

LES QUESTIONS D'ODONTO-STOMATOLOGIE

~



ABONNEMENT 1 AN : PRATICIENS 355 F - ÉTUDIANTS 265 F - ÉTRANGER 410 F — LE NUMÉRO 115 F

(1) Ce qu'est la FORMULE 85 : voir page 3

LES QUESTIONS D'ODONTO-STOMATOLOGIE

Sommaire

pages

RÉDACTEUR EN CHEF
R. SANGIULOLO

CONSEILLER SCIENTIFIQUE
Doyen ZATARA

DIRECTEUR
J.-C. FRANQUIN

CONSEILLER PERMANENT
J. VREVEN

SECRÉTAIRE GÉNÉRAL
DE LA RÉDACTION
J.-L. SAFFAR

CONSEILLER TECHNIQUE
J. FOUREL

CONSEILLERS
DE LA RÉDACTION

S. COLETTI
G. DEBONO
A. FAUCHER
G. KOUBI
J.-P. MARTIN
F. ROTH
J.-P. TOUBOL

RÉGIE PUBLICITAIRE
S.E.I.D.

(Bechara SALAMEH)

42, rue Vignon
75009 PARIS
Tél. 266.24.07

Question 2^e Cycle

D. MAQUIN-LAURENT (Reims)
Evolution des tissus de l'odonte dans le temps
et conséquences en endodontie 163

Question 3^e Cycle

J. ITIC et F. ALCOUFFE (Paris)
Interprétations actuelles des mécanismes
pathogéniques en parodontologie 175

J.M. VULCAIN (Rennes)
Pulpopathies réversibles et potentiel réparateur
de l'organe pulpo-dentinaire 185

Question Enseignants

F. DURET, B. DURET et J.L. BLOUIN
Bases fondamentales dans la conception
et fabrication assistées par ordinateur
des prothèses dentaires 197

Question Praticiens

P. MARIANI et G. PONS (Marseille)
Choix d'un marqueur pour équilibrer
les prothèses complètes 217

J.M. DEVERIN, F. MOINEAU et D. PICHELIN (Paris)
Les médications antiseptiques en endodontie actuelle 225

J.C. BOREL, J. SCHITTLY et J. EXBRAYAT
La pratique quotidienne de la prothèse partielle
amovible en 1985 233

F. FONTAINE (Paris)
Le bistouri électrique 243

Question Recherche

G. GAGNOT, Y. YARDIN et J.F. MICHEL (Rennes)
Numération cellulaire du sang gingival chez
des patients atteints de parodontopathies 249

Vient de paraître 254



Editeur : S.E.I.D. - 42, rue Vignon - 75442 PARIS CEDEX 09 - Tél. 266.24.07 +
I.S.S.N. 0750-2524

Directeur de rubrique : Dr G. Debono

Bases fondamentales dans la conception et fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires

Dans de nombreux pays industrialisés on constate un rapide accroissement de l'intérêt pour les techniques de C.F.A.O. (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur). Les grandes possibilités que nous offrent les ordinateurs nous permettent aujourd'hui de gérer suffisamment d'informations pour résoudre les problèmes de production automatisée. La prothèse dentaire, comme tout type de réalisation de pièces complexes et unitaires, n'échappe pas à cette mode. Affirmer que la mise au point de ce type d'appareil est terminée serait une erreur. Cette position optimiste devant les tâches qu'il nous reste à exécuter serait pessimiste devant l'importance de l'axe des recherches et développements que nous avons identifié il y a une quinzaine d'années.

L'ensemble des connaissances et des moyens à mettre en œuvre concernant la mesure tridimensionnelle, la C.A.O. ou les commandes numériques des machines outils sont immenses. Ceci explique que l'on ne puisse présenter une telle technologie au travers d'une seule publication. Nous estimons aujourd'hui que cet article associé à celui des Cahiers de Prothèse (1 et 2) constituent un tout indissociable.

Lorsque les premières empreintes furent prises par Purman vers 1710 ce dernier utilisait de la cire d'abeille vierge. Par là il exploitait déjà les règles qui sont au cœur de la conception et de la fabrication des prothèses contemporaines. Leurs moulages étaient un mode de codage 3D, la réalisation de l'objet en ivoire, l'action créative de la pièce et la pose ajustée par de la poudre de corail, le scellement ou le rebasage de la prothèse. Aujourd'hui on dispose d'un arsenal de matériaux d'empreintes, de plâtres organiques ou non, de cires, de revêtements et de métaux coulables.

Rien n'est changé dans le principe qu'avaient établi nos illustres aïeux. Et pourtant la Science a subi une énorme poussée évolutive depuis l'apparition du computer, non pas que les lois aient changé, mais parce que nos possibilités thérapeutiques se sont radicalement transformées.

François DURET,
D.C.D.-D.S.O.

*Licencié et maître de recherches en Sciences,
Docteur d'état en Biologie Humaine*

Bernard DURET, C.D.
Certifié de Physiologie

Jean-Louis BLOUIN
Ingénieur I.N.S.A.

question Enseignants.

Le principe de l'empreinte optique repose sur quatre postulats :

- la mesure de l'objet doit être indépendante de celui-ci,
- l'information de cette mesure ne doit être influencée par aucun facteur physique,
- la création de la pièce prothétique doit être accessible à tous dans le meilleur des principes théoriques,
- le matériau doit être choisi en fonction seulement de principes médico-psychologiques.

Ces principes de base ont poussé notre équipe à proposer au début des années 70 un ensemble compact constitué :

- d'un capteur optique de relevé des cotes des arcades,
- d'un logiciel de traitement de l'image,
- d'un logiciel de création de la prothèse,
- d'un ensemble d'usinage créant la pièce (Fig. 1).

Cette chaîne répondait parfaitement aux postulats précités et en outre réduisait le temps, le coup et l'imprécision dans la réalisation d'une prothèse médicale. Tout naturellement on donna le nom d'empreinte optique au système ou « C.F.A.O. en prothèse dentaire ».

L'empreinte optique se divise donc en lecture tridimensionnelle de la dent et des arcades, en traitement et numérisation de l'information, en conception informatique de la future couronne et en usinage de la pièce sous contrôle numérique.

ANALYSE DU VOLUME DE LA BOUCHE

Si les moyens électroniques, informatiques ou robotiques sont semblables dans leurs principes de base quelle que soit la méthode utilisée, il n'en est pas de même de l'analyse de la forme pour la prise de l'infor-

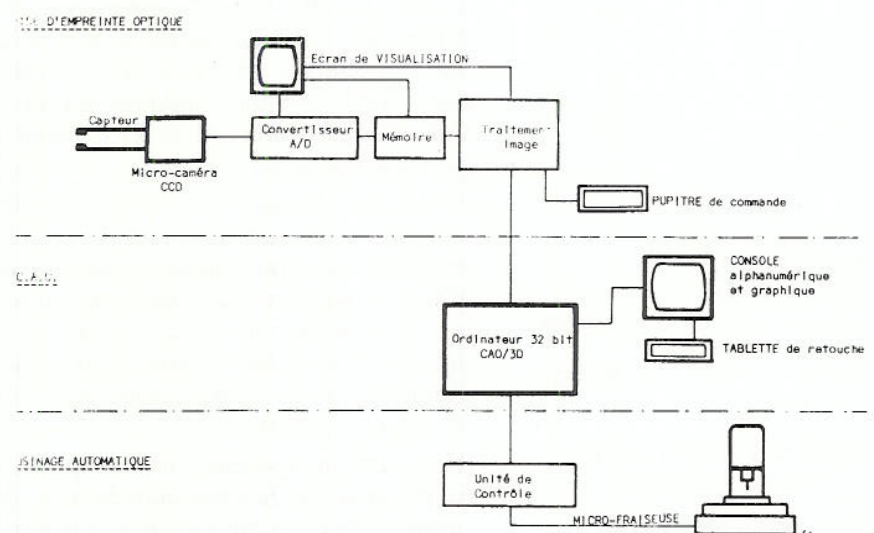


Fig. 1. Schéma de principe de l'ensemble de l'équipement.

Photogrammétrie

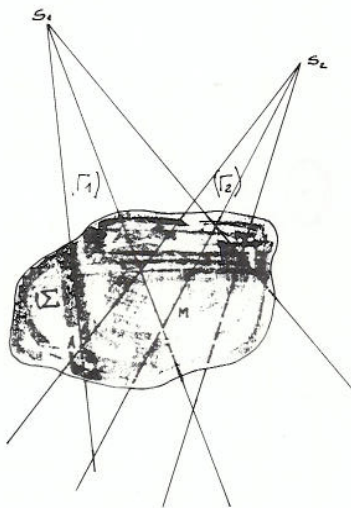


Fig. 2. Principe de la photogrammétrie.

L'holographie

mation. Il existe de nombreuses méthodes d'analyses 3D de l'objet mais il y en a surtout trois qui peuvent être proposées. Il s'agit de la photogrammétrie, de l'holographie et du Moiré.

La photogrammétrie (3) a été décrite pour la première fois par les mathématiciens Desargues (1640) et Lambert (1770). C'est la découverte de la photographie qui permit son utilisation réelle à partir de 1901 grâce aux travaux de Pulfrich. L'application la plus connue est la stéréoscopie. Elle fût très utilisée dans nos foyers au début de ce siècle pour voir les paysages en relief.

Supposons deux points S_1 et S_2 définis dans l'espace et extérieurs à l'objet ΣM . Ces deux points peuvent être reliés à l'ensemble des points de l'objet définissant deux gerbes \mathcal{F}_1 et \mathcal{F}_2 dont chaque rayon serait $S_1 M_{1,2}, \dots$ et $S_2 M_{1,2}, \dots$. Si la connaissance de S_1 et de \mathcal{F}_1 ne suffit pas pour connaître le relief de l'objet, par contre, la connaissance de la position absolue dans l'espace de S_1 et S_2 et l'orientation de tout rayon des gerbes \mathcal{F}_1 et \mathcal{F}_2 permet de connaître la position exacte de tout point de l'objet ΣM . Si le principe de base est simpliste son application présente de grandes complexités et l'ordinateur ne suffit pas toujours à les résoudre (Fig. 2).

Les premiers travaux en dentisterie datent de 1968 à Buffalo où une chambre métrique a été construite par la firme Bausch et Lomb pour l'étude de l'évolution des cavités carieuses. Se basant sur les travaux de Swinson (4) et de Buchner, les allemands Rooder et Heitlinger (5) proposèrent en 1979 un système de réalisation de prothèse en deux temps (Fig. 3) :

- lecture de l'arcade, où se trouve la dent préparée, et de l'antagoniste chez le dentiste,
- usinage des modèles,
- après mise en articulateur et confection classique de la maquette en cire, lecture chez le prothésiste de cette maquette pour l'exécution de la prothèse à l'aide d'une machine outil.

Ce procédé peut paraître attrayant, mais il renferme quelques lacunes. En effet l'exécution nécessite deux systèmes de lecture l'un chez le dentiste, l'autre chez le technicien de laboratoire, la réalisation de la maquette restant manuelle il n'est pas réellement fait utilisation de logiciels 3D spécifiques, enfin le fait de matérialiser l'empreinte reste une phase non conforme à la théorie de base car un système matériel, support de l'information, apparaît le long de la chaîne d'exécution.

L'holographie (6) est certainement la plus prestigieuse de toutes les lectures 3D car elle est à la fois mystérieuse dans sa matérialisation et elle utilise le rayon Laser qui bénéficie d'un grand intérêt dans les recherches de pointe. Pourtant la découverte de l'holographie par Denis Gabor (1948), qui reçut pour cela le prix Nobel en 1971, était chose prévisible si l'on sait que son travail consistait à reconnaître des objets microscopiques. Les systèmes mécaniques n'étant pas assez précis pour permettre une séparation des points microscopiques des objets très petits, la meilleure méthode était en toute logique l'utilisation des propriétés interférentielles des ondes lumineuses. La cohérence de la lumière étant pratiquement obligatoire c'est grâce à la découverte for-



Fig. 3. Schéma bloc de Rooder.

tuite du rayonnement Laser en 1958 (7) que l'on a pu faire les premiers hologrammes en 1963 (travaux de Leith et coll.).

Un hologramme est une plaque photographique qui reçoit une onde réfléchie, donc déformée par l'objet analysé, et une onde de référence. L'onde réfléchie subit des modifications, sorte de déphasage en chaque point de l'objet, qui font de ce rayon le porteur de la mémorisation de la forme de l'objet. Si on référence cette onde à une onde non déformée il est possible de retrouver la troisième dimension donc l'ensemble des points ΣM de l'objet. Pour ce faire il faut éclairer l'hologramme par une fraction de l'onde avant qu'elle ne soit déformée par l'objet.

On peut dénombrer quelques travaux sur l'holographie dont les plus prestigieux sont sans aucun doute ceux de l'équipe de Burston (8) aux U.S.A. Nous avons cherché à orienter nos travaux dans cette direction de 1972 à 1979 (9) sans grand succès d'ailleurs. En effet si la prise de l'hologramme s'avère aisée, quoique lente, son dépouillement reste trop complexe pour être imposé dans les cabinets dentaires. En particulier la restitution de la troisième dimension est très coûteuse en prix et en temps de calcul. Nous travaillons malgré tout encore dans cette voie car elle reste la plus logique pour la restitution des objets de petit volume.

Si l'étude du Moiré, en tant que phénomène physique, est très ancienne (10), son application en topométrie ne date que des années cinquante (11).

L'interférométrie cohérente (ou non) reste, pour ce qui est de la théorie, proche parente du moiré mais sa pratique demeure beaucoup plus complexe et donc plus coûteuse. Grâce à Dantu, de l'école des Ponts et Chaussées, puis de Takasaki (12) dans le domaine de la médecine orthopédique, on a redécouvert l'extraordinaire richesse de ce phénomène physique de la superposition de trames régulières (le moirage).

Si l'on superpose deux réseaux de lignes (ou trame) en prenant soin qu'elles fassent un léger angle, il apparaît des franges alternatives claires et sombres (*Fig. 4 et 5*). Le fait que le pas de ces franges soit plus élevé que celui des trames elles-mêmes explique que ce phénomène fut d'abord utilisé pour la mesure des déformations ou déplacements en odontologie (13).

Si un réseau initial est projeté sur un objet, donc déformé par son relief, et que l'on observe la scène au travers d'un deuxième réseau identique au premier, on remarque l'apparition de courbes de niveau \pm régulières. Ces courbes sont l'expression de l'altitude et peuvent être présentées sous une forme simple (14 et 15).

$$Z_n = \frac{\beta f}{\beta - 2n}$$

où : n est un entier naturel

f est la focale des optiques utilisées

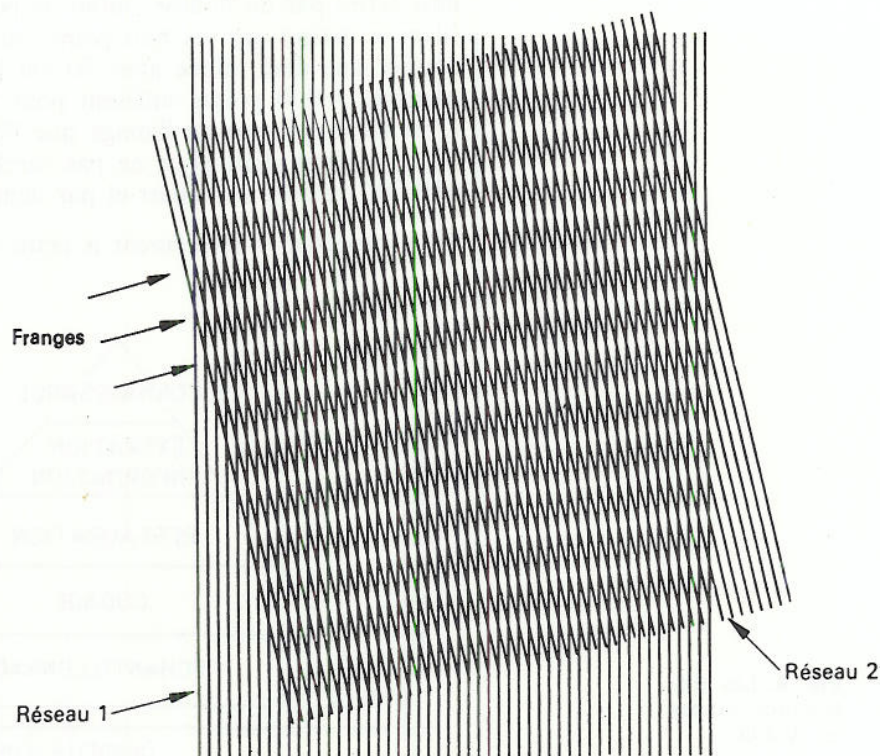


Fig. 4 : Effet de moiré



Fig. 5. Moiré sur prémolaire supérieure.

β est un paramètre caractéristique du montage proportionnel à l'écartement des axes optiques et inversement proportionnel au pas du réseau. Si ces courbes de niveau ne sont pas théoriquement équidistantes elles le seront approximativement dans une zone de faible épaisseur située dans la limite de la profondeur de champ.

Devant l'effort croissant des chercheurs et les progrès de l'optique, en particulier des saisies tridimensionnelles, il est possible de prévoir une lecture de la forme de la dent au μm près dans les quinze années à venir. Pourtant le problème majeur ne se situe pas à ce niveau mais dans le traitement de l'image et seule sa juste interprétation permettra d'utiliser pleinement les efforts des physiciens.

LE TRAITEMENT DE L'IMAGE (16 et 17)

La vision humaine ou animale met en jeu deux organes : l'œil qui acquiert l'information et le cerveau qui la traite. Ni l'œil ni le cerveau peuvent voir séparément. De même le système de captage de l'information dentaire se compose d'un œil, la sonde optique, et d'un cerveau ou logiciel de traitement de l'image, associé à un ordinateur. Si la caméra est aujourd'hui plus précise que l'œil humain, l'ordinateur et tous les logiciels du monde sont loin derrière le cerveau.

Pour suppléer à ce retard la V.A.O., ou vision assistée par ordinateur, doit opérer une réduction des données sans trop dégrader l'information contenue dans l'image de notre dent. Par exemple un cube peut être défini par un nombre infini de points avec moins de précision que si on le définit par ses huit points en coin. De la même manière pour étudier une dent taillée avec $50\ \mu\text{m}$ il faut au moins 80 000 points et pourtant 4 000 points suffisent pour garder une précision de $25\ \mu\text{m}$! C'est au traitement de l'image que l'on doit choisir les points intéressants d'une dent pour ne pas surcharger le calculateur des quelque 640 000 valeurs au départ et par dent (Fig. 6).

Pour procéder correctement à cette modification des données il faut une connaissance a priori de l'objet analysé (ici la dent) et l'ob-

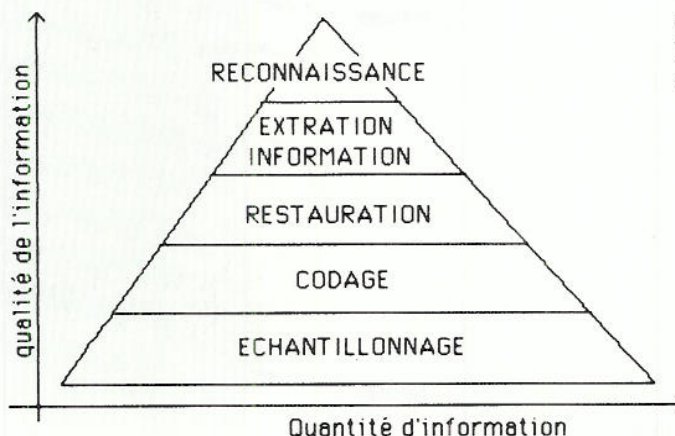


Fig. 6. Les différentes étapes en V.A.O.

jectif recherché (ici reconstruire l'objet en C.A.O. pour le travailler). La méthode de compression la plus classique est la suivante :

- l'échantillonnage,
- le codage,
- l'extraction des contours.

Le nombre des informations ira en diminuant au fur et à mesure que l'on passera les étapes. En V.C.F.A.O. (contraction de V.A.O. et C.F.A.O.) en prothèse dentaire, le nombre d'informations de départ sera de $250\,000^3$... ! et seulement de 800^3 à la fin du traitement de l'image de la dent.

L'échantillonnage

Il existe de nombreuses méthodes d'échantillonnage. Chacune est liée au type d'études pour lesquelles elles sont destinées. Pour l'Odontologie la technologie L.S.I. offre une filière attractive. Il s'agit d'utiliser des dispositifs C.C.D. matriciels (Charges Coupled Device). Dans ce système les photons sont traduits en charges électriques transportées par un registre à décalage vers la sortie où défile l'image point par point. Le fait que ces caméras C.C.D. (18) travaillent sur un spectre très large explique que notre intérêt se soit porté sur cette technologie n-M.O.S.

plutôt que sur les tubes d'analyse vidéo non plan. En l'état actuel de la technique et des exigences de similitudes entre chaque P.E.L. (points élémentaires de l'image) on arrive à trouver des C.C.D. de 512×512 points images dont chacun fait environ $15\ \mu\text{m}$ de côté (Fig. 7).

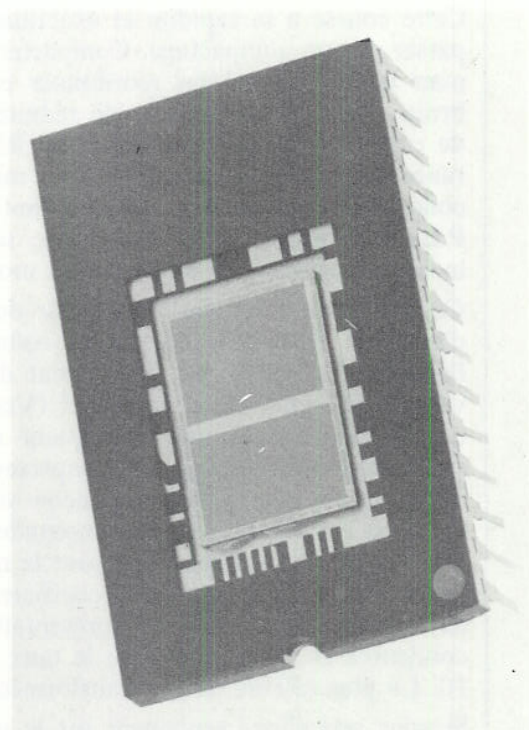


Fig. 7. C.C.D. Thomson n° 7861.

**Codage et compression
de l'image**

Pour éviter le flou de l'image il est nécessaire de la stocker très rapidement dans des mémoires spécifiques. Pour cette raison la vitesse actuelle d'un C.C.D. matriciel est de 15 Méga Hertz voire de 7 dans certains cas. La discrétisation (ou découpage d'un ensemble de vues dynamiques) sera donc la première opération sur l'image. Pour qu'elle soit correcte il faut avoir une résolution suffisante (l'image sera bien définie) et pas trop élevée (pour que l'ordinateur n'ait pas une quantité trop massive d'informations). On utilise en C.F.A.O. dentaire une valeur carrée de 512 lignes (2⁹) commode pour notre ordinateur. La mémoire doit être de 256 K-octets minimum.

Si on travaille avec un bus de 32 bits il est possible d'envisager une *transmission* interne de 10 M-octets par seconde. La définition de notre image est donc compatible avec une telle structuration. Pourtant l'utilisation d'un réseau classique de communication, comme celui des P.T.T., impose la réduction du débit si l'on opte pour une installation mixte dentiste/technicien.

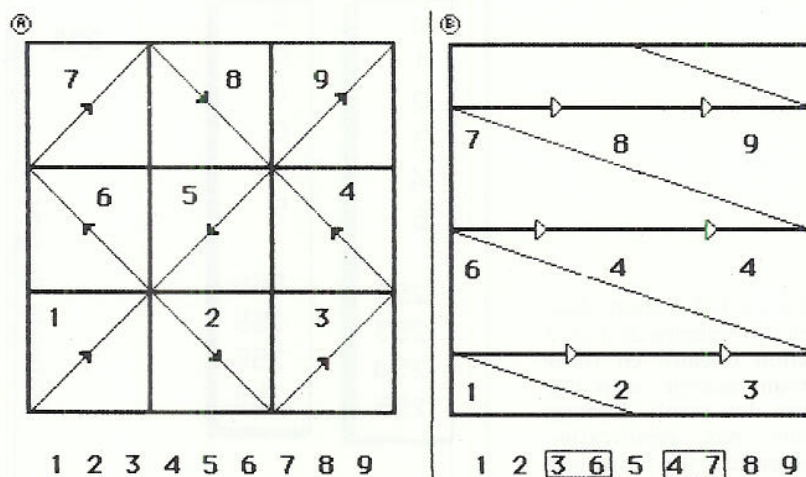
Or une ligne P.T.T. de 9 600 bits/s divisée par 1 000 ce débit et il faut pas moins de plusieurs minutes pour transmettre une image ! Nous comprenons pourquoi la compression de l'information donc la création de fichiers spécifiques est nécessaire. Le stockage bi-dimensionnel est une bonne solution pour 256 K-octets.

Cette course à la rapidité et exactitude des transferts de données peut passer par un compactage. Compacter l'information revient, sans diminuer les données, à les réordonner et les rendre moins sensibles aux bruits. Ainsi il est possible de réduire la dynamique de l'information, de coder par plage (très utilisé en RX) ou d'utiliser un seuil de tolérance respectant la précision de la méthode. On peut utiliser aussi un codage différentiel en ne transmettant que la différence qui existe d'un P.E.L. à l'autre ou effectuer une squelettisation par approximation locale en utilisant la méthode des moindres carrés.

Ce qui importe est que l'amplitude du signal corresponde aux niveaux d'intensité des pixels et que les colonnes de l'image se rapportent à l'échelle des temps. Le signal peut donc être décomposé en suite de valeurs discrètes, reflet du voxel (Volume élément) et du temps. Les transformées de Fourier appliquent mathématiquement ces principes et décomposent nos signaux complexes en signaux plus simples appelés harmoniques et exprimés de façon sinusoïdale (*Fig. 8*). Chaque harmonique est définie par son amplitude a et sa phase Δ . En se rapportant à notre ligne d'image on peut la représenter sous la forme de deux lignes l'une représentant les coefficients d'amplitudes et l'autre celui de la phase. Il y a donc représentation de l'information sous forme condensée et symétrique dont le taux de compression est de l'ordre de 10. La plus célèbre de ces transformées est celle de Fourier (19).

Si nous travaillons seulement sur le nombre de franges cela revient à réduire les valeurs à deux niveaux de gris. Ce codage est utilisé depuis

Fig. 8 (16) a. Le balayage de Peano du carré 3*3 est initialisé en bas à gauche. Le vecteur résultant est composé dans l'ordre 1, 2, 3... 8, 9. Il suffit de l'initialiser ailleurs pour que le vecteur soit très différent, bien que chaque point soit voisin. b. Le balayage « ligne » classique en télévision.



longtemps (1950) et a l'avantage d'être rapide. La valeur de ces contours de dent et des franges peut être traduit en un code de Freeman assez spécifique d'image de Moiré surtout si celle-ci porte sur deux bits.

La restauration

L'image ainsi compressée doit être remise en forme pour pouvoir être utilisée. Même en l'absence de compression il faudrait avoir recours à cette expression du traitement, car il a l'avantage de corriger l'image tout en la restituant pour qu'elle soit utilisable par le logiciel de C.A.O. Le principe est d'approcher le plus possible de l'image d'origine (Fig. 11). Pour l'améliorer il faudrait diminuer le bruit et augmenter les contrastes, malheureusement il y a souvent antagonisme entre ces actions. Pour exemple le lissage de l'image diminuera le bruit mais aussi le niveau des modulations et si celui-ci se fait par un moyennage sur 9 points il ne faudra pas moins de 2,4 millions d'opérations ! (sur une image de 512 x 512). Pour arriver à améliorer les contrastes, ce qui est nécessaire sur les dents où la F.T.M. est très mauvaise, on aura intérêt à intervenir sur la distribution ou histogramme des niveaux de gris. La méthode la plus connue est la L.U.T. (Look Up Table) qui associe à chaque niveau de P.E.L. une intensité de gris (Fig. 9 et 10).

L'extraction de l'information

La *segmentation* : il n'y a qu'un certain nombre d'informations qui présente de l'intérêt pour nous et se sont ces dernières que le logiciel d'extraction devra reconnaître et transmettre à l'ordinateur. Il existe grossièrement deux méthodes de segmentation de l'image ; la première va du « haut » vers le « bas » alors que la deuxième fait l'inverse.

— Dans la première, l'image est considérée comme constituée d'un fond, sans intérêt majeur, et d'une dent, qui nous intéresse. Il faut

Fig. 9. La « L-U-T » étant chargée avec des valeurs de 5 en 5 la fonction linéaire en tireté devient un escalier, sans modification des pixels. L'image n'en sera pas significativement changée : il y aura seulement 5 fois moins de niveaux de gris (16).

0	0
1	0
2	0
3	0
4	0
5	5
.....
252	255
253	255
254	255
255	255

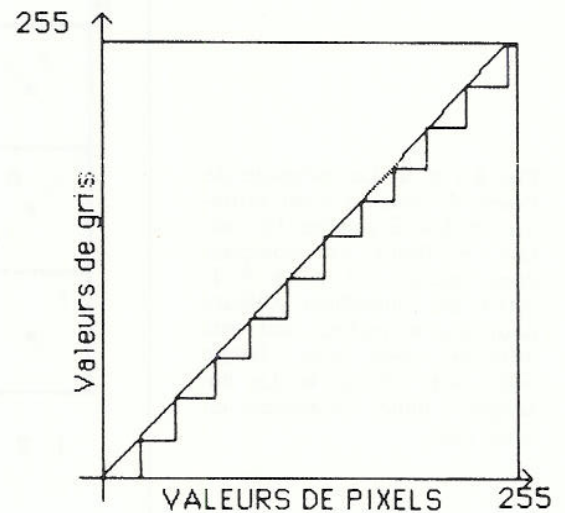
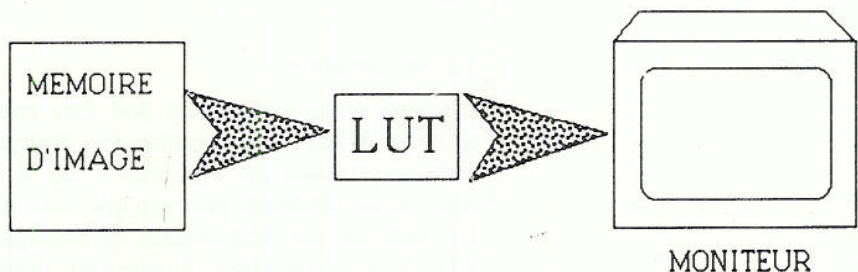


Fig. 10. Position de la L-U-T dans le chemin des signaux.



rechercher le maxima des informations des P.E.L. propre à chacune de ces régions. Si ceci est possible la distinction est aisée. Dans notre cas le signal n'étant pas binodal (le fond a la même F.T.M. que les franges noires) il est nécessaire de procéder par « vallées » d'histogrammes. C'est cette méthode que nous avons développée aux journées S.O.F.R.E.B. en 1983 (20).

— Dans la deuxième méthode nous partons d'une petite région pour faire tache d'huile. Cette méthode réalise une « accréation itérative » remarquable pour les images complexes. Les deux méthodes peuvent être utilisées ensemble.

La recherche des bords et des contours suit des règles très strictes. Au niveau du bord on fait un seuillage global, il est quelquefois utilisé un éclairage en « contre jour » pour affiner la détection du niveau du fond par rapport à l'objet. Nous avons expérimenté cette approche aux

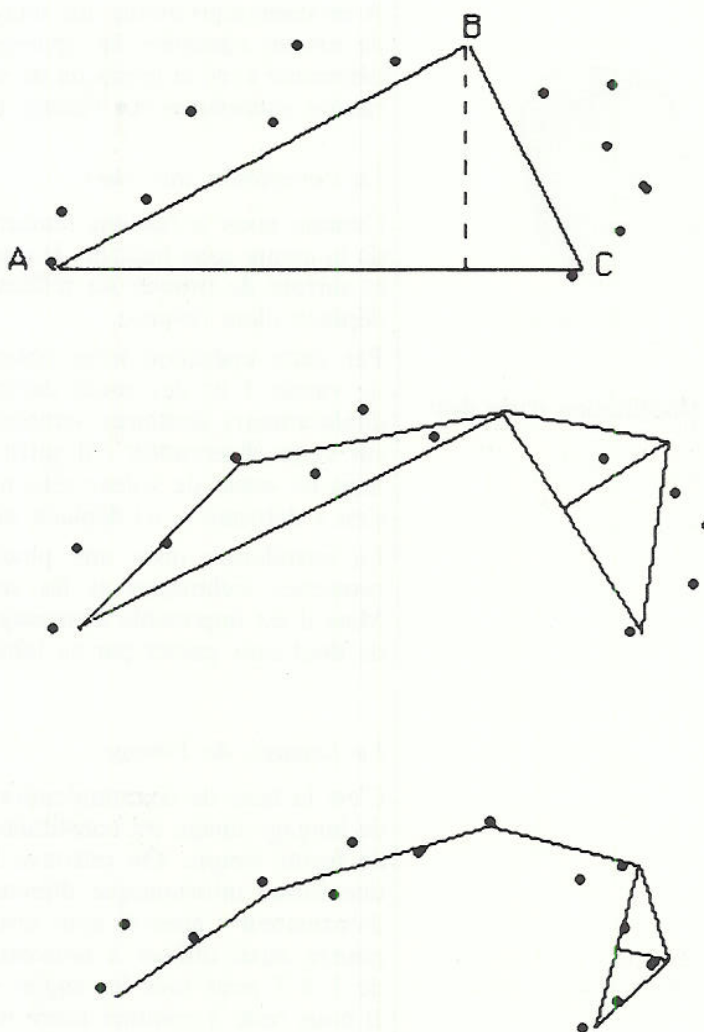


Fig. 11. L'approximation par un arc de cercle : Les distances sont représentées par des tirets (Extraits de Digital Image Processing de W.P. Pratt).

entretiens de Garancière en 1983 mais il ne semble pas qu'il faille la retenir aujourd'hui pour de nombreuses raisons et en particulier la grande sensibilité du C.C.D.

En général le choix entre le seuillage local et les filtres différentiels ou de gradients se fait par l'expérimentation et dépend autant de la méthode utilisée en lecture (le Moiré) que de l'objet analysé (la dent). Toujours est-il que la recherche des contours de franges est certainement la phase la plus complexe et la plus importante pour nos images de moiré optique en odontologie. Elle permet la détermination des courbes de niveau et leur identification. La recherche de la texture, c'est-à-dire de la fréquence de distribution des motifs de l'image nous donnera plus de renseignements sur nos franges et sur les zones intermédiaires. C'est grâce à des algorithmes appropriés que nous pourrions avoir la distribution exacte des niveaux successifs de l'objet.

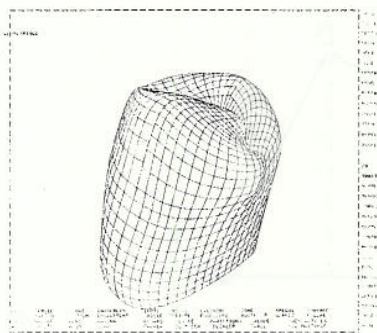


Fig. 12. Modélisation d'une dent.

A ce stade nous avons une image de dent synthétique avec des courbes de niveau ramenées en épaisseur à un P.E.L. et un contour d'objet déterminé avec la précision de notre lecture et l'imprécision de nos opérations successives sur l'image de la dent.

La corrélation des vues

Comme nous le faisons remarquer nous avons effectué plusieurs vues de la même zone buccale. Il s'agit maintenant de les corrélérer entre elles et surtout de trouver un référentiel commun puisque l'axe des vues se déplace dans l'espace.

Par cette opération nous obtenons des expressions d'auto-corrélation de valeur 1 et des zones décorrélées de valeur 0. Les études sur les déplacements dentaires seraient très rigoureuses si elles s'appuyaient sur cette observation : il suffit non pas de suivre les zones corrélées, mais les zones de valeur zéro pour savoir que nous avons un objet qui s'est « déformé », ici déplacé, et identifier son mouvement.

La corrélation reste une phase très intéressante où se mélange les prouesses techniques et les secrets industriels de plus haut niveau. Mais il est impossible d'envisager une reconnaissance tridimensionnelle de dent sans passer par ce labyrinthe expérimental.

Le langage de l'image

C'est la base de communication avec le logiciel de C.F.A.O. La carte de langage image est constituée d'une grammaire ou ensemble de mots de forme simple. On retrouve l'expression de notre relief d'objet sous une forme informatique directement utilisable par un standard donné d'ordinateur ; ainsi le coin sera symbolisé par < et l'arc par >... On pourra aussi utiliser à nouveau le symbolisme de Freeman numéroté de 1 à 7 pour tous les angles répartis entre 0 et 360° (tous les 45°). Il nous reste à restituer notre image sur l'écran C.A.O. qui remplacera notre moulage de plâtre et nous permettra de générer l'intrados puis l'extrados de la prothèse.

LE LOGICIEL DE C.A.O.

Les systèmes de conception assistée par ordinateur sont aux dentistes ce que les robots, commandes numériques et automates sont à la fabrication.

L'environnement matériel se compose d'un Calculateur Mini/Micro, par exemple la série Vax de D.E.C. (Digital équipement), avec un système d'exploitation de préférence standard V.M.S. ou Unix... et un adressage du processeur central sous 32 bits entre 0,3 à 0,9 Mips associé à une carte flottant câblé. La mémoire centrale minimale doit se situer au voisinage de 3 Mo avec une mémoire de masse de 30 à 60 Mo. Les canaux d'entrées-sorties sont sur 8 lignes multiplexées RS 232 C jusqu'à 19 600 bauds avec entrées sorties parallèles de 16 ou 32 bits jusqu'à 500 K Hertz.

La manipulation de ce genre de logiciel supposait, il y a quelques années, du personnel spécialisé et visait des secteurs de pointe comme l'aéronautique, le spatial ou le nucléaire. Ces images synthétiques attaquent aujourd'hui les P.M.I.-P.M.E. et la médecine. Des cours de formation seront nécessaires et ils démontreront que l'utilisation de l'imagerie C.A.O.-dentaire n'est pas chose aussi complexe qu'on a trop souvent voulu le dire.

Le logiciel de C.A.O. (23)

Plusieurs types de solution existent en 3D allant de la modélisation fil de fer à la modélisation solide et l'algorithme sera déterminée par l'application propre envisagée lors de l'étude du cahier des charges. Pour la prothèse dentaire le choix reste limité par le facteur coût/performance.

— Dans la modélisation « fil de fer » les arêtes de l'objet sont mémorisées en tant que suite de lignes 3D et d'éléments circulaires. Cette technique utile pour visualiser des éléments dentaires, comme ce fut le cas aux entretiens de Garancière (*Fig. 13*), reste très limitative et en

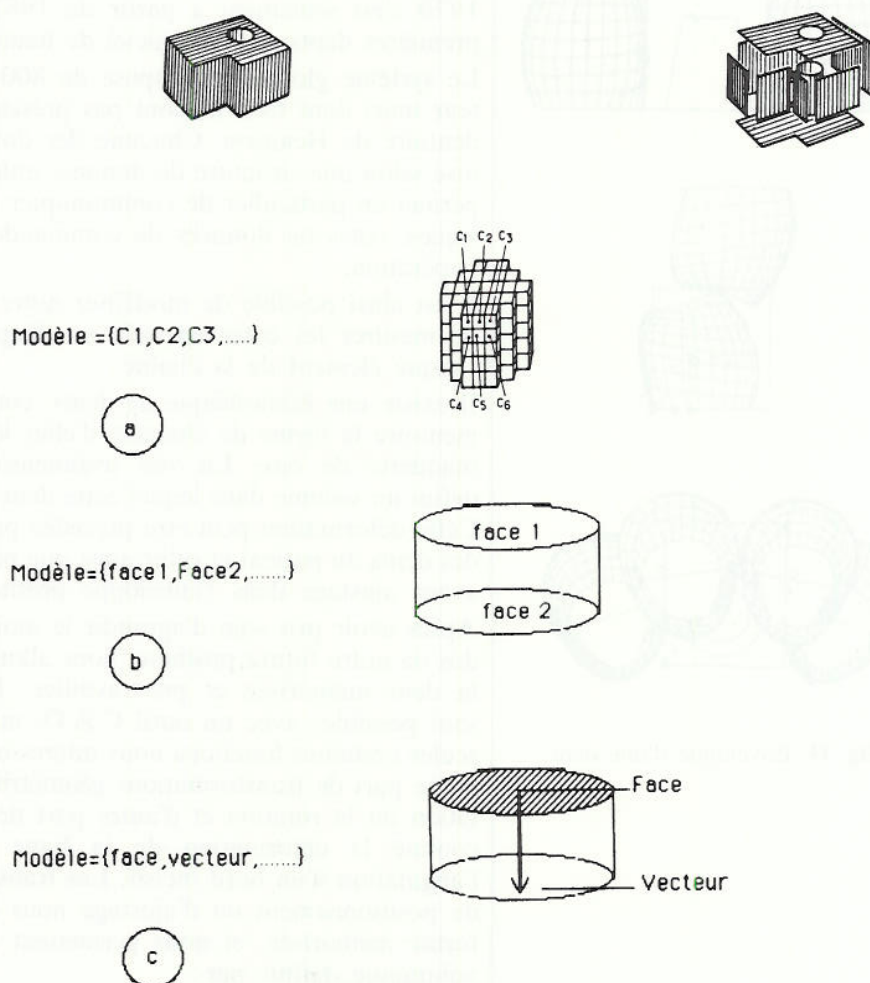


Fig. 13. Modes de représentation d'un solide.

- a) Représentation spatiale
- b) De frontière (ou surfacique)
- c) Historique de création.

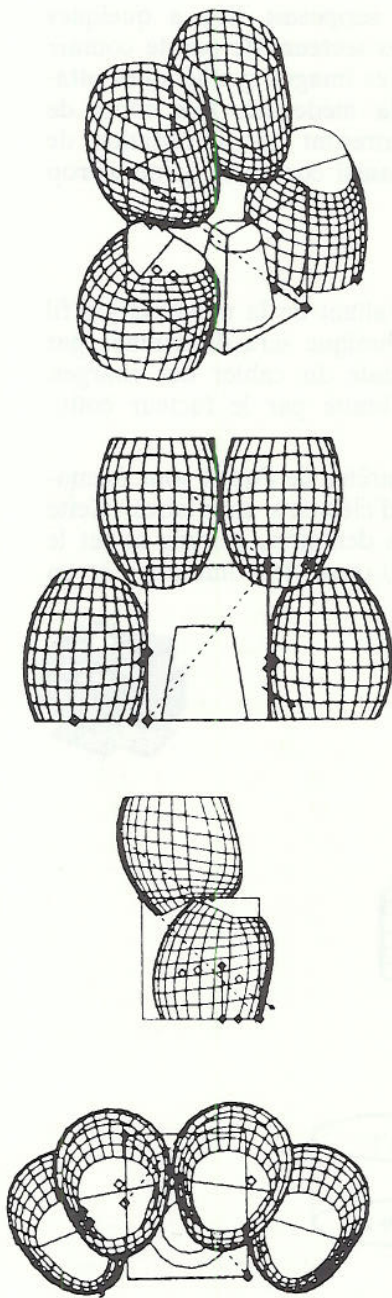


Fig. 14. Enveloppe d'une dent.

particulier lors de la mise en fonction des modules d'usinage mécaniques nécessaires à la réalisation de prothèses par F.A.O.

— Dans la modélisation surfacique le logiciel travaillera sur des surfaces en associant divers éléments caractéristiques et les arêtes considérées comme limites de ces surfaces dans l'espace. Cette technique, qui a de nombreux avantages, permet entre autre une création rapide de l'objet et du trajet d'un outil en surface. A l'inverse cette structuration des volumes rend difficile tout travail dans la matière et se limite à des objets simples, différents de ceux rencontrés dans la bouche.

— Enfin, et cela représente le « summum » de la C.A.O. 3D, il existe la modélisation solide. C'est cette technique qui doit être choisie en prothèse dentaire même si elle s'avère lente pour masquer les lignes cachées de la matière et même si elle suppose une grande puissance dans la vitesse d'adressage et la capacité de calcul. Reste à définir les algorithmes de modélisation, mais ceci est une autre affaire dépassant le cadre de cet article. Aujourd'hui nous utilisons le logiciel 3D Euclid de Matra-Datavision et c'est donc sur ses modules de calcul que repose la modélisation, donc l'algorithmique de la prothèse. Né en 1970 c'est seulement à partir de 1982 que nous avons modélisé les premières dents sur ce logiciel de haute performance.

Le système global se compose de 800 modules accessibles à l'utilisateur mais dont tous ne sont pas présents dans le logiciel de C.F.A.O. dentaire de Hennson. Chacune des données forme un ensemble organisé selon une structure de données unique et accessible. L'unicité nous permet en particulier de communiquer avec les volumes, attributs physiques, cotes ou données de commande numérique à tout moment de l'opération.

Il est ainsi possible de modéliser notre zone dentaire, de la visualiser, de mesurer les cotes en aide au diagnostic O.D.F. et de mémoriser chaque élément de la chaîne.

Il existe une bibliothèque de dents, comme nous avons nous-même en mémoire la forme de chacune d'elles lorsque nous devons réaliser une maquette de cire. La vue tridimensionnelle de notre dent nous a défini un volume dans lequel cette dent théorique devra venir se cloner. Cette déformation peut être précédée par une identification de la forme des dents du patient et subir ainsi une pré-déformation sur la symétrie avant ajustage dans l'enveloppe prothétique (Fig. 14).

Après avoir pris soin d'agrandir le moignon, et du même coup l'intrados de notre future prothèse, nous allons opérer par transformation sur la dent mémorisée et pré-travaillée. La plupart des transformations sont possibles avec un outil C.A.O. mais on se rend vite compte que seules certaines fonctions nous intéressent en prothèse dentaire. Il s'agit d'une part de transformations géométriques classiques comme la translation ou la rotation et d'autre part de modifications plus spécifiques, comme la déformation de la ligne des plus grands contours ou l'angulation d'un bord incisif. Les transformations dites par contraintes de positionnement ou d'ajustage nous donnent le clonage exact de la forme mémorisée, et nous permettent de nous placer dans un espace volumique définit par :

- la ligne de finition de la taille,
- les plans mésiaux et distaux aux zones de contacts,
- les plans vestibulaires et lingaux tangeants aux faces vestibulaires et linguales des dents voisines modifiées d'un certain nombre de paramètres pré-déterminés,
- de la surface occlusale résultant d'une étude approfondie du déplacement de repères fixés sur la mandibule ou d'une simple vue des dents en occlusion statique.

Pour la réalisation des bridges, on utilise les principes de fusion de matière. Pour les brackets d'O.D.F. la recherche des parties communes comme les attachements d'ailleurs et pour les aides aux diagnostics de parodontologie de chirurgie ou d'O.D.F. l'étude du module de coupe et section.

La console de visualisation

La console de visualisation permet la représentation « physique » des empreintes optiques et le dialogue, en interactif, avec le logiciel de base et ses parties spécifiques. Il est possible entre autre, de faire des zooms ou agrandissements de certaines zones de la dent (ligne de finition, biseau...) de visualiser les mouvements mandibulaires et de modifier une forme obtenue par C.A.O. pour la rendre plus fonctionnelle ou plus esthétique, une valeur de $1\,024 \times 1\,024$ points sur un écran de 31 cm nous paraît être une approche rationnelle en ergonomie dentaire.

La première partie du traitement de l'image visualisée consiste à calculer la perspective des objets dans le cadre des degrés de liberté de l'observateur et des caractéristiques du champ (*Fig. 13*). Chaque portion volumique est ramenée à une surface projetée sur le plan de l'écran. Il faut ensuite remplir l'image point par point c'est-à-dire supprimer les parties cachées, donner des couleurs ou des reflets... c'est la partie la plus complexe. L'animation cinématographique est possible soit en faisant déplacer l'ensemble de la dent soit en donnant un mouvement à une partie de la pièce (études sur les mouvements mandibulaires). L'image une fois calculée est transférée sur une mémoire numérique de haute résolution et à chaque cycle d'images son contenu est converti en un signal vidéo de haute résolution.

Le mode de représentation de la dent peut être spatial, surfacique ou historique de création (*Fig. 11*).

— Dans la représentation spatiale, il est fait usage de volume élémentaire comme des cubes, des sphères, etc. Si le fait d'accéder directement au volume élémentaire permet de simplifier les opérations volumiques d'union ou d'intersection, par contre le nombre de données est très important si l'on veut garder la précision requise par la prothèse. C'est cette représentation qui a été utilisée lors des entretiens de Garancière à Paris en 1983. Cette représentation est performante mais elle est d'une approximation dangereuse pour l'usinage.

— Dans la représentation de frontière ou surfacique la dent apparaît comme un ensemble de morceaux de surfaces, appelés « faces » se coupant le long d'arêtes dont les intersections sont nommées « sommets ». Cette représentation a l'avantage d'être compacte et exacte mais elle se prête mal aux tests d'appartenance, ce qui est très gênant dans les

Historique de création

modifications interactives des couronnes. Pour contourner cette difficulté il est nécessaire d'utiliser des algorithmes capables de décomposer chaque face en subdivisions élémentaires.

— Dans la troisième représentation, ou « historique de création » les volumes sont considérés comme des enveloppes de la trajectoire d'un contour plan (comme la plume de Posselt en occlusion). La trajectoire peut être une courbe plane ou gauche. En plus des difficultés précédentes s'ajoute celle de la visualisation. Pourtant le fait qu'elle conserve toute l'information du modèle géométrique permet son utilisation en dynamique des corps et en usinage.

Le grand intérêt de ces méthodes reste dans les possibilités d'étude de déplacements (occlusion), de déformations et de dilatations (prothèses). La modélisation d'un objet sous forme de maquette virtuelle rend possible la correction ponctuelle comme un déplacement, une adjonction ou une suppression d'élément ainsi que la transformation géométrique ou topologique de la dent ou de son environnement. Il est incontestable que, même s'il ne s'agit pas de la partie la plus complexe, c'est à ce niveau que la qualité des travaux fondamentaux de la prothèse s'appliqueront.

La fonction de contrôle englobe dans ce type de logiciel tous les outils qui permettent, au-delà de la visualisation, de vérifier l'adéquation de notre réalisation. Cette surveillance est définie sur des standards de base propres à nos réalisations prothétiques et peut être utilisée directement avec un minimum de manipulation du logiciel.

En périphérie du logiciel C.F.A.O. se situe la commande numérique c'est-à-dire l'obtention automatique de la géométrie exacte de la matière à enlever dans une phase d'usinage et la vérification des interférences spatiales entre les éléments de l'ensemble outil-machine-pièce. Il existe essentiellement trois modules :

— l'acquisition des données géométriques de la pièce finie et des étapes de l'évolution de la pièce brute ainsi que des paramètres technologiques du cycle de l'usinage,

— la génération et la visualisation du trajet de l'outil,

— la traduction de ces informations dans un langage connu de notre machine comme l'A.P.T. ou le Promo.

Il ne reste donc plus qu'à choisir le matériau et à l'usiner.

LA COMMANDE NUMERIQUE

La nécessité de produire vite et bien nous oblige à penser commande numérique lorsque l'on parle exécution de couronnes dentaires.

Le système de commande numérique des machines s'est considérablement amélioré surtout depuis l'apparition de la D.R.M. (données langage machine) en relation directe avec la machine outil sans l'intermédiaire de bandes perforées. Si notre M.O.-C.N. (machine outil à commande numérique) n'était pas directement liée aux logiciels de C.A.O. à Garancière, la liaison D.R.M. était totalement établie et le langage

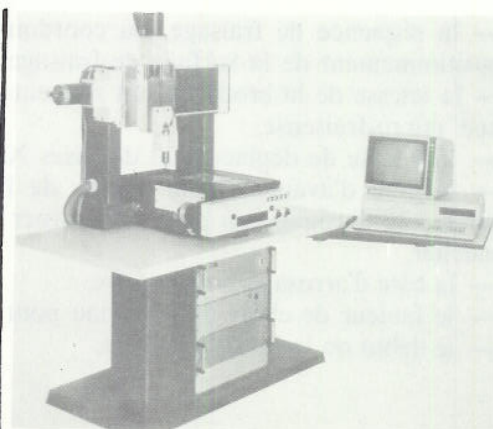


Fig. 15. Machine-outil à commande numérique Kuhlmann.

Utilisation d'une commande

transmis par notre ordinateur pré-mémorisé attaquait sous langage A.P.T. les amplificateurs de puissance de la machine.

On peut noter que l'utilisation d'une commande directe diminue, voire supprime complètement, les interventions manuelles en cours d'utilisation. D'autre part elle n'empêche pas l'introduction de données complémentaires et de surveillance de l'usinage. Sur une machine à commande numérique (Fig. 15) la précision n'est plus fonction des réglages mécaniques, puisqu'ils n'existent plus, mais du prépositionnement des outils dans le magasin porte-outils et de la finesse de travail de l'outil de coupe. Ces précisions ne sont pas aléatoires et peuvent donc être prédéterminées.

Il existe, là encore plusieurs types de commandes numériques :

- le point par point ou commande de positionnement. Dans ce cas les déplacements sont exécutés sur deux axes comme XY, XZ, YZ. Le moteur longitudinal assure le déplacement en X et le moteur transversal celui en Y. Le troisième axe, ici le Z ou W, travaille de façon ponctuelle,
- dans le déplacement para-axial, en plus du positionnement défini précédemment, la commande numérique travaille en parallèle des glissières des axes assurant la lecture de la programmation des vitesses sur deux ou trois axes. Cela suppose donc de programmer la vitesse de la broche en fonction de l'outil utilisé, de la matière usinée, de la profondeur des passes et de la vitesse de déplacement des plateaux. Ce serait donc une erreur de programmer une commande numérique sans maîtriser ces différents facteurs,
- enfin vient le contournage qui peut être point par point ou en continu supposant ainsi un déplacement conjoint des trois moteurs dans l'espace ou enveloppe dont dispose le centre d'usinage.

Sont en général présents sur ce type de programme :

- le numéro de l'outil pour une machine à changement automatique, ce qui est nécessaire pour l'exécution d'une forme complexe comme c'est le cas d'un élément prothétique,

- la séquence de fraisage, ou coordonnées relatives ou absolues, du positionnement de la surface de fraisage,
- la vitesse de la broche allant souvent de 2 000 à 60 000 t/mn pour une micro-fraiseuse,
- la vitesse de déplacement des axes X, Y et Z,
- la côte d'avance retour rapide de l'outil pour se placer très vite sur le site d'usinage ou pour contourner une zone en surplomb sans la toucher,
- la côte d'arrosage si nécessaire,
- le facteur de choix du matériau pour faire la couronne,
- le début ou la fin de l'usinage.

L'USINAGE DE LA PROTHESE

Il est nécessaire de rappeler qu'il existe plusieurs méthodes d'usinage (24), les unes dites conventionnelles et les autres non conventionnelles. Tous matériaux présents sur la terre ont une technique appropriée, ainsi les métaux non précieux mais conducteurs pourront être électro-érodés alors que la céramique sera usinée par ultra-sons. Si dans la méthode conventionnelle on trouve le fraisage ou le tournage, les méthodes non conventionnelles sont nombreuses et on signalera surtout l'usinage laser qui est sans aucun doute promis à un grand avenir dans notre métier.

L'usinage qui nous intéresse plus particulièrement aujourd'hui est conventionnel et se divise en fraisage pour les matériaux tendres (dégrossissage) et en abrasion pour les matériaux très résistants. Partant d'une préforme dans un matériau réputé comme biocompatible, nous effectuons un usinage en suivant les ordres de trajet d'outil qu'imprime l'ordinateur, et plus particulièrement la C.N.C., à la machine outil.

Nous remarquons d'emblée que nous pouvons utiliser des matériaux extrêmement variés, ce qui nous permet un grand choix. Le matériau, outre ses qualités esthétiques, sera fabriqué avec la rigueur d'une production industrielle, ce qui évitera les effets secondaires que nous connaissons tant sur le plan de ses qualités biologiques que de celui de ses propriétés mécaniques.

L'usinage par enlèvement de matière doit être étudié avec le plus grand soin. Lorsque l'on s'adresse à des matériaux « tendres » comme les composites, le travail par outil de coupe est possible alors que pour les céramiques il sera intéressant d'utiliser le mode abrasif. Les abrasifs utilisés actuellement sont beaucoup plus résistants que la plupart de nos matériaux (25). On y trouve les alumines, les carbures de silicium et le diamant. En plus de considérer le matériau abrasif, il est nécessaire d'avoir un liant résistant, suivant la préforme, aux très hautes températures qui peuvent accompagner la mise en forme.

Parmi les avantages remarquables de l'usinage par abrasion, sa faible tolérance lui assure une grande précision. Dans le pire des cas une valeur de 15 μ m est souvent obtenue lors de l'usinage de céramique, auquel il est nécessaire d'ajouter la précision de la machine elle-même.

Parler d'une précision d'usinage de l'ordre de $\pm 20 \mu\text{m}$ n'est pas chose absurde aujourd'hui.

En regardant de plus près ce mécanisme, on se rend compte que seuls quelques grains participent à l'abrasion et que c'est seulement le sommet de ceux-ci qui travaille. Il est possible aussi de mettre en évidence que l'angle d'attaque définit la qualité du travail de l'outil. Plus l'angle d'attaque est positif et plus la quantité de matière enlevée est importante. Pour chaque type de matériaux il existe un angle d'attaque optimum et sa recherche est capitale pour l'optimisation du cycle.

Nous voyons donc que peu de chose différencie l'usinage par fraisage ou tournage et l'usinage par abrasion. La différence ne réside que dans le fait que la pression appliquée à l'outil contre la pièce est très faible et que dans l'abrasion une surface faible travaille. Bien entendu plus la passe est de faible pénétration et plus le cycle d'usinage sera long. Pour cette raison il est courant de dégrossir la pièce par une méthode grossière puis de finir le travail par un système abrasif de plus en plus fin.

Dans le cas d'une prémolaire la première passe grossière d'environ $200 \mu\text{m}$ prend environ 6 mn (7s par tour), la deuxième passe plus précise ($50 \mu\text{m}$) prendra environ 10 mn alors que le polissage automatique durera entre 2 et 4 mn soit une durée totale se situant dans un usinage lent entre 20 et 30 mn. Il est aussi à noter que le préusinage peut être exécuté avant que la pièce soit générée par le logiciel de C.A.O., ce qui réduit le temps à une quinzaine de minutes. Cette approche suppose une nouvelle façon de situer l'ordonnance de son emploi du temps et en particulier l'utilisation du temps mort. Il serait peut-être judicieux d'amortir l'investissement d'un tel système en exécutant un acte de dentisterie pendant la séance plutôt qu'avant... Mais ceci est une autre histoire.

CONCLUSION

Les ambitions créatives légitimes du praticien moderne, se heurtent cruellement à la faiblesse des moyens technologiques dont il dispose pour les réaliser. Dans notre raisonnement scientifique, cohabitent besoins de haute précision et manipulations incertaines. Cette distorsion trouble profondément le praticien conscient.

L'analyse de nos actes prothétiques révèle qu'un grand nombre d'opérations requièrent l'attention soutenue d'un personnel hautement qualifié, non pas en raison de leur difficulté mais de leur importance. Le cerveau humain se trouve ainsi relégué au rôle de censeur méticuleux des opérations. Il n'est pas douteux que ces êtres intelligents et créateurs ont mieux à faire que de mener un combat sans merci, attendu que l'on sait déjà que des machines industrielles de haute performance peuvent les débarrasser de ces tâches ingrates et préoccupantes.

Il faut voir notre technologie comme un outil au service de notre raisonnement et un moyen à la hauteur des réalisations de nos acquis scientifiques. Nous pensons enfin que ce bon équilibre entre conception et réalisation est garant de succès et progrès scientifique.

BIBLIOGRAPHIE

1. DURET F. — Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques. *Cah. Prothèse*. 50 : 65-72, 1985.
l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet. *Cah. Prothèse*. 50 : 73-110, 1985.
2. DURET F., BLOUIN J.-L., NAHMANI L. et DURET B. — Principes de fonctionnement et applications techniques de l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet. *Cah. Prothèse*. 50 (à paraître), 1985.
3. ZELLER M. — Traité de photogrammétrie. Société Wild, Heerbrug, 1948.
4. SWINSON W.E. — Dental fitting Process. United States Patent n° 3 864 044, 1973.
5. HEITLINGER P. et RODDER F. — Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz und Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens. De Patent n° 25911, 1979.
6. GABOR D. — Microscopy by reconstructed wavefront. *Proc. Roy. Soc. A*. 197 : 437-454, 1949.
7. MAIMAN T.M. — Optical and microwave-optical experiments in ruby. *Phys. Rev. Lett.* 4 : 564, 1960.
8. PRYPUTNIEWICZ C., BURSTONE J. et BOWLEY W.W. — Determination of Arbitrary Tooth Displacements. *J. Dent. Res.* 57, 5-6 : 663-674, 1978.
9. DURET F. — Analyse d'images holographiques dentaires. Cong. I.R.I.E.S., Tours, Bois des Hates, 1976.
10. RAYLEIG (Lord). — On the Manufacture and theory of Diffractiongratings. *J. of Science* (4^e Serie). 4, 310 : 81-93, 1874.
11. DANTU P. — Utilisation des réseaux pour l'étude des déformations. *An. I. Techn.* 121 : 7, 8-98, 1958.
12. TAKASAKI H. — Moire Topography. *Applied Optics*. 9, 6 : 1 467-1 472, 1970.
13. CRAIG R.G., FARAH J.W. et EL-TAHAWI H.M. — Three-dimensional photoelastic complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* 31, 2 : 122-129, 1974.
14. DURET F., TERMOZ C., MEYRUEIS P. et GROSMANN M. — L'empreinte Optique, Système de traitement d'images en dentisterie. R.S.H.D.T.-I.R.I.E.S., pp. 285-295, 1982.
15. DURET F. — L'empreinte Optique ou la cybernétique odontologique. *J. Dent. News*. 40 : 32-54, 1984.
16. KIJNER S. — Le traitement d'image. *Micro-Systèmes*. 1 : 116-135, nov. 1983.
17. KIJNER S. — Le traitement d'image. *Micro-Systèmes*. 11 : 125-141, déc. 1983.
18. BOARDMAN C.M. et BORESTEL A. — Les composants à transfert de charges. *Electronique Industrielle*. 53 : 31-36, 1983.
19. WEBBER R.L. et KOZIOL P.H. — Radiographic Spatial Frequencies Essential to the Diagnosis of Incipient Interproximal Lesions. *J. Dent. Res.* 55, 5 : 805-811, 1976.
20. DURET F. — L'empreinte Optique : aspect actuel. Valeur psychologique et Technique de l'empreinte chez l'enfant. Congrès S.O.F.R.E.B., Paris, 1983.
21. BRUNO M. et SOIZICK N. — Démonstration de l'empreinte optique. *Tonus*. 31 : 11-13, 1983.
22. ALAIN-REYNIAUX M. — La couronne dentaire de demain. *Sciences et Avenir*. 441 : 10-11, 1983.
23. CATIER E. — Des images aussi vraies que nature. *Elec. I.* 58 : 65-70, 1983.
24. MARTY G. — Usinage non conventionnel. Paris, Masson édit., 1972.
25. SAMUELS L. — Les mécanismes de l'usinage par abrasion. *La recherche*. 114 : 76-87, 1981.

Fundamental basics in computer assisted design and manufacturing of dental prostheses

François Duret, Bernard Duret et Jean-Louis Blouin

In numerous industrialised countries we notice a rapid increase in the interest for CAD/CAM techniques (Computer Assisted Design and Manufacturing). The great possibilities offered by computers enable us today to manage enough data to solve automated production problems. The dental prosthesis, as any type to complex and unitary piece realisation doesn't escape this fashion.

To say that the implementation of this type of devices is finished is an error. This optimistic position in front of the tasks left to be executed would be pessimistic in view of the importance of the research and development axis that we have identified about 15 years ago.

All the knowledge and the means to implement concerning tri dimensional capture, CAD or digital command tool machines are immense. This explains why we can't present such a technology in only one publication. We estimate today that this article associated with the one in Cahiers de Prothèse (1 and 2) are an inseparable whole.

When the first impressions were done by Pruman around 1710, he used virgin bee wax. With this method he already explored the rules that are at the heart of the conception and manufacture of contemporary prostheses. Their moulding was a 3D coding method, the realisation of the object in ivory, the creative action of the piece and the setting adjusted with coral powder, the cementing of the prosthesis. Today we have an arsenal of impression materials, organic or not plaster, waxes, coatings and moulding materials.

Nothing has changed in the principle that was established by our famous ancestors. But Science has felt an enormous evolutive pressure since the invention of the computer, not that the laws have changed but because our therapeutic possibilities have radically transformed.

The principle of the optical impression leans on 4 postulates:

- the measurement of the object must be independent from it;
- the measurement's data mustn't be influenced by any physical factor;
- the creation of the prosthetic piece must be accessible to all in the best theoretic principles:
- the material must be chosen depending only on the medical psychological principles.

These basic principles have pushed our team to offer at the beginning of the 70s a compact set constituted of:

- an optical captor to check the arches' dimensions
- an image treatment software
- a prosthesis creation software
- a manufacturing set to create the piece (fig. 1)

This chain answered perfectly to the précised postulates and also reduced the time, cost and imprecision for the realisation of a medical prosthesis. Naturally, we gave the name of optical impression to the system or "dental prosthesis CAD/CAM".

ANALYSIS OF VOLUME INSIDE THE MOUTH

If the electronic, data or robotics means are similar in their basic principles whatever the used method, the same doesn't apply to the shape for the data capture.

[Fig. 1: drawing showing the principle of the equipment]

There are numerous 3D analysis methods for an object but there are mainly 3 that can be offered. They are photogrammetry, holography and Moiré.

PHOTOGRAMMETRY

Photogrammetry (3) was described for the first time by the mathematicians Desargues (1640) and Lambert (1770). It was the discovery of photography which enabled its real use from 1901 thanks to Pulfrich's works. The most famous application is stereoscopy. It was widely used in our homes at the beginning of this century to see landscapes in relief.

Let's assume that 2 points S_1 and S_2 defined in space and external to the ΣM object. These two points can be linked to a set of points of the object defining two cones Γ_1 and Γ_2 whose rays would be $S_1M_{1,2,\dots}$ and $S_2M_{1,2,\dots}$. If the knowledge of S_1 and Γ_1 isn't enough to know the object's relief, however the knowledge of the absolute position in space of S_1 and S_2 and the orientation of any ray of the cones F_1 and F_2 enable the knowledge the exact position of any point of the ΣM object. If the basic principle is simplistic its application presents great complexities and a computer isn't always enough to solve them (fig. 2).

The first works in dentistry date back to 1968 in Buffalo when a metric chamber was built by the Bausch and Lomb company to study the evolution of carious cavities. Based on Swinson (4) and Buschner's work, the Germans Roeder and Heitlinger (5) offered in 1979 a system of prosthesis realisation in 2 times (fig. 3):

- reading of the arch when the prepared tooth is and of the antagonist at the dentist's;
- manufacturing of the models;
- after articulation and classic confection of the wax model, reading at the prosthodontist of this model to execute the prosthesis with a tool machine.

This process can seem attractive but it has some shortcomings. The execution necessitates 2 reading systems, one at the dentist's and the other at the laboratory technician's, the realisation of the model stays manual, specific 3D software aren't really used and finally materialising the impression stays a phase not conform to the basic theory as a material system, data support, appears along the execution chain.

HOLOGRAPHY

Holography (6) is certainly the most prestigious of all 3D readings as it is both mysterious in its materialisation and it uses laser beams which have a great interest in high-tech research. But the discovery of holography by Denis Gabor (1948) who received the Nobel price in 1971 was a predictable thing if we know his work consisted in recognising microscopic objects. The mechanical systems weren't precise enough to enable a separation of the microscopic points of the very small object, the best method logically being the use of the interferential properties of light waves. The coherence of light was practically obligatory, thanks to the fortuitous discovery

[Fig. 2: Principles of photogrammetry)

of Laser rays in 1958 (7) that we were able to do the first holograms in 1963 (Leith and coll.). A hologram is a photographic plate which receives a reflected wave, so it is deformed by the analysed object and by a reference wave. The reflected wave suffers these modifications, a type of de-phasing for each point of the object which makes the ray a transporter of the object's shape memory. If we reference this wave to a non deformable wave, it is possible to find the third dimension and then the whole of the points ΣM of the object. To do that, we must light the hologram with a fraction of the wave before it is deformed by the object.

WORKS ON HOLOGRAPHY

We can count wome work on holography among which the most prestigious are without a doubt those of Burston's team (8) in the USA. We have tried to orientate our work in the same direction from 1972 to 1979 (9) without great success. If the hologram capture is rather easy albeit slow, its development stays too complex to be imposed to dental practices. Particularly, the restitution of the third dimension is very expensive in money and calculation time. However we still work on it as it stays the most logical restitution of small volume objects.

[Fig. 3: Drawing showing Rooder's block

1. Camera
2. Computer
3. Tool machine
4. Connexion
5. Tray]

If the study of Moiré as a physical phenomenon is very old (10), its application in topometry only dates back to the 50s (11).

Coherent interferometry (or not) stays, in theory, close to moiré but its practice is much more complex and more expensive. Thanks to Dantu, from the Ponts et Chaussée school, then to Takasi (12) in orthopaedic medicine, we have rediscovered the extraordinary richness of this physical phenomenon of superposing regular wefts (moiring).

If we superpose 2 lines networks (or wefts) and we make sure that they have a slight angle, alternating dark and light fringes appear (Fig. 4 and 5). The fact that the distance between these fringes is bigger than the wefts themselves explains that this phenomenon was first used to measure deformations or movements in odontology (13).

If the initial network is projected on an object, deformed by its relief, and we observe the scene through a second network identical to the first, we notice the appearance of level curves more or less regular. These curves are the expression of height and can be represented in a simple way (14 and 15).

$$Z_n = \beta f / \beta - 2n$$

With n as a natural whole number
f is the focal of the used optics.

[Fig. 4: moiré effect]

β is a parameter characteristic of the setting proportional to the spacing of the optical axes and inversely proportional to the network's distance. If these level curves aren't theoretically equidistant, they will be approximately in this zone of low thickness situated within the limit of the field's depth.

In front of the increasing number of researchers and the optical progress, particularly in tri dimensional capture, it is possible to forecast a reading of the tooth's shape at $1\mu\text{m}$ in the next 15 years to come. The major problem isn't situated at this level but with the image's treatment and only its interpretation will enable full use of the researchers' efforts.

TREATMENT OF IMAGE (16 and 17)

Human or animal vision uses 2 organs: the eye which captures data and the brain which treats it. Neither the eye nor the brain can see separately. In the same way, the dental data capture system is composed of an eye, the optical probe, and of a brain or image treatment software, associated to a computer. If the camera is today more precise than the human eye, the computer and all the world's software are far behind the brain.

To overcome this lateness, Computer Assisted Vision (CAV) must operate a data reduction without degrading the data contained inside the image of our tooth. For example, a cube can be defined by an infinite number of points with less precision that if we define it by its 8 corner points. In the same way, to study a tooth cut with $50\mu\text{m}$, there need to be at least 80.000 points but 4.000 points are enough to keep a precision of $25\mu\text{m}$! It is during the image's treatment that we must choose the interesting points of the tooth not to overcharge the calculator with some 640.000 starting values per tooth (Fig. 6).

To proceed correctly to this modification of the data, you need a knowledge of the analysed object (here the tooth) and

[Fig. 5: Moiré on superior pre molar

Fig. 6: Different stages of CAV

Quality of information
Quantity of information

Recognition
Data extraction
Restoration
Coding
Sampling]

of the objective (here, to build an object by CAM to work on it). The most classic compression method is the one that follows:

- sampling
- coding
- extraction of contours.

The quantity of information will diminish as each step is passed. In CAV/CAD/CAM for dental prostheses, the starting quantity of data is 250.000^3 ...! and only 800^3 at the end of the treatment of the tooth's image.

SAMPLING

There are numerous sampling methods. Each is linked to the type of studies for which they are destined. For odontology, the L.S.I technology offers an attractive way. It is about using matricial CCD devices (Charged Coupled Device). With this system, the photon are translated into electric charges transported by a register with gap towards the exit where the image is showed point per point. The fact that these CCD cameras (18) work on a very large spectre explains that our interest is focused on this n-MOS technology rather than on non plan video analysis tubes. With the current state of the technique and of each IEP's (Image's Elementary Points) similitude's requirements, we can find 512 x 512 PEL CCDs with each point's dimension of $15\mu\text{m}$ (Fig. 7).

[Fig. 7: Thomson CCD n° 7861].

To avoid the blur of the image, it is necessary to stock it rapidly in specific memories. For this reason, the current speed of CCD material is 15 mega Hertz maybe 7 in certain cases. The discretisation or (cut of all the dynamic views) will be the first operation on the image. For it to be correct, you need enough resolution (the image will well defined) and not too high (so that the computer doesn't have a huge mass of data). We use in dental CAD/CAM a square value of 512 lines (2^9) which is practical for our computer. The memory must be 256K-octets minimum.

CODING AND IMAGE COMPRESSION

If we work with a 32 bits bus it is possible to envisage an internal transmission of 10 M-octets per second. The definition of our image is possible with such a structure. But the use of a classic communication network, like the PTT one, imposes the reduction of the flow if we choose a mixed installation dentist/technician.

A PTT line of 9600 bits/second divides by 1000 this flow and we need no less than several minutes to transfer an image! We understand why the compression of the data, that is to say the creation of specific files is necessary. A bi dimensional stock is a good solution for 256K-octets.

This run for speed and data transfer exactness can go through a compaction. To compact the information is to, without diminishing the data quantity, rearrange them and make them less sensitive to noise. Thus it is possible to reduce the dynamic of the information, to code per area (very much used in RX) or to use a tolerance threshold which respects the precision of the method. We can also use a differential coding by only transmitting the difference between a IEP and another or by doing a skelettisation by local approximation by using the method of the less squares.

What is important is that the amplitude of the signal corresponds to the intensity levels of pixels and that the images columns are reported to the time scale. The signal can be decomposed in a suite of discrete values, voxel reflection (Element volume) and time. The Fourier transformed mathematically apply these principles and decompose our complex signals in simpler signals called harmonic and expressed in a sinusoidal way (Fig. 8). Each harmonic is defined by its amplitude and has a Δ phase. By reporting to our image line we can represent it in the shape of two lines, one representing the amplitudes coefficient and the other one the phase. There is a representation of the information in a condensed and symmetrical shape whose compression rate is around 10. The most famous transformation is Fourier's (19).

If we work only on the number of fringes it will be the same as reducing the values to two levels of grey. This coding has been used for

a long time (1950) and has the advantage of being quick. The value of these tooth contours and of the fringes can be translated in a rather specific Moiré image Freeman code especially if this one is over 2 bits.

RESTAURATION

The image thus compressed must be reshaped to be used. Even in the absence of compression, we would need to use this treatment as it has the advantage of correcting the image while giving a restitution to make it usable by the CAM software. The principle is to get as close as possible to the original image (Fig. 11). To better it, we need to diminish the noise and increase the contrasts; unfortunately, there is often an antagonism between both actions. For example, straightening the image decreases the noise but also the level of modulations and if it is done by averaging 9 points, it will be necessary to do no less than 2.4 million operations! (for an image of 512 x 512). To achieve the bettering of the contrasts, which is necessary on the teeth where F.T.M. is very bad, we will need to intervene on the distribution or the grey levels histogram. The most known method is the L.U.T (Look Up Table) which associates for each level of IEP an intensity of grey (Fig. 9 and 10).

EXTRACTION OF INFORMATION

The segmentation: there is only a certain amount of data which presents an interest for us and they will be recognised by the extraction software to transmit to the computer. There are roughly two methods of image segmentation; the first one goes from “top” to “bottom” and the second the opposite.

- in the first method, the image is considered as constituted of a bottom, with no major interest and a tooth which is what we are interested in.

[Fig. 8: a. Peano's sweeping of the 3*3 square is initialised bottom left. The resulting vector is composed in order of 1, 2, 3, ... 8, 9. All there is left to do is initialise it elsewhere for the vector to be very different, even though each point is neighbour. b. Classical “in line” sweeping for television.]

We must look for the maximum data of the IEP specific to each of these regions. If this is possible, the distinction is easy. In our case, the signal isn't bimodal (the bottom has the same F.T.M. as the black fringes), so it is necessary to proceed with histogram "valleys". WE developed this method at the S.O.F.R.E.B days in 1983 (20).

- in the second method, we go from a small region to create an oil stain. This method realises a remarkable 'iterative accretion' for complex images. Both methods can be used together.

The research for edges and contours follows very strict rules. At the edge level, we do a global thresholding, sometimes a "contre-jour" lighting is used" to define the detection of the level of depth with regards to the object. We have experimented this approach at

[Fig. 9: the L.U.T. being charged with values 5 by 5, the linear function becomes stepped with no modification of pixels. The image won't be significantly changed: there will only be 5 times less levels of grey (16)

Fig. 10: Postion of the L.U.T. in the signal's way]

the Garancière in 1983 but it doesn't look like it need to be chosen today for numerous reasons, particularly because of the CCD's great sensitivity.

Generally, the choice between local thresholding and differential filters or gradients is done with experimentation and depends on both the used method (Moiré) and the analysed object (the tooth). It is certain that the fringes contours' research is the most complex phase and the most important for our optical moiré images in odontology. It enables the determination of level curves and their identification. The research for texture, that is to say the distribution frequency of the image's motives will give us more information on our fringes and on the intermediary zones. Thanks to the appropriate algorithms, we will have the exact distribution of the successive levels of the object.

[Fig. 11: Approximation with a half circle: the distances are represented with lines (Extract from Digital Image Processing by W.P. Pratt)]

At this stage we have a synthetic tooth image with level curves brought back in thickness to an IEP and an object contour determined with the precision of our reading and the imprecision of our successive operations on the tooth's image.

CORRELATION OF VIEWS

As we remarked, we have done several views of the same buccal zone. It is now time to correlate them and to find a common referential as the views' axis moves in space.

With this operation, we get auto-correlations expressions of value 1 and decorrelated zones of value 0. Studies on dental movement would be very rigorous if they were based on this observation: all you need to do is not to follow the correlated zones but the value 0 zones to know if the object is deformed, here, has moved and to identify its movement.

Correlation is a very interesting phase where technical feat and very high level industrial secrets are mixed. But it is impossible to envisage a tri dimensional recognition of the tooth without using this experimental labyrinth.

IMAGE'S LANGUAGE

It is the basis of communication with the CAD/CAM software. The image language card is constituted of a grammar or a set of words of simple shape. We find the expression of our object's relief in the shape of computer data directly usable by a given computer standard; thus the corner will be symbolised by < and the arc by >... We can also use Freeman's symbolism numbered from 1 to 7 for all the angles between 0 and 360° (every 45°). All there is left to do is return our image to the CAM screen which will replace our plaster mould and will enable the generation of the intrados then the extrados of the prosthesis.

THE CAM SOFTWARE

The computer assisted conception systems are to dentists what robots, digital commands and automats are to manufacturing.

The material environment is composed of a Mini/Micro Calculator, for example the Vax series from D.E.C. (Digital equipment), an exploitation system, preferably VM.S. or Unix standard... and a 32 bits central processor between 0.3 and 0.9 Mips associated to a linked floating card. The minimum central memory must be around 3 Mo with a mass memory of 30 to 60 Mo. In-out channels are on 8 multiplexed lines RS 232C up to 196000 bauds with parallel in-outs of 16 or 32 bits up to 500KHerz.

[Fig. 12: Model of a tooth]

The handling of this type of software meant, a few years ago, that you needed specialised personnel and aimed high technology areas such as aeronautics, space or nuclear industries. These synthetic images are now aiming for Small and Medium Companies and the medical sector. Training sessions are necessary and they demonstrate that the use of dental CAM imagery isn't as complex as we have often said it was.

CAM SOFTWARE (23)

Several types of solutions exist in 3D from modelling with wire to solid modelling and the algorithm will be determined by the application envisaged during the specifications study. For a dental prosthesis, the choice is limited by the cost/performance factor.

- with "wire" modelling, the sides of the object are memorised as rows of 3D lines and circular elements. This technique is useful to visualise dental elements as it was the case at the Garancière (Fig. 13) and stays very limitative and

[Fig. 13: presentations modes of a solid

- a) spatial presentation
- b) border (or surface)
- c) history of creation]

particularly during the starting up of the mechanical manufacturing modules necessary to the realisation of CAM prostheses.

- with surface modelling, the software will work on surfaces by associating several characteristic elements and the sides considered as limits of these surfaces in space. This technique, which has numerous advantages, enables a rapid creation of the object and of the movement of a tool in surface. On the contrary, this structure of volumes makes any work on the material difficult and is limited to simple objects, different from those found inside the mouth.

- finally, and this represents the tops of 3D CAM, there is the solid modelling. This technique must be chosen in dental prosthesis even if it appears slower to mask the hidden lines of the material and even if it supposes a great power in the addressing speed and the calculation capacity. Are left to be defined the modelling algorithms but this is another affair past the framework of this article. Today we use the 3D software EUCLID from Matra-Datavision and the modelling leans on these calculation models and on the prosthesis' algorithm. Born in 1970, it is only from 1982 that we have modelled the first teeth on this high performance software.

The global system is composed of 800 modules accessible to the user but all aren't represented on the Hennson CAD/CAM software. All the data forms a whole organised according to a structure of unique and accessible data. The unicity enables us to communicate with the volumes, physical attributes, sides or data of digital command at any time of the operation.

Thus it is possible to model our dental zone, to visualise it, to measure the sides to help the ODF diagnosis and to memorise each element of the chain.

There is a library of teeth, as we ourselves have a memory of the shape of each one when we must realise a wax model. The tridimensional view of our tooth has defined a volume in which this theoretical tooth will be cloned. This deformation can be preceded by an identification of the patient's teeth's shape and thus have a symmetrical pre deformation before the tweaking in the prosthetic envelope (Fig. 14).

After having increased the stump and at the same the intrados of our future prosthesis, we are going to operate by transformation on the memorised and pre prepared tooth. Most transformations are possible with a CAM tool but we quickly realise that only some functions are interesting in dental prosthesis. They are on the one hand the classic geometrical transformations such as the translation or the rotation and on the other hand, more specific modifications such as the deformation of the lines of the contours or of the angulation of an incisive side. The transformations by positioning constraint or adjustment give the exact clone of the memorised shape and enable us to place ourselves in a volume defined by:

- finish lines of the cut
 - mesial and distal plans at the contact zones
 - tangent vestibular and lingual plans at the vestibular and lingual surfaces of the neighbouring teeth modified
 - of the occlusal surface resulting from a deep study of the movements of fixed markers on the mandibles or of a simple view of the teeth in static occlusion.
- For the realisation of bridges, we use the principle of material fusion. For ODF brackets, the research on common parts like the attachments and for help to surgical parodontology diagnoses or ODF, we use the study of the cut module and section.

VISUALISATION CONSOLE

The visualisation console enables the “physical” representation of the optical impression and the dialog with the basic software and specific parts. It is possible amongst other things, to zoom or increase some zones of the tooth (finishing line, bevel...) to visualise the mandibular movements and to modify a shape obtained by CAM to make it more functional or aesthetic; a value of 1024 x 1024 points on a 31cm screen seems a rational approach in dental ergonomics.

The first part of the treatment of the visualised image consists in calculating the perspective of the objects within the framework of freedom degrees of the observer and characteristics of the field (Fig. 13). Each volume portion is brought back to a surface projected on the screen. Then we have to fill the image point per point that is to say delete the hidden parts, give colours or shades... it is the most complex part. The cinema animation is possible either by moving the tooth's set or by moving part of the piece (study on the mandibular movements). Once the image is calculated it is transferred to a high resolution digital memory and for each image cycle it is converted into a high resolution video signal.

The representation mode of the tooth can be spatial, surface or creation history (Fig. 11).

- for spatial representation, elementary volumes such as cubes, spheres are used. If directly having access to elementary volumes simplifies the union or intersection volume operations, on the other hand the quantity of data is very high if we want to keep the required precision for the prosthesis. This representation was used during the Garancière in Paris in 1983. This representation is efficient but it is a dangerous approximation for manufacturing.
- for border or surface representation, the tooth appears as a set of surface bits called “faces”, breaking up all the sides and whose intersections are called “peaks”. This representation has the advantage of being compact and exact but it isn't so good for belonging tests which is very annoying for

interactive modifications of crowns. To avoid this difficulty, it is necessary to use algorithms capable of decomposing each surface into elementary subdivisions.

CREATION HISTORY

- for the third representation or “creation history”, the volumes are considered as envelopes of the trajectory of a plan’s contour (as Posselt’s feather in occlusion). The trajectory can be a plane curve or left. As well as the previous difficulties, the visualisation one is added. However the fact that it keeps all the data about the geometrical model enables its use for body dynamics and manufacturing.

The greatest interest of these methods stays the study possibilities of movement (occlusion), of deformation and of dilatation (prostheses). Modelling of an object in the shape of a virtual model makes the punctual correction possible for instance of a movement, and adjunction or the suppression of an element as well as the geometrical transformation of the tooth or its environment. It is undoubtedly at this level that the quality of fundamental work of the prosthesis applies the best, even if it is not the most complex part.

The control function entails in this type of software all the tools which enable past the visualisation to check the adequacy of our realisation. This surveillance is defined by basic standards specific to our prosthetic realisations and can be used directly with a minimum handling of the software.

At the side of the CAD/CAM software there is the digital command that is to say the automatic obtaining of the exact geometry of the material to be removed during a manufacturing phase and the verification of the spatial interfaces between the elements of the tool machine – piece set. There are essentially 3 modules:

- acquisition of the geometrical data of the finished piece and the evolution steps of the gross piece as well as the technological parameters of the manufacturing cycles.
- the generation and visualisation of the tool’s movement
- the translation of this information in a language known by our machine such as the APT or the Promo

All there is left to do is choose the material and manufacture it.

DIGITAL COMMAND

The necessity of fast and good production makes us have to think digital command when we speak of execution of dental crowns.

The digital command system of machines has considerably bettered since the apparition of DRM (machine language data) in direct relationship with the tool machine without the intermediary perforated bands. If our MOCN (digital command tool machine) wasn’t directly linked to the CAM software at the Garancière, the DRM link was totally established and the pre memorised language

transmitted by our computer would start in an APT language the machine's power amplifiers. We can note that the use of a direct command diminishes or even completely suppresses the manual interventions during usage. On the other hand, it doesn't stop the introduction of complementary data and of manufacturing surveillance. With a digital command device (Fig. 15), precision isn't a function of mechanical settings as they no longer exist but of the pre positioning of the tools in the tool holder and of the finesse of the tool's work. These precisions aren't random and can be pre determined.

There are several types of digital commands:

- point per point or positioning command. In this case, the movements are done on 2 axes such as XY, XZ, YZ. The longitudinal engine insures movement in X and the transversal engine in Y. The third axis, here Z or W, works occasionally.
- for para-axial movement, as well as the positioning defined previously, the digital command work in parallel of the axes' slides thus insuring the reading of the programming of the speed on 2 or 3 axes. It supposes that we program the speed of the brooch as a function of the used tool, the manufactured material, of the passes' depth and of the plates movement speed. It would be a mistake to program a digital command without mastering the different factors.
- finally, doing the contours which can be point per point or continuous, supposes a conjoined movement of all three engines in the space or envelop available at the manufacturing center.

Generally, for this type of program, we find:

- the tool's reference number for an automatic change machine, which is necessary for the execution of a complex shape as is the case of a prosthetic element.

- drilling sequence or relative or absolute coordinates of the positioning of the drilling surface
Speed of the brooch often going from 2000 to 60000 turns per minute for a micro drill
- movement speed of the X, Y, Z axes
- dimension of quick forward and back movement of the tool to place rapidly place itself on the manufacturing site or to avoid an overhanging area without touching
- if necessary a spraying dimension
- choice of material for the crown
- start or finish of the manufacture.

PROSTHESIS MANUFACTURING

It is necessary to remind you that there are several manufacturing methods (24), conventional and non conventional ones. All the materials present on Earth have an appropriated technique associated, thus the non precious but conductive metals can be electro eroded and the ceramic can be manufactured with ultra sound. If with the conventional method we find drilling or turning, the non conventional methods are numerous and we can signal laser manufacturing which is without a doubt promised to a great future in our profession.

The manufacturing method which interests us more particularly today is conventional and is divided into drilling for tender materials (roughing) and abrasion for the resistant materials. From a pre shape in a material deemed biocompatible, we manufacture following the order of the tool's movement printed by the computer and more specifically the CNC to the tool machine.

We notice straight away that we can use extremely varied materials which enable a great choice. The material, as well as having aesthetic qualities, will be manufactured with the rigor of an industrial production which will avoid secondary effects that we know both on the biological qualities and the mechanical properties.

Manufacturing by removing matter must be studied with the greatest care. When we deal with "tender" materials such as compounds whereas working with cutting tools is possible and for ceramics, it would be interesting to use abrasion. Abrasive materials are currently much more resistant than most of our materials (25). We can find alumina, silica carbide and diamond. As well as considering abrasive materials, it is necessary to have a resistant binder, depending on the pre shape, to the very high temperature which can accompany the shaping.

Among the remarkable advantages of abrasive manufacturing, its low tolerance insures a great precision. In the worst case a value of 15µm is often obtained during the manufacturing of ceramics, to which we can add the precision the machine itself.

To talk about a manufacturing precision of $\pm 20\mu\text{m}$ isn't absurd nowadays.

By giving a closer look to this mechanism, we notice that only a few grains act upon the abrasion and it is only their summit which works. It is possible to show that the angle defines the quality of the work of the tool. The more positive the angle, the most quantity of matter is removed. For each type of material there is a optimal angle and its research is capital to optimise the cycle.

We see that there is little difference between manufacturing by drilling and manufacturing by abrasion. The difference is only in the fact that the pressure applied by the tool to the piece is very low and that for the abrasion only a small surface is used. Of course, the smaller the penetration, the longer the manufacturing cycle. For this reason, it is current to rough the piece with a rougher method and then finish the work with a finer and finer abrasive system. In the case of a premolar, the first rough action of around $200\mu\text{m}$ takes about 6 minutes (7s per turn), the second more precise action ($50\mu\text{m}$) takes around 10 minutes and the automatic polishing between 2 and 4 minutes which means a total time of 20 to 30 minutes for a slow manufacturing. Please also note that pre manufacturing can be executed before the piece is generated by the CAM software which reduces the time by 15 minutes. This approach supposes a new way of situating the organisation of one own time and particularly the use of dead times. It might be judicious to amortize the investment of such a system by executing a dental act during rather than before the appointment... but this is another story.

CONCLUSION

The legitimate creative ambitions of the modern practitioner cruelly face the weakness of technological means available to realise them. In our scientific reasoning needs for high precision live next to uncertain handlings. This distortion deeply troubles the conscious practitioner.

The analysis of our prosthetic actions reveals that a great number of operations need the undivided attention of highly qualified personnel not because of their difficulty but of their importance. The human brain is thus relegated to a role of meticulous censor of operations. It isn't doubtful that these intelligent and creating beings have better to do than lead a merciless fight, given that we already know that the high performance industrial machines can rid them of these ungrateful and preoccupying tasks.

We must see our technology as a tool at the service of our reasoning and a means at the height of the realisations of our acquired science. We think that this good balance between conception and realisation is guarantees great success and scientific progress.