LES CAHIERS DE PROTHESE

SPÉCIAL

Prothèse du futur ?

numéro 50 juin 1985

ISSN 0397-1643

principes de fonctionnement et applications techniques de l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet

François DURET, *D.S.O.,*
Licencié et Maître de recherches en Sciences
Docteur d'état en biologie humaine
Ex-assistant des universités,
Jean-Louis BLOUIN
Ingénieur Automaticien INSA
Spécialiste des capteurs et traitements d'image,
Louis NAHMANI, *D.S.O.,*
Professeur à la Faculté de Chirurgie dentaire de Reims.

Introduction

L'idée et l'axe général du travail qui ont guidé François DURET en 1972 lors de l'invention puis de la rédaction de son premier cahier des charges sur l'empreinte optique ou C.F.A.O. en prothèses dentaires (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) sont fort simples. Même si la réalisation et la mise en application ont soulevé de nombreux problèmes pratiques qui ont conduit par la suite à des appareils de plus en plus sophistiqués et éloignés de la conception initiale, la philosophie est toujours restée la même à savoir conduire vers une réalisation des prothèses de plus en plus scientifique et technologique. Il n'a pas fallu moins de 10 ans pour que le premier appareil voie le jour et encore il reste bien loin de la réalisation finale (Fig. 1).

Un émetteur de rayonnement non ionisant projette un faisceau lumineux, cohérent ou non, qui va coder la dent analysée.

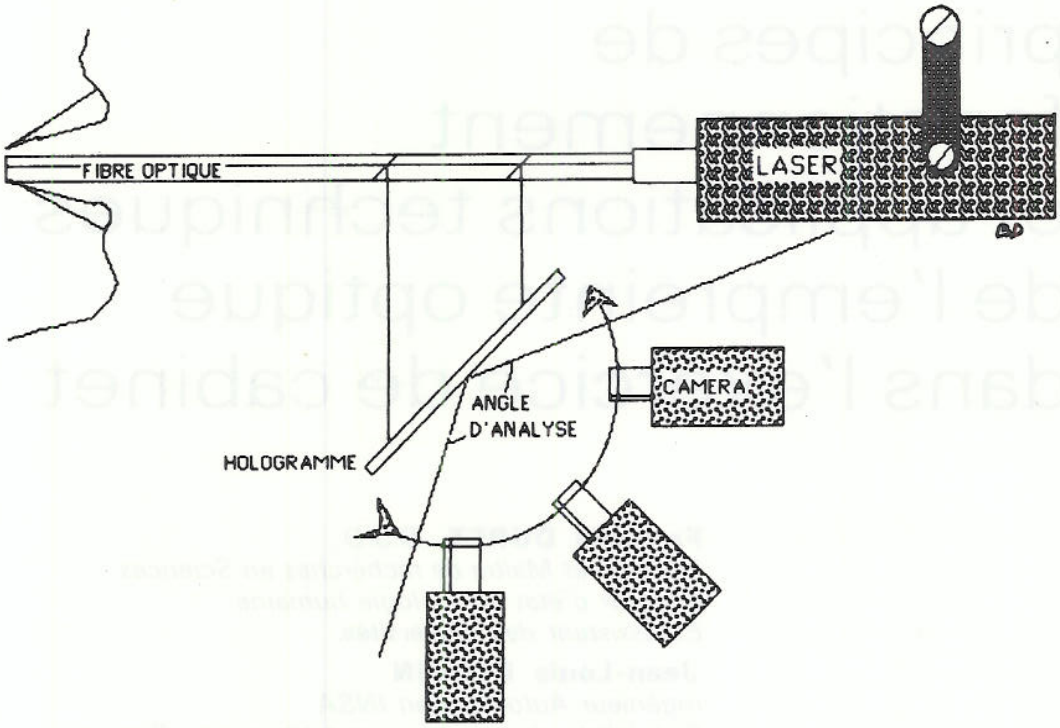


Fig. 1 *Le premier prototype de lecture endobuccale (on notera la lecture par laser et les caméras de lecture de l'hologramme) (1973).*

Un capteur situé dans une caméra va décoder les informations volumiques obtenues, en temps réel, et les transmettre à un ordinateur et son logiciel pour que soit créée la future prothèse. L'ordinateur dirige alors une machine-outil à commande numérique qui sculptera la prothèse dans n'importe quel matériau (Fig. 2).

Un appareil de fabrication de prothèses, conçu selon la théorie de l'empreinte optique, se divise en trois parties essentielles :

— un système de captage, ou mesure, des formes dentaires et des mouvements mandibulaires comprenant un projecteur d'onde et une caméra numérisant les données volumiques ou dynamiques ;

— un ensemble de traitement de l'information (ordinateur et progiciels spécialisés) permettant de concevoir le plus rapidement possible les formes externe et interne de la prothèse ;

— une machine outil à commande numérique sculptant la prothèse (Fig. 3).

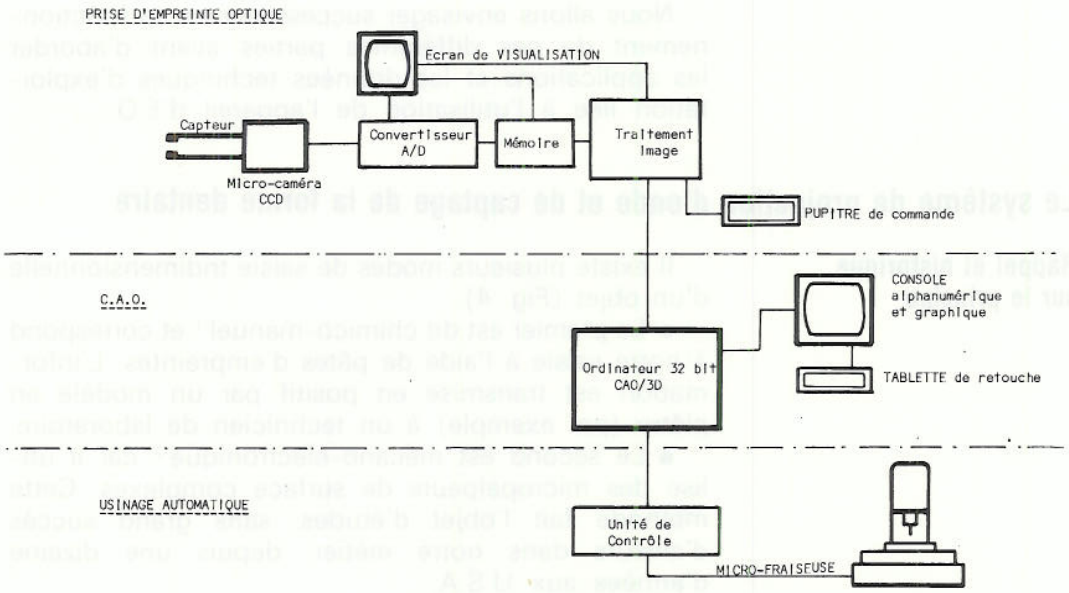


Fig. 2 *Schéma de principe de l'ensemble de l'équipement de CFAO en prothèse dentaire (1984).*

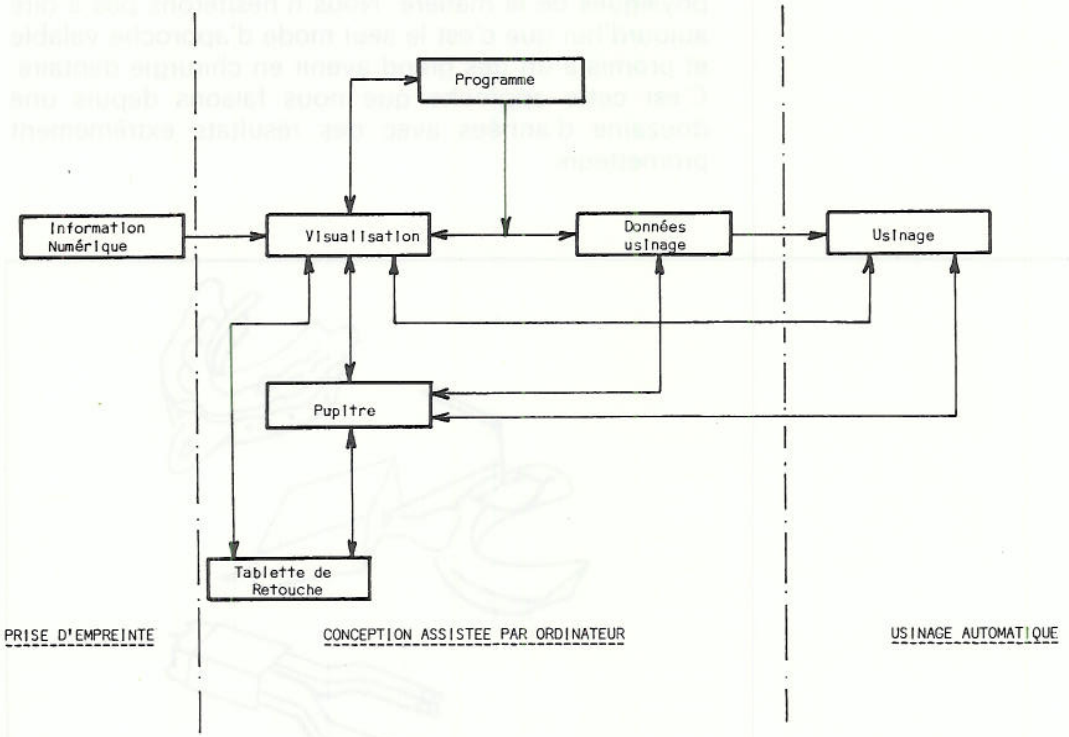


Fig. 3 *Schéma-bloc de principe de fonctionnement de l'équipement de CFAO en prothèse dentaire selon les principes de l'empreinte optique.*

Nous allons envisager successivement le fonctionnement de ces différentes parties avant d'aborder les applications et les données techniques d'exploitation liée à l'utilisation de l'appareil d'E.O.

Le système de projection d'onde et de captage de la forme dentaire

Rappel et historique sur le principe

Il existe plusieurs modes de saisie tridimensionnelle d'un objet (Fig. 4).

- Le premier est dit chimico-manuel [1] et correspond à notre saisie à l'aide de pâtes d'empreintes. L'information est transmise en positif par un modèle en plâtre (par exemple) à un technicien de laboratoire.
- Le second est mécano-électronique [2] car il utilise des micropalpeurs de surface complexes. Cette méthode fait l'objet d'études, sans grand succès d'ailleurs dans notre métier, depuis une dizaine d'années aux U.S.A.
- Le troisième mode de saisie est opto-électronique car il utilise à la fois les caractéristiques ondulatoires et photoniques de la lumière et les possibilités électrophysiques de la matière. Nous n'hésiterons pas à dire aujourd'hui que c'est le seul mode d'approche valable et promis à un très grand avenir en chirurgie dentaire. C'est cette approche que nous faisons depuis une douzaine d'années avec des résultats extrêmement prometteurs.

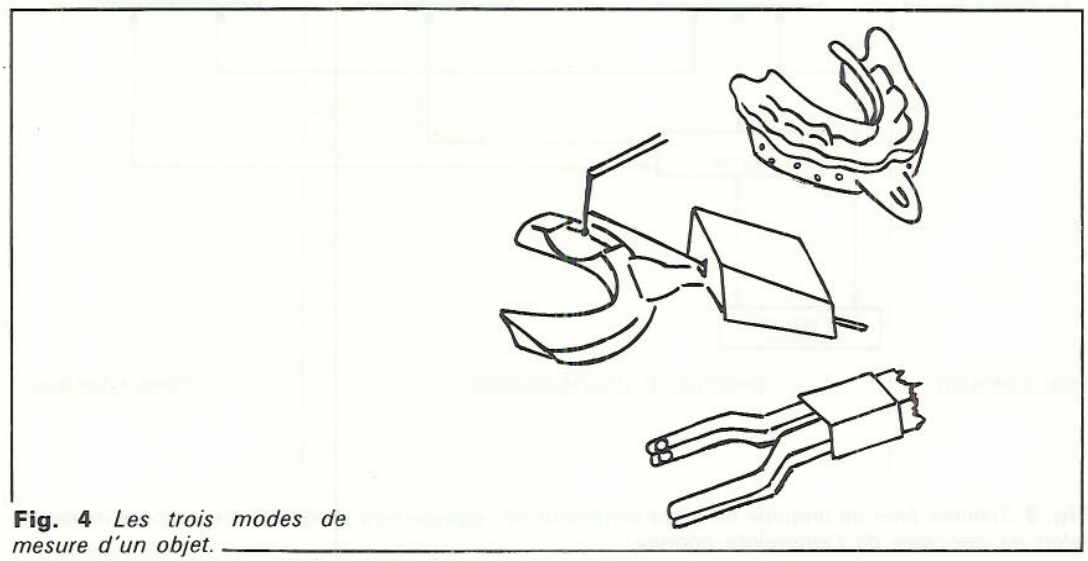


Fig. 4 *Les trois modes de mesure d'un objet.*

Pourtant si nous étudions la bibliographie sur les études de relevés tridimensionnels des objets complexes que sont les dents nous nous rendons compte que peu d'études ont abouti et que bien peu d'articles ont été consacrés à ce type d'analyse. Pourquoi de telles difficultés et un tel manque d'information ? Nous sommes en droit de nous poser cette question en 1985.

C'est en étudiant le principe fondamental de la saisie tridimensionnelle d'une dent que nous pouvons répondre en partie à cette interrogation.

La méthode opto-électronique la plus récente mais aussi la plus célèbre est incontestablement l'holographie découverte par Denis GABOR (Prix Nobel de physique en 1948) [3]. Elle est basée sur l'interférence entre les ondes frappant un objet et une onde de référence. Si cette méthode est tout à fait remarquable dans son principe et dans l'application que le *laser* [4] lui a offert, elle reste néanmoins trop complexe et trop coûteuse dans son application dentaire tant au niveau de la saisie (l'objet doit rester fixe plusieurs minutes) qu'au niveau de la restitution (aucun système de référence n'existe sur la dent). Malgré ces problèmes, un certain nombre d'études a vu le jour et en particulier aux U.S.A. (PRYPUTNIEWICZ [5] et YOUNG [6]), en Scandinavie et en France (DURET) (Fig. 5 et 6).

La méthode la plus ancienne est la stéréovision [7] ou photogrammétrie puisqu'elle date de la fin du XVIIe siècle. Deux caméras regardent l'objet sous des

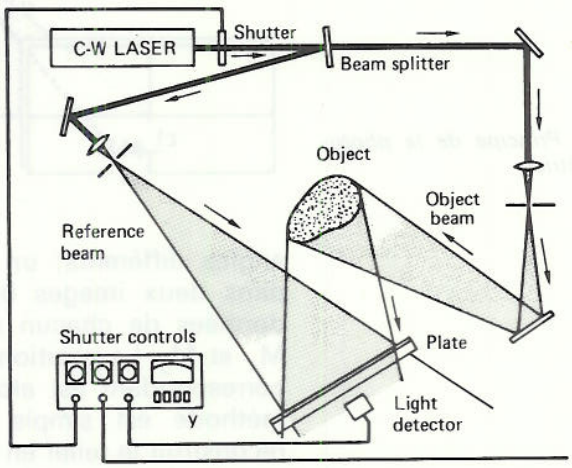


Fig. 5 *Montage holographique de YOUNG (1977).*

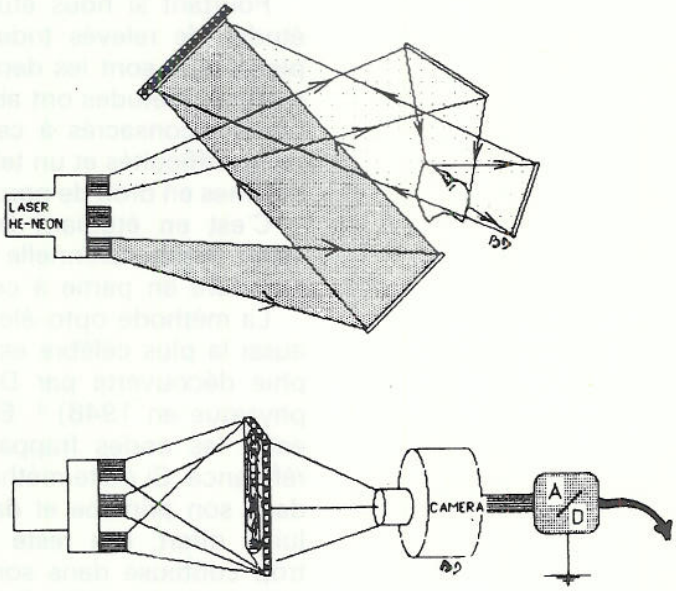


Fig. 6 *Montage holographique de DURET (1976).*

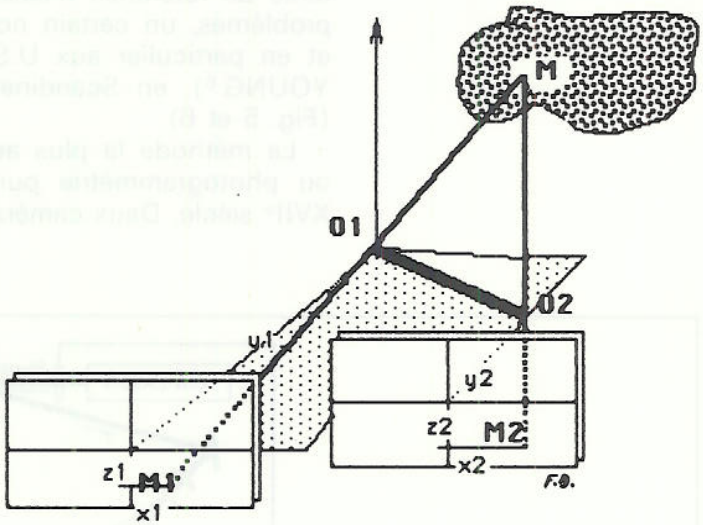


Fig. 7 *Principe de la photogrammétrie.*

angles différents; un point M de l'objet est repéré dans deux images bidimensionnelles par les coordonnées de chacun de ses « points homologues » M_1 et M_2. La position tridimensionnelle du point réel correspondant est alors calculable (Fig. 7). Si cette méthode est simple pour le cerveau humain qui reconstruit le relief en utilisant sa mémoire des formes et de l'objet (phénomène cognitif ou nécessité

d'avoir un ensemble de reconnaissance des formes associées à l'ensemble de saisie) le calculateur, lui, ne peut pas positionner spontanément les points et les coordonnées entre eux sans indication de leurs identités respectives ou sans le positionnement précis de systèmes de saisie par rapport à l'objet. Cette méthode a fait l'objet de travaux aux U.S.A. (1968), en Angleterre (1978) [8] et en Allemagne (1979) [9] (Fig. 8).

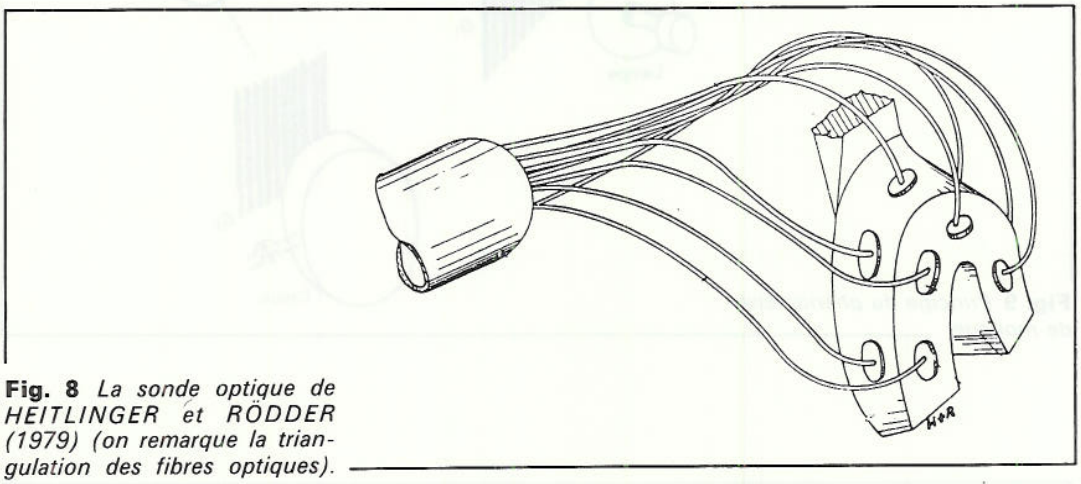


Fig. 8 *La sonde optique de HEITLINGER et RÖDDER (1979) (on remarque la triangulation des fibres optiques).*

Reste la troisième méthode dite du *moiré* décrite pour la première fois par Lord RAYLEIGH en 1874 [10] et qui est à nos yeux la seule méthode intéressante aujourd'hui pour le chirurgien dentiste. Ce qui caractérise l'effet *moiré* est l'obtention d'une structure macroscopique par superposition de deux structures microscopiques neutres (Fig. 9 et 10). Il s'agit donc d'un phénomène interferrométrique qui, au lieu de superposer deux ondes, superpose deux réseaux dont on connaît le profil. La superposition de ces deux réseaux, au tramage de pas connu, conduit à l'obtention de courbes de niveau à espacements déterminables mathématiquement. Ces courbes de niveau qui apparaissent sur l'objet ont le très gros avantage de porter la troisième dimension sur l'image de l'objet étudié en deux dimensions (la dent). Cette méthode a fait l'objet d'un certain nombre de travaux aux U.S.A. dans le but de connaître le déplacement ou les déformations de structures dentaires et prothétiques [11]. Ce n'est qu'en 1978 que les premiers travaux virent le jour en France comme méthode de saisie des coordonnées dentaires [12 à 15].

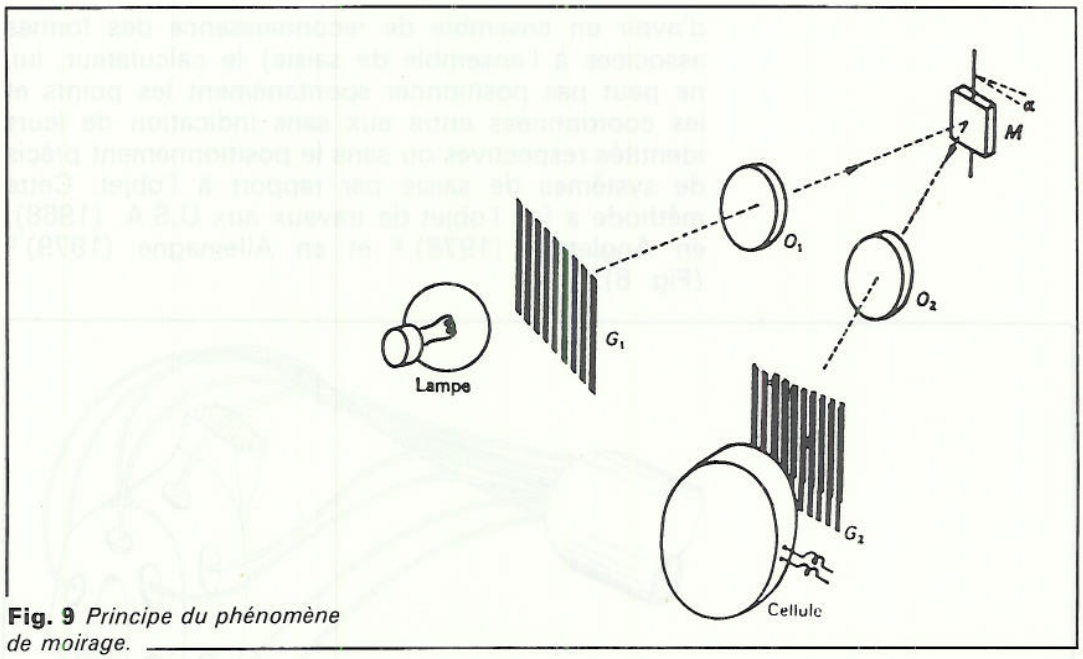


Fig. 9 *Principe du phénomène de moirage.*

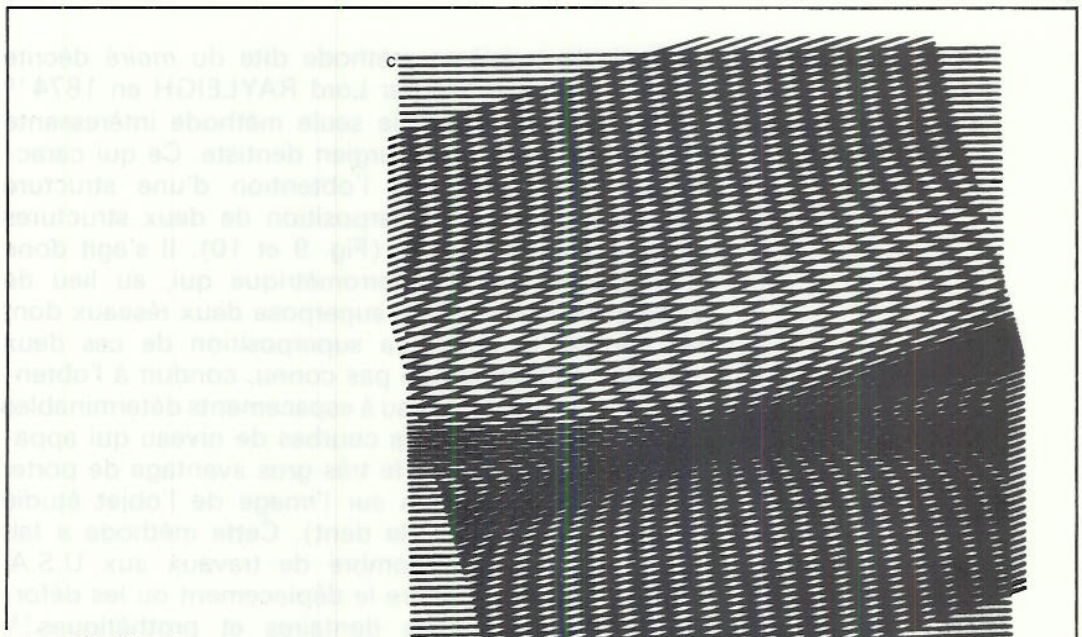


Fig. 10 *Structure macroscopique issue de la superposition de trames périodiques ou non (clichés TAKASAKI).*

Système de lecture

Le module de projection d'onde peut être constitué :

— par une source lumineuse cohérente (laser) ou non, suffisamment puissante pour projeter l'image d'une trame régulière sur la dent et pour que cette trame soit parfaitement détectable au travers d'une autre trame placée devant l'objectif du système de lecture ;

— par une ou plusieurs trames aux profils connus avec une grande précision et aux pas suffisamment fins pour répondre aux exigences de la précision prothétique (moins de 200 μm) ;

— une caméra de lecture munie d'un DTC (Dispositif à Transfert de Charges) matriciel renfermant au moins 60 000 PEL (Point Élémentaire d'analyse de l'image).

Ces DTC ou CCD (Charge coupled device) (Fig. 11) méritent notre attention car ils représentent la première limitation vers une bonne précision dans la méthodologie *moiré* sur le plan fondamental. Inventés en 1970 dans les laboratoires Bell Telephon [16], ce n'est qu'en 1978 que Fairchild produit à l'échelle industrielle les premiers CCD [17].

Il s'agit d'un dispositif à semi-conducteurs dont :

— l'information se présente sous la forme de charges électroniques stockées dans des puits de potentiel (par tension sur une grille *n*-Mos) ;

— le transfert de cette information se fait en séquences suivant les ordres d'une horloge multiphase ;

— l'information est transportée par des porteurs minoritaires (électrons) par rapport au substrat (type P).

La quantité de charges électroniques d'un PEL est proportionnelle à l'intensité lumineuse qu'il reçoit (surtout pour les antiblowing). Un photon incident

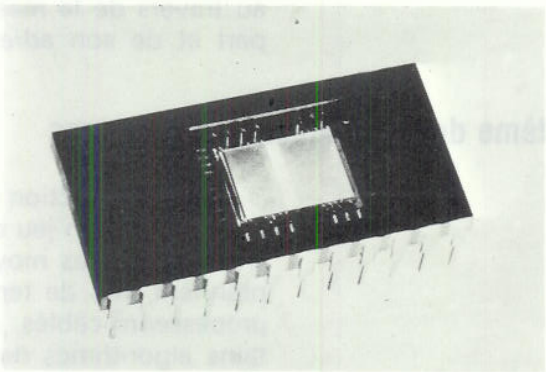


Fig. 11 *Un dispositif à transfert de charges (CCD) n° 7851 de Thomson-CSF-DTE.*

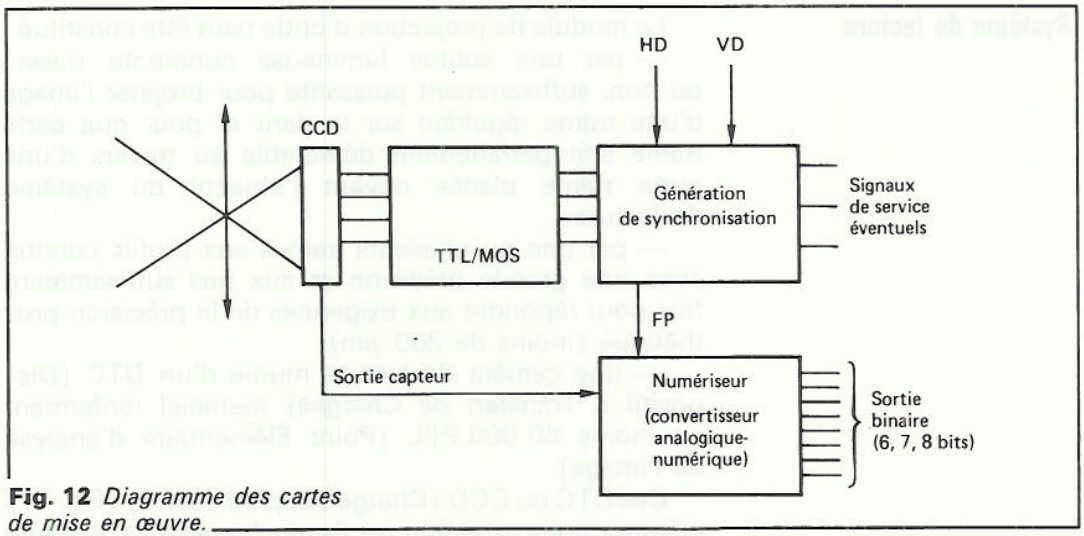


Fig. 12 *Diagramme des cartes de mise en œuvre.*

crée une paire d'électrons trous au niveau de la structure cristalline du silicium, électrons qui seront collectés par chaque PEL ou pixel (picture element). La quantité de charge accumulée est proportionnelle à l'intensité lumineuse incidente et à la durée d'intégration. Chez Thomson CSF certains CCD offrent plus de 300 000 PEL aux photons incidents !

Un certain nombre de cartes de mise en œuvre permet de générer les signaux logiques de synchronisations et de délivrer des signaux analogiques (625 lignes...) et numériques (60 M bit/s et plus).

Nous résumerons notre pensée en disant que les CCD matriciels associés à leurs cartes de mise en œuvre permettent de transférer des images numérisées de dent à un progiciel de traitement. Chaque pixel du CCD est représentatif d'un voxel (Volume Element) au travers de la mesure de son niveau de gris d'une part et de son adresse d'autre part.

Le système de reconstruction des images

La reconstruction de l'image en 3 dimensions suppose la mise en jeu d'un système d'équations impressionnant où les moyens classiques de l'informatique prennent trop de temps. Il faut donc développer des processeurs câblés, spécialisés, travaillant selon certains algorithmes de construction réduisant le temps d'analyse de l'image. Ces algorithmes ont évolué

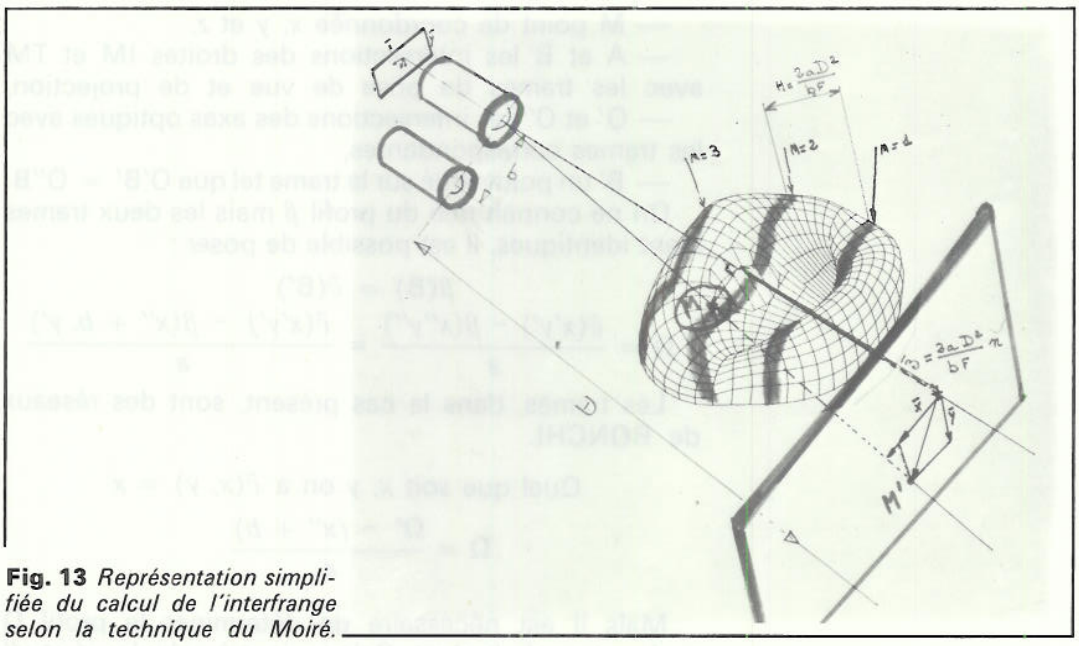


Fig. 13 *Représentation simplifiée du calcul de l'interfrange selon la technique du Moiré.*

suivant deux critères : le temps (rapidité d'exécution) et l'espace (qualité de l'image).

L'équipe de recherche de la société Hennson Int. responsable de la mise au point du système a donc un objectif double :

— traiter l'information,

— la structurer judicieusement pour l'adapter à la rapidité d'exécution.

Nous avons un ensemble de valeurs (environ 70 000) que nous appellerons projection de la surface étudiée selon une direction donnée et des critères mécaniques connus. Pour simplifier l'explication[12, 14, 18] nous nous reporterons à une description primaire de la méthode que nous avons eu l'occasion de décrire dans de nombreux congrès (Fig. 13).

Soit β le profil de la déformation du réseau sur la dent en relief et ∂ le réseau de référence identique au premier. La valeur Ω de l'équation des franges se calcule ainsi en fonction de :

— I et T les centres optiques espacés d'une valeur b,

— les repères orthonormés (P, x, y, z),

— x la direction IT,

— z l'axe principal de l'objectif de projection,

— deux trames de profil ∂ positionnées orthogonalement à z et à la distance F des centres optiques des objectifs, soit les points suivants :

— M point de coordonnée x, y et z,

— A et B les intersections des droites IM et TM avec les trames de prise de vue et de projection,

— O′ et O″ les intersections des axes optiques avec les trames correspondantes,

— B′ un point situé sur la trame tel que O′B′ = O″B.

On ne connaît rien du profil β mais les deux trames étant identiques, il est possible de poser :

$$\beta(B) = \partial(B')$$

$$\Omega = \frac{\partial(x'y') - \beta(x''y'')}{a} = \frac{\partial(x'y') - \beta(x'' + b, y')}{a}.$$

Les trames, dans le cas présent, sont des réseaux de RONCHI.

Quel que soit x, y on a $\partial(x, y) = x$

$$\Omega = \frac{\Omega' - (x'' + b)}{a}.$$

Mais il est nécessaire de déterminer le profil Ω en fonction de la dent. Cela revient à calculer x' et x'' en fonction de x, y et z.

$$\frac{F}{z} = \frac{O'A}{DM} = \frac{O''B}{SM} = \frac{O'A - O''B}{-DM + SM} = \frac{O'A - O''B}{SD}$$

Or $$x' - b - x'' = \frac{Fb}{z}.$$

D'où le profil Ω ne dépend que de z par la formule :

$$\Omega = \frac{Fb}{za} \quad (1)$$

Nous pouvons déterminer les coordonnées exactes d'un point M(x, y, z) en utilisant la formule (1) pour le calcul de z et le numéro des PEL pour la détermination des éléments planimétriques x et y, corrigé de la valeur du grandissement.

Calcul de la valeur z

Soit n le nombre de franges comptées à partir d'un plan de référence que nous avons situé à une distance D du centre optique des objectifs et perpendiculaire à leur axe principal :

$$Z = D - z \quad \text{et} \quad n = \frac{\Omega z - \Omega D}{2} = \frac{bF}{2az} - \frac{bF}{2aD} = \frac{bfz}{2aD(D - z)}$$

D'où $$z = \frac{2aD^2n}{bF + 2aDn} \quad (2)$$

où a est le pas de la trame régulière de RONCHI,
b est la distance entre les deux optiques,
F est la focale de ces optiques,
n un nombre rationnel.

En négligeant les variations de l'interfrange nous pouvons connaître l'altitude du point N d'une façon plus simple :

Reprenons la formule (1)

$$\Omega = \frac{bF}{az}.$$

En dérivant Ω par rapport à z :

$$d\Omega = \frac{-bF}{az^2}\,dz.$$

Or d'une zone sombre à une zone claire la valeur de Ω est égale à 1 donc $d\Omega = 2$.

Si H est la différence de niveau entre deux courbes consécutives.

$$H = \frac{2aZ^2}{bF}$$

Donc H varie en fonction de Z et comme $Z = D - z$

$$H = \frac{2aD^2}{bF} - \frac{4aDz}{bF} + \frac{2az^2}{bF}.$$

L'altitude du point M en x, y, z sera le produit de H par le nombre de franges comptées à partir du plan de référence choisi :

$$z = nH = \frac{2aD^2}{bF}\,n \cdot$$

Déterminer de la valeur z du point M situé sur une dent revient à considérer les franges comme des courbes de niveau sur une carte dite d'état-major et à positionner ce point M par rapport à ces courbes. La précision de la méthode décrite ici est donc très liée à l'exactitude du système optique, aux erreurs optiques fondamentales dues à l'éloignement du point M par rapport à l'axe optique mais aussi à la valeur choisie de l'interfrange. Si au lieu de travailler sur deux niveaux de gris (2 bits) nous travaillons avec 6 bits, voir plus encore, nous observerons des subdivisions régulières entre chaque courbe de *moiré* nous permettant de multiplier la précision par 10, voire même

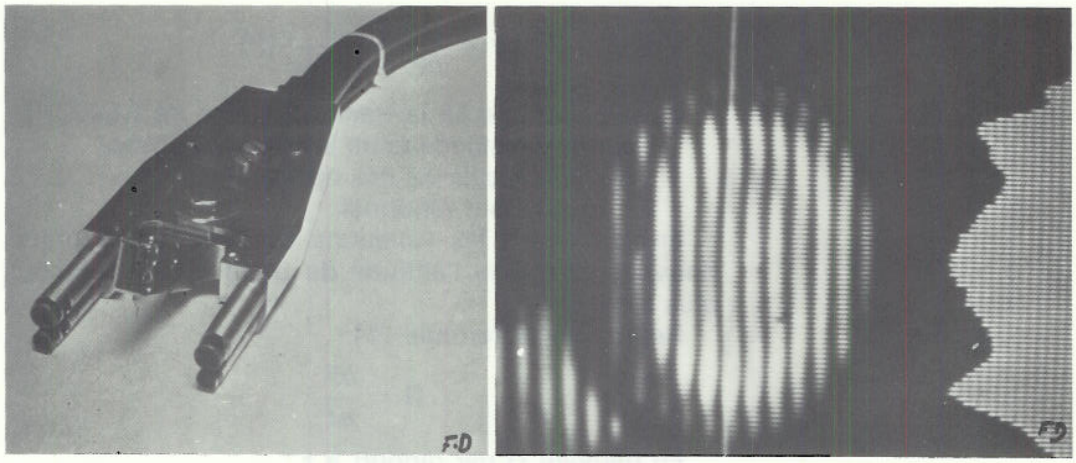
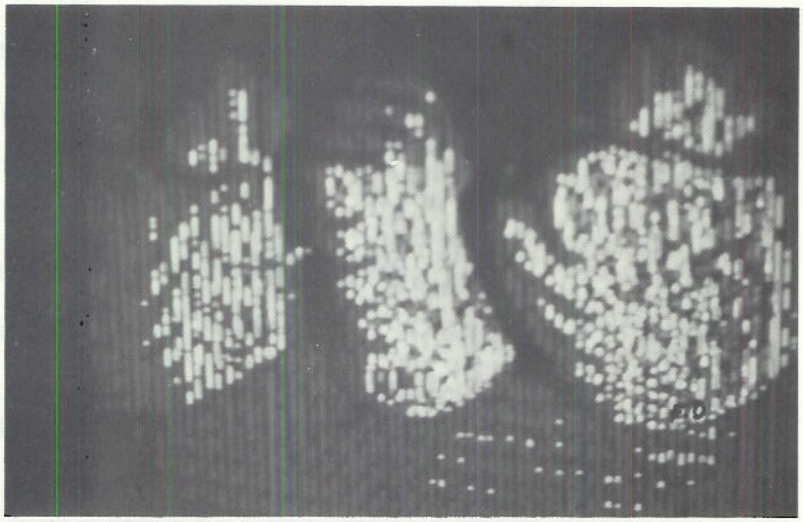
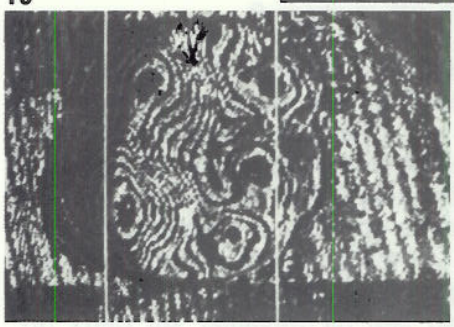


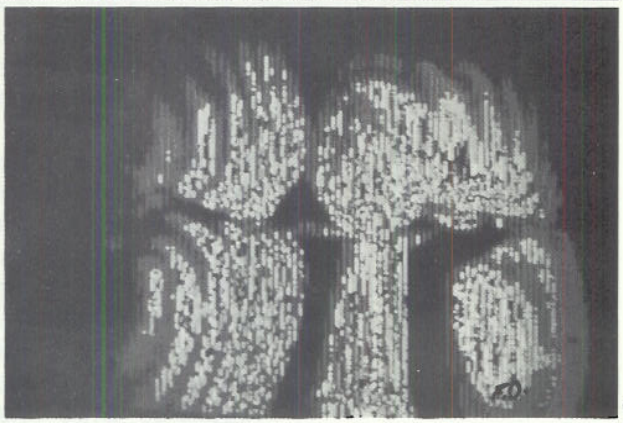
Fig. 14 a et 14 b *Sonde optique et représentation des niveaux de gris obtenus à la Faculté de Chirurgie dentaire de Paris VII (Paris 23 sept. 1983).*

16



15





17

Fig. 15, 16 et 17 *Représentation schématique en fausses couleurs des franges de Moiré.*

par 20 et de descendre à des valeurs proches du micron mètre en lecture sur un corps Lambertien (Fig. 13).

Pour résumer nous dirons qu'à l'aide d'un CCD la caméra reconnaît les niveaux de gris donc les franges suivant que tel ou tel PEL reçoit beaucoup ou peu de photons. Les chiffres élevés correspondent aux interfranges et les chiffres bas aux zones proches des franges. Le système est d'autant plus précis que les CCD sont riches en PEL et que ces PEL sont petits, sensibles et bien orientés par rapport à l'objet et au plan de référence (Fig. 15, 16 et 17).

Calcul des valeurs de *x* et *y*

L'échelle (e) étant connue et fixée par le système mécanique, une saisie par le CCD peut être considérée comme une projection conique de centre P (centre optique de l'objectif de prise de vue sur le plan contenant ce CCD). Les coordonnées *x* et *y*, correspondant au point M vu précédemment, aurons pour valeur (Fig. 18) :

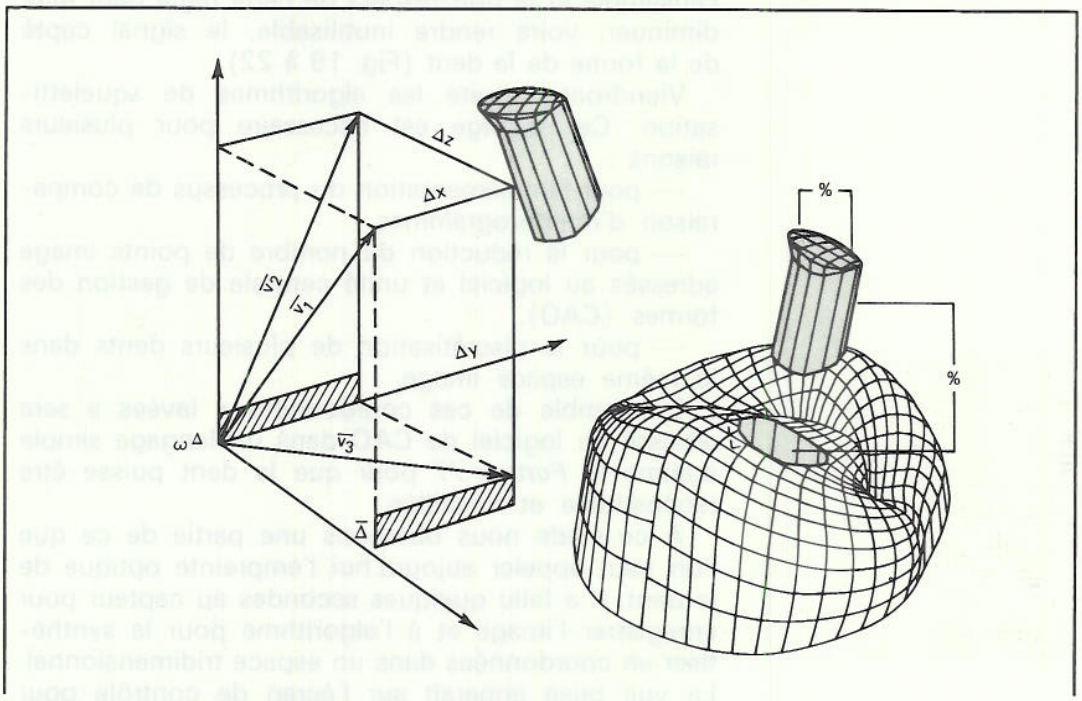


Fig. 18 *Représentation 30 d'un point quelconque d'une pièce prothétique. La fidélité des mesures est calculée par un ensemble de repères orthonormés extérieurs à la dent ou l'inlay. Le principe développé par SKINNER et PHILLIPS nous semble faux : mesurer un objet par rapport à lui-même. Seul la CAO permet cette approche.*

$$X = e, x - \Delta x$$
$$Y = e, y - \Delta y$$

soit en annulant les erreurs :

$$X = e, x$$
$$Y = e, y$$

Comme nous l'avons fait remarquer précédemment l'ensemble des valeurs $\{X, Y, Z\}$ de la dent ou plutôt de la vue d'une face de la dent doit être identifié et filtré. Pour cela un certain nombre d'algorithmes, pour quelques-uns câblés, va rentrer en action dans l'espace de FOURIER[19] ou non. On supprime ainsi les bruits *hardwares* de digitalisation, les bruits *speckles* d'autant plus importants que l'ondulation de la lumière interfère sur les microsurfaces de la non-planéité de la dent, les bruits de l'interférence entre la fréquence spatiale du CCD et la trame de RONCHI[20] utilisée et les divers bruits de systèmes. Les techniques de filtrage sont complexes et dépassent le cadre de cet exposé. Nous dirons simplement que chacun des éléments constitutifs de la chaîne d'acquisition de l'image de la dent doit être étudié par rapport à l'ensemble et le non-respect de cette règle peut faire diminuer, voire rendre inutilisable, le signal capté de la forme de la dent (Fig. 19 à 22).

Viendront ensuite les algorithmes de squelettisation. Ce passage est nécessaire pour plusieurs raisons :

— pour l'implémentation du processus de comparaison d'interférogrammes,

— pour la réduction du nombre de points image adressés au logiciel et unité centrale de gestion des formes (CAO).

— pour la discrétisation de plusieurs dents dans le même espace image.

L'ensemble de ces coordonnées « lavées » sera adressé au logiciel de CAO dans un langage simple comme le *Fortran 77* pour que la dent puisse être reconstituée et travaillée.

A ce stade nous obtenons une partie de ce que l'on peut appeler aujourd'hui l'empreinte optique de la dent. Il a fallu quelques secondes au capteur pour enregistrer l'image et à l'algorithme pour la synthétiser en coordonnées dans un espace tridimensionnel. La vue prise apparaît sur l'écran de contrôle pour acceptation ou rejet. Cette vue permet de vérifier la qualité de l'empreinte mais aussi celle du travail effectué dans la bouche du patient. Une surempreinte

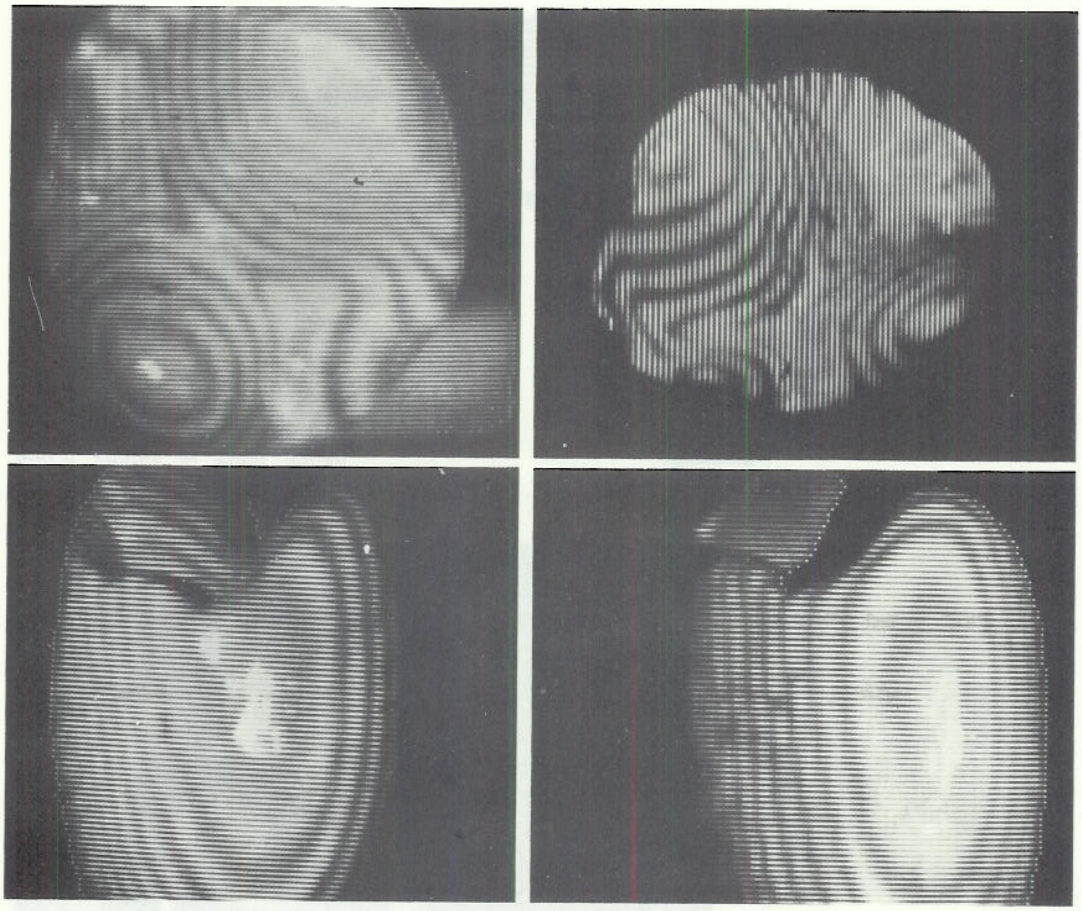


Fig. 19, 20, 21 et 22 *Effet Moiré sur une première prémolaire du haut (× 3).*

est toujours possible dans la mesure où le calage des images entre elles a été respecté.

Ces deux premières fonctions sont d'un apport considérable dans l'exercice quotidien et la qualité de celui-ci. La définition du sulcus et sa saisie sont choses tellement évidentes[21] qu'il paraît insultant de l'expliquer; une simple angulation de 50°, c'est-à-dire un angle d'incidence de 25° permet une pénétration des rayons de 2,5 mm dans le sulcus gingival. Pourtant il est évident que l'éviction sera souhaitable et facilitera grandement le travail. Le rayon lumineux ne sera nullement traumatisant pour les cellules de l'attache épithéliale (Fig. 23 et 24)... Nous reviendrons plus tard sur les avantages en temps et précision de la méthode.

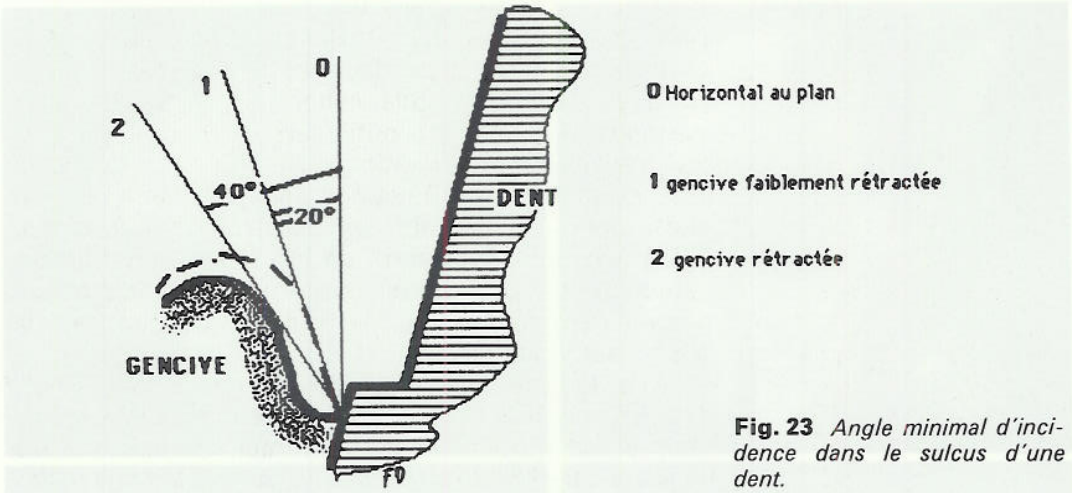


Fig. 23 *Angle minimal d'incidence dans le sulcus d'une dent.*

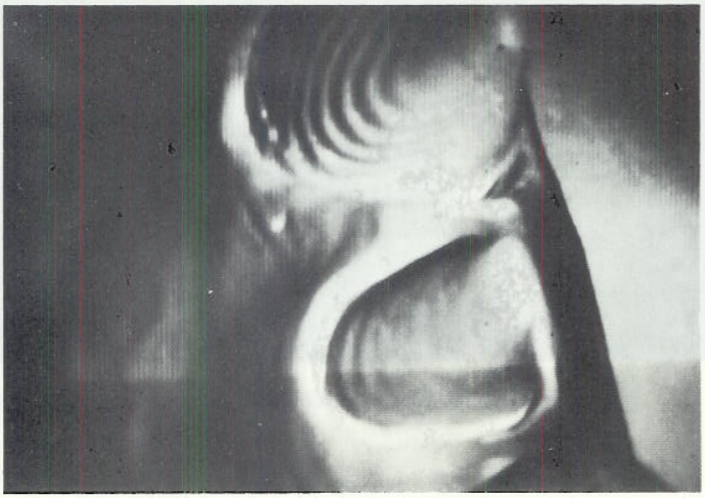


Fig. 24 *Vue de l'effet Moiré dans le sulcus d'une canine supérieure.*

Création de la maquette de travail

Rappel et historique sur le principe

La conception de la maquette de cire, c'est-à-dire la création de la prothèse, est un acte intellectuel et manuel. Il est intellectuel dans la mesure où la personne qui réalise la pièce utilise des informations issues d'une réflexion et d'une éducation. Il est manuel si cet acte suppose la concrétisation de la forme. Dans tous les essais de modélisation par C.F.A.O., que ce soit aux U.S.A., en R.D.A. ou dans les pays scandinaves, cette étape n'a jamais été automatisée. L'illustration la plus significative de cette

remarque se trouve dans les travaux de YOUNG en 1977 ou ceux de RÖDDER en 1980. Ces auteurs proposent une lecture des dents par des moyens optiques sans pour cela éviter la réalisation de la maquette. La machine-outil sert à reproduire l'empreinte sur laquelle le dentiste ou le prothésiste réalisera la maquette en cire ; il est nécessaire alors de la relire une seconde fois à l'aide du même système optique.

L'étape de modélisation de la maquette par l'ordinateur et non par une machine-outil et le technicien nous a paru nécessaire dès le début de nos travaux pour deux raisons :

— le fait de faire une cire comme SWINSON[22] (Fig. 25) ou RÖDDER[9] (Fig. 26) entraîne une inévitable erreur qui rend le système moins précis que les méthodes traditionnelles. D'autre part cette conversion digitale/analogique n'est pas conforme à la théorie que nous avons énoncée précédemment;

— d'être obligé de relire la maquette nous oblige à utiliser deux systèmes de lecture et traitement d'image ce qui allourdit trop le fonctionnement, le temps et le prix de la machine.

La façon de penser de ces auteurs, dans la logique de la CAO, diffère de la nôtre, en particulier au niveau des possibilités objectives de l'intelligence artificielle.

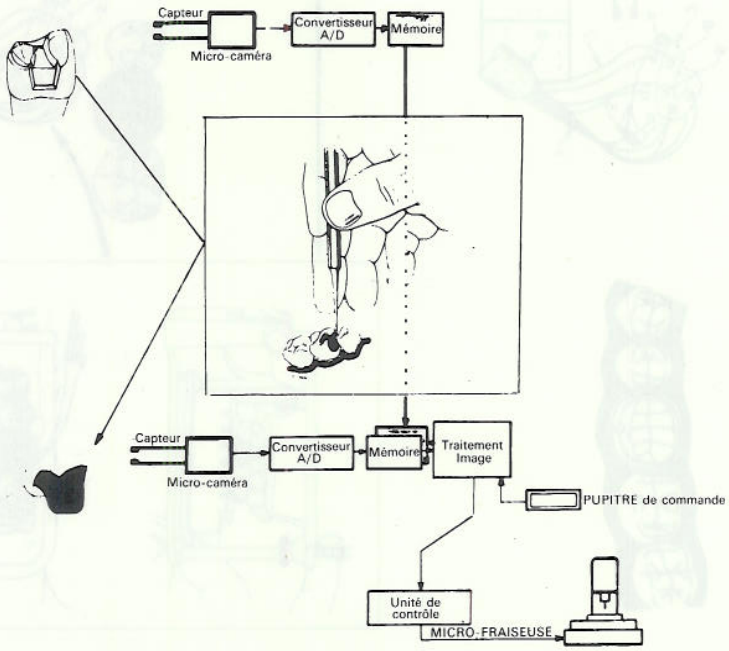


Fig. 25 *Principe d'élaboration d'une prothèse selon SWINSON.*

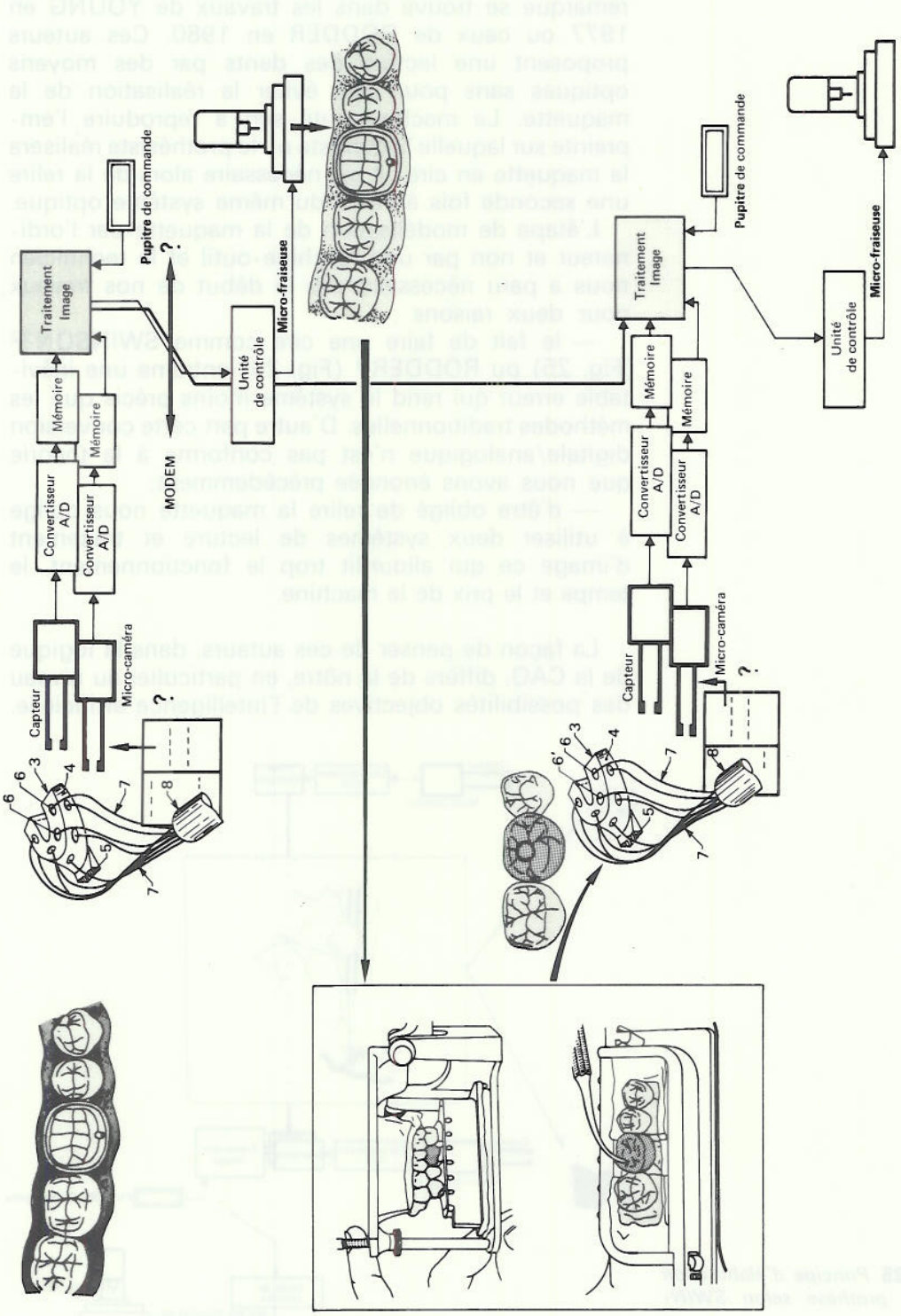


Fig. 26 *Élaboration d'une prothèse selon le principe de HEITLINGER et RÖDDER.*

L'enveloppe

Une maquette normalement adaptée doit respecter des règles connues de tous prothésistes et dentistes à savoir (Fig. 27 à 30) :

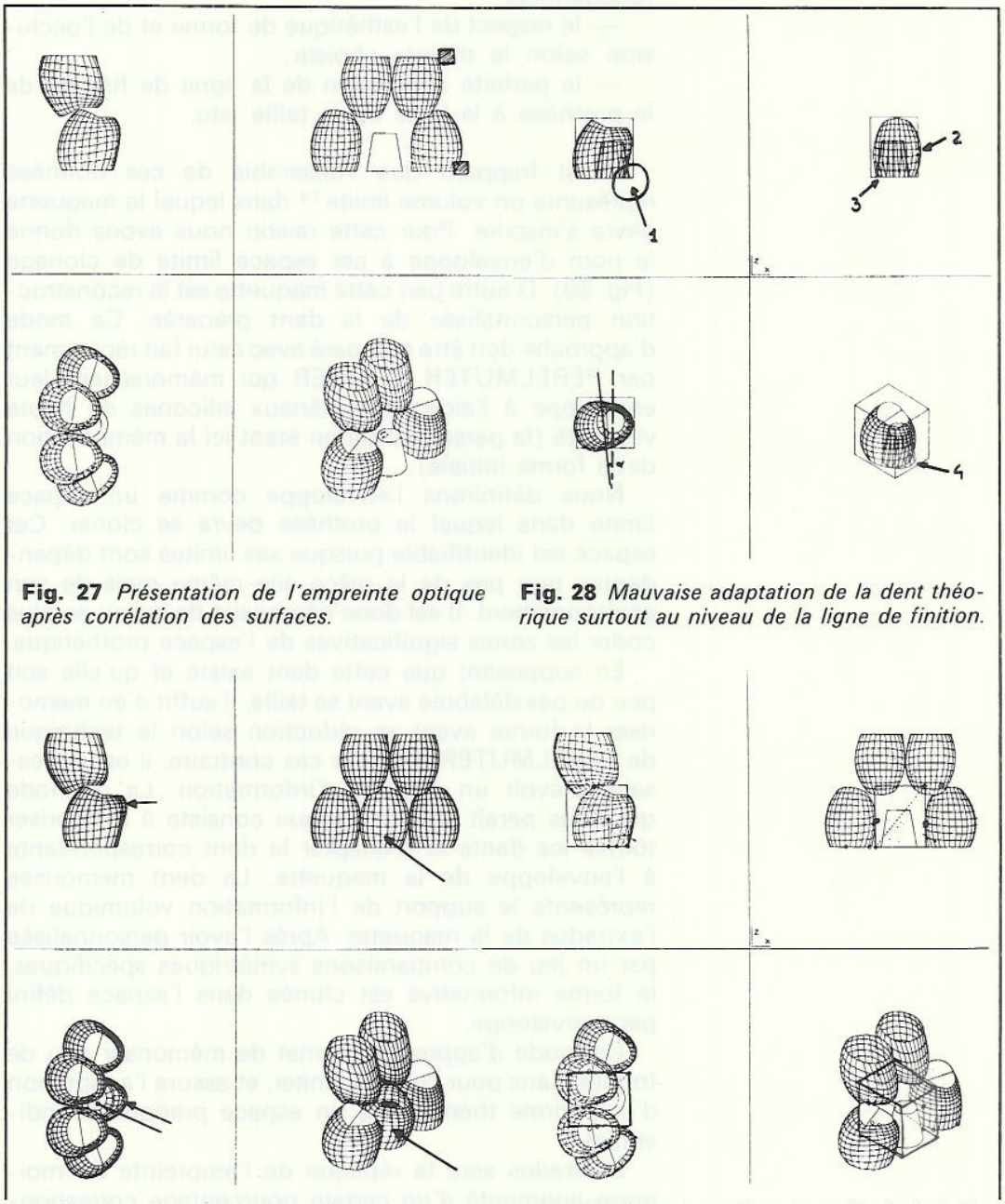


Fig. 27 *Présentation de l'empreinte optique après corrélation des surfaces.*

Fig. 28 *Mauvaise adaptation de la dent théorique surtout au niveau de la ligne de finition.*

Fig. 29 *Étude des relations tri-dimensionnelles sur le moniteur (ici sa reprographie) à l'aide de vues frontale, sagittale, occlusale et axonométrique.*

Fig. 30 *L'enveloppe fonctionnelle d'adaptation.*

— le respect des zones de contact 2/3, 1/3... ou des diastèmes[23] ;

— le respect du bombé cervical et autres reliefs fonctionnels[23] ;

— le respect de l'esthétique de forme et de l'occlusion selon la théorie choisie ;

— la parfaite adaptation de la ligne de finition de la prothèse à la base de la taille, etc.

Il est frappant que l'ensemble de ces données représente un volume limite[24] dans lequel la maquette devra s'inscrire. Pour cette raison nous avons donné le nom d'enveloppe à cet espace limite de clonage (Fig. 30). D'autre part cette maquette est la reconstruction personnalisée de la dent préparée. Ce mode d'approche doit être comparé avec celui fait récemment par PERELMUTER et LIGER qui mémorisaient leur enveloppe à l'aide de matériaux silicones de haute viscosité (la personnalisation étant ici la mémorisation de la forme initiale).

Nous définirons l'enveloppe comme un espace limite dans lequel la prothèse devra se cloner. Cet espace est identifiable puisque ses limites sont dépendantes non pas de la pièce elle-même mais de son environnement. Il est donc nécessaire de savoir en plus coder les zones significatives de l'espace prothétique.

En supposant que cette dent existe et qu'elle soit peu ou pas délabrée avant sa taille, il suffit d'en mémoriser la forme avant sa réduction selon la technique de PERELMUTER. Dans le cas contraire, il est nécessaire d'avoir un support d'information. La méthode qui nous paraît la plus logique consiste à mémoriser toutes les dents et d'adapter la dent correspondante à l'enveloppe de la maquette. La dent mémorisée représente le support de l'information volumique de l'extrados de la maquette. Après l'avoir personnalisée par un jeu de comparaisons symétriques spécifiques, la forme informative est clonée dans l'espace défini par l'enveloppe.

Ce mode d'approche permet de mémoriser peu de formes, sans pour cela les limiter, et assure l'adaptation d'une forme théorique à un espace pratique et individuel.

L'intrados sera la réplique de l'empreinte du moignon augmenté d'un certain pourcentage correspondant à la granulométrie et aux exigences mécaniques du ciment de scellement. Cette modification peut être à coefficient variable[24] (Fig. 31).

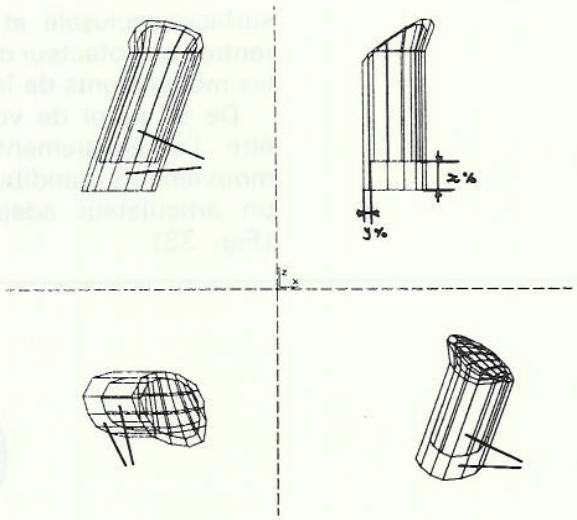


Fig. 31 *Exemple de la réduction d'une pièce prothétique : l'inlay (valeur de la réduction 20 %).*

Les mouvements occlusaux (Fig. 32)

Un articulateur est un appareil construit suivant certaines approximations mathématiques et ayant pour fonction de reproduire avec plus ou moins d'exactitude les mouvements de la bouche de nos patients[25, 28]. Cet appareil sert à effectuer un juste modelage de la

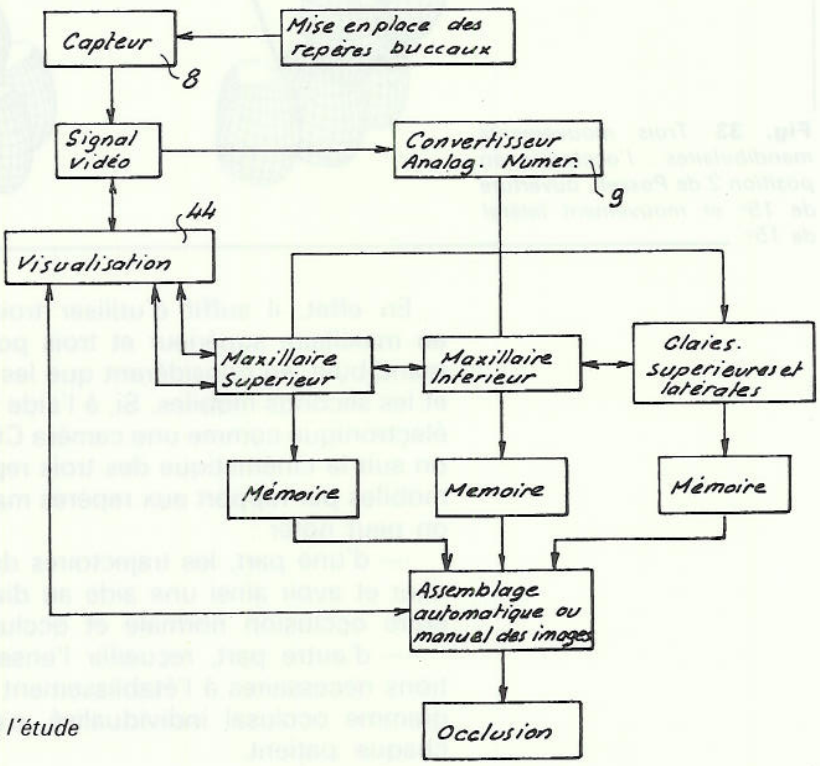


Fig. 32 *Diagramme de l'étude de l'occlusion.*

surface occlusale et à ce titre il est nécessaire de rentrer, en cofacteur de détermination du relief occlusal, les mouvements de la mandibule.

De ce point de vue, l'empreinte optique se révèle être l'enregistrement possible de l'intégralité des mouvements mandibulaires, ou des principaux, comme un articulateur adaptable, mais sans articulateur[13] (Fig. 33).

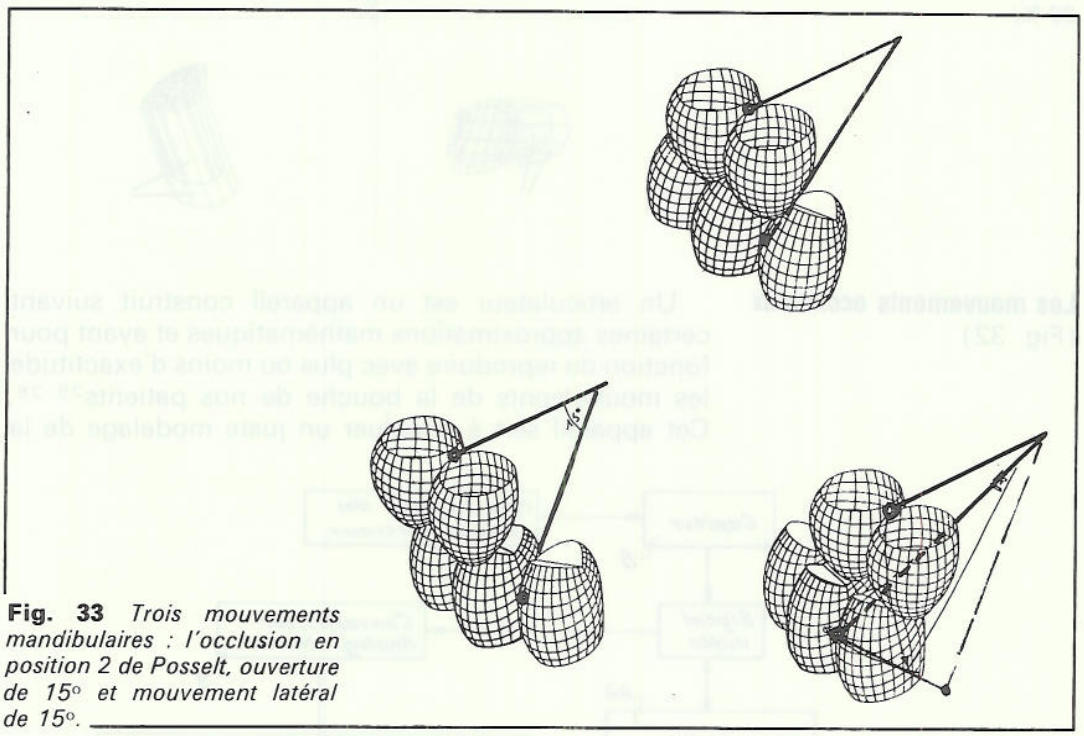


Fig. 33 *Trois mouvements mandibulaires : l'occlusion en position 2 de Posselt, ouverture de 15° et mouvement latéral de 15°.*

En effet, il suffit d'utiliser trois points de repère au maxillaire supérieur et trois points de repère à la mandibule, en considérant que les premiers sont fixes et les seconds mobiles. Si, à l'aide d'un procédé opto-électronique comme une caméra CCD plus spécialisée, on suit la cinématique des trois repères mandibulaires mobiles par rapport aux repères maxillaires immobiles, on peut noter :

— d'une part, les trajectoires du point incisif inférieur et avoir ainsi une aide au diagnostic différentiel entre occlusion normale et occlusion pathologique;

— d'autre part, recueillir l'ensemble des informations nécessaires à l'établissement d'un véritable programme occlusal individualisé, c'est-à-dire propre à chaque patient.

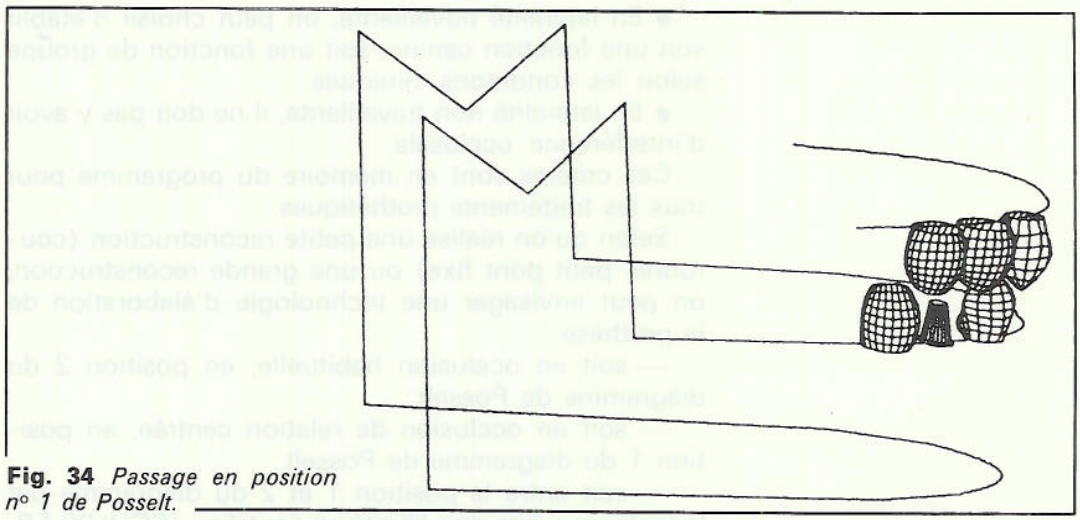


Fig. 34 *Passage en position n° 1 de Posselt.*

La mesure de ces déplacements peut être faite à l'aide d'un système de projection de points lumineux solidaires et orthogonaux sur un ensemble de CCD placé selon une parallèle au plan de Camper, le plan sagittal médian et le plan frontal, c'est-à-dire en position orthonormée.

De plus, rien n'empêche de faire des enregistrements de mouvements extrêmes, comme on le fait habituellement avec les enregistrements pantographiques ou de se limiter seulement à l'enveloppe des mouvements fonctionnels, lors de la mastication-déglutition habituelle. Il est important de souligner que l'intérêt majeur de ce procédé consiste à se passer totalement d'articulateur matériellement présent, il est remplacé par l'enregistrement opto-électronique des trajectoires mandibulaires réelles du patient mises en mémoire.

Muni du programme occlusal individualisé, on peut appliquer tout à loisir les cinq critères d'occlusion idéale mis en progiciel :

- En occlusion de relation centrée (position 1 du diagramme de Posselt), il doit y avoir simultanéité de contact entre les groupes cuspidés mandibulaires et maxillaires.
- En occlusion centrée (position 2 du diagramme de Posselt) il doit y avoir simultanéité de contact entre les dents maxillaires et mandibulaires.
- En propulsion (position 3 du diagramme de Posselt), il doit y avoir simultanéité de frottement entre les groupes incisivo-canins mandibulaires et leurs antagonistes maxillaires.

● En latéralité travaillante, on peut choisir d'établir soit une fonction canine, soit une fonction de groupe selon les conditions cliniques.

● En latéralité non travaillante, il ne doit pas y avoir d'interférence occlusale.

Ces critères sont en mémoire du programme pour tous les traitements prothétiques.

Selon qu'on réalise une petite reconstruction (couronne, petit pont fixe) ou une grande reconstruction, on peut envisager une technologie d'élaboration de la prothèse :

— soit en occlusion habituelle, en position 2 du diagramme de Posselt ;

— soit en occlusion de relation centrée, en position 1 du diagramme de Posselt ;

— soit entre la position 1 et 2 du diagramme par la technique dite de « liberté en centrée » (SCHUYLER, RAMFJORD ou DAWSON).

La souplesse de réalisation du système est optimalisée du fait que chaque élément de départ est pris en compte, mis en mémoire et utilisé selon les besoins spécifiques de chaque cas de reconstruction envisagée et selon la tendance propre du praticien.

Cette finesse de manipulation, faite en temps très court (moins de 3 mn), permet le lissage de la surface occlusale de la dent prothétique en respectant les centrées bloquées ou libérées et toute variante de la structure allant jusqu'à la fusion de la position 1 et 2 du diagramme de Posselt.

Contrôle

Le praticien se devra de contrôler l'esthétisme de sa prothèse en rapport avec les dents voisines et suivant l'incidence qu'il sélectionnera. Ainsi, une dent antérieure sera visualisée suivant un plan frontal alors qu'une PM ou une molaire sera étudiée selon une vue de 10 à 20° par rapport au plan sagittal médian[27].

Ce mode opératoire permettra d'éventuelles corrections esthétiques. Cette action, très importante, sera propre à chaque praticien et conduira inévitablement à une nouvelle personnalisation du travail (action réversible). Elle peut être considérée comme un acte artistique potentialisé par l'intelligence artificielle. Cela semble démontrer que l'ensemble de C.F.A.O. est un outil de création au service de l'homme et non un instrument de standardisation des prothèses[14].

On ne peut qu'être frappé par l'importance que représentent les travaux fondamentaux en prothèse

pour la réalisation d'un progiciel de création en C.F.A.O. L'expérience et la créativité des chercheurs sont tout à fait indispensables pour le travail automatisé et l'affirmation contraire témoigne d'une méconnaissance autant des principes de la robotique en C.F.A.O. que de ceux de la prothèse traditionnelle.

Reste à craindre la manipulation 3D sur des objets 2D. Cette remarque, due à l'un de nos confrères strasbourgeois de grande expérience Cl. BERNHEIM, nous laisse perplexe car elle n'est pas dénoué de tout fondement. Il est inévitable que, si l'enseignement ne suit pas l'évolution scientifique, nos futurs confrères n'auront qu'une partie de la formation nécessaire et la manipulation sera réservée à une élite. Nous avons pourtant bon espoir car l'habitude de travailler sur plan est une chose que l'on apprend facilement aux élèves des écoles d'architecture.

L'usinage

La commande numérique

Pièce indispensable à la commande d'une machine-outil, la commande numérique est une sorte d'ordinateur déplaçant les axes donc l'outil de travail vers une position précise de la pièce à usiner. Le logiciel de C.F.A.O. a créé la couronne sous forme de cotes ordonnées dans les coordonnées cartésiennes (X, Y, Z) aussi bien au niveau de l'intrados que de l'extrados. A chacun de ces chiffres correspond une position de l'outil.

Le principe de la commande numérique peut être résumé ainsi : il s'agit d'un procédé d'automatisation permettant de conduire un organe mécanique mobile vers une position déterminée par un ordre. Cette position est obtenue par déplacement linéaire ou angulaire selon le degré de liberté du mobile (l'ordre est délivré en coordonnées numériques, cartésiennes ou polaires [28]) (Fig. 35).

Arrivée à l'âge de la maturité, la commande numérique à un nombre de fonctions de base très élevées et sa mise en œuvre est simple et rationnelle. La prothèse dentaire étant une pièce à l'unité, mais complexe, elle rentre parfaitement dans le cadre des études sur les commandes de faible production qui ont fait l'objet de nombreux essais concluants entre 1975 et 1985.

Aujourd'hui le cycle de haute production auquel les chercheurs se livrent ne nous intéresse pas si

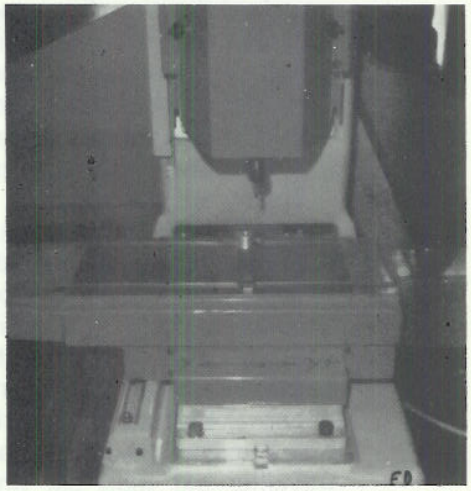


Fig. 35 *Machine-outil à commande numérique Mutan 2000.*

ce n'est au niveau des conséquences sur la fiabilité. En particulier la grande souplesse d'utilisation, la meilleure qualité d'usinage, la réduction des temps morts et la rentabilité de l'investissement sont des valeurs complémentaires aux premiers essais. Comme le fait remarquer J.-M. JAMET de Num, une bonne CNC doit conduire l'outil à décrire des trajectoires à vitesse tangentielle constante avec une bonne précision et répétitivité, les formes étant obtenues en faisant décrire à un nombre réduit d'outils standard les profils programmés.

Une CNC évolutive, comme ce doit être le cas pour la prothèse dentaire, doit posséder deux unités de traitement : la commande numérique et l'automate programmable en liaison par deux bus interconnectés. La fonction la plus difficile à programmer aujourd'hui est la surveillance de l'usinage et le contrôle de l'outil (gestion d'usure d'outil après usinage). Cette fonction devra être incorporée le plus rapidement possible au niveau des unités de production.

Dans le cas spécifique de la C.F.A.O. dentaire, la CNC en tant qu'automatisme local, est en permanent dialogue avec l'organe central, en l'occurence le calculateur et elle sert plus à gérer la circulation et l'ordre des informations qu'à les créer. On parlera plus de CND (commande numérique directe) que de CNC et l'information arrivera sur les amplificateurs de puissance des moteurs de la machine outil qui seront soit pas à pas soit à action continue. Pourtant

il est nécessaire que les DRM (données de réglage machine) ne soient pas apparentes, ce qui est le cas dans notre liaison par bus interconnecté, et qu'elles constituent une liste d'informations d'un format bien précis couvrant commandes, cycles et modes ne bloquant pas le système à une seule MO/CN (Fig. 36 et 37).

POINT NUMÉRO 1	X = 1.43 288	Y = 0.09 771	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 2	X = 1.47 239	Y = − 0.03 849	Z = − 0.32 482
POINT NUMÉRO 3	X = 1.54 654	Y = − 0.14 095	Z = − 0.32 481
POINT NUMÉRO 4	X = 1.64 498	Y = − 0.20 727	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 5	X = 1.75 752	Y = − 0.23 679	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 6	X = 1.87 423	Y = − 0.23 033	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 7	X = 1.98 552	Y = − 0.19 006	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 8	X = 2.08 213	Y = − 0.11 948	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 9	X = 2.15 522	Y = − 0.02 340	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 10	X = 2.19 637	Y = 0.09 211	Z = − 0.32 481
POINT NUMÉRO 11	X = 2.19 768	Y = 0.21 962	Z = − 0.32 481
POINT NUMÉRO 12	X = 2.15 205	Y = 0.35 027	Z = − 0.32 482
POINT NUMÉRO 13	X = 2.04 011	Y = 0.50 696	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 14	X = 1.92 823	Y = 0.61 991	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 15	X = 1.82 272	Y = 0.68 935	Z = − 0.32 482
POINT NUMÉRO 16	X = 1.72 603	Y = 0.72 258	Z = − 0.32 481
POINT NUMÉRO 17	X = 1.63 922	Y = 0.72 591	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 18	X = 1.56 338	Y = 0.70 243	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 19	X = 1.50 010	Y = 0.65 231	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 20	X = 1.45 169	Y = 0.57 233	Z = − 0.32 480
POINT NUMÉRO 21	X = 1.42 147	Y = 0.45 562	Z = − 0.32 482
POINT NUMÉRO 22	X = 1.41 385	Y = 0. 29549	Z = − 0.32 480

Fig. 36 *Exemple de programme d'usinage : ligne 6 de passe d'une prémolaire du haut (Garancière, Paris 1983).*

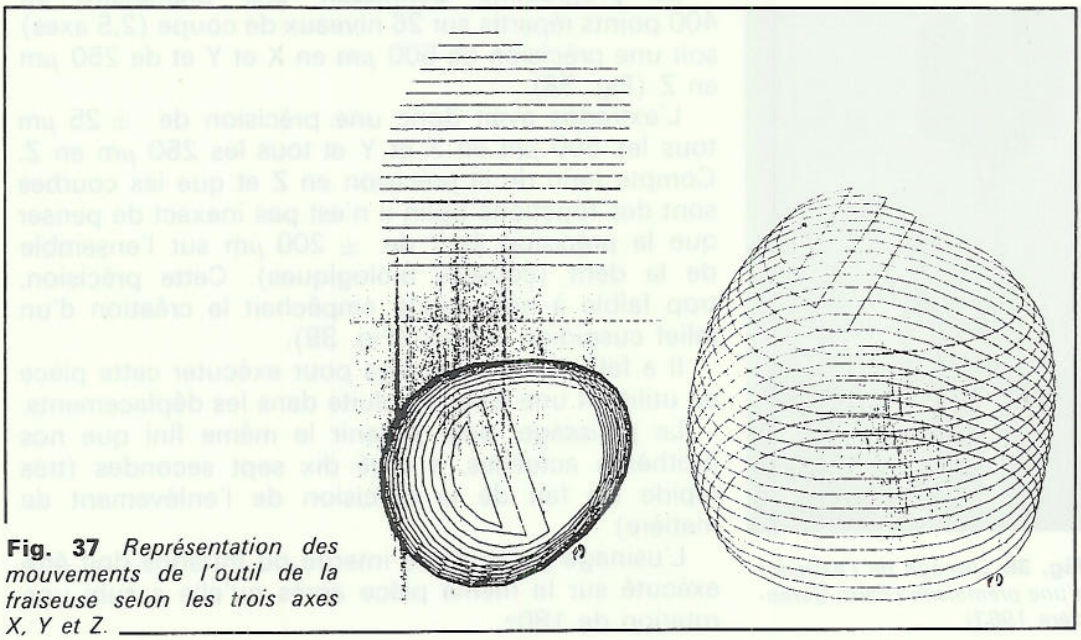


Fig. 37 *Représentation des mouvements de l'outil de la fraiseuse selon les trois axes X, Y et Z.*

Machine-outil

Pièce maîtresse, car elle représente une concrétisation du travail virtuel exécuté par le praticien avec la CAO, la machine-outil exécute les ordres de la CNC. Il s'agit d'un organe mécanique portant l'outil d'exécution du travail[29].

Les micro-centres d'usinage allient la rigidité de structure des fraiseuses à banc et la souplesse d'utilisation des gros centres. Ils présentent des courses en X, Y et Z correspondant aux volumes de travail présent dans une bouche. La puissance des moteurs à broche, leurs vitesses de rotation et le couple des broches doivent être choisis judicieusement en fonction du type de travail et de matériaux imposés à la technologie. Les machines à trois axes ont une bonne définition pour attaquer le marché dentaire (2 axes et demi nous paraissent un peu restrictifs).

Les essais que nous avons présentés à Garancière[30, 31] étaient effectués sur une machine-outil *Mutan* 2000 de *Etecma* qui présentait les caractéristiques suivantes :

course : 150 × 200 × 100

précision : (pas de vis de 2) carte 400 : 25 μm

vitesse de broche : 1 à 10 sur une puissance de moteur de 0,75 kW et pour une fraise cylindrique de 4,5 mm de diamètre.

CNC de ICN-Synthèse...

Le programme définissait une prémolaire en 400 points répartis sur 26 niveaux de coupe (2,5 axes) soit une précision de 500 μm en X et Y et de 250 μm en Z (Fig. 38).

L'extrados avait donc une précision de $\pm$ 25 μm tous les 500 μm en X et Y et tous les 250 μm en Z. Compte tenu de la précision en Z et que les courbes sont des fonctions Splin il n'est pas inexact de penser que la précision était de $\pm$ 200 μm sur l'ensemble de la dent (courbes biologiques). Cette précision, trop faible à notre goût, empêchait la création d'un relief cuspidien correct (Fig. 39).

Il a fallu 4 mn d'usinage pour exécuter cette pièce en utilisant une vitesse réduite dans les déplacements.

Le polissage, pour obtenir le même fini que nos prothèses actuelles, a duré dix sept secondes (très rapide du fait de la précision de l'enlèvement de matière).

L'usinage de la partie interne ou intrados doit être exécuté sur la même pièce après qu'elle a subi une rotation de 180°.

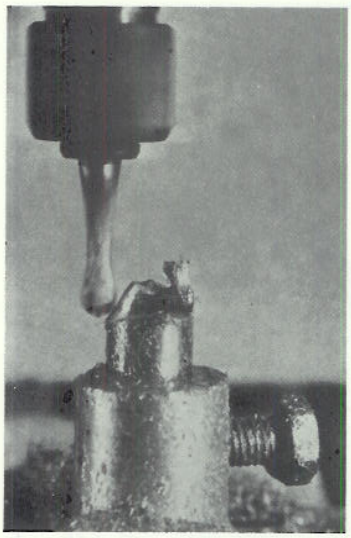


Fig. 38 *Usinage de l'extrados d'une prémolaire (Paris-Garancière 1983).*

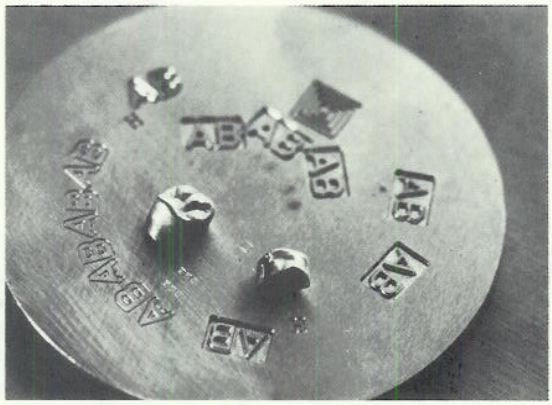


Fig. 39 *Comparaison de l'usinage d'une microfraiseuse et de la sculpture de couronnes.*

Les matériaux

La réalisation d'une pièce prothétique passe obligatoirement par des moulages successifs, et dans l'immense majorité des cas, par le procédé de la cire perdue. Nous passerons sous silence les multiples erreurs « inévitables » inhérentes au procédé de fabrication, pour nous pencher sur le problème du biomatériau dentaire, tel qu'il se pose à l'heure actuelle, en prothèse conjointe (Fig. 40 et 41).

Dans la majeure partie des cas, nous avons recours :

— aux métaux coulables, revêtus ou non de céramique ou de résines composites, et, dans un avenir que nous espérons proche,

— le verre amorphe coulé et « céramisé » ultérieurement par un traitement thermique. Mais dans tous les cas le matériau sera coulé ou moulé dans nos laboratoires, aux performances limitées si nous les comparons à celles des laboratoires industriels de même type. Ce mode de fabrication de nos pièces prothétiques présente à nos yeux, deux gros inconvénients :

1) *Il rejette tout matériau,* qui ne pourra pas se mouler ou se couler avec les moyens technologiques de nos laboratoires. Ainsi se trouvent écartés nombre de substances biocompatibles, pour la seule et simple raison que notre technologie « artisanale » ne nous permet pas de les travailler.

2) *Il exige :*

— un matériel technique de plus en plus lourd,

— de la main-d'œuvre de plus en plus qualifiée,

— un temps de fabrication qui ne cesse d'augmenter avec nos nouvelles exigences cliniques tout à fait légitimes.

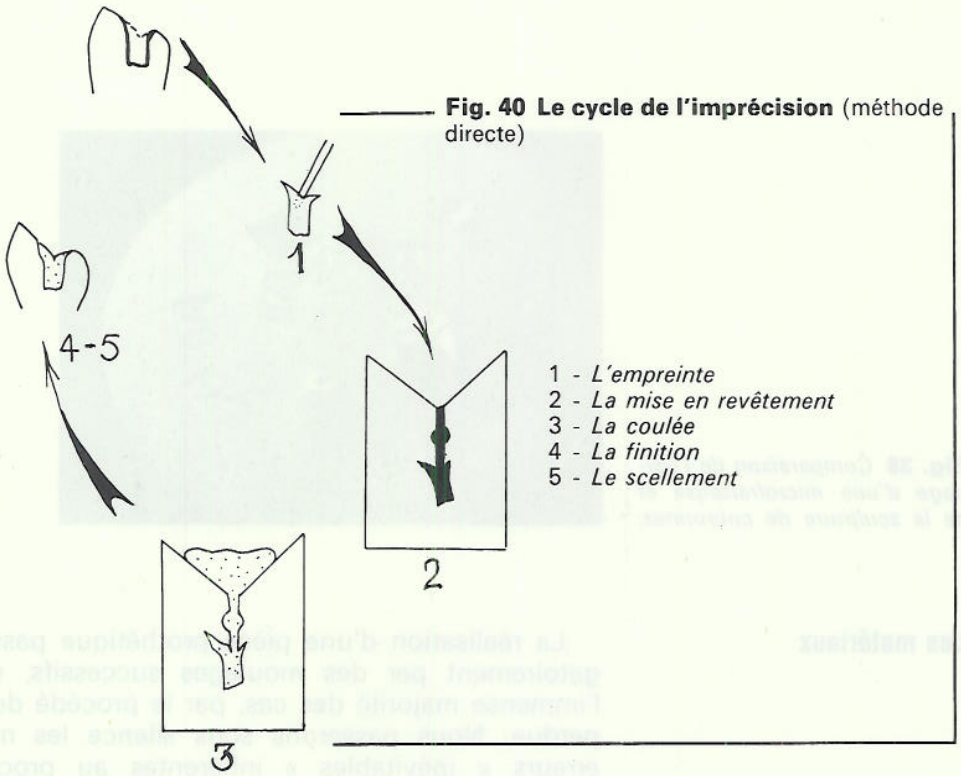


Fig. 40 Le cycle de l'imprécision (méthode directe)

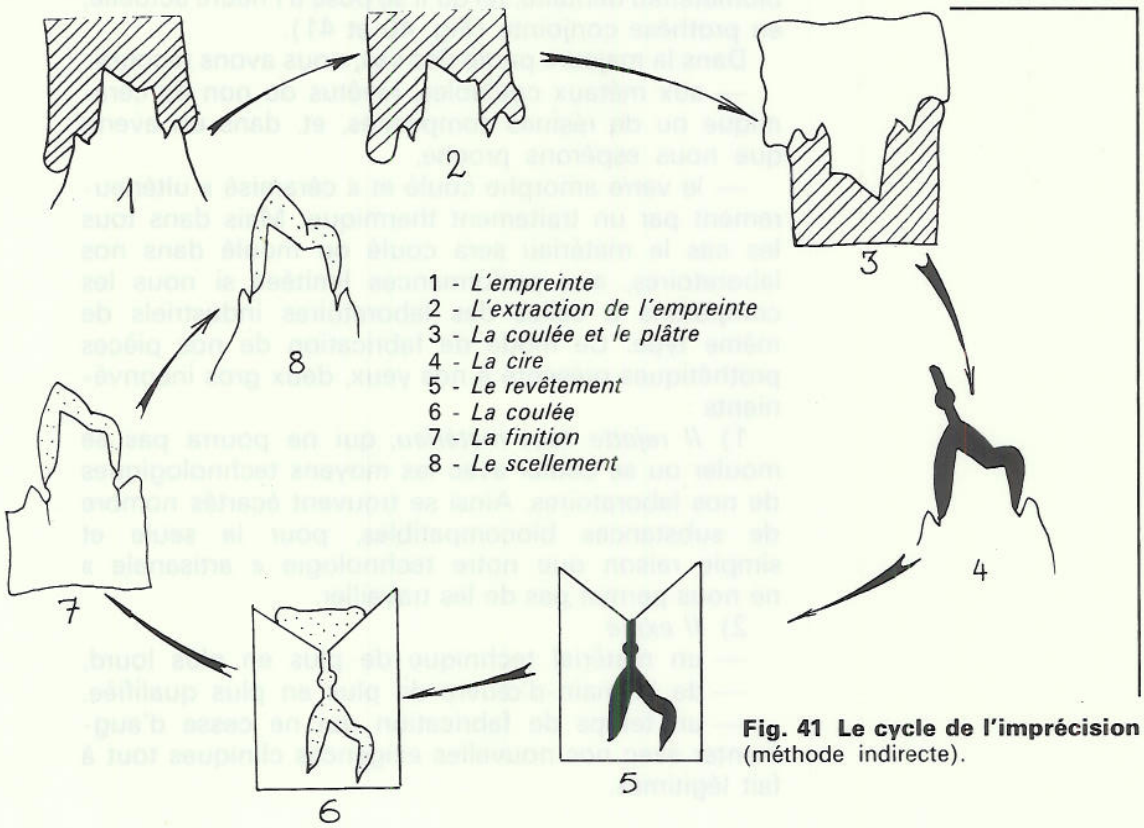


Fig. 41 Le cycle de l'imprécision (méthode indirecte).

Nous estimons que le problème du biomatériau dentaire doit être entièrement repensé. Pour guérir nos malades, nous sommes presque toujours amenés à créer une perte de substance consécutive à l'ablation des tissus pathologiques responsables. Si cette perte de substance affecte un tissu dépourvu de pouvoirs réparateurs, nous aurons recours à un matériau hétérogène, dont l'ensemble des propriétés seront identiques à celle du tissu détruit. La fixation de ce volume reconstitué devra s'opérer sans que le reste de l'organe atteint ne subisse le moindre dommage.

Tout cela semble tellement évident !... Et pourtant le biomatériau le plus couramment utilisé — l'amalgame d'argent — atteste d'un coefficient de conductibilité thermique 50 fois plus élevé que celui de la dentine qu'il prétend remplacer ! Nous ne parlerons pas des propriétés optiques..., etc.

Quelle est notre philosophie ?

Nous estimons qu'à chaque type de perte de substance correspond un biomatériau dont les propriétés seront clairement consignées dans un cahier des charges. Ainsi défini, ce matériau sera fabriqué industriellement, ses propriétés seront vérifiées minutieusement, et il existera à l'état de préformes stables dans lesquelles nous allons « *usiner* » nos pièces prothétiques. Ce type de démarche est nouveau : pour la première fois, les exigences cliniques n'auront plus à accepter les inconvénients d'un matériau sous prétexte qu'il possède une qualité essentielle pour combler la perte de substance à traiter.

A coup sûr ces « biopropriétés » adéquates, conjuguées avec la justesse et la précision de la fabrication assistée par ordinateur, entraîneront une épargne tissulaire et donc une guérison plus durable. Réfléchissons un instant aux excès de taille que nous nous autorisons uniquement pour combler un ou plusieurs inconvénients du matériau que nous avons choisi pour traiter notre perte de substance ? !... La chose est d'autant plus grave que cela est devenu un véritable réflexe de praticien consciencieux : il ne faut pas nous en vouloir nous sommes tous « nés » sous la tutelle des reproductions de volume par moulage et cire perdue. Mais nous n'avions rien d'autre : il fallait bien faire avec.

Aujourd'hui la science des matériaux, grâce aux diverses impulsions « fortes » (aérospatiale, électronique, industries chimiques,...) dispose de moyens presque illimités pourvu que l'on ait clairement défini

nos besoins. Le tout est de leur laisser effectuer l'entière réalisation du biomatériau jusqu'à sa phase finale et que les traitements ultérieurs nécessaires à l'adaptation de la préforme à la perte de substance ne viennent en rien perturber les propriétés acquises. Nous pensons donc qu'il faut radicalement changer de cap, renoncer aux prouesses techniques dues au mode d'exploitation du matériau et injustement pénalisées par les frais financiers qu'elles entraînent.

Nos objectifs

Après avoir créé un volume prothétique juste et précis par lecture optique :

— fabriquer un matériau dont les biopropriétés seront les plus voisines possibles de celles du tissu détruit. Ce matériau existera à l'état de préformes aux propriétés générales stables et définies dans le cahier des charges :

— convertir le volume prothétique mémorisé en l'usinant dans la préforme de biomatériau ;

— établir dès liens solides et durables entre l'organe lésé et le volume prothétique usiné dans le biomatériau choisi.

Dans le contexte biomatériaux dentaires « unitaire », trois valeurs sont à étudier et à rapprocher :

— le matériau prothétique,

— l'agent liant,

— l'organe receveur, c'est-à-dire, pour une reconstitution unitaire, la dentine et l'émail dentaire.

Le matériau prothétique

Pour le biomatériau unitaire, six catégories de propriétés ont été isolées en regard des exigences cliniques concernées :

Propriétés : *physiques, mécaniques, chimiques, optiques, biologiques, technologiques.*

Les quatre premières propriétés seront à rapprocher au maximum de celles de l'émail et de la dentine. Les propriétés biologiques limiteront ou modifieront les propriétés précédentes pour rendre le biomatériau compatible avec les tissus concernés. Enfin les exigences technologiques (impératifs d'usinage) détermineront parmi les matériaux choisis celui qui supportera le mieux cette dernière contrainte.

L'agent liant

La solution idéale serait que le matériau prothétique

soit de même nature que le tissu de l'organe receveur, et que l'agent liant soit ni plus ni moins une véritable « adhérence » chimique, c'est-à-dire une liaison moléculaire entre le matériau d'une part, la dentine et l'émail d'autre part. Malheureusement, nous savons tous qu'une telle proposition reste une vue de l'esprit ! Pourtant, nous concentrerons toutes nos recherches sur cet objectif.

Compte tenu de la constante précision de la FAO nous pouvons assurer des espaces interfaces que l'on peut évaluer à 50 μm constants. Nous estimons qu'à ce stade de précision, des liens privilégiés peuvent s'établir entre les deux éléments en présence.

A ce degré de justesse, nous dirons d'exactitude, nous disposons d'une base solide de discussion pour évaluer les caractéristiques du corps qui sera responsable des liaisons entre le matériau prothétique et l'organe receveur. Nous considérons qu'un agent liant doit avoir un pouvoir très spécifique défini par la nature des matériaux en présence et la géométrie de leur interface.

A une interface de valeur constante, correspondra la notion de « collage » ; c'est vers elle, bien sûr, qu'iront nos préférences, surtout quand on sait les possibilités d'échanges ioniques et thérapeutiques qui l'accompagnent.

A une interface de valeur incertaine, correspondra la notion de « remplissage » ; ceci nous intéresse beaucoup moins et vous ne serez pas surpris de nous voir abandonner cette formule qui n'a de sens que pour établir des relations entre deux surfaces dont la forme ne saurait être prévisible à l'avance.

L'organe récepteur

Ceci aura pour effet immédiat la remise en cause des formes de nos préparations. Nous devrons dans chaque cas de figure clinique analyser, raisonner, pour concevoir le style de préparation qui saura le mieux « *épargner* ».

- L'organe receveur (dentine et parenchyme pulpaire).
- Les formations associées (parodonte, endoste, ATM).

Ces propos tenus sur les conséquences heureuses de la fabrication par usinage ne constituent ici qu'une esquisse du biomatériau dentaire. Nous ne retiendrons de cette courte approche que cette notion fondamentale.

La fabrication par usinage nous donne accès à tous les matériaux en nous libérant des contraintes extrêmement frustrantes de la fabrication d'un volume par moulage et cire perdue. La possession d'un biomatériau aux performances rigoureusement définies et constantes autorisera l'opérateur à mieux « *raisonner* » son acte en fonction des seules exigences que lui imposent les circonstances cliniques.

Conclusion

La réalisation d'une prothèse ne doit plus, aujourd'hui, être considérée comme un acte artistique mais comme une réalisation scientifique. Il est nécessaire de proscrire de notre vocabulaire le terme d'art dentaire qui nous laisse certes rêveur mais qui ouvre la porte à un flou « artistique » dangereux. La zone d'art nous semble plus la région d'un « no man's land » scientifique qu'une région de pure création esthétique.

Malgré la très haute technologie mise en jeu pour les fabrications, la technique prothétique reste fondamentalement arbitraire. Le fait de travailler en C.F.A.O. nous permet d'avoir accès à une multitude d'interactions et de gérer les communications entre les différents sous-systèmes de réalisation.

En plus d'avoir un ensemble productif minimisant les risques sur les étapes traditionnelles que nous conservons, nous pensons supprimer certains passages complexes comme l'utilisation des articulateurs. Au-delà de la production traditionnelle, s'offre à nous le choix d'une multitude de matériaux nouveaux dépassant de très loin, de par leurs qualités mécaniques et esthétiques, les corps que nous connaissons aujourd'hui.

L'espoir qui nous anime ne doit pas cacher l'extrême difficulté pour réaliser un tel ensemble. Pourtant, même si pour certains nous sommes dans le domaine du rêve, nous pensons tous avoir ouvert une nouvelle voie apportant les techniques de pointe à notre métier à savoir l'électro-optique, l'électronique, l'informatique 3D et la robotique. Nous pensons aussi que bien peu de méthodes nous donnent aujourd'hui le même espoir.

Les travaux présentés par des équipes comme celle de B. TOUATI nous confirment notre immense espoir associé à la fois aux matériaux et au mode de scellement.

BIBLIOGRAPHIE

1. **Bugugnani (R.), Landez (C.),** Les empreintes en prothèse conjointe. Paris, éd. CdP, 1979.
2. **Mushabac (D.R.),** United States Patent n° 4 184 312 du 8 janv. 1980.
3. **Gabor (D.),** Microscopy by reconstructed wavefront. *Proc. Roy. Soc.,* 197 : 437-454, 1949.
4. **Maiman (T.M.),** Optical and microwave-optical experiments in ruby. *Phys. Rev. Lett.,* 4 : 564, 1960.
5. **Pryputniewicz (C.), Burstone (J.), Bowley (W.W.),** Determination of arbitrary tooth displacements. *J. Dent. Res.,* 57 : 5-6, 663-674, 1978.
6. **Young (J.M.), Altschuler (B.R.),** Laser holography in dentistry. *J. Prosth. Dent.,* 38, 2 : 216-225, 1977.
7. **Garnick (J.), McGivern (R.),** Error in the Photogrammetric determination of volume of small objets. *J. Dent. Res.,* 53, 2 : 495, 1974.
8. **Butcher (G.W.), Stephens (C.D.),** The reflex Optical Plotter. *Brit. Dent. J.,* 151 : 304-305, 1981.
9. **Heitlinger (P.), Rodder (F.),** Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz und Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens, Patent n° 25911, 1979.
10. **Rayleig (Lord),** On the manufacture and theory of diffractiongratings. *J. of Science* (4e Serie), 4, 310 : 81-93, 1874.
11. **Craig (R.G.), Farah (J.W.), El-Tahawi (H.M.),** Three-dimensional photo-elastic complete dentures. *J. Prosth. Dent.,* 31, 2 : 122-129, 1974.
12. **Duret (F.), Termoz (C.), Meyrueis (P.), Grosmann (M.),** L'empreinte optique, système de traitement d'images en dentisterie. RSHDT-IRIES, 285-295, 1982.
13. **Duret (F.),** Quand l'ordinateur se fait prothésiste. *Tonus,* 16 : 13-15, 1983.
14. **Duret (F.),** L'empreinte optique ou la cibernétique odontologique. *J. Dent. News.,* 40 : 32-54, 1984.
15. **Duret (F.), Duret (B.),** La saisie des formes et ses conséquences implantaires. *Impl. Orale,* 14 : 6-14, 1984.
16. **Ferretti (M.),** Circuits intégrés. *Le haut-parleur,* 47 : 35-41, 1972.
17. **Boardman (C.M.), Borestel (A.),** Les composants à transfert de charges. *Électronique industrielle,* 53 : 31-36, 1983.
18. **Takasaki (H.),** Moire Topography. *Applied Optics.* 9, 6 : 1467-1472, 1970.
19. **Webber (R.L.), Koziol (P.H.),** Radiographic Spatial Frequencies Essential to the Diagnosis of Incipient Interproximal Lesions. *J. Dent. Res.,* 55, 5 : 805-811, 1976.
20. **Oster (G.),** The Science of Moire Patterns. Barrington, éd. Scientific Co, 1975.
21. **Perelmuter (S.), Liger (F.),** Nouvelle conception des préparations pour couronnes céramo-métalliques : une démarche logique. *Cah. Prothèse,* 44 : 123-146, 1983.
22. **Swinson (W.E.),** Dental fitting Process. United States Patent n° 3 864 044, 1973.
23. **Dwyer III (S.J.), Anderson (W.H.), Tarlton (M.A.), Cook (P.N.), Rak Lee (K.), Cook (L.T.), Batnitzky (S.),** Interactive computer graphics for diagnostic imaging. *Computer Graphics World,* 11 : 46-53, 1981,
24. **Burch (J.G.), Miller (J.B.),** Evaluating crown contours of wax pattern. *J. Prosth. Dent.,* 30, 4 : 454-458.
25. **Ramfjord (S.P.), Ash (M.),** L'occlusion. Paris, éd. Julien Prélat, 1975.
26. **Shillingburg (H.T.), Hobo (S.), Whitsett (L.D.),** Bases fondamentales de prothèse fixée. Paris, éd. CdP, 1982.
27. **Peyrucat (J.F.),** Terminaux et stations graphiques : plus près des standards, Mesures, 50 2 : 45-57, 1985.
28. **Marty (G.),** Usinages non conventionnels, Paris, éd. Masson, 1972.
29. **Bruno (M.), Soizick (N.),** Démonstration de l'empreinte optique. *Tonus,* 31 : 11-13, 1983.

30. **Alain-Reyniaux (M.),** La couronne dentaire de demain. *Sciences et avenir,* 441 : 10-11, 1983.
31. **Putz (M.),** Computer setzt dem Zahn die Krone auf Medizin heute, 35 : 27, 1984.

RÉSUMÉ

Principes de fonctionnement et applications techniques de l'empreinte optique dans l'exercice du cabinet.

Les bases de la CFAO en prothèse dentaire ou empreinte optique sont présentées et expliquées tant au niveau de l'émission-réception que de la gestion de l'information. Les principes de réalisation de l'extrados à Paris en 1983. sont rappelés sommairement ainsi que la philosophie générale du procédé.

Après une brève présentation des techniques de saisie optique, sont présentées les différentes parties du système et le choix retenu en 1982-1984. Une présentation brève de l'appareillage au cabinet dentaire conduit à détailler les actes opératoires de la réalisation d'un élément unitaire en CAO ainsi que les conséquences sur l'étude des mouvements occlusaux. Un mode d'usinage est proposé pour différents types de matériaux.

On notera en particulier la précision de la méthode, son gain de temps et sa liberté dans le choix des matériaux.

SUMMARY

Functional principles and technical applications of optical impression in dental management.

The bases of C.F.A.O. in dental protheses, so called optical impression, are presented and explained concerning both the level of the information received as applied in the management of data. The principles of the prothetic outer aspect realization presented in Paris in 1983 are summarized as well as the general procedure.

After a short technical presentation of the optical impression technic, different parts of the system are examined and the choices made in 1982-1984 developed. A brief background of the dental office equipment leads to the detailed operatory acts needful for carrying out a single unit in C.A.O. as well as the consequences on the study of occlusal movements. A manufacturing procedure is proposed for several types of materials.

It is noted in particular the precision of the procedure, the gain in time and the wide variety of choices in available materials.

F. Duret
Draye des Vignes
38690 Le Grand Lemps

J.-L. Blouin
L. Nahmani
B. Duret

Functioning principles and technical applications of the optical impression in a dental practice

François Duret, Bernard Duret, Jean-Louis Blouin et Louis Nahamani

INTRODUCTION

The idea and general axis of this work which have guided François DURET in 1972, during the invention then the redaction of his first technical specifications on the optical impression or dental prosthesis CAD/CAM (computer assisted design and manufacturing) are rather simple. Even if the realisation and application have created numerous practical problems which have then led to devices more and more sophisticated and removed from the initial conception, the philosophy is still the same, that is to say lead towards a realisation of prostheses more and more scientific and technological. It took no less than 10 years for the first device to be "born" and it is still far from the final realisation (Fig.1).

A non ionising ray emitter projects a light ray, coherent or not, which will code the analysed tooth.

[Fig. 1: The first prototype of endo buccal reading (we will note the laser reading and the hologram's reading cameras]

A captor situated inside a camera will decode the obtained volume data, in real time, and transmit them to a computer and its software to create the future prosthesis. The computer directs a digital command tool machine which will sculpt the prosthesis in any material (Fig. 2).
A prosthesis manufacturing device, created according to the optical impression theory, is divided into 3 essential parts:
- a capture system or measurement system, of the dental shapes and the mandibular movements, including a wave projector and a camera digitalising the volume or dynamic data;
- a set of data treatment (computer and specialised software) enabling the rapid conception of external and internal shapes of the prosthesis;
- a digital command tool machine to sculpt the prosthesis (Fig. 3)

[Fig. 2: Drawing showing the principle of the whole CAD/CAM equipment for dental prosthesis (1984)

- optical impression capture
- visualisation screen
- captor
- CCD micro camera
- A/D converter
- memory
- image treatment
- command keyboard
- CAD: 32 bit computer CAM/3D; alphanumerical and graphic console; retouching keyboard
- Automatic manufacturing: control unit; micro drill

Fig. 3: Drawing showing the functioning principle of the CAD/CAM equipment for dental prosthesis according to the optical impression principles.

- digital data
- program
- visualisation
- manufacturing data
- manufacturing
- keyboard
- retouching keyboard
- optical impression
- CAD
- CAM]

We are going to successively envisage the functioning of each part before approaching the applications and exploitation technical data linked to the use of the EO device.

The wave projection system and dental shape capture

REMINDERS AND PRINCIPLE'S HISTORY

There are several modes of tri dimensional capture of an object (Fig. 4).

- The first is chemical natural[1] and corresponds to our capture with impression pastes. The data is transmitted in positive by a plaster model (for example) to a laboratory technician.
- The second is mechanical electronical[2] as it uses complex surfaces micro probes. This method is being studied, without great success in our profession for the last 15 years in the USA.
- The third capture mode is opto-electronic as it uses both ondulatory and photonic characteristics of the light and the electro-physical possibilities of matter. We won't hesitate to say today that it is the only approach mode valid and promised to a great future in the dental surgery world. We use this approach for the last 12 years with extremely promising results.

[Fig. 4: 3 modes of measuring an object]

Yet if we study the bibliography about tri dimensional capture of complex objects, such as teeth, studies, we notice that few studied are finished and few articles have been written on this type of analysis. Why such difficulties and lack of information? We have the right to ask this question in 1985.
By studying the fundamental principle of the tri dimensional capture of a tooth we can answer partly this interrogation.
The most recent opto-electronic method and also the most famous is undoubtedly holography, discovered by Denis GABOR (Physics Nobel Price in 1948)[3]. It is based on the interference of waves hitting an object and a reference wave. If this method is quite remarkable in its principle and the application offered by the *laser*[4], it still stays rather complex and too expensive for a dental application both at the capture level (the object must stay still several minutes) and the restitution level (no reference system exist for the tooth). Despite these problems, a certain number of studies have appeared and particularly in the USA (PRYPUTNIEWICZ[5] and YOUNG[6]), in Scandinavia and in France (DURET) (Fig. 5 and 6).
The oldest method is stereovision[7] or photogrametry since it dates back to the end of the XVIIth century. Two cameras look at the object under

[Fig. 5: holographic setting by YOUNG (1977)]

[Fig. 6: holographic setting by DURET (1976)

Fig. 7: photogrametry principle]

Different angles; an M point of the object is found in two bi dimensional images with the coordinates of each of their "homologue points" M_1 and M_2. The tri dimensional position of the real corresponding point is now calculable (Fig. 7). If this method is simple for the human brain which rebuilds the relief by using its memory of shapes and objects (cognitive memory or necessity

of have a set of knowledge of shapes associated to the capture), the calculator can't spontaneously position the points and the coordinates together without precise indication of their respective identities or without the precise positioning of the capture system with regards to the object. This method has been worked on in the USA (1968), in England (1978)[8] and in Germany (1979)[9] (Fig. 8).

[Fig. 8: the optical probe of HEITLINGER and RÖDDER (1979) (we notice the triangulation of the fibers)]

The third method, called *moiré*, described for the first time by Lord RAYLEIGH in 1874[10] is in our eyes the only interesting method today for the dental surgeon. What characterises the *moiré* effect is the obtaining a macroscopic structure by superposing two neutral microscopic structures (Fig. 9 and 10). It is about an interferometric phenomenon which, instead of superposing two waves, superposes two networks of which we know the profile. The superposition of these two networks, with a known dimension, leads to obtaining level curves with mathematically determined spacing. These level curves which appear on the object have the great advantage of putting the third dimension of the image of the studied object in two dimensions (the tooth). This method has been the subject of a certain number of works in the USA to know the movement or deformations of the dental and prosthetic structures[11]. It is only in 1978 that the first works started in France for dental coordinates capture method[12 to 15].

[Fig. 9: moiring phenomenon principle
Fig. 10: macroscopic structure issued from the superposing of periodical or non weft (TAKASAKI)]

READING SYSTEM

The wave projection module can be constituted of :

- a coherent or non coherent light source (laser), powerful enough to project the image of a regular weft on the tooth and for this weft to be perfectly detectable through another weft placed in front of the objective of the reading system;
- one or more wefts with known profile and a great precision and dimensions thin enough to answer the prosthetic precision demands (less than 200µm);
- a reading camera with a matricial DTC (Charge Transfer Device) with a least 60000 PEL (Image analysis elementary points).

These DTC or CCD (Charge Coupled Device) (Fig. 11) deserve our attention as they represent the first limitation towards a good precision in the *moiré* methodology on the fundamental plan. Invented in 1970 in the Bell Telephon laboratories[16], it isn't til 1978 that Fairchild produces at the industrial level the first CCDs[17].

It is a semi-conductive device with:

- the data is in the form of electronic charges stocked in potential wells (by tension on a *n*-Mos table);
- the data transfer is done in sequences following the orders of a multiphase clock;
- the data is transported by minority porters (electrons) with regards to the substrate (P type).

The quantity of electronic charges of a PEL is proportional to the light intensity it receives (mainly for the antiblowings). A photon incident

[Fig. 11: CCD n° 7851 from Thomson-CSF-DTE]

[Fig. 12: diagram showing the implementation cards]
creates a pair of electron holes at the silicate crystal structure level, electrons which will be collected by each PEL or pixel (picture element). The quantity of accumulated charges is proportional to the incident light intensity and to the integration length. With Thomson CSF some CCDs offer over 300000 PEL to the photons incidents!
A certain number of implementation cards enable the generation of logical synchronisation signals and the delivery of analogue signals (625 lines…) and digital ones (60 M bit/s and more).
We will summarise our thought by saying that the matricidal CCDs associated to their implementation cards enable the transfer of digitalised teeth images to the treatment software. Each pixel of the CCD is representative of a voxel (Volume element) through the measurement of its level of grey on the one hand and its address on the other.

Image reconstruction system

The 3D image reconstruction supposes the use of an impressive equations system where classical computer means are too slow. We must develop cabled, specialised processors working according certain construction algorithms reducing the image analysis time. These algorithms have evolved

[Fig. 13: simplified representation of the inter-fringe calculation according to the Moiré technique]

following two criteria: time (execution speed) and space (image quality).
The research team of the Hennson Int company responsible for the system has a double objective:

- data treatment
- a judicious structure to adapt it to the speed of execution

We have a set of values (around 70000) which we will call projection of the studied surface according to a give direction and known mechanical criteria. To simplify the explanation[12, 14, 18] we will report to a primary description of the method that we have had the occasion of describing during numerous congresses (Fig. 13).
We have β the network's deformation profile on the tooth in relief and δ the reference network identical to the first. The Ω value of the fringes equations is thus calculated according to:

- I and T the optical centres spaced by b value
- the orthonormed placemarks (P, x, y, z)
- x the IT direction
- z the projection objective principal axis
- 2 wefts with δ profile orthogonally positioned to z and at F distance of the objective's optical centres, that is to say the following points:

- M coordinate point of x, y and z
- A and B the intersection of the IM and TM lines with the view capture and projection wefts
- O' and O'' the intersections of the optical axes with corresponding wefts
- B' a point situated on the weft such as O'B' = O''B.

We know nothing of the β profile but both wefts were identical, it is possible to say:

[equation]

The wefts, in the present case, are two RONCHI networks.
Whatever x, y, we have δ(x, y) = x

[equation]

But it is necessary to determine the Ω profile according to the tooth. This is the same as calculating x' and x'' according to x, y and z

[equation]

Where from the Ω profile only depends on z with the formula:

[equation]

We can determine the exact coordinates of an M point (x, y, z) by using the formula (1) for the calculation of z and the number of PELs for the determination of plan elements x and y, corrected with the expansion value.

CALCULATION OF z VALUE
Given n, the number of fringes counted on a reference plan that we have situated at a distance D of the optical centre of the objectives and perpendicular to their principal axies:

[equation]

Where from
[equation]
With a as the regular RONCHI weft's dimension
b as the distance between both optics
F as the optics' focal
n as a rational number
By neglecting the variations of the interfringe we can know the altitude of an N point in a simple manner:
Let's look at formula (1) again:

[equation]

By deriving Ω according to z

[equation]

From a dark zone to a light zone the Ω value is equal to 1 so dΩ = 2.
If H is the level difference between 2 consecutive curves

[equation]
H varies according to Z and as Z = D – z
[equation]

The altitude of point M in x, y, z will be the produce of H by the number of fringes counted on the chosen reference plan:
[equation]

To determine the z value of the point M situated on a tooth is the same as considering the fringes as level curves on a map and position this point M with regards to these curves. The precision of the described method is very linked to the exactitude of the optical system, to fundamental optical errors due to the remoteness of the point M with regards to the optical axis and also the chosen value of the interfringe. If instead of working on two levels of grey (2 bits), we work with 6 bits, even more, we observe regular subdivisions between each moiré curve which enable us to multiple the precision by 10, maybe even

[Fig. 14a and 14b: optical probe and representation of levels of grey obtained at the Faculty of dental Surgery of Paris VII (Paris 23 sept. 1983

Fig. 15, 16 and 17: Representation in false colours of the Moiré fringes]

by 20 and lowering the values close to a micrometer in reading the Lambertian body (Fig. 13).
To summarise, we will say that with the help of a CCD the camera recognises the levels of grey, the fringes depending on whether such and such PEL receives more or less photons. The high numbers correspond to interfringes and low numbers to zones close to the fringes. The system is even more precise if the CCDs are rich in PEL and if these PELs are small, sensitive and well oriented with regards to the object and the reference plan (Fig. 15, 16 and 17).

CALCULATION OF THE x AND y VALUES
The scale (e) being known and fiwed by the mechanical system, a capture with the CCD can be considered as a cone projection of the centre P (optical centre of the objective of views capture on the plan containing this CCD). The coordinates x and y, corresponding to the point M seen previously, will have for value (Fig. 18):

[Fig. 18: Representation 30 of a random point of a prosthetic piece. The fidelity of the measurements is calculated by a set of orthonormed placemark external to the tooth or the inlay. The principle developed by SKINNER and PHILLIPS seems wrong to us: measuring an object with regards to itself. Only CAD/CAM enables this approach.]

[equation]

As we have noted earlier all the values {X, Y, Z} of the tooth or the view of a side of the tooth must be identified and filtered. For that reason, a certain number of algorithms, some cabled, will enter into action in the FOURNIER[19] space or not. We suppress the hardware digitalisation noises, the speckles noises even more so important that the ripple of the light interferes with the micro surfaces of the flatness of the tooth, interference noises between the spatial frequency of the CCD and the RONCHI[20] weft used and all the system noises. The filtering techniques are complex and go beyond the framework of this study. We will simply say that each of the constituting elements of the acquisition chain of the tooth's image must be studied with regards to the whole set and the non respect of this rule can diminish or even render unusable the caught signal of the tooth's shape (Fig. 19 to 22).
Then, the skeletal algorithms will come. This passage is necessary for several reasons:

- the implementation of the comparison process of interferograms
- the reduction of the number of image points addressed to the software and central unit of shape management (CAM)
- the discretion several teeth in the same image space.

The whole of these "washed" coordinates will be addressed to the CAM software in a simple language such as the Fortran 77 so that the tooth can be reconstituted and worked on.
At this stage, we get a part of what we can call today the optical impression of the tooth. It took a few seconds to the captor to record the image and to the algorithm to synthesise it into coordinates in a tri dimensional space. The view capture appears on a control screen for acceptance or rejection. This view enables the verification of the quality of the impression and also the work done inside the mouth of the patient. An over impression

[Fig. 19, 20, 21: Moiré effect on top first pre molar (x3)]

is always possible when the calibration of the images between themselves is respected.
These first two functions are of a considerable benefit in a daily use and the quality of the latter. The definition of the sulcus and its capture are such evident[21] things that it seems insulting to explain it; a simple angulation of 50°, that is to say an incidence angle of 25° enables a penetration of the rays of 2.5mm inside the gingival sulcus. However, it is evident that the eviction would be desirable and would facilitate the work greatly. The light ray won't be traumatising for the epithelial attachment cells (Fig. 23 and 24)… We will get back later to the advantages in time and precision of the method.

[Fig. 23: minimal incidence angle in tooth's sulcus:

D horizontal to the plan
1 slightly retracted gum
2 retracted gum

Fig. 24: View of Moiré effect in superior canine sulcus]

Creation of the working model

REMINDER AND PRINCIPLE'S HISTORY

The conception of the wax model, that is to say the creation of the prosthesis is an intellectual and manual action. It is intellectual in the sense that the person who realises the piece uses data coming from reflection and education. It is manual if this action supposes the concretization of the shape. In every try of modelling with CAD/CAM, in the USA, in RDA or in Scandinavian countries, this step has never been automated. The most significant illustration of this

remark is found in YOUNG's works in 1977 or in RÖDDER's in 1980. These authors offer a reading of the teeth by optical means without having to avoid the realisation of the model. The tool machine serves to reproduce the impression on which the dentist or prosthodontist will realise the wax model; it is necessary to read it a second time with the help of the same optical system.
The modelling stage by computer and not by tool machine and the technician seems necessary from the start for two reasons:

- the fact of making a wax model like SWINSON (Fig. 25) or RÖDDER (Fig. 26) leads to an inevitable error which renders the system less precise than the traditional methods. On the other hand, this digital/analogue conversion doesn't conform to the theory that we have stated earlier.
- having to re-read the model makes us have to use two reading and image treatment systems which burdens the functioning, time and price of the machine.

The way these authors think, in a CAM logic, differs from ours, particularly at the artificial intelligence objective possibilities level

[Fig. 25: principles of elaboration of a prosthesis according to SWINSON]

[Fig. 26: Elaboration of a prosthesis according to HEITLINGER and RÖDDER's principles]

THE ENVELOPPE

A model normally adapted must respect rules known by all prosthodontists and dentists, which are (Fig. 27 to 30):

[Fig. 27: Presentation of the optical impression after correlation of surfaces

Fig. 28: Bad adaptation of the theoretical tooth mainly on the finishing line level

Fig. 29: Study of tri dimensional relationships on the monitor (here, its reprography) with the help of frontal, sagittal, occlusal and axonometric views.

Fig. 30: Adaptation functional envelope]

- respect of contact zones 2/3, 1/3… or diastemas[23]
- respect of cervical bump and other functional reliefs[23]
- respect of shape and occlusion's aesthetics according to the chosen theory
- perfect adaptation of the finishing line of the prosthesis at the base of the cutting, etc…

It is evident that the whole of these data represents a limited volume[14] in which the model will have to fit. For that reason, we have given the name of envelope to this limited cloning space (Fig. 30). On the other hand, this model is the personalised reconstruction of the repaired tooth. This approach mode must be compared with the one recently done by PERELMUTER and LIGER who memorised their envelope with high viscosity silicone materials (personalisation being here the memorisation of the initial shape).
We will define the envelope as a limited space in which the prosthesis will be cloned. This space is identifiable since its limits are dependant not of the piece itself but of its environment. It is necessary to know as well as coding the significant zones of the prosthetic space.
By supposing that this tooth exists and that it is little or not dilapidated before the cut, all we need to do is memorise the shape before the reduction according to PERELMUTER's technique. In the opposite case, it is necessary to have a data support. The method which seems most logical consists of memorising all the teeth and adapt the corresponding tooth to the model's envelope. The memorised tooth represents the volume data support of the model's extrados. After having personalised it by a game of specific symmetrical comparisons, the informative shape is cloned in the space defined by the envelope.
This mode enables the memorisation of few shapes without limiting them and insures the adaptation of a theoretical shape to a practical and individual space.
The intrados will be the replica of the stump's impression increased by a certain percentage corresponding to the granulometry and the mechanical needs of the luting cement. This modification can be of variable coefficient[24] (Fig. 31).

Page 95

[Fig. 31: Example of the reduction of a prosthetic piece: the inlay (reduction value: 20%)]

THE OCCLUSAL MOVEMENTS

(Fig. 32) An articulator is a device built following certain mathematical approximations and having for function to reproduce with more or less exactitude the movement of the patients' mouths[25.28]. This device is for doing just a model of the

[Fig. 32: diagram showing the occlusion study]

occlusal surface and so it is necessary to enter, as an occlusal relief determination factor, the mandibular movements.
From this point of view, the optical impression turns out to be the possible recording of the total mandibular movements or of the principals, such as the adaptable articulator, but without articulator[13] (Fig. 33).

[Fig. 33: Three mandibular movements: the Posselt occlusion in position 2, opening of 15° and lateral movement of 15°]

All you need to do is use three placemark points at the superior maxillary and three placemark point at the mandibule, whilst considering that the first ones are fixed and the second are mobile. If, with the help of an opto electronic process such as a more specialised CCD camera, we follow the cinematic of the three mandibular placemarks with regards to the static maxillary ones, we can note:

- on the one hand, the trajectory of the inferior incisive point and thus have a help for differential diagnosis between the normal occlusion and the pathological occlusion.
- on the other hand, collect all the data necessary to the establishment of a true individualised occlusal program, that is to say for each patient.

[Fig. 34: to the n°1 Posselt position]

The measurement of these movements can be done with the help of a light points projection system on a set of CCDs placed according to a Camper's plan parallel, that is to say in orthonormed position.
Moreover, nothing stops us from recording extreme movements as we usually do with panthographic recordings or to limit it to only the envelope of functional movements during the normal mastication-swallowing process. It is important to underline that the major interest of this process consists of totally avoiding using a materially present articulator, it is replaced with the opto-electronic recording of the real mandibular movements of the patient memorised.

With an individualised occlusal program, we can apply the five ideal occlusion criteria :

- central relationship occlusion (position 1 of the Posselt diagram), there must be contact simultaneity between the maxillary and mandibular cusp groups
- Central occlusion (position 2 of the Posselt diagram), there must be contact simultaneity between the maxillary and mandibular teeth.
- Propulsion (position 3 of the Posselt diagram), there must be friction simultaneity between the mandibular incisive /canine groups and their maxillary antagonists.

- ♦ Working laterality, we can choose to establish either a canine function or a group function depending on the clinical conditions.
- ♦ Non working laterality: there must be no occlusal interference.

These criteria are in the program's memory for all prosthetic treatments.
Whether we're realising a small reconstruction (crown, fixed bridge) or a great reconstruction, we can envisage an elaboration technique for the prosthesis:

- either with usual occlusion, position 2 of Posselt's diagram
- either with central relationship occlusion, position 1 of Posselt's diagram
- or between position 1 and 2 of the diagram with the "central freedom" technique (SCHUYLER, RAMFJORD or DAWSON).

The flexibility of the system's realisation is optimised by the fact that each starting element is taken into account, memorised and used according to the specific needs of each envisaged reconstruction case and according to the practioner's own tendencies.
This handling finesse, in a very short time (less than 3nm), enables the smoothing of the occlusal surface of the prosthetic tooth while respecting the blocked or freed central ones and any varying of the structure up to the fusion of positions 1 and 2 of Posselt's diagram.

CONTROL
The practioner will have to control the aesthetics of his prosthesis with regards to the neighbouring teeth and following the incidence he will select. Thus, an anterior tooth will be visualised following a frontal plan when a pre molar or a molar will be studied according to a 10 to 20° view with regards to the median sagittal plan[27].
This operation mode will enable eventual aesthetic corrections. This action, very important, will be specific to each practioner and will lead inevitably to a new personalisation of the work (reversible action). It can be considered as an artistic action potentiated by artificial intelligence. It seems to demonstrate that the CAD/CAM set is a

creative tool at the service of mankind and not a prosthesis standardisation instrument[14].

We can only be hit by the importance represented by the fundamental work on prosthesis

for the realisation of a CAD/CAM creation software. The experience and creativity of the researchers are indispensable for the automated work and stating the contrary shows a misconception of both the CAD/CAM robotics principles and those of traditional prosthesis.
What is left to worry about is the 3D handling on 2D objects. This remark, due to one of our greatly experienced colleagues in Strasbourg C BERNHEIM, makes us perplexed as it isn't without any sense. It is inevitable that, if teaching doesn't follow the scientific evolution, our future colleagues will only have a part of the necessary training and handling will be reserved to an elite. We have good hope though as the habit of working with plans is a thing which is taught easily to architecture students.

Manufacturing

DIGITAL COMMAND

Indispensable piece to the command of a tool machine, the digital command is a kind of computer moving the axes, and so the tool to a precise position of the piece to be manufactured. The CAD/CAM software has created the crown in ordinated dimensions with Cartesian coordinates (X, Y, Z) at the intrados level as well as the extrados. For each number corresponds a tool position.
The principle of the digital command can be this summarised: it is an automation process enabling the driving of a mobile mechanical organ to a position determined by an order. This position is obtained by moving linearly or angularly according to the mobile's freedom degree (the order is delivered in digital, Cartesian or polar coordinates[28]) (Fig. 35).
Now of a mature age, the digital command has a number of very high basic functions and its implementation is simple and rational. The dental prosthesis being a simple unit piece but complex, it perfectly enters in the framework of studies on low production commands which were the object of numerous concluding tries between 1975 and 1985.
Today the high production cycle to which researchers are committed doesn't interest us if

[Fig 35: digital command tool machine Mutan 2000]

only at the level of reliability consequences. Particularly the great flexibility of use, the better manufacturing quality, the reduction of off times and the profitability of the investment are complementary values to the first tries. Has have remarked J-M JAMER from Num, a good CNC must lead the tool to describe the movements at a constant tangent speed with a good precision and repetitiveness, the shapes obtained by describing to a reduced number of standard tools the programmed profiles.

An evolutive CNC, as must be the case for dental prosthesis, must possess 2 treatment units: the digital command and the programmable automate linked by two interconnected bus. The function the hardest to program is the surveillance of the manufacturing and the tool control (management of tool's wear after manufacturing). This function will have to be incorporated the fastest possible to the production units level.

In the specific case of dental CAD/CAM, the CNC as local automatism, is permanently dialoguing with the central organ, here the calculator and is there more to manage the circulation and order of data than to create them. We will talk more of CND (Direct Digital Command) rather than CNC and the information will arrive to the engine power amplifiers of the tool machine which will either be step by step or continuous action.

Page 101

However it is necessary that the DRM aren't apparent, which is the case in our liaison by interconnected bus and that they constitute an information list of a very precise format covering commands, cycles and modes which don't block the system to an only MO/CN (Fig 36 and 37).

[Fig 36: example of manufacturing program: line 6 of a superior pre molar (Garancière Paris 1983)

Fig 37: representation of the movements of the drilling machine's tool according to 3 axes X, Y, Z]

TOOL MACHINE

Masterpiece, it represents a concretisation of the virtual work executed by the practioner with the CAM, the tool machine executes orders from the CNC. It is about a mechanical organ carrying the work's execution tool[29]. The manufacturing micro-centres mix rigidity of the structure of the drills and flexibility of the big centres use. They represent the movements in X, y and Z corresponding to the volumes of the work to be done inside the mouth. The power of the brooch engines, their rotation speed and the brooch's torque must be chosen wisely depending on the type of work and the materials imposed to the technology. The machines with 3 axes have a good definition to attack the dental market (2 axes and a half seem a little restrictive). The tries we have presented at the Garancière[30, 31] were done on a *Mutan 2000* tool machine from *Etecma* which presented the following characteristics:

Run: 150 x 200 x 100

Precision: (dimension 2), 400 card: 25µm

Brooch speed: 1 to 10 on an engine power of 0.75kW and for a cylinder drill of 4.5mm diameter.

CNC from ICN-Synthèse…

The program defined a premolar in 400 points spread over 26 cut levels (2.5 axes), that is to say a 500µm precision in X, Y and a 250µm precision in Z (Fig 38).

The extrados had a precision of ± 25µm every 500µm in X and Y and every 250µm in Z. Given the precision in Z and that the curves are Splin functions, it isn't wrong to think that the precision was ± 200µm over the whole tooth (biological curves). This precision, too low in our opinion, stopped the creation of a correct cusp relief (Fig 39).

It took 4mn of manufacturing to execute the piece by using a reduce speed for movements.

The polishing, to get the same finish as our current prostheses, lasted 17 seconds (very fast because of the precision of material removal).

The manufacturing of the internal part or intrados must be executed on the same piece after it has had a 180° rotation.

[Fig 38: manufacturing of extrados of a premolar (Paris, Garancière 1983]

[Fig 39: comparison of manufacturing of a micro-drill and the sculpture of crowns]

MATERIALS

The realisation of a prosthetic piece necessarily needs successive mouldings and in the most majority of cases, lost wax process. We will not mention the multiple "inevitable" errors inherent to the manufacturing process, and focus on the problem of the dental biomaterial as it exists currently, for conjoined prosthesis (Fig 40 and 41).

In the majority of cases, we use:

- casting metals, covered or not in ceramics or compound resins
- and in a future we hope to be close, amorphous casting glass and "ceramised" later by thermal treatment. But in every case the material will be casted or moulded in our laboratories with limited performances if we compare them to those of the same type from industrial laboratories. This manufacturing mode of our prosthetic pieces presents in our opinion 2 major disadvantages:

1) *it rejects any material* which won't cast or be moulded with the technological means of our laboratories. Thus are rejected a number of biocompatible substances for the simple and unique reason that our "home-made" technology doesn't let us work on them.
2) *It requires*:
   - heavier and heavier technical material
   - more and more qualified labor
   - a manufacturing time that always increases with new clinical needs which are legitimate.

[Fig 40: The imprecision cycle (direct method)

1. impression
2. coating
3. casting
4. finishing
5. luting

Fig 41: The imprecision cycle (indirect method)

1. impression
2. extraction of impression
3. casting and plaster
4. wax
5. coating
6. casting
7. finishing
8. luting]

We estimate that the dental biomaterial problem must totally re-thought. To treat our patients, we are almost always led to create a loss in substances following the removal of responsible pathologic tissues. If this loss of substance affects a tissue without repairing powers, we would use a heterogeneous material whose properties will be identical to those of the destroyed tissue. The fixation of this reconstituted volume would have to happen without the rest of the organ suffering any damage.
All of this seems so evident…! But the most commonly used biomaterial – silver amalgam – shows a thermal conductivity coefficient 50 times higher than the dentin it pretends to replace! Let's not talk about the optical properties…

What is our philosophy?
We estimate that to each type of substance loss corresponds a biomaterial whose properties will be clearly noted in a specification's book. Thus defined, this material will be manufactured industrially, its properties verified carefully and it will exist in a state of stable pre shapes on which we will "manufacture" our prosthetic pieces. This type of action is new: for the first time, the clinical requests won't have to accept the disadvantages of a material just because it possesses an essential quality to fill the loss of substance to treat.
For sure these adequate "bioproperties", mixed with the justness and precision of the Computer Assisted Manufacturing will lead to tissue savings and to a more durable treatment. Let's think for a while about the cutting excesses that we authorise just to fill one or more disadvantages of the material we have chosen to treat the substance loss…?! The thing is even worse since is ahs become a real reflex of conscientious practioner: it is not our fault, we were all "born" under the rules of volume production by moulding and lost wax. But we then had nothing else, we had to make do.
Today, material science, thanks to several "strong" implusions (aeronautics, electronics, chemical industries…) had practically unlimited means so long as it is clearly defined our needs.

What's left to do is let them do the entire realisation of the biomaterial until its final phase and the ulterior treatments necessary to the adaptation of the pre shape of the substance loss don't perturb the acquired properties. We think that we need to radically change direction, give up on technical prowess due to the material's exploitation mode and unjustly penalised by the financial fees they entail.

Our objectives

After having created a prosthetic volume just and precise by optical reading:

- manufacture a material whose bioproperties will be closest to those of the destroyed tissue. This material will exist in the pre shapes with general properties stables and defined in the specifications
- convert the prosthetic volume memorised by manufacturing the biomaterial pre shape
- establish solid and durable links between the organ and the prosthetic volume manufactured in the chosen biomaterial.

In the "unitary" dental biomaterial context, three values have to be studied and put together:

- the prosthetic material
- the linking agent
- the receiving organ, that is to say for a unitary reconstitution, the dentin and dental enamel.

The prosthetic material

For the unitary biomaterial, six property categories have been isolated with regards to the concerned clinical requirements:

Properties: *physical, mechanical, chemical, optical, biological and technological*.

The first four properties are to be put together with those of enamel and dentin. The biological properties will limit or modify the previous properties to make the biomaterial compatible with the concerned tissues. Finally the technological requirements (manufacturing needs)

will determine amongst the chosen materials the one which will support the best the final constraint.

Linking agent

The ideal solution would be that the prosthetic material would be the same nature as the receiving organ's tissue, and that the linking agent would be a real chemical "adherence", that is to say a molecular link between the material on the one hand and the enamel and dentin on the other. Unfortunately, we all know that such a proposition will stay wishful thinking. However, we concentrate all our research on this objective.

Given into account the constant precision of CAM, we can insure interface spaces which can be evaluated to constant 50µm. We estimate that at this precision level, privileged links can establish between both present elements.

At this justness degree, let's say exactitude, we dispose of a solid discussion basis to evaluate the characteristics of the body which will be responsible for the links between the prosthetic material and the receiving organ. We consider that a linking agent must have a very specific power defined by the nature of present materials and the geometry of their interface.

To a constant interface value will correspond a "sticking" notion; it is towards this notion, of course, that our preferences will go, especially when we know the ionic exchanges and therapeutic possibilities which come with it.

To an uncertain interface value will correspond a "filling" notion; this is much less interesting for us and you wouldn't be surprised to see us abandon this formula which has for only sense to establish a relationship between two surfaces whose shape can't be foreseen.

The receiving organ

This will have for immediate effect the questioning of our preparations' shapes. We will in each clinical case analyse, reason to conceive better the preparation style which will "save" it best.

- The receiving organ (dentin and pulp parenchyma)
- Associated formations (parondont, endost, ATM)

These talks about the happy consequences of the manufacturing only constitute here a rough drawing of the dental biomaterial. We will remember of this short approach the fundamental notion.

The manufacturing give access to all materials while freeing us of extremely frustrating constraints of the fabrication of a volume by moulding or lost wax. The possession of a biomaterial with rigorously defined and constant performances will help the operator to better "reason" his action depending on the only requirements imposed by the clinical circumstances.

CONCLUSION

The realisation of a prosthesis mustn't, today, anymore be considered an artistic action but a scientific realisation. It is necessary to delete from our vocabulary the term dental art which makes us certainly dreamy but opens the door to dangerous artistic "uncertainty". The art zone seems to us more of a scientific no man's land rather than a pure aesthetic creation zone.

Despite the very high technology used for the fabrications, the prosthetic technique stays fundamentally arbitrary. Working with CAD/CAM enables us to have access to a multitude of interactions and manage the communications between the different realisation sub-systems.

As well as having a productive ensemble minimising the risks on traditional steps which we will keep, we are thinking of suppressing certain complex steps such as the use of articulators. Past the traditional production, we are given the choice of a multitude of new materials surpassing by far, by their mechanical and aesthetic qualities, the bodies which we know today.

The hope which animates us mustn't hide the extreme difficulty of realising such a set. However, even if for some we are in the dream zone, we all think we have opened a new way bringing high level techniques to our profession, that is to say electro optics, electronics, 3D computer science and robotics. We also think that few methods today give us the same hope.

The work presented by the teams such as B. TOUATI's confirm our immense hope associated to materials as well as luting mode.