205

actualités odonto-stomatologiques

sept. 91 n° 175

spécial informatique

sous la direction de J.-P. FORTIER et J. DICHAMP

Conception assistée par ordinateur

La C.F.A.O.* dentaire

Six ans après la première présentation

au Congrès de l'A.D.F. de 1985

résumé

a C.F.A.O. dentaire est une technologie odontologique issue de l'informatique et qui permet entre autres la réalisation de prothèses dentaires. Elle se caractérise par l'association d'un système de captage d'informations, d'un ensemble de traitements et de création de données, ainsi que d'un système d'exécution.

Le système de captage peut être une caméra ou au sens plus large tout appareil pouvant potentiellement permettre la digitalisation de l'information recueillie dans la bouche du patient.

Le traitement et la création des données permettent la modélisation, sur un écran d'ordinateur, de la future prothèse ou la visualisation de proposition thérapeutique. Le système d'exécution permet la fabrication, ou sa représentation, des données issues de la modélisation.

Le cas le plus classique est la C.F.A.O. dentaire en prothèse qui permet la prise de vue à l'aide d'une caméra, la construction à l'écran de la future couronne et sa fabrication sur une machine-outil à commande numérique.

Il existe aujourd'hui plusieurs systèmes sur le marché ou en passe de l'être, nous avons essayé de les classer au sein d'un ensemble plus général.

mots clés

C.F.A.O. classification informatique principe

* Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur

François

Professeur et Responsable du Département de

Restauratrice, Département

de l'Imagerie Maxillofaciale et Orale

(Dr. J.D. PRESTON), École

de Dentisterie. DEN 4318.

University Park, MC 0641.

Universitý of Southern California (USC), Los Angeles, CA 90089-0641.

> Actualités Odonto-Stomatologiques nº 175, septembre 1991

eux années après les Entretiens de Garancière de 1983 où fut présenté le premier prototype d'un système de C.F.A.O. dentaire¹, était réalisée la première couronne usinée lors du congrès mondial de l'Association dentaire française à Paris en novembre 1985 devant plus de 800 confrères².

Depuis cette date tout a été très vite, trop vite sans doute, aussi nous paraît-il intéressant de faire un point sur la situation actuelle de ce nouveau concept professionnel.

Il est toujours possible de faire une présentation mécanistique des différentes techniques de C.F.A.O. et cela est relativement simple³, mais est-ce la meilleure manière de situer un nouveau concept scientifique? Nous ne le pensons pas. Souvent il en a été ainsi en C.F.A.O. faute d'arriver à dépasser le simple exposé technique des résultats.

De par la profusion des écrits, il nous paraît plus respectueux d'essayer d'inclure de temps à autre ces présentations très spécialisées dans une analyse plus globale de l'odontologie. Aussi, après avoir décrit succinctement l'ensemble des principaux procédés et travaux de recherche connus à ce jour, nous allons essayer d'en faire une synthèse en les intégrant dans un raisonnement plus général de notre métier.

Cette étude n'a pas la prétention d'être la seule alternative possible, mais elle a la volonté de décrire les prémices d'une réflexion personnelle où nous amène progressivement notre travail de chercheur. Elle fait suite à celle que nous avions proposée dans les Cahiers de Prothèse⁴⁻⁵ en 1985.

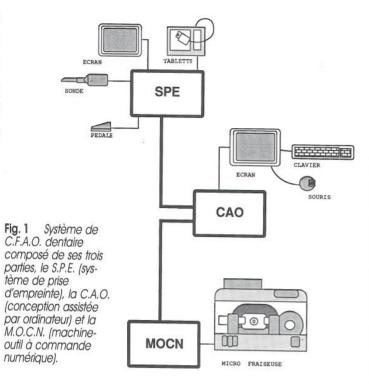
Avant de commencer cet article je tiens à remercier chaleureusement le Chairman de mon département de l'University Of Southern California, le professeur Jack Preston, pour le soutien qu'il apporte à l'ensemble de l'informatique odontologique et pour la protection qu'il assure à tous ses collaborateurs, leur permettant ainsi de travailler activement en toute sérénité.

le procédé

La C.F.A.O. dentaire est l'application à la dentisterie de la Conception et de la Fabrication Assistées par Ordinateur auxquelles a été rajoutée spécifiquement une première étape de captage des informations ou prise d'empreinte (fig. 1). Elle est aujourd'hui un instrument très complexe sur le plan technologique et son mode opératoire suppose l'intervention de trois étapes distinctes: la saisie des informations, la conception de la pièce et sa fabrication.

La première étape, qui a longtemps été la plus spécifique de l'application dentaire de la C.F.A.O., a pour but de collecter le maximum d'informations dans la bouche du patient et d'y associer certains éléments diagnostiques propres au thérapeute. Ceci permet de garantir le bon fonctionnement des programmes informatiques (soft) mais aussi de réaliser une prothèse de qualité.

Lorsque le praticien a terminé la préparation de la zone à traiter, il en réalise la lecture à l'aide d'un capteur électro-mécanique (palpeur) ou électro-optique (caméra) directement en bouche ou sur le



modèle. Ces appareils utilisent souvent les propriétés métriques du faisceau laser pour la mesure et celle des C.C.D. (1)⁶ pour la lecture.

Même si certains systèmes ont substitué un micro-palpage à la lecture optique et d'autres un deuxième C.C.D. au faisceau de lumière, ces systèmes restent très proches dans leurs grandes lignes. La lumière laser ⁷, dite structurée, utilisée peut aller de la simple projection d'une frange fine jusqu'à celle de plusieurs trames dont la disposition permet d'obtenir des phénomènes physiques particuliers comme le moiré⁵ et assure la reconnaissance tridimensionnelle de l'objet.

La deuxième partie de cette étape consiste à indiquer sur l'objet à l'écran un certain nombre de points et d'informations dont l'identification spécifique est cruciale pour quelques zones de la prothèse (contacts, limite marginale, déterminants occlusaux...). Cette opération interactive est en général suivie d'un calcul de relief.

La deuxième étape dérive plus ou moins de la C.A.O. industrielle⁸. Sur les bases de programmes informatiques 3D (2) généraux seront développées et utilisées des applications spécifiques pour chaque branche de l'odontologie.

Parmi les originalités de cette étape, celle qui nous paraît la plus importante permet de réaliser une pièce alors inconnue (la prothèse) en se basant uniquement sur les données buccales, quelques programmes spécifiques et une certaine maîtrise dans la manipulation de ces objets à l'écran. Cela suppose à la fois un programme souple pour répondre à tous les cas que risque de rencontrer l'opérateur, mais aussi très professionnel pour éviter des erreurs grossières de conception.

Peu de systèmes dentaires présentent cette étape de modélisation; elle est réservée aux appareils sophistiqués. Beaucoup (appelés à tort systèmes de C.F.A.O.) se contentent de reproduire en négatif la forme de la cavité à laquelle est ajoutée ou retranchée une variation homothétique afin d'assurer le joint du ciment.

Enfin, la troisième et dernière étape de ce système correspond à l'usinage de la pièce précédemment créée. Il s'agit en général d'un mode d'usinage dit conventionnel mettant en jeu différents degrés dans l'échelle technologique⁹, allant du simple appareil de reproduction pentographique recopiant une maquette réalisée manuellement au véritable centre d'usinage 4 axes avec changement d'outil automatique et contrôle informatique.

Dans tous les cas, la finition d'un élément réalisé par la C.F.A.O. dentaire est terminée manuellement avant d'être mise en bouche. Cette finition peut durer quelques minutes à une heure.

(1) Charge Coupled Device ou en français D.T.C. (dispositif à transfert de charges).

(2) 3D ou programme travaillant dans les 3 dimensions de l'espace.

les systèmes

Comme nous pouvons le voir dans la presse professionnelle, il existe aujourd'hui un certain nombre de systèmes disponibles sur le marché ou en passe de l'être10. Il n'est pas dans notre rôle d'en faire une sélection mais plutôt de décrire les plus courants. Très peu d'entre eux méritent l'appellation C.F.A.O., un seul aujourd'hui existe sur le marché, mais nous allons étendre notre propos à tout système mettant en jeu au moins un système numérique, un système d'usinage ou les deux à la fois. Nous les aborderons par ordre de complexité... qui n'est pas forcément celui de la fonctionnalité.

LE SYSTÈME CELAY

Système suisse, le système Celay (fig. 2), présenté l'année dernière à Munich, est le fruit de l'imagination d'une élève de l'École den-

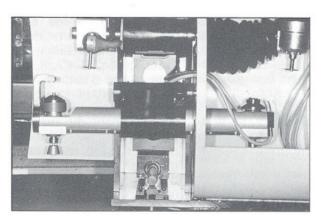


Fig. 2 Le système Celay avec à sa gauche la zone de palpage et à sa droite la microfraiseuse.

taire de Zurich (ingénieur et dentiste) et de la firme Mikroma¹¹. Cet appareil se compose de deux parties, l'une destinée à la lecture par palpage et l'autre à l'usinage à l'aide d'une micromachine quatre axes.

L'objectif de cet appareil est aujourd'hui l'usinage d'inlay en céramique, surface occlusale comprise.

Après la taille de l'inlay, le praticien réalise sa reconstitution à l'aide d'une résine suffisamment dure pour résister à la lecture du palpeur. Elle est fixée sur la partie gauche de l'appareil sous la tête 📷 de micropalpage, alors qu'une pièce de céramique ou de composite est fixée sous la fraise de la microfraiseuse. La forme de l'outil de lecture est l'exacte copie (à une valeur homothétique près) de l'outil de coupe. Ces deux éléments de travail, le lecteur et l'usineur, sont reliés entre eux par un bras de transmission pentographique. L'outil de lecture suivra le profil de la pièce de transfert et guidera, au travers du bras de liaison, l'outil de coupe en lui imposant de reproduire le même profil dans la céramique.

Les *inconvénients* de cet appareil sont la nécessité de faire une pièce de transfert en bouche ou sur plâtre, la limitation à un type de prothèse et le manque de recul clinique donc d'informations précises. Il est actuellement en test à l'Université de Zurich.

Les *avantages* résident dans son coût très bas, la possibilité de reproduire la surface occlusale et sa rapidité d'exécution. Nous trouvons ce système très astucieux et si nous pouvions parler de coup de cœur technologique, ce serait sans hésiter pour le Celay.

LE SYSTÈME PROCERA

Le système Procera (fig. 3) est d'origine suédoise. Les premières informations sur le travail de son inventeur, Matts Andersson, et

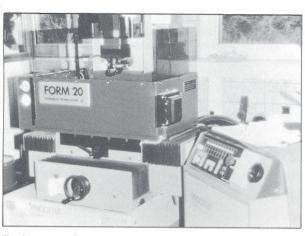


Fig. 3 Le système Procera, version allemande.

l'équipe de Nobel Pharma travaillant sur le projet Procera datent de 1987 ¹². Soucieuse d'étendre l'utilisation du titane dans le domaine de la prothèse conjointe¹³ mais consciente des difficultés qui accompagnent sa coulée, ce groupe industriel bien connu dans le domaine des implants décide de mettre en pratique les idées de notre confrère suédois.

Il existe plusieurs versions de ce système, mais le principe de base a été décrit par Andersson luimême en 1989 ¹⁴. Il s'agit d'un système de copie et d'usinage mettant en jeu un procédé de lecture par palpage accompagnant un usinage pentographique proche du Celay, et un deuxième usinage par électro-érosion. L'objectif de cet ensemble est la réalisation d'in-

frastructures de céramique en titane. Les étapes du travail sont les suivantes :

 Réalisation, à partir d'une saisie chimico-manuelle, d'un modèle classique avec un die de la préparation suffisamment solide pour résister à la lecture du palpeur pentographique.

 Une infrastructure en résine est réalisée sur ce die.

3. Ce dernier est placé dans une chambre de lecture, comparable au Celay, et dont la tête de lecture est reliée par le bras pentographique à un système de fraisage (fig. 4). La lecture du die permettra l'usinage de plusieurs dies en carbone graphite légèrement dilatés pour ménager l'espace ciment (dilatation homothétique). Le premier die doit être comparable à la préparation alors que les dies en carbone représentent la reproduction de l'intrados de l'infrastructure.

4. Ce même die de base servira à l'usinage de la partie externe de l'infrastructure. Pour cela, une pièce brute en titane sera mise à la place du carbone, et le bras pentographique sera réglé de telle sorte que l'usinage conduise à la production d'une copie homothétiquement dilatée de l'épaisseur du ciment et augmentée de celle du métal.

5. Cette pièce usinée en titane et ne portant que l'ébauche de la

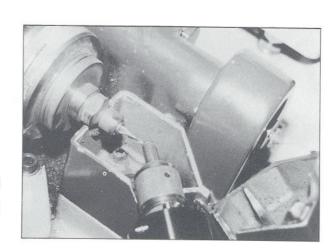


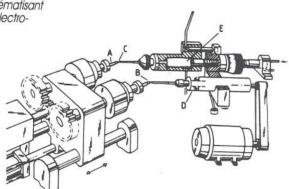
Fig. 4 Système de copie (à gauche) et de reproduction du die (à droite) pour obtenir l'électrode en carbone graphite.

partie externe de la coiffe est placée dans une machine d'électro-érosion. Elle servira d'électrode négative (fig. 5). L'électrode positive sera portée dies en carbone. par les Ceux-ci seront enfoncés petit à petit dans le titane de telle sorte que l'intrados façonné par les décharges produites entre le métal et le graphite. Il faut en général trois électrodes de graphite par élément

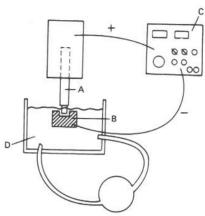
Ce système a fait l'objet d'études cliniques suivies 15 et montre des résultats intéressants. Un certain nombre de patients suédois ont actuellement en bouche des couronnes réalisées par cette méthode.

L'inconvénient de cet appareil est le faible recul clinique, le temps de travail important nécessaire pour réaliser une simple coiffe, le coût et la complexité de la machine.

Fig. 5 Dessin de Andersson schématisant le système d'électroérosion.



5a La machine de copie par palpage : A) le support du die, B) l'outil de taille et de reproduction qui suit la copie du micropalpeur en C, D) est le moteur de l'outil de reproduction et E) un unit servo-hydrolique de copie.



5b La machine d'électro-érosion : avec en A) la tête d'usinage, en B) la table de support du titane, en C), le générateur, et en D) le réservoir de travail.

 Il ne restera plus au technicien qu'à monter sa céramique de manière conventionnelle sur la surface externe usinée.

Il existe deux autres versions connues à ce jour :

 l'une utilise la coiffe réalisée en résine pour usiner des coiffes plus complexes à l'aide du bras pentographique (la lecture pour l'usinage de l'extrados ne découle plus d'une dilatation homothétique de la préparation);

 l'autre usine l'extrados de la couronne comme l'intrados en utilisant l'appareil d'électro-érosion sur la base du négatif d'un extrados pré-usiné en carbone. L'avantage est de pouvoir réaliser une infrastructure en titane, matériau biocompatible par excellence, sans avoir besoin de passer par une technique de coulée. Le deuxième avantage de cet ensemble est l'expérience médicale importante de la société support, en particulier dans la maîtrise du titane.

LE SYSTÈME D.C.S.-TITAN

Le système suisse Titan (fig. 6), conçu par l'équipe du professeur Graber de Bâle sur les bases des travaux des docteurs Schlegel, Tavor et de M. Zaborsky, réunit un

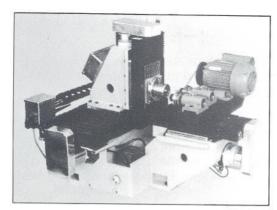


Fig. 6 La machineoutil du système Titan.

centre de lecture par micropalpage, une station de C.A.O. classique et une machine-outil à commande numérique ¹⁶. Produit par la firme D.C.S. Dental, cet appareil spécialement destiné à la fabrication des infrastructures en titane devrait être sur le marché en 1993.

Bien que nous ayons encore quelques informations contradictoires, il semblerait que le principe de manipulation soit le suivant :

 Préparation de la bouche selon les principes habituels.

- Lecture sur un plâtre de transfert ou dans la bouche de la préparation et de son environnement à l'aide d'un micropalpeur permettant la digitalisation des données, leur transmission à un ordinateur comportant un programme de C.A.O.
- 3. Quoique la station de C.A.O. ne soit pas encore bien connue,

elle semble se rapprocher, pour ce qui est du programme des infrastructures, du système Sopha C.A.D.-C.A.M. La saisie des informations permet une modélisation de la préparation en surfaces polynomiales avec indication de la ligne de finition (fig. 7).

4. Modélisation de l'extrados de l'infrastructure, soit issue du palpage d'une coiffe montée en résine sur les préparations (méthode Procéra), soit d'une dilatation homothétique de la préparation à partir d'un programme spécifique.

 Usinage de l'infrastructure en titane à l'aide d'une machineoutil à commande numérique de type industriel utilisant des fraises carbure.

Ce système, qui se trouve actuellement à un stade pré-industriel, coûterait entre 1,8 et 2,2 MF.

Les *avantages* de ce système sont ceux que nous avons trouvés dans le Procéra, avec sans aucun doute une plus grande simplicité d'utilisation et une bonne possibilité évolutive pour un prix équivalent.

Les *inconvénients* sont aujourd'hui l'absence d'information clinique, la grosseur de l'ensemble, le peu de probabilité de pouvoir travailler directement en bouche et le coût élevé d'un appareil encore seulement destiné aux coiffes en titane.



Fig. 7 L'ensemble du système Cérec produit par Siemens, avec son écran et sa petite machine-outil à entraînement hydrolique (à droite).

LE CEREC

Avec le système suisse-allemand Cérec (fig. 8), nous rentrons dans le domaine de l'empreinte optique, c'est-à-dire celui des appareils utilisant les techniques opto-électroniques, les seules permettant, ou qui permettront de se passer de l'empreinte traditionnelle et du modèle en plâtre.

entraînement hydraulique. Il ne s'agit donc pas d'un appareil de C.F.A.O. au sens strict (absence de modélisation C.A.O.). La manipulation est la suivante (V 2.0):

 Préparation de la cavité de l'inlay selon des critères précis décrits dans le manuel d'utilisation.

 Réalisation d'un modèle de transfert ou travail directement en bouche.

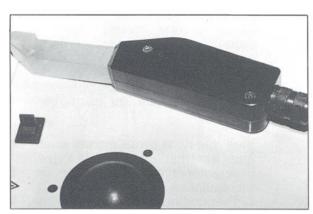


Fig. 8 La sonde du système Cérec utilisée pour les prises de vues en bouche du patient.

Le système Cérec a été inventé par le professeur Werner Moerman de Zurich et l'ingénieur suisse Marco Brandestini en décembre 1980. Ce système est aujourd'hui produit par la firme Siemens dentaire 17. Depuis 1985, date de la première publication 18, cet appareil a subi très peu d'évolution. Son objectif est la réalisation d'inlays mono-multifaces et veeners sans surface occlusale. Aujourd'hui, plus de 800 appareils sont utilisés de par le monde.

Il s'agit d'un ensemble compact¹⁹ comprenant une caméra C.C.D. (256*256 pixels), d'une station de traitement d'image (actuellement en version 2.0) associée à un écran de visualisation monochrome type Macintosh® et d'une micro-fraiseuse 2 axes 1/2 à

3. Dépôt d'un coating (couche d'opaque donnant à la surface de la dent une réflexion régulière donc lamberstienne).

 Prise d'une vue (fig. 9) selon un axe parallèle à celui de la préparation (répartition régulière des zones d'ombre) et ajustage de la «profondeur de champ».

Tracé à l'écran de la limite inférieure de la cavité (fig. 10) et des lignes de crêtes.

6. Installation d'une préforme en céramique (Vita ou Dentspley) suivant les indications du programme et usinage à l'aide d'un disque d'environ 2,5 cm de diamètre sous lubrification (fig. 11).

 Réalisation manuelle de la surface occlusale en bouche ou sur modèle.

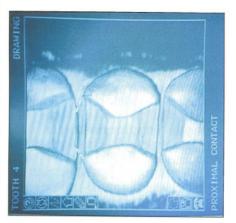


Fig. 9 Tracé à l'écran de la limite de la cavité de l'inlay.

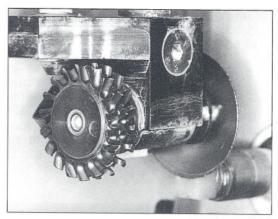


Fig. 10 Usinage de la pièce de céramique à l'aide du disque diamanté de 2,5 cm de diamètre.

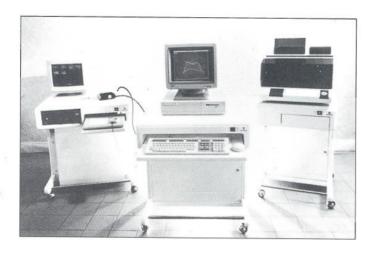


Fig. 11 Le système Sopha CAD-CAM. Nous retrouvons les trois éléments de la C.F.A.O., soit à gauche le S.P.E., au milieu la C.A.O. et à droite le M.O.C.N.

Il existe un certain nombre de publications scientifiques écrites par différentes équipes universitaires²⁰⁻²¹ permettant d'avoir une idée relativement précise des qualités de cet appareil.

L'avantage essentiel de cette machine est un recul clinique sur plus de trois ans. Il s'agit d'une machine compacte et d'utilisation aisée presque agréable. Le soft (surtout la nouvelle version) est pratique et rapide en exécution. L'usinage est très rapide (entre 3 et 6 mn).

L'inconvénient majeur de ce système est bien entendu la nécessité de réaliser la surface occlusale manuellement avec le risque d'enlever trop de matière. Le fait d'être obligé de se plier à un type de taille pour conserver une certaine précision reste un handicap. Le prix est relativement élevé (250 000 à 300 000 F) pour les possibilités offertes (inlays et veeners). Peu de caractère évolutif.

Mais cet appareil, par sa grande maniabilité, reste un outil simple et d'utilisation rationnelle.

LE SOPHA CAD-CAM SYSTÈME

C'est le système français. La société Hennson international a été rachetée en mars 1991 par la firme Sopha développement et est devenue Sopha Bioconcept. Le système Hennson est donc dénommé maintenant le Sopha CAD-CAM système (fig. 12).

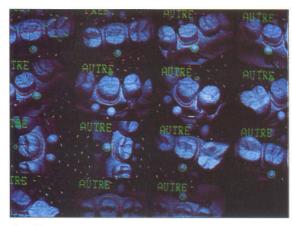


Fig. 12 Les prises de vues sur le modèle avec les indications interactives.

C'est le professeur François DURET, inventeur de la C.F.A.O. dentaire²², qui a été le concepteur de l'appareil²³ aujourd'hui développé et commercialisé totalement par la société Sopha Bioconcept.

Ce système réunit les trois éléments de base de la C.F.A.O. den-

taire, la lecture avec conversion analogique-numérique (ici optoélectronique), la C.A.O. avec modélisations filaires et surfaciques et l'usinage par commande numérique. La prise de vue s'effectue à l'aide d'une caméra C.C.D. (512*512 pixels) par une méthode interférométrique dérivée des moirés électroniques²⁴. La modélisation de l'environnement, des dents adjacentes et antagonistes et de la future prothèse se fait sur une station digitale (soft de base Euclide de Matra datavision), et l'usinage sur une micro-frai-seuse 3 axes 1/2 développée spécialement à cet effet.

L'objectif de cet appareil est la réalisation des couronnes postérieures et antérieures (1989-1990), des inlays mono et multifaces (1991), des infrastructures céramiques (1991) et des bridges (1993 ?) sous occlusions statique (1990) et dynamique (1993 ?).

 La première étape consiste à préparer la prothèse comme d'habitude.

 Le praticien déposera un film de coating fin ou utilisera des modèles en plâtre lambertien.

3. On peut réaliser de 1 à 16 vues de la préparation (fig. 13) et de son environnement (antagonistes compris)²⁵. La prise de vue se fait essentiellement sur modèle lambertien sans utilisation de coating, le poids de la sonde et la complexité de l'ins-

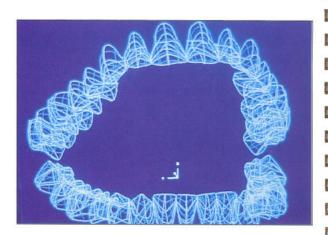


Fig. 13 Les dents théoriques en mémoire de la C.A.O.

tallation des éléments de corrélation des vues étant encore aujourd'hui trop pénalisant. La prise de vue en bouche est réservée aux inlays simples nécessitant une seule vue (quick inlay).

4. Le système de traitement de l'image permet au praticien d'indiquer les éléments indis-

pensables à la réalisation de sa prothèse (sillons, contacts, cuspides, bombes, ligne de finition...).

5. La modélisation (fig. 14), sur la station de C.A.O., permet successivement la réalisation de l'intérieur (fig. 15), de l'extérieur (fig. 16) et de la surface occlusale (fig. 17) de la future

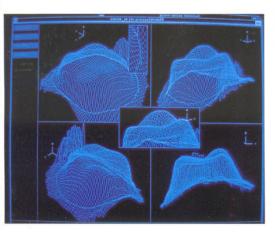


Fig. 14 La préparation présentée au praticien sur l'écran de C.A.O.

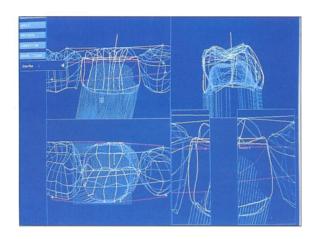


Fig. 15 La modélisation de l'extrados et des dents adjacentes.

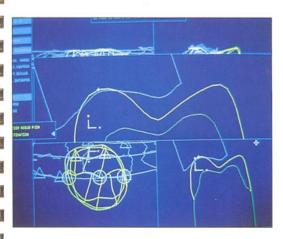


Fig. 16 Section au niveau de la modélisation occlusale à la hauteur d'un contact en centré.



Fig. 17 Début d'usinage d'une couronne.

prothèse. Un menu permet le contrôle automatique de cette réalisation et sa correction manuelle. Le menu d'occlusion permet d'avoir une occlusion normale, bout à bout, inversée ou une position antéropostérieure 1/1 ou 1/2. Il existe un programme de contrôle d'épaisseur de matériau et d'interférence occlusale. L'adjonction des données issues de

l'access-articulator (en cours de développement) permettra de contrôler la surface occlusale et de la corriger dans l'espace suivant les mouvements dynamiques.

6. La machine outil, travaillant automatiquement, assure l'usinage d'un élément type couronne entre 25 et 45 mn (suivant son volume et sa complexité) (fig. 18 et 19).

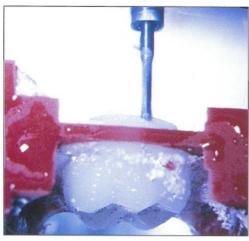


Fig. 18a Couronne de molaire inférieure en cours d'usinage (usinage de l'intrados).

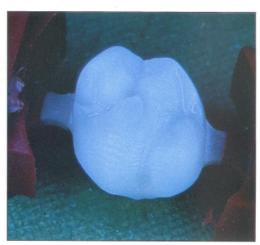


Fig. 18b Couronne de molaire supérieure en cours d'usinage. Vue occlusale.



Fig. 19 Couronne en place en bouche (36).

Après la mise en marché de 27 machines, et devant les problèmes rencontrés par la société Hennson, cette production a été arrêtée par la firme Sopha pour lancer une deuxième génération de machines incluant la possibilité de fabrication des couronnes, des inlays et des infrastructures de céramique sur différents matériaux agréés type résine, composite et céramique. Ce système bénéficie d'un passé clinique permettant d'en connaître les limites, à savoir la difficulté voire l'impossibilité de prise d'empreinte en bouche, et sa manipulation qui semble plus destinée à l'usage des techniciens de laboratoire que des praticiens. Son coût relativement élevé (proche de 1 MF) a le même degré d'amortissement que le système Cérec.

L'avantage de cet appareil a été souvent décrit dans la presse professionnelle internationale. Seul système permettant aujourd'hui la réalisation complète d'une prothèse, il est de manipulation simple et dentaire et permet la réalisation d'une couronne en l heure maximum, prise d'empreinte incluse, pour un utilisateur normalement informé. Ce système est évolutif et la prise en main du projet par une société très implantée dans l'imagerie médicale conduit à penser qu'il évoluera vite et bien.

SYSTÈMES EN COURS DE DÉVELOPPEMENT

Un certain nombre de projets sont aujourd'hui en cours de développement mais les résultats que nous avons n'ont jamais permis leur contrôle. Il nous est difficile de connaître le niveau réel de leur état d'avancement, mais il nous semble utile de les mentionner car leurs auteurs font preuve d'une réelle passion laissant augurer une issue intéressante à leur recherche.

Le premier projet, et l'un des plus connus aux U.S.A., est celui de Diane Reκow. Le dentiCAM est un système qui a subi de nombreuses évolutions depuis la première publication de sa conceptrice en 1986²⁶. Récemment, la société Bego en a pris une licence pour le marché allemand. Ce projet se présente²⁷ en deux configurations, l'une pour les laboratoires travaillant sur modèle, la seconde étant destinée aux praticiens et aux laboratoires de prothèse reliés entre eux par modem.

DentiCAM se compose aujourd'hui d'une saisie optique au niveau du laboratoire²⁸ ou d'une sonde mécanico-électronique (la même que le Titan?) dans le cabinet dentaire. Le système de C.A.O. utilise un programme semi-automatique développé par la firme Research Consortium et la seule machine-outil à commande numérique connue est développée aujourd'hui par Servo products ²⁹. Elle est semi-automatique (retournement manuel de la pièce).

Plusieurs couronnes (nous en possédons une) ont été réalisées par ce système mais nous ne savons pas dans quelles conditions, car celui-ci n'a jamais été présenté en public.

Le deuxième projet est japonais (fig. 20). Il est issu d'un travail de plusieurs universités et est orchestré par le professeur Sadami Tsuтsuмі. Ce système a fait l'objet de nombreuses publications scientifiques depuis plus de trois ans30. Il se compose d'un système de lec-ture bicéphale³¹ par projection par projection d'une frange de lumière structurée suivant les principes de la stéréoscopie (ce système est aussi utilisé par Diane Reкow dans sa version prothésiste). La corrélation des vues est automatique car celles-ci sont faites sur la face vestibulaire et sur la face linguale de la préparation au même moment. Le poste de C.A.O. utilise directement les lignes issues du programme d'image (Tilcompo) (fig. 21) pour modéliser les surfaces. La détection de la ligne de



finition permet l'adaptation d'une dent théorique (procédé Duret)³². Certaines dents ont été modélisées en surface de Bezier et B spline³³. Il existe un menu très complet d'occlusion permettant la réalisation complète d'une couronne. La machine-outil à commande numérique est encore semi-automatique.

La qualité de ce travail et la renommée de ses auteurs méritent toute notre attention.

Fig. 20 Le système japonais pour la lecture des modèles, utilisé aussi par Diane Rekow.

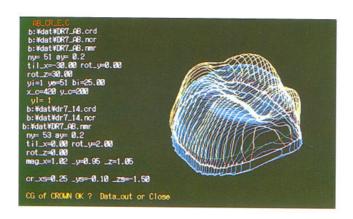


Fig. 21 Modélisation d'une préparation avec indication automatique de là limite de la couronne.

le principe

Après avoir décrit l'ensemble de ces systèmes d'une manière très systématique, il nous paraît intéressant, pour le puriste, d'essayer de proposer une première synthèse de cette approche dans le cadre général de notre métier. Pour ce faire, nous avons cherché à redéfinir le développement odontologique en le ramenant à l'unité élémentaire médicale de notre siècle. Le point, le pixel ou encore mieux le voxel, s'il s'agit de travailler dans l'espace.

Partant d'un certain nombre de définitions que nous posons en postulat, nous allons essayer d'inclure l'acte professionnel dans la variation de ces unités élémenpuis taires de classer méthodes prothétiques par les éléments qu'elles utilisent et qu'elles fournissent. Cette explication par la C.F.A.O. ne doit pas limiter l'étendue de notre raisonnement. Ce n'est qu'un exemple et toute transposition à d'autres secteurs médicaux est possible.

QUELQUES DÉFINITIONS DE BASE

Toute étude morphologique statique d'une partie de l'univers peut se ramener à l'analyse de ses volumes, qu'il s'agisse de grands espaces ou d'une simple partie du corps humain. Tout volume peut être défini comme une part d'espace délimitée par des surfaces, et la maîtrise de celles-ci passe par la connaissance des points les composant.

Ces derniers peuvent être classés en points spécifiques et accessoires. Ils sont identifiés suivant des critères les caractérisant le mieux dans l'espace choisi et en fonction de l'objectif visé par l'étude.

Toute étude morphologique dynamique se ramène à l'analyse de la variation d'au moins un élément dans les critères caractérisant les points des surfaces décrites cidessus.

Une étude morphologique statique ou dynamique doit exclure le plus possible toute interaction entre le volume étudié et les moyens mis en œuvre par l'observateur. En particulier le comportement esthétique externe doit être considéré comme une perturbation apportée par l'objet sur le mécanisme d'analyse.

Partant de ces définitions, toute étude du milieu buccal passera par la recherche des critères caractérisant les points constituant ces surfaces. Ceci est vrai qu'il s'agisse de petits volumes, comme ceux de nos constituants moléculaires, ou de grands volumes comme le sont nos dents et nos préparations.

Lorsqu'il faudra étendre ce travail à une étude dynamique, on cherchera à connaître la variation de ces critères dans le temps. Ensuite et quel que soit l'objectif à atteindre, tout se résumera à une action sur les informations acquises.

Il peut paraître osé de prétendre ramener nos travaux à la simple manipulation d'informations, mais il faut comprendre que notre travail actuel ne fait rien d'autre en demandant au cerveau d'agir sur des volumes discrétisés, c'est-à-dire divisés en petites unités, les pixels du CCD⁶ (scanner), les points photosensibles des radiographies ou les cellules de la rétine.

la généralisation

CAPTAGE DE L'INFORMATION

Le captage de l'information est le premier travail effectué par l'homme de l'art. Si nous avons comme objectif de réaliser une pièce prothétique, ce qui est le cas de cet exposé, le premier souci de l'opérateur sera de collecter les informations morphologiques se rapportant à sa zone de travail. Cette collection d'informations passera par l'analyse des critères caractérisant les points constituant cette zone. Nous pensons aujourd'hui qu'au moins deux critères peuvent être retenus dans une étude morphologique statique, ce sont les valeurs métriques et énergétiques des points. Nous en découvrirons certainement d'autres par la suite.

Caractéristiques métriques de l'empreinte

La prise d'empreinte n'est qu'une mesure précise de la position de l'ensemble des points constituant les surfaces de notre environnement prothétique. Plus la connaissance des points, donc de leurs caractérisants (ici leurs coordonnées spatiales Ox, Oy et Oz), sera précise, plus le nombre de ces points sera important, et l'empreinte de qualité. Il en va de même de la quadrature d'un cercle et de l'empreinte dentaire. Nous pouvons distinguer deux critères d'informations métriques qui sont les coordonnées des points et leur nombre. La première caractéristique définira la précision du captage et la seconde sa résolution.

Cette approche est intuitivement connue et régulièrement utilisée sous le vocable de «précision» de telle ou telle pâte. Dans ce cas, nous ramenons les surfaces moulées par nos matériaux d'empreinte à des unités élémentaires représentant la plus petite précision pouvant être obtenue (on appelle cela échantillonnage en informatique) et nous mesurons les variations des coordonnées de quelques-unes de ces petites surfaces prises comme références. Nous mixons ces deux informations pour donner la valeur de précision. Dans les méthodes traditionnelles ces informations métriques ne sont pas connues, mais elles sont portées par la d'empreinte pâte (sorte mémoire). Dans une partie des méthodes par C.F.A.O., elles sont parfaitement identifiées en valeur numérique.

Caractéristiques énergétiques de l'empreinte

Une étude plus approfondie nous montre que tous les points n'ont pas la même valeur. Nous dirons que tous les points n'ont pas la même énergie. Un certain intérêt pour tel ou tel point nous permet de le distinguer des autres.

Ces degrés d'intérêt ou d'énergie seront souvent fonction de l'objectif que nous désirons atteindre. Ainsi, un point de la ligne de finition est plus énergétique (a plus d'intérêt) que son proche voisin hors de la future couronne et un centré n'aura pas la même énergie s'il existe ou non des dents antagonistes.

Cette notion énergétique est importante car elle est quantifiable, c'est-à-dire étiquetable dans un système mathématique.

Pour citer un exemple concret, si nous prenons l'empreinte d'un cube avec une précision voulue de ± 100 μm, une résolution de 匹 100 μm et que les variations de la position des points de ses six surfaces ne dépassent jamais la précision choisie, nous aurons une multitude de points sur les surfaces de basse énergie, d'autres sur les arêtes de moyenne énergie et huit points d'angle de haute énergie (basse entropie). En effet, avec ces points nous pourrons à 🖺 tout moment redéfinir le cube dans le cadre des caractéristiques métriques voulues.

Dans la méthode classique, nous avons cultivé notre cerveau pour lui apprendre à reconnaître ces huit points d'angle sur un modèle. Nous pouvons faire de même sur l'écran de l'ordinateur lorsque nous voyons le cube. Nous savons aujourd'hui qu'il est en plus possible d'éduquer le calculateur pour qu'il retrouve lui-même ces huit points. Ceci est rendu possible car certaines techniques permettent de mettre en valeur les différences énergétiques de tel ou tel point. Nous pensons aussi qu'un ordinateur qui sait étudier les erreurs qu'il commet sera capable, en mémorisant les corrections apportées par l'homme de l'art à l'écran, de se

perfectionner lui-même en respectant les habitudes de chaque utilisateur.

L'objectif de l'analyse énergétique, incluse ou succédant à l'analyse métrique de l'empreinte, sera de définir ces points de haute énergie. Sur un modèle en plâtre cela consiste à indiquer la ligne de finition, celle de plus grand contour ou la position des zones de contact... Il en est de même à l'écran dans les systèmes de C.F.A.O. (certains points sont déjà automatiquement repérés dans les nouveaux programmes proposés par certains fabricants).

Résumé

Le captage de l'information, ou prise d'empreinte, consiste à effectuer le relevé métrique et énergétique des points élémentaires constituant les volumes que nous étudions et sur lesquels nous allons travailler. La qualité de ce travail sera proportionnelle au degré que nous avons dans la connaissance d'au moins trois types d'information, la résolution choisie, la précision de la mesure spatiale et l'énergie propre de chacun de ces points élémentaires.

STOCKAGE DE L'INFORMATION

Les surfaces analysées se présentent sous la forme d'une quantité importante d'informations. Celle-ci est en général proportionnelle à la discrétisation du système. En méthode classique ou chimico-manuelle⁴⁻⁵, elle est matérielle, c'est l'empreinte (information analogique), alors qu'en C.F.A.O. elle est numérique (c'est une masse chiffrée renfermant la position et l'énergie de chaque point).

Ces informations seront stockées en respectant leur forme, soit analogique (modèle), soit numérique (mémoire de l'ordinateur). Empreintes et disques sont deux éléments identiques de stockage au sens épistémologique du terme, la seule différence résidant dans la chaîne technologique utilisée. Elles pourront revêtir d'autres formes.

Le stockage de l'information n'a pas de position particulière dans une chaîne de conception thérapeutique, il est la mémoire de l'état du «malade» à un temps T(0) donné mais aussi le souvenir d'une action de soin T(1), T(2),...

La sélection énergétique peut précéder ou suivre le stockage (le tracé de la ligne de finition se fait sur le plâtre alors que la limite postérieure d'une prothèse complète peut être tracée sur le palais du patient au crayon fushine pour marquer l'empreinte).

LA RESTITUTION OU MODÉLISATION DE L'INFORMATION

La qualité de cette étape découle toujours du soin apporté au captage. Si les informations sont mauvaises, la modélisation sera imprécise.

Elle consiste à modéliser l'information captée, c'est-à-dire à la représenter telle qu'était l'original. Cette étape peut aussi être consacrée à l'analyse diagnostique (RVG, Scanner ou IRM), aux prévisions thérapeutiques (O.D.F., tracés de plaques...) ou à la reproduction d'une quelconque de ces analyses à l'aide d'un périphérique d'exécution (machine-outil, copieur ou autre instrument de reproduction).

La modélisation conduit à la création d'un modèle suffisamment structuré pour qu'il soit utilisable avec les moyens dont nous disposons. En méthode traditionnelle et dans certaines méthodes de C.F.A.O., nous utilisons un plâtre d'étude car l'outil reste essentiellement mécanique. Dans d'autres techniques portées par l'outil numérique, c'est une reconstruction à l'écran qui sert de base de travail.

SÉLECTION

La limitation des ordinateurs d'un prix raisonnable dans leur capacité à faire rapidement des calculs complexes (ce qui est le cas des masses d'informations que nous devons gérer) a obligé les concepteurs de programme C.F.A.O. dentaire à faire un choix parmi les points disponibles au sortir de la modélisation. C'est ainsi qu'est née dans notre esprit la notion de valeur énergétique. Celle-ci nous permet de reconnaître l'importance relative de chaque parcelle d'information nous arrivant du système de captage des données. Cette sélection est une étape décisive en informatique odontologique car elle oblige à connaître les valeurs nécessaires et suffisantes dans l'information que nous recevons. A n'en pas douter aujourd'hui, elle sera «la» zone de recherche des années à venir, tant sur le plan conceptuel que technologique. Elle nous permet aussi de nous rendre compte que les modèles réels, comme nos moulages, sont des formes de gaspillages énergétiques inutiles où une partie seulement de l'information sera utilisée.

Cette discrimination dans les points disponibles sera fondamentale car elle permettra de savoir ceux qui sont réellement importants pour bâtir un travail dentaire, et sera technologique car elle poussera les fabricants à rendre de plus en plus automatique une recherche spécifiquement dentaire. Cette limitation informatique rend un immense service à l'odontologie.

CRÉATION OU CONFECTION DE L'ENVELOPPE THÉRAPEUTIQUE

En s'appuyant sur l'ensemble des points fournis par le captage (on parle de semis de points dans l'espace) et sur la modélisation qui nous les ordonne, nous avons à notre disposition une copie réelle (le modèle) ou virtuelle (modélisation dans l'ordinateur) de la partie du corps sur laquelle nous travaillons.

En s'appuyant sur l'expérience issue de l'histoire d'une profession, nous avons appris les règles nous permettant de construire d'autres contours morphologiques, comme c'est le cas pour une couronne, corrigeant les anomalies que nous diagnostiquons (nous reconstruisons de nouveaux volumes donc de nouveaux semis de points).

La confection de l'enveloppe est la création d'un nouveau semis de points «thérapeutiques» issus de l'adaptation de règles générales à tous les cas particuliers. Cette adaptation peut se faire sur des modèles réels (travail sur cire) ou sur des modèles virtuels (travail sur les dents théoriques).

Le fait de travailler sur des informations analogiques, comme un modèle en plâtre, limite les techniques aux actions manuelles, et les rendent donc dépendantes de la dextérité du technicien.

Traiter une information numérique ouvre des possibilités très importantes que nous sommes tout juste sur le point de découvrir.

Cette étape n'est plus une simple restitution d'informations préexistantes mais une véritable assistance au diagnostic et à la thérapeutique où se côtoient règles dentaires, contrôle d'erreurs, propositions théoriques et systèmes experts.

A la différence de beaucoup de systèmes d'assistances informatiques médicales qui se contentent de montrer une image en l'enrichissant de toute la palette des traitements électronumériques, la C.F.A.O. dentaire propose une véritable méthodologie médicale se terminant par l'exécution de l'acte thérapeutique.

Un certain nombre d'expériences que nous avons menées depuis deux ans à l'U.S.C. (3) nous a permis de montrer que l'environnement était autant porteur d'informations que le support génétique de l'organe lui-même.

EXÉCUTION DE L'ACTE THÉRAPEUTIQUE

L'exécution de l'acte thérapeutique sur les bases que nous avons définies, n'est plus qu'un travail de «fabrication» dont la valeur est fonction des qualités mécanistiques du système employé et de la dextérité de l'opérateur.

Dans le cas d'une action par la voie analogique, c'est-à-dire la méthode traditionnelle, cela consiste en une simple substitution d'un matériau malléable au profit d'un autre plus résistant.

Dans le cas d'une manipulation numérique, un robot suit les ordres que lui transmet l'ordinateur et fabrique une pièce conforme à l'élément créé précédemment. Ces deux opérations sont identiques.

Nous parlons très souvent de conversion digitale-analogique dans le cas de la C.F.A.O., car d'une surface virtuelle dessinée à l'écran, nous passons à une couronne réelle.

la classification

Si nous reprenons notre article des *Cahiers de Prothèse* ⁴⁵, les trois classes de captage que nous avions définies sont présentes maintenant sur le marché. Il s'agit de :

- la saisie chimico-manuelle;
- la saisie mécanico-électronique;
- la saisie opto-électronique.

S'il n'est pas utile de rappeler que l'application traditionnelle est dite chimico-manuelle car elle utilise une pâte d'empreinte chimique manipulée manuellement, nous découvrons que trois systèmes utilisent la saisie mécanico-électronique (le Celay, le Procera et le

Titan), alors que deux systèmes ont opté pour la méthode optoélectronique (le Cerec et le Sopha CAD-CAM).

Ces procédés étant très complexes, nous allons nous reporter à l'unité élémentaire qu'est le point pour essayer de dégager une classification générale des procédés de réalisation prothétique.

Nous rappelons que nous travaillons exclusivement sur des bases morphologiques statiques et que cette classification ne comprend pas encore le rapport temps/ déformation.

SAISIE DE L'INFORMATION

Les facteurs définissant la qualité de la saisie sont la résolution, la précision et l'énergie du point.

La résolution n'est qu'une expression technologique évoluant très vite, surtout dans le domaine de l'électronique.

La précision est très importante. Elle est le reflet de la stabilité de l'information et une grandeur quantifiable dans le temps. On serait presque tenté de définir la précision odontologique comme la dérive métrique de la position du point par rapport au temps. Comme nous l'avons vu, la différence entre le statique et le dynamique est la variation d'au moins un caractère des points élémentaires la constituant. Ici le critère de qualité sera la rapidité de saisie, la stabilité de l'objet devant être jugée a priori mobile et éventuellement déformable. Nous classerons donc les modes de saisie en fonction de leur vitesse d'intégration des informations.

L'énergie est aujourd'hui un plus que nous ne devons pas ignorer mais qui ne peut pas encore faire partie de la base de notre raisonnement.

Classification

- Saisie point à point (micropalpage):
 - Celay,
 - Procera,Titan,
 - DentiCAM.
- 2) Saisie linéaire (frange de lumière structurée) :
 - système japonais,
- DentiCAM.
 Saisie surfacique (saisie globale en temps court):
 - · Cérec,
 - Sopha CAD-CAM,
 - méthode traditionnelle.
- 4) Saisie multisurfacique :Sopha CAD-CAM,
 - méthode traditionnelle.

Commentaires

Plus nous allons vers le bas (1 à 4) et plus nous avons des risques d'erreur entre le début et la fin de la saisie. La saisie multisurfacique peut être un avantage en augmentant la résolution et en réduisant le temps de lecture, mais aussi un désavantage en introduisant un risque au niveau de la corrélation de chaque vue.

GESTION DE L'INFORMATION

Celle-ci est dominée par le caractère métrique et énergétique de l'information. Peut-on introduire une donnée discrétionnaire entre les différentes informations et avons-nous la connaissance de leurs positions d'une manière absolue (digitalisation des données par rapport à un repère théorique) ou relative (portée par l'objet lui même dans le modèle)?

Classification

- Information analogique (aucune donnée numérique ne définit la saisie)
- a) sans valeur énergétique donnée intéractivement :
 - Celav.
 - Procera.
- b) avec valeur énergétique donnée interactivement :
 - méthode traditionnelle.
- 2) Information numérique (valeur sous forme de chiffres) :
- a) sans valeur énergétique donnée interactivement :
 - aucun,
- b) avec valeur énergétique donnée interactivement :
 - Titan,
 - Cérec,
 - système japonais, DentiCAM,
 - Sopha CAD-CAM,
- c) avec valeur énergétique automatique :
 - aucun.

Commentaires

Cette classification nous permet de constater que la pérennité des données de l'information ne pourra être raisonnablement possible que dans les classes 2a, 2b et 2c. En effet, la forme numérique est duplicable, elle ne dépend pas des conditions physiques milieu et est référencée à un repère théorique non dépendant de l'objet lui-même. Il est à noter aussi que la jeunesse des systèmes se mesure aujourd'hui très bien par l'absence de produits répondant au point 2c, c'est-à-dire recherchant eux-mêmes spécifiques d'une empreinte (centré...).

ENRICHISSEMENT DE L'INFORMATION

Enrichir l'information suppose apporter un semis de nouveaux points permettant de créer une pièce autre que celle qui a été saisie. Par exemple, faire une maquette en cire à partir des données d'une empreinte est un acte créatif enrichissant l'information. A l'inverse, copier ou dilater la copie de la pièce n'est pas un acte méritant cette appellation. Cette étape est importante car elle différencie les systèmes de simple copie de ceux qui permettent la réalisation complète d'une prothèse.

Classification

Copie de la pièce avec ou sans dilatation homothétique :

- a) avec pièce de transfert :
 - Procera,
 - · Titan,
- b) sans pièce de transfert :
 - · Cérec.
- 2) Copie avec création d'un nouveau semis de points :
- a) apporté par la pièce de transfert :

- · méthode traditionnelle,
- Celay (surface occlusale),
- Procera (version 2),
- Titan (bandeau),
 apporté par des programmes informatiques (numériques) :
 - DentiCAM,
 - · système japonais,
 - Sopha CAD-CAM.

Commentaires

Beaucoup de systèmes contentent de faire une simple copie de l'objet sans rien apporter de fondamental à l'information. Ils sont placés à tort dans les appareils de C.F.A.O. Seuls le DentiCAM, le système japonais et Sopha CAD-CAM méritent cette appellation. Un très gros travail reste à faire au niveau de cette classification. C'est là que se trouve mémorisée une grande partie de notre savoirfaire et c'est là aussi que les futures générations de cliniciens devront travailler.

RÉALISATION MATÉRIELLE

Comme nous l'avons déjà fait remarquer, la réalisation de la pièce n'est qu'un acte «passif» par rapport aux semis de points sur lesquels nous travaillons. Elle est la reproduction d'un élément lu ou créé dans les phases précédentes. Nous allons effectuer cette classification en fonction du type de prothèse qu'il est possible de réaliser avec cet appareil.

Classification

- 1) Réalisation d'inlay:
- a) sans surface occlusale:
 - Cérec,
 - Sopha CAD-CAM,
- b) avec surface occlusale:
 - Celay,
 - · Sopha CAD-CAM,
 - système japonais,
 - méthode traditionnelle.

- 2) Réalisation de veeners :
 - · Cérec.
 - Sopha CAD-CAM.
 - méthode traditionnelle.
- 3) Réalisation d'infrastructure de céramique :
 - Procera (en titane),
 - Titan (en titane),
 - Sopha CAD-CAM (en céramique),
 - méthode traditionnelle (en métal et céramique).

- 4) Réalisation de couronnes :
 - système japonais,
 - Sopha CAD-CAM,
 - DentiCAM,méthode traditionnelle.
- 5) Bridges:
 - méthode traditionnelle.
- 6) Autres (adjointes,...):
 - méthode traditionnelle.

conclusion

La réalisation d'une couronne en moins d'une heure, voilà un titre de journal qui a fait grincer plus d'une dent dans les cabinets dentaires et les universités. Comme le disait Christian Knellesen 4, nous jugerons dans quelques années les technologies qui ont survécu. Après cinq années de recherches et de développements, deux systèmes sont sur le marché, trois sont en passe de l'être et deux autres le seront (peut-être dans les cinq ans qui viennent). Qui pourrait encore aujourd'hui douter de cette technologie? Allonsnous voir encore les défenseurs des diligences se mettre en travers du chemin alors qu'un praticien sur trois cents utilise la C.F.A.O. dans son cabinet.

Bien sûr, ce serait une erreur grossière que de penser que tout est fini et que la C.F.A.O. a fait ses preuves. Elle a encore beaucoup à démontrer, mais quel chemin elle a parcouru depuis la première présentation de l'A.D.F. à Paris en 1985.

Tous ceux qui se lancent dans cette voie doivent être conscients qu'ils entrent dans une aire merveilleuse mais dangereuse et que ce choix leur appartient. Comme les premiers pilotes, ils seront confrontés à des risques que personne ne peut appréhender et, comme eux, ils éprouveront de grandes joies ou de grosses déceptions.

Pour nous, en recherche, la C.F.A.O. est un domaine tout aussi difficile. Une nouvelle dentisterie est en train de naître. Il faut revoir nos pensées, disséquer les travaux de nos pairs pour être sûr d'en oublier le moins possible et de respecter cet héritage. Il faut refondre, triturer et comprendre ce qui avait amené tel ou tel confrère à écrire ou à penser cela.

Nous devons toujours le faire loin des machines car nous les savons éphémères, et en même temps ne pas perdre de vue la réalité clinique. Combien d'heures d'espoir et de déception représentent ce travail incessant qui ne fait que commencer?

Cette dentisterie issue de Fauchard, de Purmann ou d'autres a marqué son temps et grâce à elle il nous est possible de concevoir le support de la nouvelle odontologie.

Elle deviendra peut-être, comme il en fut de la physique traditionnelle, un cas particulier d'un concept général.

bibliographie

- MARIA, B.; NAUDINAT, S.: En première mondiale aux entretiens de Garancière: Démonstration de l'empreinte optique. *Tonus Dent.*, 1983, 31: 11-14.
- BONIFAY, P.: Réalisation d'une couronne par ordinateur. Inform. Dent., 1986, 68 (1-2): 27-30.
- DURET, F.; PRESTON, J.: Current Opinion in Dentistry, CAD-CAM imaging in dentistry. Current Science, 1991, 1 (2): 150-154.
- DURET, F.: Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques. Cah. Prothèse, 1985, 50: 65-72.
- 5. DURET, F.; BLOUIN, J.; NAHMANI, L.; DURET, B.: L'empreinte optique dans l'exercice du cabinet. *Cah. Prothèse*, 1985, 50 : 73-110.
- DURET, F.; DURET, B.; BLOUIN, J.: Bases fondamentales dans la conception et fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires. Quest. Odonto-Stomat., 1985, 39: 197-216.
- 7. BIEMANN, A.: Three dimentionnal machine vision. *Photonics spectra*, 1988, 22: 81-92.
- DUNCAN, J.; LAW K.: Computer-aided sculture. New York, Columbia university press, édit., 1986.
- INTARTAGLIA, R.; LECOQ, P.: Guide pratique de la commande numérique. Paris, Dunot, édit., 1986.
- BORGSTEDT, T.: CAD-CAM Systeme in der Zahntechnik und ihre Perspektiven. Quintessenz Zahnt, 1990, 16 (8): 954-965.
- 11. MIKRONA.: Celay system. Dentechnica Cologne, 1990, catalog: 1-4.
- 12. ANDERSSON, M.; ANDERSSON, M.: Swedish patent. 8400396-1: 1987.
- CRANIN, A.; SILVERBRAND, H.; SHER, J.; SATLER, N.: The requirements and clinical performance of dental implants. In: Biocompatibility of dental material, SMITH, D.S. Boca Raton, CRC Press, édit., 1982.
- ANDERSONN, M.; BERGMAN, B.; BESSING, C.; ERICSON, G.; LUNQUIST, P.; NILSON, H.: Clinical results with titanlum crowns fabricated with machine duplication and spack erosion. *Acta Odont. Scand.*, 1989, 47: 279-286.
- BERGMAN, B.; BESSING, C.; ERICSON, G.; LUNDQUIST, P.; NILSON, H.; ANDERSSON, M.: A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odont. Scand.*, 1990, 48: 113-117.
- SCHLEGEL, K.; TAVOR, A.; ZABORSKY, J.: Das DCS-Titan-System-Ein neuer weg der Kronentechnick. Quintessenz, 1991, 3 (1): 461-468.
- 17. NASH, R.: Continuing education at its best. Dent. today, 1990, 9 (7): 5.
- MORMANN, W.; BRANDESTINI, M.; FERRU, A.; LUTZ, F.; KREJCI, I.: Marginal adaptation von adhasiven porzellaninlays in vitro. Schweiz. Mschr. Zahnmed, 1985, 95: 1118-1129.
- 19. MORMANN, W.; BRANDESTINI, M.: Die Cerec Computer Reconstruction. Berlin, Quintessenz Bibliothek, édit., 1989.
- 20. MORMANN, W.; LUTZ, F.; GOTSCH, T.: CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after three years in place. *J. Amer. Dent. Ass.*, 1990, 120: 517-520.
- 21. SAXEN, M.: What a CAD-CAM System can and can't do for your practice. *Dent. Manag.*, 1990, 30 (4): 34-37.
- DURET, F.: Empreinte optique. Thèse de 2^e cycle pour le Doctorat en Chirurgie dentaire. Lyon, 1973.
- DURET, F.; BLOUIN, J.-L.; DURET, B.: CAD-CAM in dentistry. J. Amer. Dent. Ass., 1988, 117 (15): 715-720.
- DURET, F.; BLOUIN, J.: Procédé de prise d'empreinte médicale et dispositif pour sa mise en œuvre. Brevet Français, 1987, 87-02339 (1): 21.
- DURET, F.; PRESTON, J.; CHAPOULAUD, E.; BURET, B.: CAD-CAM in the dental office. Quintess., 1991, 10 (3): 37-55.
- REKOW, D.: Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. J. Prosth. dent., 1987, 58 (4): 512-516.
- Bego-GmbH. Bego licenses computer-aided dentistry system from US research consortium. Today announced its agreement, 1991.
- REKOW, D.: Minnesota's CAD-CAM System for dental Restorations-friend or foe? 8th international Symposium on Ceramics, 1989.
- 29. Servo-products-company. Model 7730-inexpensive point-to-point drilling. Catalog-pasadena, California, 1989, 1-3.
- 30. FUJITA, T.; YAMAMURA, M.; WATANABE, H.; KAWAGOE, Y.; YAMAMOTO, S.; TAMAKI, K.; AOKI, H.; NISHINA, T.: Preliminary report on contruction of prosthetic restorations by means of computer aided design (CAD) and numerically controlled (NC) machine tools. *Bull. Kenagawa Dent. Col.*, 1984, 12: 79-80.

- 31. KIMURA, H.; SOHMURA, T.; WATANABE, T.: Three dimensional shape measurements of teeth (part 5). On the movement by the newly developed double sensor laser displacement meter. *J. Japan Soc. Dent. Mat. Devices*, 1990, 9 (2): 295-300.
- 32. KIMURA, H.; SOHMURA, T.; WATANABE, T.: Three dimensional shape measurements of teeth (part 6). Measurement of tooth model by tilting method by means of the double sensor laser displacement mater and the simulation of occlusion. *J. Japan Soc. Dent. Mat. Devices*, 1990, 9 (4): 179-686.
- 33. KAWANAKA, M.: Development of the dental CAD-CAM System. *J. Osaka Dent. Univ.* 1990, 35 (1): 206-238.