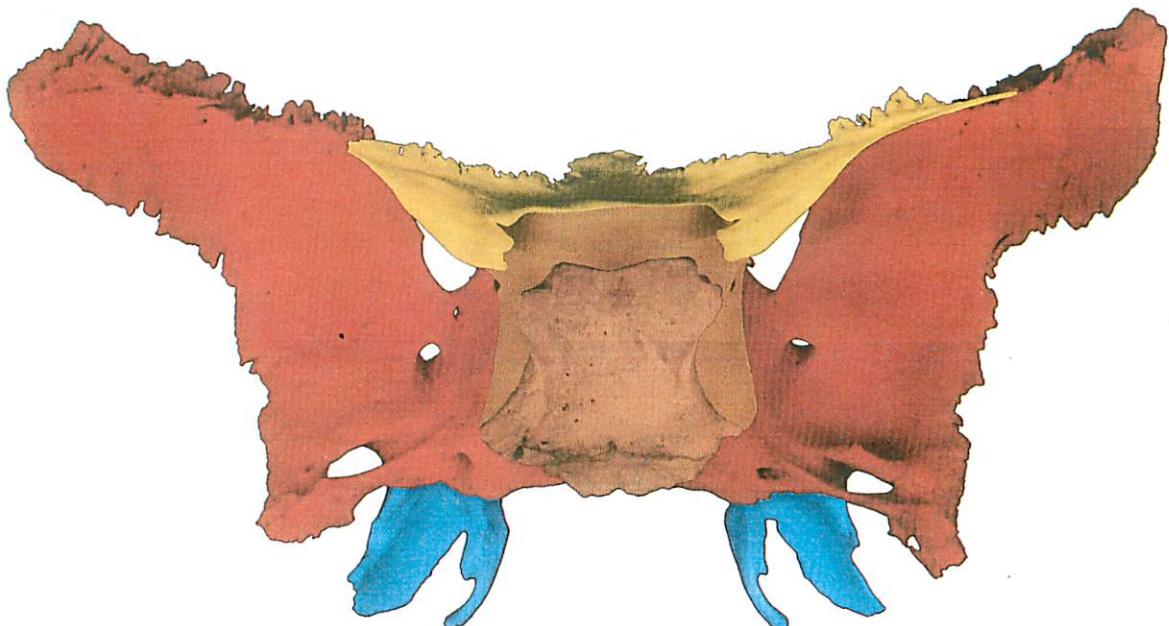


昭和57年2月27日第三種郵便物認可 ISSN 0266-407X 1991年3月10日発行 毎月1回10日発行 通巻第111号

1991

vol. 10 no. 3
March

ザ・
歯科臨床家のための総合誌
the Quintessence
クインテッセンス



グラフィック・サイエンス ■ グラスアイオノマー・セメント(Chem-Fil II)の使用条件下での生物学的テスト

Rudolf Beer

歯科診療室における CAD/CAM システム

François Duret / Jack Preston / Erick Chapoulaud / Bernard Duret

歯周補綴を必要とする症例における……治療法の選択肢(Option)の幅と治療結果の予知性(Predictability)

歯槽骨の形態異常……(1)骨縁下欠損

中村公雄 / 船越栄次 / 畠山善行 / 小野善弘

歯周疾患におけるデンタル X 線写真の読影

井田瑞枝 / 佐々木武仁 / 萩原さつき / 石川烈

歯牙移動のメカニズムと成人の歯周治療への配慮

石川晴夫 / 中村俊弘 / 倉沢理恵

歯周治療後に発現する根面齲蝕とその予防法

加藤まり / 深井浩一 / 佐藤香 / 長谷川明

■ 手際のいい歯科臨床の応急処置

3. 不完全脱臼歯

朝波惣一郎 / 笠崎安則

■ PAIN CLINIC

三叉神経痛の神経ブロック(2)

今村佳樹 / 湯田康正 / 西正勝

■ 明日の歯内療法への提言 3 / 最も Simple な歯内療法の捉え方 / 小嶋寿

3

歯科診療室における CAD/CAM システム 臨床応用のはじまったデュレ・システムの概要

CAD/CAM in the Dental Office.

Prof. François Duret*, Prof. Jack Preston*, Erick Chapoulaud**, Bernard Duret D.D.S.**

*Codirector Dental Imaging Division Department of Postdoctoral Studies School of dentistry, room 4318 University Park, University of Southern California Los Angeles, California, 90089-0841, U.S.A.
**Hennson Technologies, Inc
11835 West Olympic Blvd #825 Los Angeles, California, 90084, U.S.A.

訳閲：堤 定美(京都大学生体医療研究センター)

キーワード：CAD/CAM, 光学印象, 画像処理, ミリング, コンピュータ

歯科 CAD/CAM は以下に述べる 3 つの異なるモジュール(構成要素)を使って補綴物を製作する技術である。すなわち、光学的印象システム、補綴物をデザインするためのワークステーションあるいは CAD、そしてデザインされた部分を機械加工するための周辺装置あるいは CAM で構成されている。つまり、コンピュータによって支援された設計と製作の方法なのである。

この概念は1971年から1973年の間に発案され¹、長期にわたって複雑な発展を遂げてきた。

最初の10年間は、今日われわれが認識しているようなデザインと製作の道具としてよりも、ホログラフィーやその他の同様な走査式計測方法での三次元形状の再構築の道具として、研究がなされてきた。1980年になってようやく、このようなシステムができる可能性は工業的にも歯科学的にもかなり高いものであると、多くの研究グループで意見が一致し

始めたのである。この技術のニューウェーブを促進させたのは、筆者らの研究所^{4~6}以外にはメールマン(Moermann)と、ブランデスティーニ(Brandestini)のチーム⁷であり、最近になってアンダーソン(Anderson)⁸、カウディル(Caudill)⁹、木村^{10~12}、そしてリコー(Rekow)¹³らのチームがいる。

今日では、CAD/CAM はまったく独立した臨床歯科の分野の 1 つとなっている¹⁴、この分野は、ある時には熱心な研究の目標であったり、厳密な臨床講義の対象であったりしたが、同時に力学や技工操作よりも数学や物理にもっと重点を置いた新しい教育理念をも吹き込んだのである。だから、「ロストワックス鋳造法が歯科の20世紀のドアを開いたように、CAD/CAM は歯科界を21世紀に導くものである」と断言しても誤りではないだろう。

一般の臨床医にとって、現在の臨床において CAD/CAM とは一体何であるのか、分か

りにくいかもしれない。CAD/CAM の概念が現実的なものであり、これは、診療室で使えるものであることを、ほとんどの人はまだ知らない。実際、臨床的な情報よりも基礎研究的あるいは技術的な情報の方が多く氾濫していることも認めなければならない。いずれにしても筆者らが、CAD/CAM の概念が実際に役立つものであることを人々に理解させるのはたやすいことではない。

そのようなことから筆者らはこの論文では、データについて述べる第4章の始めを除き、CAD/CAM を研究レベルではなく、臨床レベルで論じる予定である。

1

歯科診療室でのロボット技術の補綴

この分野においては多くの研究グループが存在するが、現実に一般の歯科診療室で使われているのは2つのシステムだけである。それは、セレック・システム(Siemens, ドイツ)とデュレ・システム(Hennson International, フランス)である。両者は技術的には同じように見えるが、実際には臨床における使い方やかかわり合い方はまったく異なっている。

1-1 セレック・システム

セレック・システムは、印象用のミニカメラ、ビデオスクリーン、そして2.5軸のミニ数値制御旋盤から構成されている。これらについてはすでに Quintessence International誌の論文^{15~17}に詳しく述べられているのでここではこの方法の詳細にまでは触れない。

これは三次元再構築システムと連結したイメージシステムであり、歯科医はカメラを使って支台歯の写真を1回撮るだけである。接觸条件は再構築された像の上で輪郭を描き込んで示す。最後に、ミニ旋盤が予め色づけさ

れたセラミックスの塊(ピタセレック、Vita Zahnfabrik, ドイツあるいはダイコアセレック、Dentsply, 米国)から印象した形態を削り出すのである。

この方法は非常に迅速で、比較的安価である。印象用カメラは扱いやすく、映像は鮮明である。装置は極めてコンパクトで、シーメンス社の製品らしく人間工学的な品質特性を有している。

しかしながら、たった1方向からの撮影では咬合面の構築がコンピュータでできない(対合歯が撮影されていない)ばかりでなく、インレーやペニアの内側面(窓洞の再現)を除いてはその他の部分の構築も無理である。この限界はCAMのステップがなく、三次元的な切除ができないことからも明らかである。また歯科医は外側表面形態を患者の口腔内で直接あるいは模型上で手作業により作り出すことで、システムの欠点を補っている。したがって、これはCAD/CAMシステムというよりも、コンピュータ支援の三次元再構築システム(CAR: computer-assisted reconstruction)というべきなのであろう。

おそらくSiemens社はより広い歯科補綴への応用を目指しているのであろうが、これは現在のシステムを完全にやり直さない限り成し遂げられないだろう。しかし、筆者らはこのシステムを注目すべきものと評価しているし、歯科におけるロボット技術の先駆けを記録したものと確信している。

1-2 デュレ・システム

筆者らのひとりF.デュレの開発したシステムは、現在一般の歯科診療室に存在して(1988年以来フランスでは30か所以上で認定されている)、正確に歯科 CAD/CAM システムと呼ぶことができる唯一のシステムである。このシステムはヘンソン・インターナショナル社



図1 歯科用 CAD/CAM 装置



図2 光学式印象システムの装置

で開発され、3つの部分からなる。光学的印象と、コンピュータ支援設計と、コンピュータ支援切削の部分である。

印象段階では支台歯、隣接歯、および歯科医によって選択された咬合位置における対合歯について、現在16方向までの写真が撮れるようになっている。歯科医がCADを完全に行えるように相当数の要素を取り込むことができる。

CAD段階では内・外側形態の設計が可能であり、クラウン、インレー、ペニア、ダウエルポスト、3歯ブリッジの咬合面さらには可撤性部分床義歯のコンピュータ支援デザインまでが含まれている。われわれの研究室では個人インプラントや矯正用ブラケットの製作も行ったことがある。デュレ・システムは三次元表面モデルとソリッドモデルを扱えるワークステーションを有するので、真のCAD/CAMシステムとして位置づけられる。CAM段階では3.5軸のミリング操作が行える5軸数値制御機械があり、補綴物の複雑さに応じて10本の工具が使える。セレック・システムと同様に完全自動運転である。セレック・システムとデュレ・システムとは比較しあるものではないが、互いに補い合えるものであることと確信している。

2 ————— 歯科用 CAD/CAM：その装置

日々の診察におけるデュレ・システムの取り扱い方の原則について述べる。

2-1 システム全般について

上記したように、歯科用CAD/CAMは3つのモジュールから構成されている(図1)。まず、補綴物が装着されることになる支台歯または窩洞の表面凹凸の計測や三次元走査、そしてこのステップから引き渡された数値データを使って、対合歯や隣接歯を考慮にいれた修復物の設計を行うCADシステム、さらに予備成形された種々の材料の塊から補綴物を切削するロボット・ミリング・システムである。

印象システムはCCDタイプの内視鏡ミニカメラと、会話型入力方式を有するイメージ処理端末内の電子式表面凹凸計算機と関連プログラムから成り立っている。

CADシステムは三次元画像処理端末、すなわち、強力32ビットコンピュータ、高解像度スクリーン、そして汎用兼歯科用三次元モデル作成ソフトで構成されている。

CAMシステムは自動工具変換装置を備えた、数値制御(5軸)マイクロミリング機であ

る。この機械は CAD 用コンピュータで制御されている。

2-1-1 印象システム (IS : impression system)

印象システムは光学式プローブ、レーザ発振器、プローブとコンピュータの接続用インターフェース、フットスイッチ、印象計算機とスクリーン、そして画像用タブレットから構成されている。

光学式プローブには 2 個の内視鏡カメラ(モワレ縞の投影)が並んでおり、これは干渉縞の投影装置と CCD カメラ (512×512 電荷結合素子 : charged couple device) といくつかの処理ボードからできている。歯科医が口腔内で使用するか、支台歯模型を対象とするかによって保持アームを利用することもできる。

カメラのビデオ出力はインターフェース・ボックス内に離して置かれている同期装置と信号処理装置とに接続されている。この組立はまさに分散の要であり、CAD/CAM の第 1 モジュールにおける中央演算装置と周辺装置を結ぶコントロール・センターとなっている。レーザ発振器(赤外線ダイオード 500mW)は光ファイバーでカメラと結ばれ、三次元走査用の光学的ベクトル(媒体)の搬送体となる。

中央処理ボード、演算ボードとメモリーボードから成る計算機は、三次元モデル作成と歯科医が撮った複数の写真の関連付けを確実なものにしている。

また、フットスイッチやモニター (850×560 画素)、画像用タブレット、マウスなどがある。

図 2 で見れるように、もちろんプローブだけを除いて、これらの部品が 1 台の端末にまとめあげられ、据え付けを簡単にし、調和のとれた機能が發揮されている。

2-1-2 CAD システム

CAD システムはデジタル社(米国)の VAX3100 ワークステーションであり、32 ピット中央演算処理装置(CPU) 8 MB メモリ、そ

して 104 MB のハードディスクを 2 台有している。この優秀なコンピュータは基本プログラム(ユークリッド、Matra Datavision 社、フランス)の画像処理とデータ処理機能さらには歯科応用機能(Hennson International)を実行できる。ほかに患者管理用ソフト、印象や操作結果の記録用ソフト、付属装置の起動用ソフト、補綴物の要素を創生する歯科用ソフト、工具軌道を計算するソフトなどがある。

印象段階で作成された要素を受け取ったワークステーションは、理論的な歯の形態を収納したファイルを編成し直して、動くべき軌道を切削工具に伝える働きをする。

その 15 インチスクリーンは 1024×864 の解像度を持ち、操作者と CPU の間の対話結果を表示する。そして拡張キーボードと 3 機能(クリック、キャンセルと確認)付きマウスによって直接駆動される。

2-1-3 数値制御切削道具(CAM)

数値制御切削システムは、制御機能付き機械の領域と作業領域とに分かれる。

機械領域は X, Y, Z の 3 直交軸の回り、あるいは平行に動くモーター駆動部、回転軸、制御ボード、そしてコンバーターを含んでいる。モーターは $0.005\mu\text{m}/\text{step}$ で動き、 $10\mu\text{m}$ の精度を持つステップモーターである。回転軸は 550W のパワーを持ち、1,500~60,000 rpm の速度で回転する。これは周波数コンバーターで制御されている。数値制御ボードは CAD 端末から工具軌道に関する情報をマシンコードで受け取り、ステップモーター駆動用のパルス信号へと変換する。

CAM の作業領域は次の 3 部分に分けられる。

- 1) 予備成形されたブロックが保持される容器(この中において潤滑液が噴霧され、切削層が回収される容器である)
- 2) 切削工具を保持する円盤(10種類の工具を用意できる)

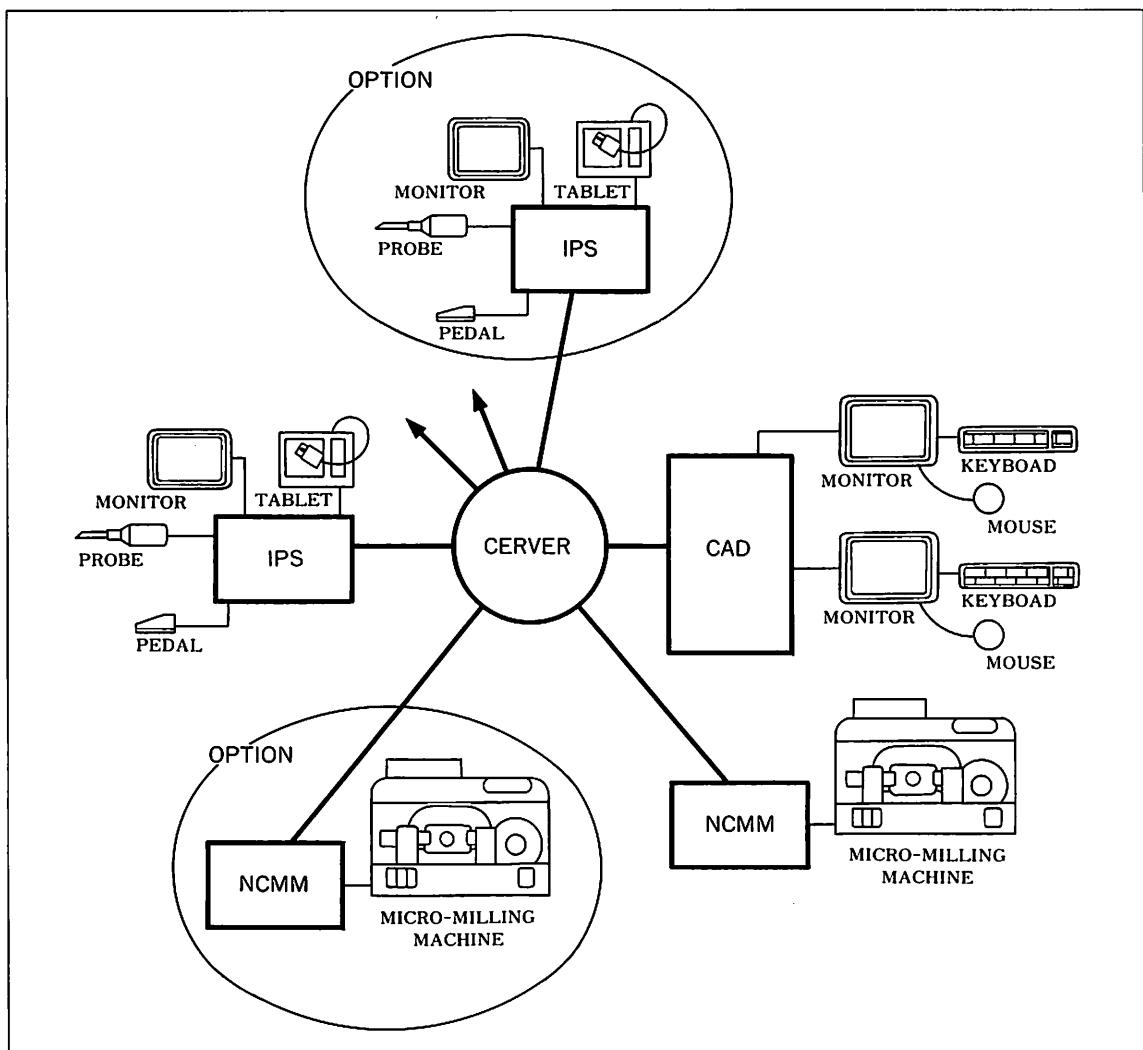


図3 システムの基本的配置

3)緊急停止用を含む4つの手動操作用ボタンが付いた制御端末などである。

2-2 いろいろな配置法

これらの3つの基本的なモジュールは、システムが技工室で使われるよう適合させるのか、それとも診療室で使われるよう合わせるので、接続法を変えることができる。これは、技工室と診療室では対象がかなり異

なる。技工室では生産することが何より大事だから、ミリングマシンの追加が必要となるだろう。一方、歯科医師にとっては時間を節約することが大事であり、プローブを多く(たとえば、チェアごとに1つずつのプローブが)必要となるだろう。

2-2-1 基本的な配置

図3に示すように、基本的な配置は1台のIS(印象システム)が1台のCADに接続され、またそれが切削機械につながっている。この

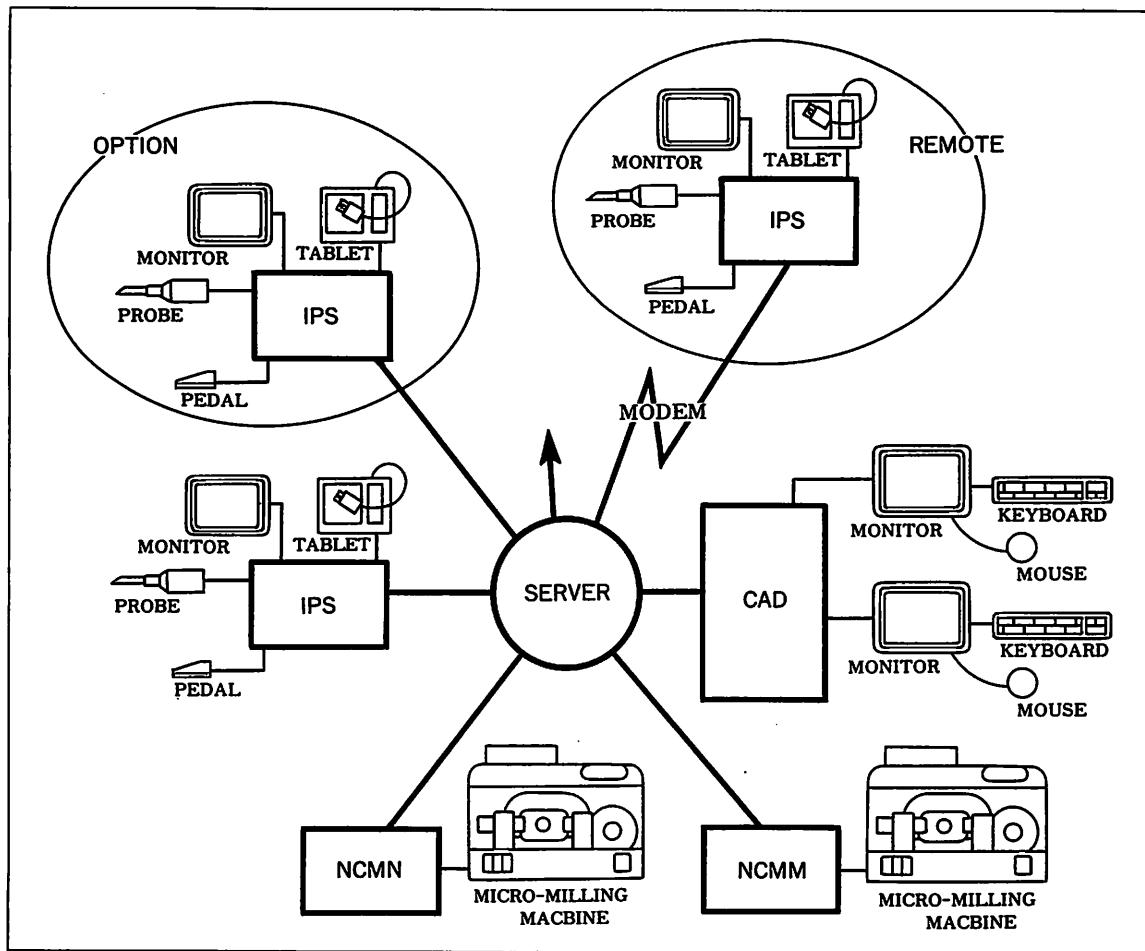


図4 グレードアップした配置

基本配置は1日に平均8ユニットの補綴物を造る場合に適している。しかしながら、この構成での限界は1ユニットの補綴物あたり40分から60分がミリングに要することにあることを述べておかねばならない。

2-2-2 グレードアップした配置

構成をグレードアップすれば興味深いことが計画できる。システムのある部分を複数することによって、投資の見返りを顕著に期待できる。2台の切削機は毎日の生産量を倍増し、1日あたり補綴物を15~20ユニットの生産レベルにあげることができるであろう。た

だし、これらは理論的に可能であるということで、可否はコンピュータの処理能力次第である(図4)。

現在では、4台のISと2台の切削機が1台の中央サーバーを介して2台のワークステーションに接続が可能である。1台目の計算機はシステムと患者情報ソフトを管理し、2台目は補綴物のデザインを創成するためだけに使われる。

2-2-3 遠隔配置

グレードアップの論理的な延長として、遠隔操作用の配置ができる。基本部分を複数す

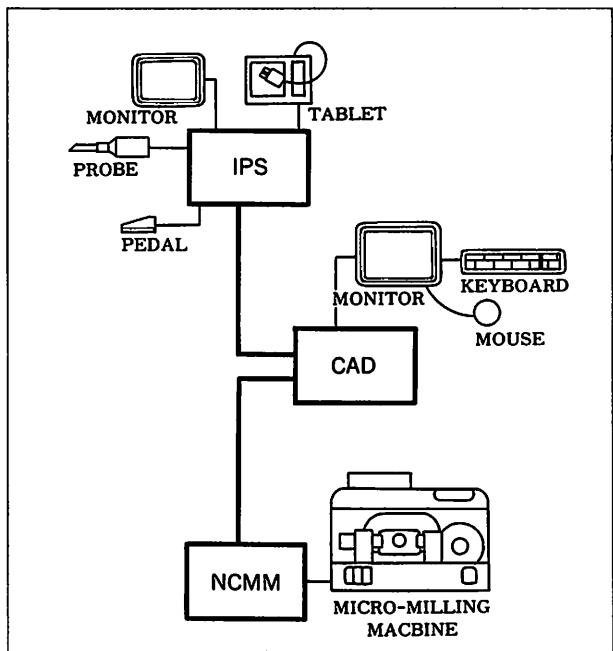


図5 遠隔操作用配置

るだけでなく、離れた場所にある別のISシステムがモ뎀を介して電話回線で中央サーバーと接続できる。機能は前述の配置の場合とまったく同じである(図5)。

3 歯科 CAD/CAM：その操作法

他に類のない方法について説明することは容易ではない。ソフトウェア設計者はプログラムの能率向上のために繰り返し処理ができるだけ多く盛り込むことにいつも関心を持ってきた。しかし歯科におけるゴールは、インレーやクラウン、あるいはダウエルポストをつくることである。

今や古典的なものとなった、ナソロジー理論を重視したクラウンの咬合モデルについて述べてみよう。この例は新技術を使って典型的な補綴物の個々の部分を作り出す主要なステップを示すのには好都合である。ただし、

これは CAD/CAM を使用して今日できるようになったごく一部の反映にしかすぎないことを強調しておかなければならない。

この例はまた、われわれの3年間の発表が何であったのかを説明するし、またこの期間における精度の向上について統計値を示すことを可能にする。

また、歯科医院内に置かれているどの機械でもそれぞれ機能を持つように、このシステムなりの機能を發揮しているにすぎないことも断っておく。したがって、人が不可能と思ってきた理論を実現したというものではない。

さて CAD/CAM を利用してわれわれは1個のクラウンを約70分で造ることができる。所用時間は歯の大きさと使用材料によって45分から85分と変化する。この時間中の作業には、操作者が介入を要しない他の作業の合間にねってやる作業をも含んでいる。

操作者が機械を使っているこの20分間というものは印象を撮り、スクリーン上での操作(3

-2-2 および 3-2-3 参照), CAD/CAM 端末での作業, そしてミリングマシンでのわずかな操作を含んでいる。

だから, 自動起動を始めとして, 歯科医は歯科 CAD/CAM システムにはほとんど介入する必要がない。80分のうちの20分というものは, クラウンをつくるのに必要な時間のうち 25% の時間である。切削を行っている間の自由時間にはクラウンの色づけ作業や次の補綴物の印象に取りかかれるのである。

3-1 支台歯形成

3-1-1 歯の大きさ

光学式印象法には歯の大きさについて特別な制約がないが, 以下のような根本的な原則について注意する必要がある。

使用材料に応じて十分な厚みを残すこと。たとえば, チタンを使うのなら薄くてもよいが, コンポジット・レジンであるアリスト(Aristee)ならば, ディープシャンファーと呼ばれる, 隙間の大きい形成が必要である。

特に咬合軸面における尖った角は丸くする必要がある。また, 垂直すぎる表面は避けなければならない。隣接面のレベルなどに投影されたパターンの計測精度が低下するのである。

3-1-2 印象領域の準備

どの印象でもそうであるが, それぞれの印象方法に応じたいくつかのふさわしい手法を実施する必要がある。光学式印象のためには, 習慣的な歯の清掃を除き, 3つの特別の作業がある。つまり, 咬合の作成, 表面コーティング, そして対応付けのための小球の取り付け作業である。

咬合は古典的な咬合採得のためのシステムから直接に得られる。著者らは対合歯の解剖学的形態とその位置について, 歯科医が選んだ上・下顎の関係において知るために使うのである。それは伝統的な登録法を使って自由

にポジションを選択できる利点があり, 支台歯に隣接している歯の場合と同じシステムで対合歯の位置の再現を陰型(ネガ)の形でとることもできる¹⁸。

コーティングは, どのような伝統的光学式カメラにも必要なものであるが, 鏡のような光沢反射を防ぐために歯の表面を薄い膜(10~20μm)で覆うことであり, 三次元計測のためのコード読み取りを可能にする。歯科用に特製されたブラシやスプレーによって塗布される。

3 個の対応付け球¹⁸が, 臨床医が撮った多方向からの写真を互いに相関づけるために用意された。CAD/CAM では支台歯の 1 方向からの写真だけでは全面が見えないので, 複数の写真が必要となる。すべての写真の中で共通の点となっている 3 個の球によって, 対応付けのためのマトリックス演算が正確なものとなる。それらの球の取り付け方は簡単で, 2 個の球を付けたロッドが形成歯より遠心側の歯の表面に接着される。もう 1 つの単独の球は舌側に取り付けられ, 計算する領域より近心側に保持される。

3-2 印象

印象は 2 つの部分に分けられる。多方向からの画像を記録することと, コンピュータが最も効率よく CAD を行えるように術者がカメラのアングルを決めることである。

3-2-1 印象採得

これが補綴物をつくる上で最も重要なステップであることは疑いない。ここでは情報を処理するために論理的な厳密さが不可欠である。CAD/CAM システムを従来からの方法と結びつけるためには, いくつかの原理的なことを思い起こす必要がある。

口腔内の印象を採ったペーストなどの陰型というのは, 患者の歯の表面に対応して互い

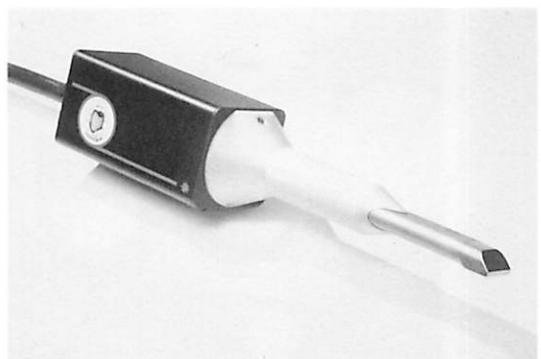


図6 印象用光学式プローブ(カメラ)

に近接して並んでいる点の集まりに他ならない。光印象を撮ることは、歯の表面上のこれらの点の各々について X, Y, Z の座標値を測ることに他ならない。

X, Y, Z の情報を持つ各点は電子フィルムの粒子に、すなわち CCD 素子のピクセルに保存される。これらの粒子すなわちピクセルの数が多ければ多いほど、印象の精度は向上する。しかしながら、これだけでは不十分で、むしろ、印象精度よりも対応づけの方が重要である。

対応づけの精度とはいいろいろな方向からの画面を結びつける際の正確さのことである。たとえ一画面につき 4 百万ピクセルを使ったとしても、画面同士の対応づけがまずければ、印象精度はまったく劣ってしまうことは、容易にわかるであろう。ピクセルの数が精度に及ぼす影響はほんの僅かであることは経験的に判明している。

ペーストなどの印象材を用いた従来の印象採得は情報を採ることに相当している。ペーストは対象の寸法情報を堅固な保存物(伝統的には石膏模型である)へ変換する役目をしている。だから、石膏模型はコンピュータにおける磁気ディスクのように記憶媒体の 1 つの様式に過ぎない。模型の破損はディスクの故障のように、情報の呼び出しをできなくして

しまうのであるが、両者ともにコピーを作つておくことは可能なのである。

3-2-2 撮影

図6, 7 に示すように、光学式プローブを使って歯科医は形成歯の周囲を何枚かをシリーズの一連の写真として撮る。16枚までの画像が必要に応じて、また好みに応じて撮れる。形成歯の咬合面観(カメラを咬合平面に向ける)や、対合歯の咬合面観は必須の画像である。その他には印象ができるだけ精密になるように、最大量の情報を集められるように撮られる。ここで前述の小球がどの画面にもはっきりと写っていなければならないことを強調しておく(図8)。

歯科医はクラウンを作るのに平均10枚の画面を撮る。この口腔内での作業に要する時間は約 3 分と見積れる。このあと、臨床医は CAD/CAM の作業を続けて行うか、あるいは(それがベストな方法と信じるが)技工士に作業を引き渡すこともできる。

3-2-3 対話作業

操作者は、対応付け用の 3 個の小球の位置、さらにクラウンを作るために必要ないいくつかの基本的な箇所をコンピュータに指示する必要がある。マージンラインについてもそれを辿りながら指示する必要があり、対合歯や咬合面部の溝などの正しい位置についても定義

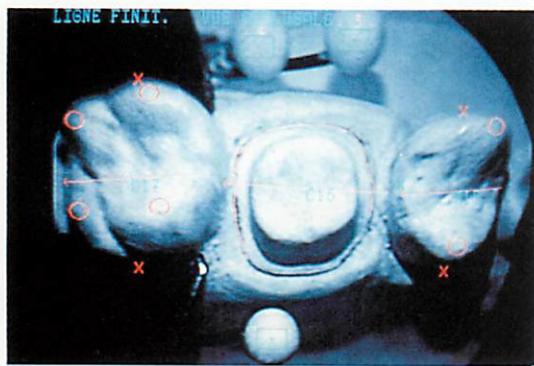


図7 咬合面の印象画像

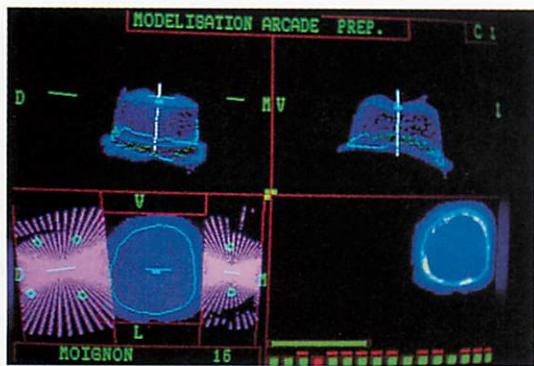


図9 摄り直しが必要な像の例

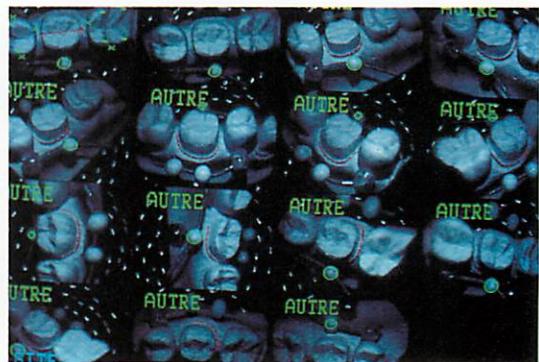


図8 多方向から撮った一連の印象像

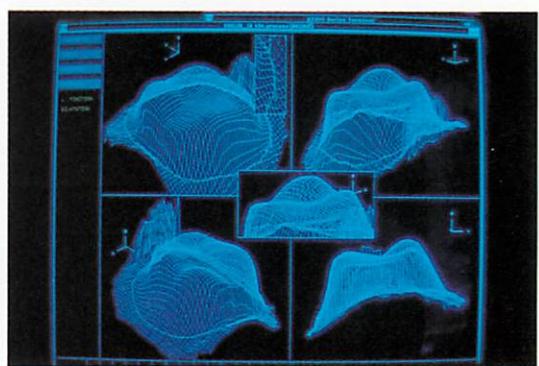


図10 ズーム機能を用いて支台歯を拡大して見ることもできる。

しておく。

図7のように咬合面図において、咬頭や最大豊隆線、コンタクトポイント、溝の全般的な位置についても指示する。図8では対合歯の咬頭や溝の位置が特定されている。

マージンラインについては、多くの画面において、ズームを使ってでも可能な限り正確にトレースを繰り返すことが必要である。

3-2-4 レリーフ処理(立体起こし)と印象の合成処理(modeling)

これから二つの作業は自動処理が可能である。各画面においてレリーフ処理(表面を浮き彫りにする立体化処理)がなされてから、互いに対応づけがされ、合成される。

レリーフ処理は2～3分ですむ短時間の作業であり、各々のピクセルについてその空間

位置を計算して、それまでは二次元であったCCD画面における対応点とから表面形状を作りあげるのである。

操作者としては、図9のように品質が劣るために廃棄しなければならない画面があって、撮り直す場合以外には、計算機と対話する必要はない。

合成処理は、3つの小球の各々の既知の位置関係ならびに計測された位置に基づいて多くの画面を結合し、次いでそれらを一塊の点群として混合する作業から成り立っている。

この作業の終わりには、形成歯は隣在歯と対合歯と同じ空間座標上に位置づけされることになる。だから参照点や線の位置を、コンピュータに教え込む必要があるのである。

印象採得後に行うこの作業には、約20分を

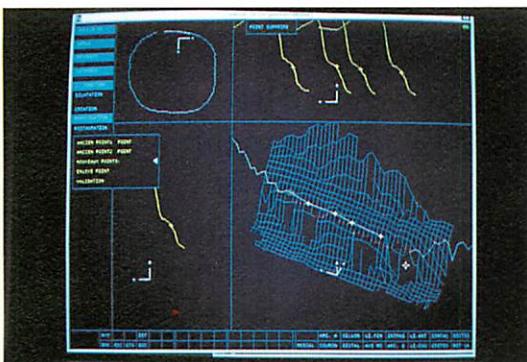


図 11 マージン部の拡大像

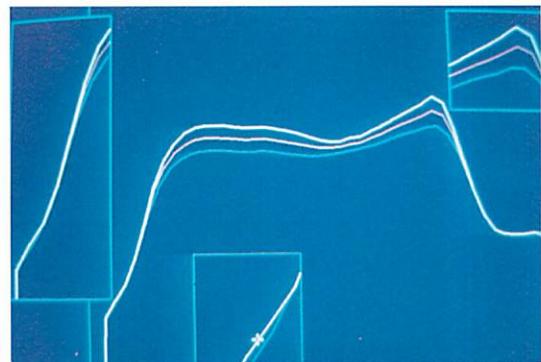


図 12 内側部の設計

要する(そのうち4~5分だけは操作者が対話しなければならないが、あとはコンピュータが勝手に行う。)

3-3 コンピュータ支援デザイン(CAD)

このCADステップは印象と理論的な(標準)の歯の形態ライブラリー(データベース)とからクラウンの設計を決めていく手順であるから、非常に決定的な重要ステップである。操作者はこの段階で作業を準自動式あるいは対話式のどちらででも進めることができる。

歯科用CAD/CAMが他のコンピュータ支援によるどの方法よりも優っている点は、一つの対象(印象)から別の対象(修復物)を構築できることである。

特別の歯科用ソフトが付いているので、臨床医が操作する際には臨床的な特徴を明白に与えてくれる。術者の操作はコンピュータソフトのメニューにしたがって注意深く進んでいく必要があるが、各々のステップにはサブメニューが用意されて、さらに細部に入ることもできるし、概ね得られた結果を修整することができる。総合メニューには8つのステップがある。それらは、

1. 内側部,
2. 外側部,

3. 位置づけ,
4. クラウンの構築,
5. 咬合調整,
6. 修整,
7. 材料による調整,
8. CADの終了,

3-3-1 内側部

クラウン作製の第一ステップは内面の構築である。形成歯とマージンラインの表示から始める。図10のようにズーム機能を用いて、支台歯の咬合面部やマージンラインの細部について拡大して見ることができる。

もしもマージンラインの一部が不都合な場合には、三次元的な断面図が作成され、問題となっている領域に垂直な方向から見た像も表示できる(図11)。これによって、より正確なマージンと軸面の輪郭を得ることができ、石膏模型では困難であった精度を出せる。

内面メニューの最後のステップは、セメント層の望ましい厚さを決めることがある。これは3つの値を決めることができて、一つは咬合面レベルにおける膨張量に相当し、二つ目は側方への膨張量であり、三つ目はなんら膨張させないで、フィニッシングラインを取り囲む範囲を定めるためのその基本的な高さ

である(図12)。

1985年にパリで初めてデモンストレーションしたように、CAD/CAMでは使用する合着用セメントの粒度や稠度、そして特に流動性によって決まるセメントスペースをきっちりと規定することが可能となる。この機能を利用すれば、セメントペーストの動力学に注意しながら内側面図を設計することによって、クラウンの最適な位置づけをすることができる。

維持力と流動性といった2つの力学的役割を無視して、セメントスペースを測ることは無意味なことと思う。それぞれの症例について正しく検討されたデザインだけが意味を持っているのである。クラウンの内面作成に関するこの考え方は三次元表面形状モデルの成果によって初めて実現された。

3-3-2 外側部

このステップでは、隣接歯の咬頭の高さ(青線で示されている)、そして最大豊隆線(赤線)、溝、接触部位などから、クラウンの外形が規制される。これらの規制線は一種のボックスを構成し、このボックスの中に納まるように標準の歯の形態ライブラリー(データベース)から修整させたり、術者の好みに合わせた形態にデザインしたりして、クラウンの形態を作ることができる。

図13、14はクラウンが占めるであろう仮想空間の限界を図示している。どの線についてもこの目的のために開発されたサブメニューによって修整できる。

3-3-3 位置づけ

このステップは理論的歯牙形態(図15)をコンピュータメモリーから持ってきて、先のボックスの制限線に適合するように制御したり、また(非常に稀ではあるが)その軸を修整したりするような、まったく視覚的なステップである。

3-3-4 クラウンの構築

これも大変重要なステップである。全自动ではあるけれども、理論的歯牙形態を患者の臨床的形態に合うように制御することを行う。

このステップでは短時間内に補綴物の二次的な外側表面(図16)が得られる。エキスパートシステムと呼ばれる手法が適用されて、術者自身の習慣をソフトウェアが学習して理論的データを徐々に変化させることができるのである。これは実に複雑な方法ではあるが、診療にはとても斬新で有用である。

最後に、これから作るクラウンは隣接歯の咬頭線に合うように変形される。対合歯がなければクラウンの位置は典型的な位置に設定される。対合歯が存在すれば、次の咬合のステップへ進む必要がある。

3-3-5 咬合調整

これはCADにおける2番目に大きなステップである。歯の静的な咬合は2つのステップでなされる。つまり、図17、18のようにクラウンの咬頭と対合歯の咬合面窓を対応関係に置き、ついで、図19のように咬頭の高さを決める。

ランディーン¹⁹のワックスアップ作業とソフトウェア(光学式ワックスアップと呼ぶ)の間ににある種の対応が見られるように、CADのソフトを使えば、少しずつ削除したり、対話式に修整しながらそれぞれの中心位置を変えて、咬合関係を改善することができる。

このソフトウェアの他の特徴について述べることは、本論文の域を越えるので、ここでは省略する。

3-3-6 修整

CAD/CAMのユーザーに与えられた最初のメニューの一つが、この修整メニューである。このメニューでは、前述のようにして得られたクラウンの形態を修整するために数多くの可能性を提供している。たとえば、表面節点

と呼ばれる画像の表層点の位置だけを単に移動させれば、クラウンの外形線をあたかもワックスを足したり削ったりするように加減できるし、さらには、(特にプラキシズムの症例ではとても興味深いのだが)咬合における歯冠頭角の調整に至るまで、修整をすることが可能である。ここではもうこれ以上詳しく述べないでおく。

3-3-7 材料による調整

これはまさしく“コンピュータ・キャリパー(厚さ計)”のことである。このメニューにより、補綴物の外表面と内面の間の肉厚を許容できる限り薄くすることができる。

操作者が使用材料を勘案して決めた最低厚さがうまく得られない場合には、ソフトウェアが表面を修整して、指示された最低距離になるまで移動する。(時にはこの修整によって、咬合メニューにもう一度戻らなければならぬこともある)

3-3-8 CAD の終了

いよいよ CAD 操作の最終ステップにきた。このステップでは直ちに切削を行うか、あとで行うかを選択することができる。もしも CAD の最初で自動方式を選んでおれば(3-3-1 “内側部”的項参照)，手動の対話方式を必要とせずにここまで来れるのであるが、咬合や修整のメニューを使って、なんらかの修整を行ふことも可能である。

以上述べてきた 8 つの連続したステップには、ユーザー(術者)の経験によって 3 ないし 6 分がかかる(自動式では 2 分にまで短縮される)。そして、補綴物の最終的な形態の吟味が終われば、ついにクラウン(または、もしソフトウェアが装備されておれば他のタイプの修復物についても)機械加工を開始する準備が整つたことになる。

3-4 修復物の切削(CAM)

補綴物を作る最終工程はこのために特別に開発された材料を使って切削加工することである。数値制御された機械工具で加工される。

3-4-1 CAD/CAM 用材料

加工される材料を述べることは本論文の主題ではないが、歯科用 CAD/CAM のいくつかの基本理念とその役割を思い起こすのに便利であると思われるので述べておくことにしたい。

8 年以上の長きにわたってわれわれは古典的なテーマからずいぶんいろいろ異なった原理についてまで研究を行ってきた。初めてこれをデモンストレーションしたのは、1983年のアントレティーンのフランス会議であった。

歯は不均質で異方性のある構造であり、物理的性質はそのことに強く影響されている。稠密で均質な構造の歯科材料とはこの点で異なっている。人工物は数百ミクロンの巨大分子構造になったり、生物界におけるミネラルや無機質構造がもつ最も基本的な配向性²¹などは決して示さないのである。

CAD/CAM では補綴物の内・外側面形態が分かるので、不均質で異方性のある材料で予備成形された塊から彫り出してくることができる。

この考え方に基づいて開発され、市場に初めて現われた CAD/CAM 用材料はアリスト(Spad 研究所、フランス)であった。それは多方向性の纖維組織を持ち、ポリウレタンのマトリックスに石英とシリコンのフィラーを有するコンポジットである。纖維の走行方向はドス・サントス(Dos Santos)の論文²²などのデータおよび著者らの研究室での観察結果²¹を重んじて定められた。纖維、マトリックス、フィラーは微視的には均一に結合されているが、超分子レベルでは不均質となっている。

もちろん、従来の材料を CAD/CAM で使う

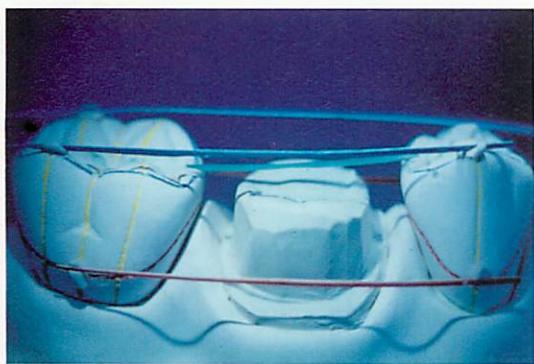


図 13 クラウンの設計制限域(模型)

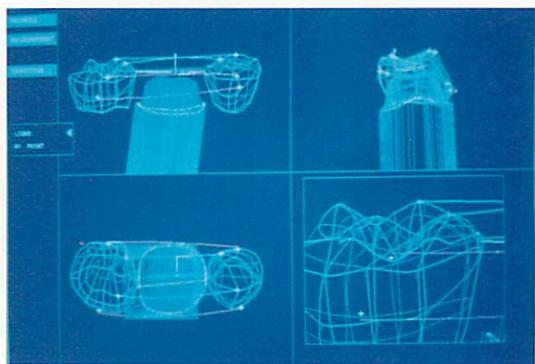


図 14 クラウンの設計制限域(画像)

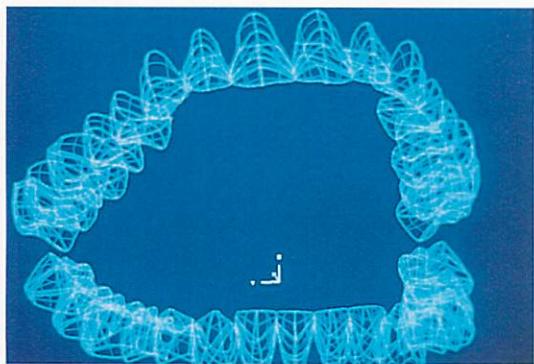


図 15 標準的歯の形態モデルライブラリー

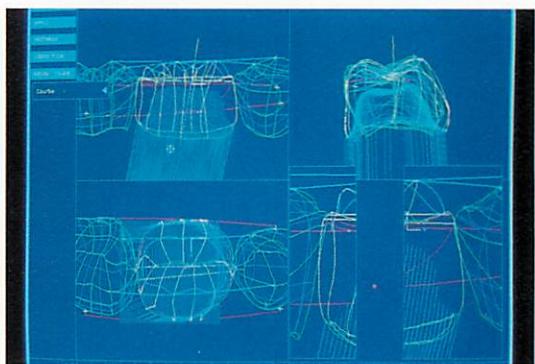


図 16 クラウンの外側部の設計

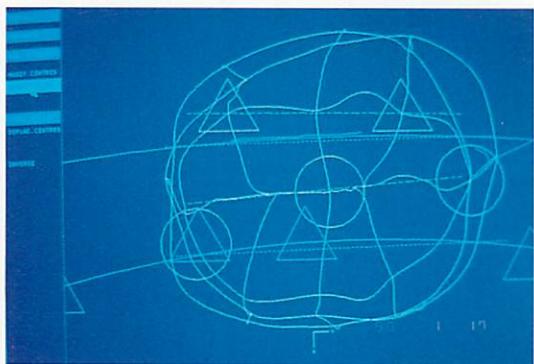


図 17 クラウンの咬合調整過程(1)

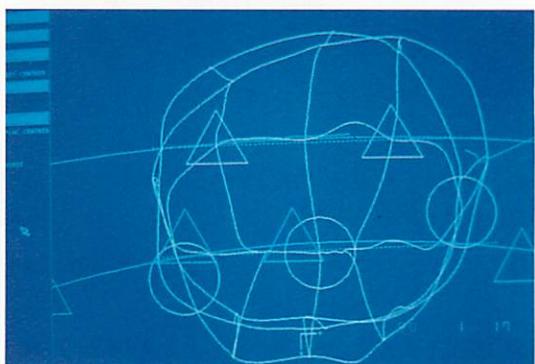


図 18 クラウンの咬合調整過程(2)

こともできる。最初のセラミックス材料は Vita 社によってつくられたセレック・システム(Siemens)用のものであった。ついで CAD/CAM 用に改良されたガラスセラミックスであるダイコア[®]がある。また種々のまったく新しい日本の素材(堤 定美, 京大), あるいはレ

ジンなどがある。これらのほとんどは均質で等方性のままである。

これらの材料はすべて 図 20 のように予備成形されたブロックとして提供され, 切削条件は基本的には工具に依存する。多くの場合, 不必要な出費を防ぐために, 補綴物となる中



図 19 クラウンの咬合調整過程(3)

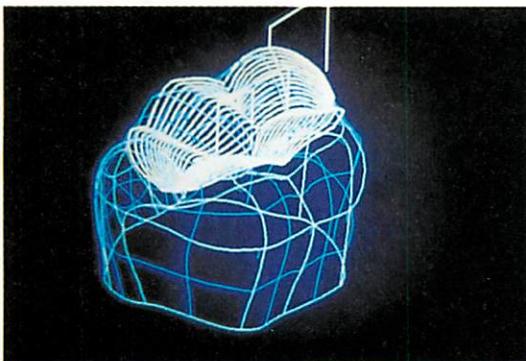


図 21 古典的工具の切削軌道



図 20 CAM 用コンポジットレジン

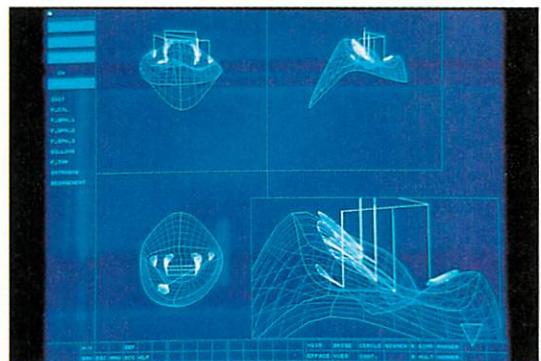


図 22 動的咬合形態を重視した場合の切削軌道

心の主要部分だけがそれら材料のブロックで作られている。

3-4-2 機械工具の計算機能

CAD の段階で一度、補綴物の形態を決めれば、各工具の動く軌道はソフトウェアが計算してくれる。工具は計算された表面を再現するように忠実に動き、工具の作業用機能データ(機械の較性と工具の径による数値データの補正)も与えられる。古典的な軌道(図 21)ではできない、動的な咬合形態に関するデータを尊重する機能を有する工具もある。この一例は図 22 にみられる。

回転軸と工具を支持する軸の動きを正しく保つのに必要な電気パルスを決定するためだけに計算機または後処理端末機が使われる。

3-4-3 機械加工の実際

工具の周期的な交換や予備成形された材料のブロックの取り付けを除いて、切削加工は演算機能時と同様に、全自动的になされる。機械工具の精度は $1/100\text{mm}$ 程度であるので、この種のロボットを手動で操作することは不可能といえる。

切削は連続的に行われるが、まず最高の精度を確保するように歯冠内面から始められ、次にブロックを 180° 回転させて、咬合面と軸面が削られる。マージン部を最終仕上げしてでき上がった修復物は手で機械からはずされる。

6枚の写真(図 23~28)は切削加工の工程を表示している。加工の途中の工具の交換は自動的になされる。



図 23 切削加工の指示

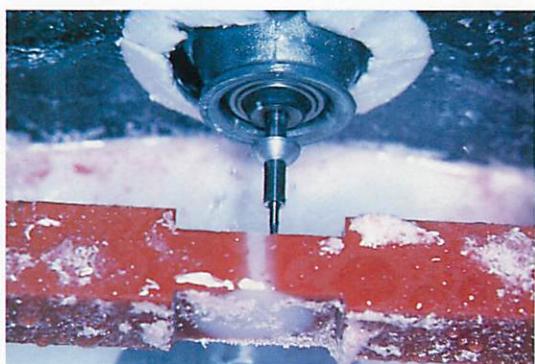


図 24 切削加工の過程(1)

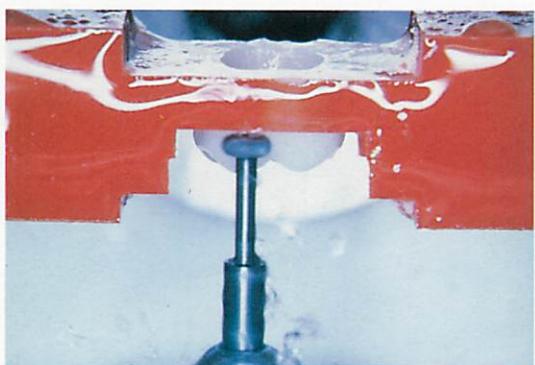


図 25 切削加工の過程(2)

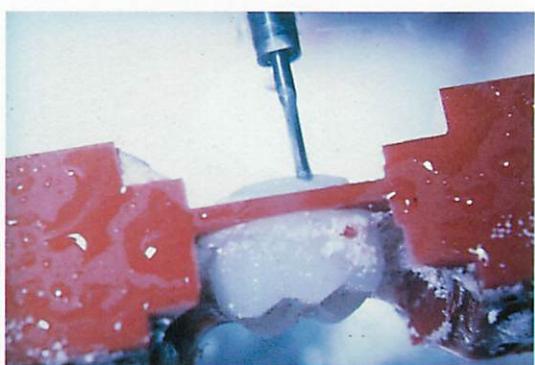


図 26 切削加工の過程(3)

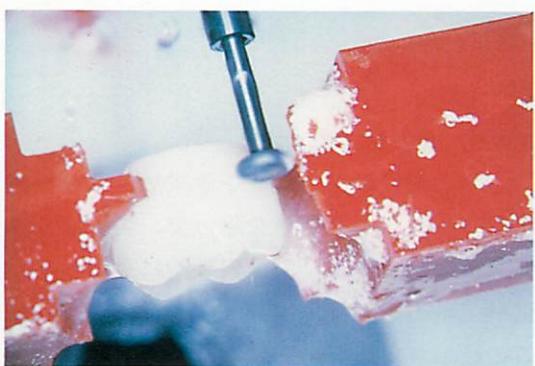


図 27 切削加工の過程(4)

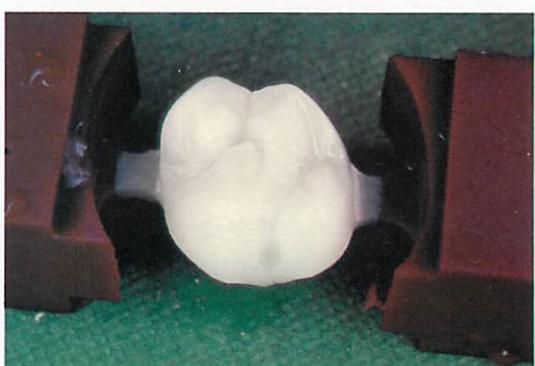


図 28 切削加工の過程(5)

3-5 仕上げ

補綴物の仕上げ、あるいは色付けが最後の作業ステップである。これは人手で行われるが、数年内に自動化できることは間違いないであろう²。

多種の色をもった色づけ用のキット

(図 29, 30)が用意されており、セメントの色と併せれば、従来のすべてのシェード(Vitaなど)の基本色にほぼ近いものとなる。アリスト(Aristee)のようにガラス繊維を含むものは、図 31~35 の写真に示されるように、CAD/CAM で作られた場合には形だけではなく、審

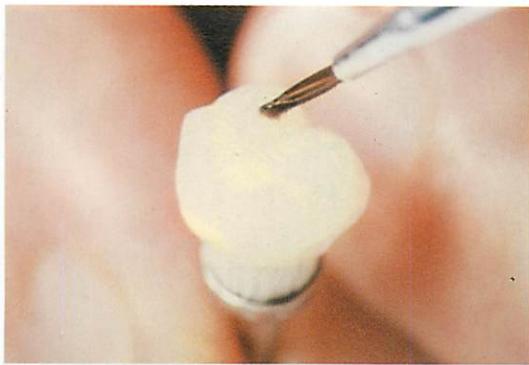


図 29 色付け作業



図 30 色付け用キット

美性を含めて天然歯のレプリカができ上がる可能性を大いに秘められているのである。

アリステの仕上げには平均10分を要するが、これは従来のポーセレンと同じようなものである。着色部の長時間の耐久性についてはまだ検討中である。同様の原理を使ったダイコアでは表層部の色づけの安定性と耐久性が証明されている。

4 結論

1970年頃に現れ始めた CAD/CAM 法は、20年かかってようやく歯科診療室に入り込んできた。技術開発との競争、そして懐疑論者との論争が数多くあって、しばしば開発の進行を邪魔してきた。今日の歯科はどんどん進歩していくものであり、われわれの概念が数年後には大変重要なインパクトを与えるものであると信じている。

歯科における昔と今の技術の間の戦いは、ロマンス小説のようにハッピーエンドとなりつつある。この新技術について誰も何ら疑うことができない。われわれの職業的習慣を搔きぶり始めたばかりであり、この研究とそれに付随する技術を再吟味させてくれる。「ワッ

クス操作における手先の器用さは美しい補綴物を作ることよりももっと重要であった」などという話は、いつもわれわれにショックを与えたし、われわれの職業を“物知りのオウム”的な仕事にしてしまったのであるが、そんなことを研究者や歯科技工士に忘れさせてくれる道具を提供したのである。

われわれはワックスをどう取り扱うかということよりも、なぜ咬合の考え方を使うのかということの方が大事であると思う。

歯科の改革、概念的な改革、あるいは材料の改革として、CAD/CAMは歯科診療室で真価を試されなければならない。研究なら、ただ一人が使ってみて良ければよい。しかし CAD/CAM は現場で証明されなければならない。

最初の成果にはかなり励ました。1988年に製作された補綴物の精度は $0 \sim 250\mu\text{m}$ の域に達することができた²⁴。次の年には $0 \sim 150\mu\text{m}$ ²⁵となり、今日では、古いバージョン (V2.2) のソフトウェアを使って50症例以上をテストした結果、80%以上のケースのマージンラインは $0 \sim 80\mu\text{m}$ に納まっている。もちろん模型による *in vitro* の実験データはまもなく公開できるであろう。南カリフォルニア大学の歯科イメージング科で同僚のプレストン (Jack Preston) 教授と行った実験結果のこと



図 31 CAD/CAM システムで作られたクラウンの例

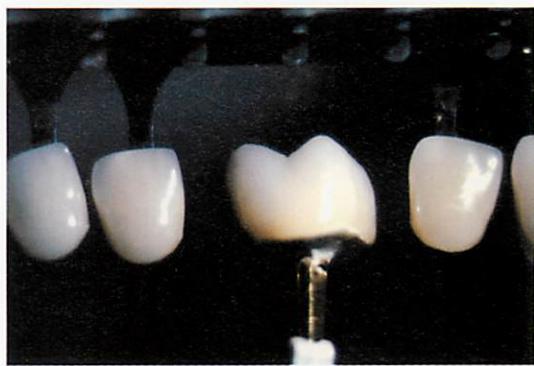


図 32 CAD/CAM システムで作られたクラウンの例

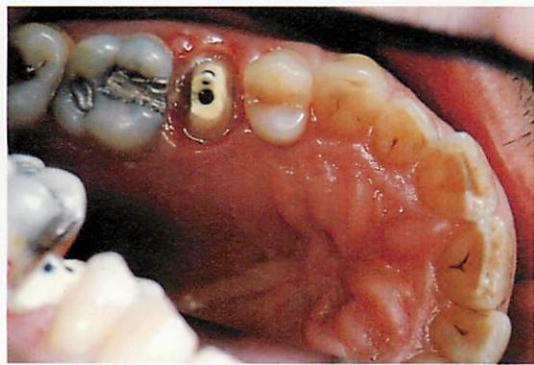


図 33 臨床ケースでの支台歯

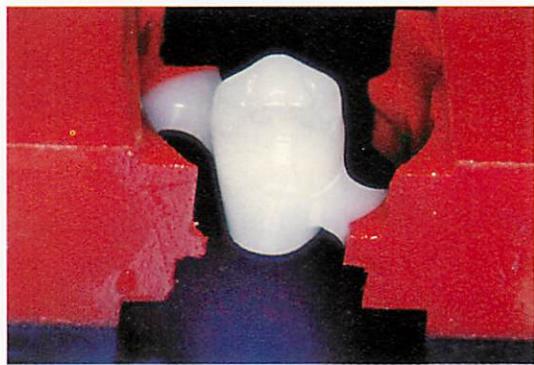


図 34 同ケースに作られたクラウンの例



図 35 同ケース、口腔内合着時

である。これらの結果は CAD/CAM チームにソフトウェアにおける数多くの疑問点を修正させる機会を与えてくれた。

CAD/CAM 機械はどうあるべきか、何ができるか、を説明する必要はもはやないが、実際の機械は実際に何ができるのかを立証する

意義を教えた。「CAD/CAM 法は正確だらうか?」という質問に答える唯一の方法は、患者に使ってみることである。研究者の役目は実用に供して、臨床医に指摘された誤りを正すことがある。

最後に、ソフトウェアを書き上げるには伝

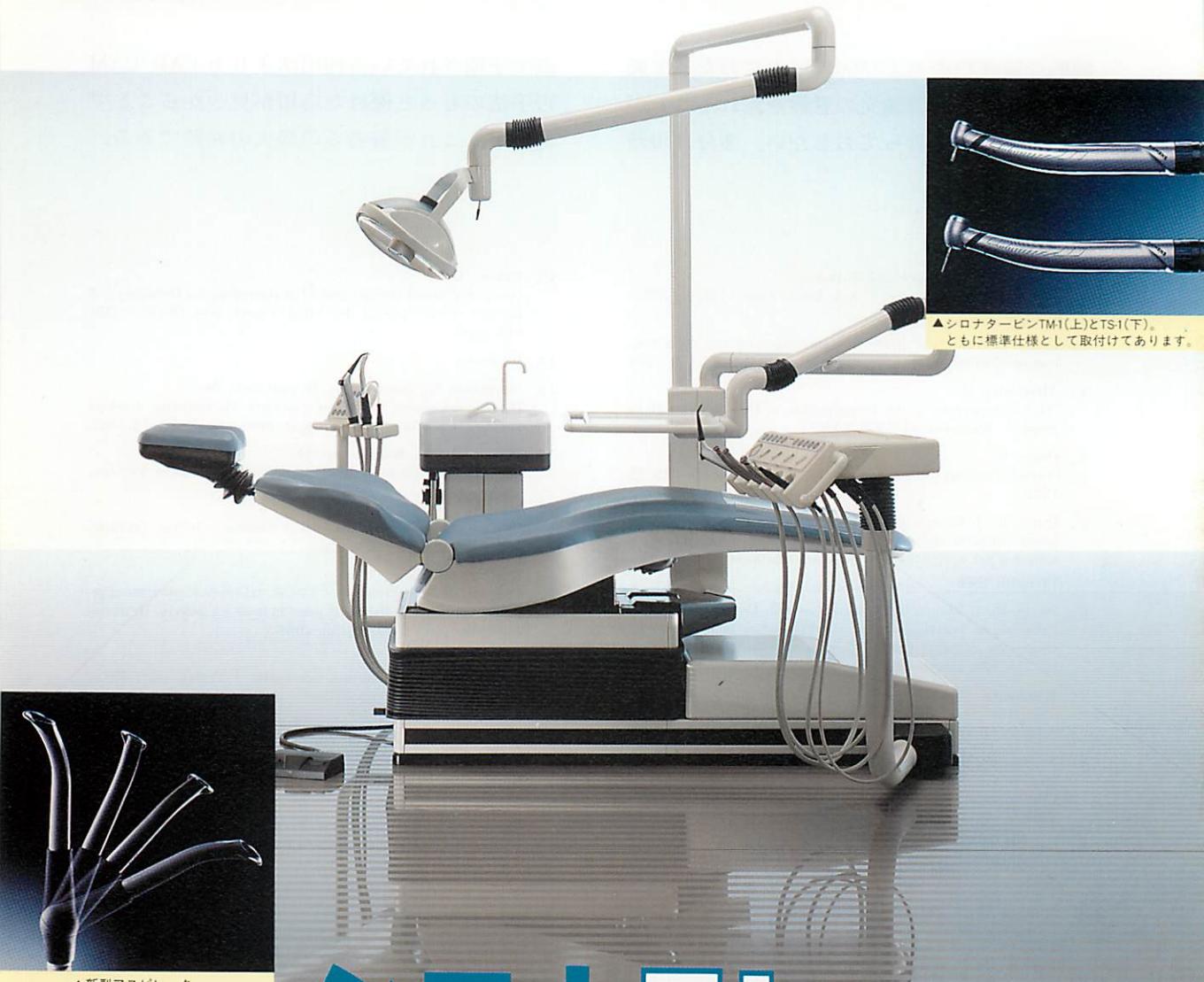
統的な臨床技術および50年以上にわたって発表してきた研究論文の意義を忘れることができないことを言っておきたい。多分、現時

点で予期されている利用法よりも CAD/CAM の手法のもっと優れた応用が見つかるであろう。これが著者らの最大の希望である。

参考文献

1. Duret, F., J.L. Blouin and B. Duret.
CAD CAM in Dentistry. J. Am. Dent. Assoc. 117(11) : 715-720, 1988.
2. Duret, F., Analyse d'image holographique en vue de la commande d'un système automatique. Rec. IRIES. 2 : 1-9, 1976.
3. Altschuler, B.
"Holodontography : An Introduction to Dental Laser Holography". Medicine ed. 1973 SAM.
4. Duret, F.
Quand l'ordinateur se fait prothésiste. Tonus. 16 : 13-15, 1982.
5. Duret, F., J. Blouin and B. Duret.
Bases fondamentales dans la conception et la fabrication assistées par ordinateur de prothèses dentaires. Q. O. S. 39 : 197-216, 1985.
6. Duret, F., J. Blouin, L. Nahmani and B. Duret.
Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l'exercice de cabinet. C. de Proth. 50 : 73-109, 1985.
7. Moermann, W., M. Brandestini, A. Ferru and F. Lutz.
Computer Machined Adhesive Porcelain Inlays : Margin Adaptation after Fatigue Stress. J Dent Res (65) : 762, 1986.
8. Anderson, M., B. Bergman, C. Bessing, G. Ericson, P. Lunquist and H. Nilson.
Clinical Results with Titanium Crowns Fabricated using : 1989.
9. Caudill, R.
Computer-integrated Dentistry. New Harbor Acad Dentistry. 1988.
10. Kimura, H., T. Sohmura and T. Watanabe.
Three-dimensional Shade Measurement of Teeth (Part 3) The Divisional Measurement Method of Abutment Teeth. J Jap Soc for Dent Mat Dev. 8(4) : 551-558, 1989.
11. Kimura, H. and Coll.
An Approach to the Dental CAD CAM (part 4) Fundamental CAD Procedure for the Data Base. J.J.Dent Mat. 8 : 17-22, 1989.
12. Kimura, H., T. Sohmura and T. Watanabe.
Three-dimensional Shape Measurement of Teeth by the Laser Displacement Meter and Computer Controlled Scanning Machine (Part 2) The Improvement of Accuracy by Means of Divisional Measurement Method. J. Osaka Univ. Dent Sch. 29 : 41-46, 1989.
13. Rekow, D.
Computer-aided Design and Manufacturing in Dentistry : A Review of the State of the Art. J. Prosth. dent. 58 (4) : 512-516, 1987.
14. Interview
15. Mörmann, W., Brandestini, M. and Lutz, M.
Das Cerec-system : computergestützte Herstellung direkter keramikinlays in einer sitzung. Quintessenz. (3) : 1-14, 1987.
16. Mörmann, W., Brandestini, M.
Die CEREC Computer Reconstruction. Quintessenz Verlags-GmbH, 1989.
17. Mörmann, W. H.
Chairside computer-aided Direct Ceramic Inlays. Quintessence Int. 20 : 329-339, 1989.
18. Duret, F. and Coll.
Procédé de corrélation des saisies tridimensionnelles d'organes humains et dispositif pour la mise en œuvre. Hennson European patent, 89.420450, 1988.
19. Lundeen, H. C.
Introduction à l'anatomie occlusale, J Prelat, edit, Paris, 1970.
20. Duret, F.
and Coll. Conception et fabrication assistées par ordinateur, Théorie de l'empreinte optique. 9e Entretiens de Garancière. 1983.
21. Duret, F.
Empreinte optique et nouveaux matériaux composites. Soc Française Dent Esthétique (SEDE) Paris, 1985.
22. Dos Santos.
Traité d'occlusion,
23. Duret, F. and Coll.
Procédé de coloration de prothèses médicales et dispositif pour la mise en œuvre. French Patent 89 02449, fév-1989.
24. Duret, F.
Letters to the Editor. JDPA. 4 (3) : 131-133, 1987.
25. Duret, F., Preston, J.
Clinical Implementation of CAD CAM Dental Technique, Congress ADA-FDI, Washington, 1988.
26. Duret, F.
CAD CAM Live. 124th Midwinter meeting, Chicago Dental Society, Chicago, 1989.

SIEMENS



▲シロナターピンTM1(上)とTS1(下)。
ともに標準仕様として取付けてあります。

シーメンスシロナ E1 トリートメントセンター

最新の技術と近代感覚が生きています。

精密、高精度の切削器具シロナモータSLおよびシロナターピンTS1とTM1。そして正確な瞬間切替で臨床に即応する6ウェイシリソルジ、スプレービット4000(2本)。いずれもシロナE1の中核となる標準仕様のインストルメントです。シロナモータSLは、シーメンスの伝統と先進テクノロジイが完成した逸品。高度の電子制御装置によって回転速度にかかわりなく負荷に対応して、自動的にトルクが大きくなり“ねばり”ある回転切削力を維持し、また、きわめてスムーズに始動し、停止します。チタン製新型シロナターピンTS1とTM1は、ともにコンパクトで軽く、

切削力がすぐれています。また360°回転しますから、あらゆる部位にヘッドを向けられます。回転切削器具は、すべてファイバーオプチックライト付き。エルゴノミックスの採用で、先生にムリな診療姿勢を強いないフォルム。容易な操作性。モジュール方式の簡単な保守。洗練された機能美。環境汚染や細菌汚染を防ぐ各種の機構。小さな据付けスペースなど、確かな特長で歯科診療ユニットの新しい方向をめざす「シロナ」シリーズの最新トリートメントセンターです。

■承認番号 60BYI246 東用輸第4号

■写真に載っていますシロソソンS超音波スケーラーはオプションです。
標準販売価格 ￥6,960,000 (1990年4月21日現在／消費税別)
●詳しいカタログは発売元までご請求ください。

SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
Dental Division, Bensheim, W. Germany

輸入
発売元  東京歯科産業株式会社
〒101 東京都千代田区外神田6-10-5 電話(03)3831-0176代