

RAPPORT ODONTOLOGIQUE

CFAO DENTAIRE

Ecrit par le Docteur F. DURET

Avec la participation de :

J.L. BLOUIN	(Précision et Gén.)
C. BOUILLAT	(FAO)
E. CHAPOULAUD	(Optique)
B. DURET	(Matériau)
E. DURET	(Général)
M. FADOUS	(FAO)
D. MOUREN	(CAO)
J.M. PEROT	(S.Secondaire)
M. TIBERGHEN	(CAO)

Et l'équipe dentaire.

Mise à jour du 21 Octobre 1987.

Ce rapport est strictement confidentiel et ne peut être reproduit. Il a été transmis aux deux hauts responsables que sont M<sup>lle</sup> LEGAT(A N V A R) et le Prof. SANGIUOLO (Expert) au titre d'une information personnelle. Par ailleurs, 5 exemplaires ont été tirés, 3 pour la société HENNSON et 2 pour l'équipe du Dr.DURET

## SOMMAIRE

---

### 1-PRISE D'EMPREINTE

- 1.1 Historique
- 1.2 Etude fondamentale pour le choix de la lecture 3D
  - 1.2-1 Réseau contre objet
  - 1.2-2 Moiré par simple projection
  - 1.2-3 Moiré par double projection
  - 1.2-4 Multiplication des plan-images
  - 1.2-5 Profilométrie par codage d'amplitude
  - 1.2-6 Profilométrie par transformation de Fourier
  - 1.2-7 Méthode d'analyse par échantillonnage
  - 1.2-8 Profilométrie par codage de phase
- 1.3 La méthode dentaire
  - 1.3-1 Détermination de la hauteur Z
  - 1.3-2 Détermination de l'influence de la projection parallèle ou divergente
  - 1.3-3 Calibration
  - 1.3-4 Influence de l'objet pour le choix du système
  - 1.3-5 Principe de la recherche et calcul de phase
  - 1.3-6 Calcul du relief de l'empreinte
  - 1.3-7 Corrélation des surfaces
  - 1.3-8 Codage des informations
- 1.4 Le matériel dentaire
  - 1.4-1 La source
  - 1.4-2 La sonde
  - 1.4-3 L'écran vidéo
  - 1.4-4 Les éléments interactifs
  - 1.4-5 Le système de traitement
- 1.5 Le geste clinique
  - 1.5-1 Ergonomie
  - 1.5-2 La prise d'empreinte
  - 1.5-3 Le traitement de l'image
    - 1.5-3.1 Phase interactive
    - 1.5-3.1 Phase automatique
- 1.6 La précision de l'empreinte optique
  - 1.6-1 Rappel sur la précision en dentisterie
  - 1.6-2 La précision de la sonde optique
    - 1.6-2.1 Précision de la mesure de phase
      - 1.6-2.1.1 Analyse de la qualité du codage projeté
      - 1.6-2.1.2 Le contraste des franges
      - 1.6-2.1.3 La dynamique de l'image observée
      - 1.6-2.1.4 Optimisation de la précision de mesure de phase

- 1.6-2.2 Précision de la calibration
  - 1.6-2.2.1 Linéarité de la phase
  - 1.6-2.2.2 Orthogonalités des axes
  - 1.6-2.2.3 Point Nodal
  - 1.6-2.2.4 Méthode de calibration
- 1.6-2.3 Résultats
  - 1.6-2.3.1 Erreur de répétabilité en phase
  - 1.6-2.3.2 Incidence de l'erreur en phase sur la précision du relief
  - 1.6-2.3.3 Erreur en étalonnage
- 1.7 Conclusion

## 2-LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR DES PROTHESES DENTAIRES

- 2.1 Introduction
- 2.2 Réalisation d'une bibliothèque de dents théoriques
  - 2.2-1 Principe de la modélisation théorique
    - 2.2-1.1 Courbe de BEZIERS
    - 2.2-1.2 Surface de BEZIERS
    - 2.2-1.3 Représentation de la dent théorique
  - 2.2-2 Les dents théoriques (Surface et Sillon Primaire)
    - 2.2-2.1 Incisive
    - 2.2-2.2 Canine
    - 2.2-2.3 Prémolaire
    - 2.2-2.4 Molaire
  - 2.2-3 Sillons secondaires, tertiaires et facettes des dents théoriques
  - 2.2-4 Le diagramme des arcades
  - 2.2-5 Conclusion
- 2.3 Réalisation d'une couronne
  - 2.3-1 Définition de la forme intérieure
    - 2.3-1.1 Corrélation
    - 2.3-1.2 Modélisation
      - 2.3-1.2.1 Dents adjacentes et antagonistes
      - 2.3-1.2.2 Le moignon.
    - 2.3-1.3 Réalisation de l'intrados
      - 2.3-1.3.1 Modification de la ligne de finition.
      - 2.3-1.3.2 Dilatation
      - 2.3-1.3.3 Conclusion sur la réalisation de l'intrados
  - 2.3-2 Réalisation de l'extrados
    - 2.3-2.1 Introduction
    - 2.3-2.2 Mise en environnement - principe théorique
    - 2.3-2.3 Mise automatique en environnement du bol
    - 2.3-2.4 Adaptation de l'occlusion statique
      - 2.3-2.4.1 Orientation globale de la gouttière
      - 2.3-2.4.2 Les contacts

- 2.3-2.5 Adaptation de l'occlusion dynamique
- 2.3-2.6 Conclusion
- 2.3-3 Déformations interactives
  - 2.3-3.1 Matière
  - 2.3-3.2 Dessin courbe
  - 2.3-3.3 Usure
  - 2.3-3.4 Angle cuspidien
  - 2.3-3.5 Autres
  - 2.3-3.6 Fonction en cours d'étude
    - 2.3-3.6.1 Angle
    - 2.3-3.6.2 A définir après les tests cliniques
- 2.3-4 Principe de base pour toutes les couronnes
  - 2.3-4.1 Introduction
  - 2.3-4.2 Le placement
    - 2.3-4.2.1 Détermination du sillon mesio-distal (dents postérieures) ou du bord libre (dents antérieures) de la couronne
    - 2.3-4.2.3 Axe de rotation, axe d'alignement
    - 2.3-4.2.3 Placement
  - 2.3-4.3 Adaptation de la couronne à l'environnement adjacent
    - 2.3-4.3.1 Homothétie
    - 2.3-4.3.2 Adaptation de la ligne de collet à la ligne de finition
    - 2.3-4.3.3 Adaptation du "bol" de la couronne à l'environnement
    - 2.3-4.3.4 Adaptation de la ligne des crêtes de la couronne aux crêtes adjacentes
- 2.4 Réalisation des bridges
  - 2.4-1 Réalisation d'une bibliothèque d'intrados théoriques
  - 2.4-2 Réalisation d'un bridge
    - 2.4-2.1 Définition des données issues du traitement d'images
    - 2.4-2.2 Définition de la forme intérieure
      - 2.4-2.2.1 Contrôle de parallélisme
      - 2.4-2.2.2 Influence des dents voisines
      - 2.4-2.2.3 Réalisation des intrados
    - 2.4-2.3 Réalisation de l'extrados
      - 2.4-2.3.1 Éléments en présence
      - 2.4-2.3.2 Mise en environnement - principe théorique
      - 2.4-2.3.3 Mise en environnement du bol
      - 2.4-2.3.4 Mise en environnement de la surface occlusale
  - 2.4-3 Déformations interactives
  - 2.4-4 Conclusion
- 2.5 Les dents à tenon
  - 2.5-1 Critères odontologiques de reconstruction
    - 2.5-1.1 Critères de reconstitution
      - 2.5-1.1.1 Conditions endodontiques
      - 2.5-1.1.2 Considérations morphologiques
      - 2.5-1.1.3 Considérations mécaniques
      - 2.5-1.1.4 Considérations électro-chimique

- 2.5-1.2 Différents types cliniques
  - 2.5-1.2.1 Monoradicules
  - 2.5-1.2.2 Pluriradicules
- 2.5-2 La reconstitution coronoradiculaire en CAO
  - 2.5-2.1 reconstitution totale
  - 2.5-2.2 reconstitution partielle
  - 2.5-2.3 reconstitution mixte
- 2.5-3 Déformations interactives
- 2.6 Les inlays et onlays
  - 2.6-1 Principe théorique
    - 2.6-1.1 Protocole 1
    - 2.6-1.2 Protocole 2
- 2.7 Les attachements
  - 2.7-1 Préparation de collage et rétention
    - 2.7-1.1 Préparation pour collage
    - 2.7-1.2 Préparation pour rétention
      - 2.7-1.2.1 Les Puits
      - 2.7-1.2.2 Les clips
      - 2.7-1.2.3 Le crochet équipoise
      - 2.7-1.2.4 Attachements de THOMPSON
  - 2.7-2 Préparation des supports d'attachements
    - 2.7-2.1 Conjoncteurs rigides
    - 2.7-2.2 Conjoncteurs articulés
    - 2.7-2.3 Ancrages articulés
    - 2.7-2.4 Distributeur de force
    - 2.7-2.5 Dispositifs retentifs horizontaux
  - 2.7-3 Conclusion
- 2.8 Orthodontie
  - 2.8-1 Aide au diagnostic
    - 2.8-1.1 Informations générales
    - 2.8-1.2 Téléradiographie
    - 2.8-1.3 Arcade
  - 2.8-2 Thérapeutique
  - 2.8-3 Vérification et pronostic
- 2.9 La précision
  - 2.9-1 La précision de la corrélation et de la modélisation
    - 2.9-1.1 Précision de la corrélation
    - 2.9-1.2 Précision de la modélisation
  - 2.9-2 La précision des logiciels de CAO
    - 2.9-2 .1 Précision des calculs de CAO
    - 2.9-2 .2 Précision de l'interactif
    - 2.9-2 .3 Précision des trajets d'usinage

### 3-LOGICIEL DE GESTION

- 3.1 Généralités
- 3.2 Etude actuelle

- 3.2-1 Politique de HENNSON
  - 3.2-2 Prodent (Société CERILOR) - Dr. ~~DESPREZ~~ à Maxeville
    - 3.2-2.1 Problèmes liés à la traduction
    - 3.2-2.2 Problèmes liés aux bibliothèques d'édition de liens
    - 3.2-2.3 Problèmes de configuration installée
  - 3.2-3 Alphadis (Société ALPHAMET)
- 3.3 Développement interactif particulier de HENNSON
- 3.4 Conclusion

#### 4-USINAGE

- 4.1 Lancement de la machine-outil à commande numérique
  - 4.1-1 Introduction
  - 4.1-2 Etat actuel
    - 4.1-2.1 Lancement
    - 4.1-2.2 Calcul des trajets
    - 4.1-2.3 Intervention
  - 4.1-3 Conclusion
- 4.2 L'usinage
  - 4.2-1 La commande numérique
    - 4.2-1.1 Définition
    - 4.2-1.2 Historique
    - 4.2-1.3 Génération des fonctions numériques et logiques
      - 4.2-1.3.1 Travail EUCLID en commande numérique.
      - 4.2-1.3.2 Travail de la carte PRODYS.
  - 4.2-2 La machine-outil
    - 4.2-2.1 Définition
    - 4.2-2.2 Historique
    - 4.2-2.3 La machine-outil dentaire
      - 4.2-2.3.1 La partie mécanique
        - 4.2-2.3.1.1 La pulvérisation
        - 4.2-2.3.1.2 Le système d'alimentation automatique
        - 4.2-2.3.1.3 Receptacle de dechets et aspiration
        - 4.2-2.3.1.4 Le capotage
      - 4.2-2.3.2 La partie électrique
    - 4.2-2.4 Manipulation
  - 4.2-3 La précision de la micro-fraiseuse
    - 4.2-3.1 La précision géométrique
    - 4.2-3.2 La précision du mouvement
    - 4.2-3.3 Déformation liée à l'usinage
    - 4.2-3.4 La température
    - 4.2-3.6 Conclusion
  - 4.2-4 Conclusion

## 5-LES OUTILS

- 5.1 Historique
- 5.2 Fonction de chaque outil
  - 5.2-1 Outil cylindrique
  - 5.2-2 Outils sphériques
  - 5.2-3 Outil pointu
  - 5.2-4 Outil torique
  - 5.2-5 Le forêt
  - 5.2-6 Outil cylindrique avec bout sphérique
- 5.3 Composition des outils
  - 5.3-1 La forme
  - 5.3-2 Les matériaux
  - 5.3-3 La bague
- 5.4 Fabrication
- 5.5 Conclusion

## 6-LES MATERIAUX

- 6.1 Introduction
- 6.2 Objectif de recherche
- 6.3 Méthodes de recherche - Cahier des charges
  - 6.3-1 Les caractéristiques statiques
    - 6.3-1.1 La perte de substance
    - 6.3-1.2 Le matériau
  - 6.3-2 Les caractéristiques dynamiques
    - 6.3-2.1 La perte de substance
    - 6.3-2.2 Le matériau
- 6.4 Choix du matériau
- 6.5 Structure et composition
  - 6.5-1 L'architecture interne
  - 6.5-2 La matrice
  - 6.5-3 L'interface
  - 6.5-4 Les charges et additifs
  - 6.5-5 Les additifs
- 6.6 Moyens de mise en oeuvre
- 6.7 Coloration et esthétique
  - 6.7-1 Propriétés optiques du matériau
  - 6.7-2 La couleur propre du matériau
  - 6.7-3 La couleur des couches sous-jacentes
  - 6.7-4 Les altérations exceptionnelles
  - 6.7-5 Spécificités
- 6.8 La préforme CAO
  - 6.8-1 La partie noble
  - 6.8-2 La résine de préhension
- 6.9 Biocompatibilité

## CHAPITRE 1

# LA PRISE D'EMPREINTE

La prise d'empreinte optique, sur plâtre, puis dans la bouche du patient, a suivi une évolution extrêmement importante depuis son origine (1973), jusqu'à aujourd'hui. Etudier la prise d'empreinte aujourd'hui, suppose de bien avoir en mémoire les étapes successives suivies. Par ailleurs, cela permettra de mieux comprendre comment, petit à petit, un principe théorique est devenu une réalité odontologique.

## 1.1 Historique

En 1973, nous avons retenu comme principe théorique d'analyse optique dentaire, l'holographie. Plusieurs raisons justifiaient de ce choix :

- l'aspect novateur de la technique,
- la grande publicité faite autour du laser, donc la possibilité pour le jeune étudiant que j'étais de recueillir facilement de la documentation grand public
- le fait qu'il s'agissait d'une lecture 3D.

Pourtant, dès 1976, nous avons dû admettre que ce choix n'était pas excellent, car la prise d'un hologramme nécessitait une attente bien trop longue, par rapport à la disposition possible du patient. La digitalisation était loin, et est encore loin, d'être un acte automatisable dans les délais minimum impartis au cabinet. Pour cette raison, à partir de 1980, nous décidons sous les conseils du GREPA (CNRS de Strasbourg) d'étudier et de mettre au point une technique interférométrique connue depuis 1896, sous le nom de MOIRE. En 1981 nous créons un projet particulier sous le nom de PHOTODON et durant plusieurs années (1981-1983), nous cherchons à l'enrichir pour l'adapter à la bouche des patients. Nous ne reviendrons pas sur le principe théorique de ce process. Nous l'avons expliqué dans plusieurs articles joints en Annexe, dont nous rappelons les références :

- F. DURET, L'empreinte optique ou la cibernetique odontologique, *Densist NEWS*,40,pp 32-54,1984
- F. DURET et coll, Bases fondamentales dans la conception et fabrication assistées par Ordinateur de Prothèses dentaires, *Q.O.S*,39,pp 197-216,1985
- F. DURET et Coll, Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques, *CdP*,50pp 65-71,1985
- F. DURET et Coll, Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet, *Cdp*,50,pp73-109,1985

Pour résumer, nous dirons simplement qu'en 1981, nous souhaitions faire trois vues micro moirés, associées à un système MICROM. L'exploitation serait effectuée par une caméra CCD non déterminée. A cette époque, nous avons défini, dans un rapport complet,

les caractéristiques du montage comme suit :

- distance au plan de référence : 13 mm
- pas de trame : 0,05 mm
- base de prise de vue : 7 mm
- distance faciale : 5,682 mm.

De Mai 1981 à Décembre 1983, nous avons travaillé avec THOMSON puis MATRA. Le résultat de ces travaux fût la mise au point de la première sonde de captage endobuccal, utilisée lors des entretiens de GARANCIERE en Septembre 1983. Cette sonde, présentée le 26 Septembre 1982, avait l'avantage d'être très maniable, mais le gros inconvénient d'avoir une très mauvaise qualité d'image. Les éléments de base étaient les suivants (figure 1 et 2) :

- une source de 150 W
- une fibre transmetteuse de lumière et conductrice d'image,
- deux trames de 50  $\mu$  de pas,
- deux optiques ayant 40° d'ouverture.

La mise au point optique de l'appareil est réalisée sur un plan de référence situé à une distance connue du centre optique de l'appareil. Deux systèmes identiques reliés entre eux par un support adaptable en bouche permettent de visualiser à la fois la face vestibulaire et la face linguale de la dent. En outre, un pointeau avec plan de repérage permet de situer avec beaucoup de précision la distance D (voir plus loin). La fibre optique utilisée en projection est un câble double gaine métallique de diamètre 4 mm sur une longueur de 1200 mm. Elle est équipée :

- d'une trame DTE 40, 45 ou 50  $\mu$
- de deux condensateurs optiques équipés de deux doublets,
- d'un prisme à réflexion totale déviation 90°,
- d'un système optique ayant 30° d'ouverture F4.

La fibre de reprise se compose de fibres conductrices d'images de diamètre 15 à 18  $\mu$  ordonnées en section 3 x 3 mm et d'une longueur de 1000 mm, avec un système optique composé de :

- côté prise d'images, un objectif composé de deux doublettes, prisme à réflexion totale, déviation 90° et d'angulation 30° ou 40°.
- côté restitution d'images, une trame DTE, diamètre 40,45 au pas de 100 ou 50  $\mu$ m, un objectif composé de deux doublets et une monture C
- côté du traitement de l'information, nous utilisons un photosenseur matriciel à transfert de charges (CCD) type THX 311 35. Ce photosenseur est relié à une carte d'évaluation THX 1038 et une carte logique THX 1042. Les trois cartes de mise en œuvre sont réunies dans un même boîtier et sont reliées par l'intermédiaire d'un magnétoscope VHS à un moniteur TV standard. Le capteur utilisé est un dispositif à transfert de charge réalisé en technologie n - MOS canal enterré à deux niveaux de silicium polycristallin. Son organisation à transfert de trame permet de rendre photosensible la quasi totalité de la zone image.

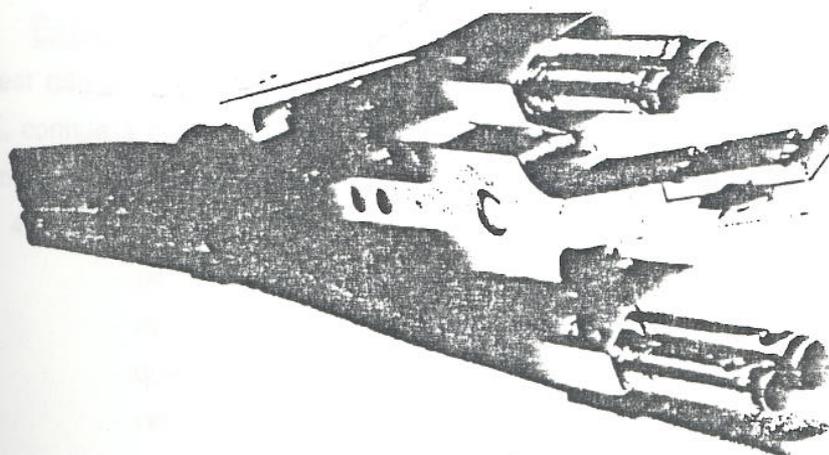
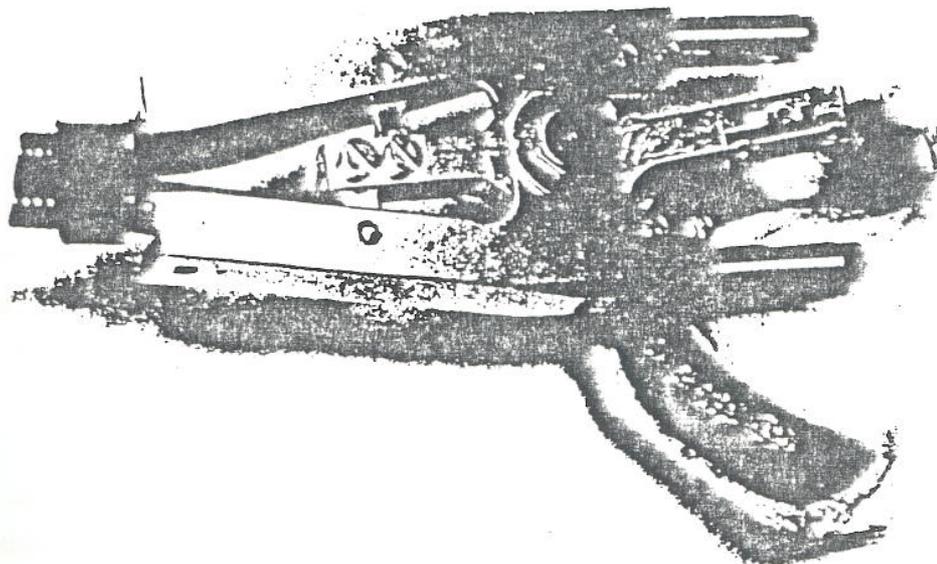


Figure 1 et 2

**LA SONDE OPTIQUE DE LA GARANCIERE (Sept. 1983)**

---

Le fait que l'ensemble soit plan, le rend très apte à toute micro étude métrologique.

Le PEL mesure  $30 \mu\text{m} \times 28 \mu\text{m}$  et la zone image représente  $4,32 \text{ mm} \times 5,824 \text{ mm}$  soit environ 29 952 points d'analyse pour  $25 \text{ mm}^2$  (figure 3). L'objet analysé ne dépassant pas 6 mm par 6 mm, la précision de  $500 \mu\text{m}$  est très probable pour des valeurs en OX, OY et OZ. Nous avons admis pour cette étude des axes de coordonnées OX et OY fixes et connues (interlignes) et une profondeur OZ variable donc devant être mesurée. Les 145 lignes sont transférées ligne à ligne dans la zone mémoire. Installées en parallèle dans ce registre de lecture. A sa sortie, il y a conversion charge-tension grâce à une diode flottante. La matrice photosensible THX 311 35 est associée à une carte d'évaluation THX 5001, afin qu'il y ait adaptation des signaux logiques de commande (suppression de la composante continue...). Nous utilisons une sortie délivrant un signal vidéo échantillonné. Piloté par le quartz, ce module fournit les signaux CCIR du standard 625 lignes/25 images seconde. Pour cette raison, nous associons à cette carte :

- la carte THX 5002 générateur de fréquence et logique de commande,
- la carte THX 5003 voie vidéo + conversion Analogique/Numérique.

La carte THX 5003 est reliée à un magnétoscope VHS lui même relié à un moniteur T.V. standard de 625 lignes. Ce travail constitua la première phase présentée au Ministère de la Recherche et de l'Industrie, qui accepte le financement en Décembre 1983. A cette date, nous avons eu la chance de rencontrer la société OCE. HENNSON, spécialement créée pour l'application dentaire et maître d'œuvre a vue le jour en Janvier 1984. Elle reconsidéra complètement le problème en collaboration avec BERTIN, I2S et THOMSON.

## **1.2 Etude fondamentale pour le choix de la lecture 3D**

Il est décidé, en Janvier 1984, de réaliser une étude complète de tous les procédés de MOIRE, connus à ce jour afin de choisir le meilleur d'entre eux (figure 4). Comme le montre le diagramme joint, quatre grands secteurs ont été étudiés selon un plan extrêmement complet (figure 4) :

- bibliographie,
- performance et limite,
- aptitude à la miniaturisation dentaire,
- qualité mesure 3D,
- vérification expérimentale sur banc optique, échelle 3 puis 1.

Une synthèse complète de l'ensemble des points ci-dessus était abordée et présentée le 5 Décembre 1984. Les résultats étaient les suivants :

### **1.2-1 RESEAU CONTRE OBJET**

La source lumineuse code la dent au travers d'un réseau. L'observation est effectuée au travers du même réseau. Les problèmes sont :

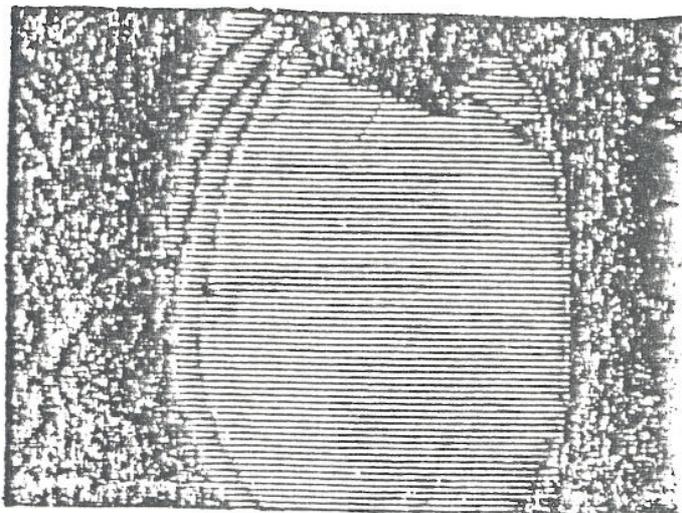


Figure 3

RESULTAT DE MOIRE

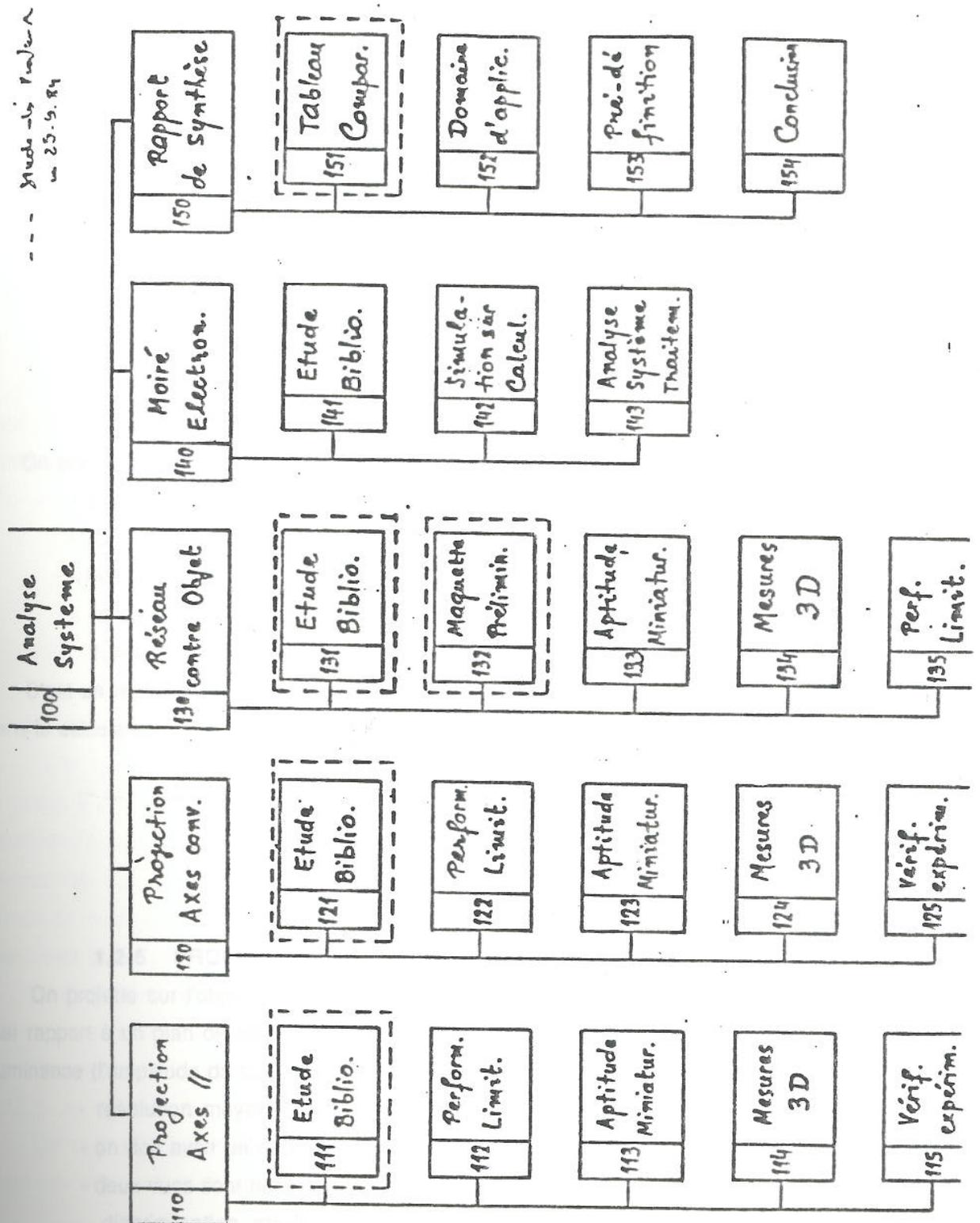


Figure 4

PRINCIPE D'ANALYSE DES MOIRES

- limite de profondeur de champ et largeur de champ
- interpolation délicate,
- trop d'influence de la réflectivité de l'objet.

### 1.2-2 MOIRE PAR SIMPLE PROJECTION

Il s'agit de la méthode que nous avons utilisée à GARANCIERE en Novembre 1983.

- La profondeur de champ reste faible,
- L'interpolation délicate,
- Il y a trop de sensibilité aux paramètres de montage,
- Le sens de variation de relief est difficile à établir,
- L'influence de réflectivité de l'objet reste importante.

### 1.2-3 MOIRE EN DOUBLE PROJECTION

On projette sur l'objet les deux grilles et l'on visualise sans grille. Les problèmes sont :

- profondeur de champ insuffisante,
- contraste médiocre,
- montage complexe,
- interpolation difficile.

### 1.2-4 MULTIPLICATION DES PLAN-IMAGES

C'est un moiré de simple projection, mais le deuxième réseau est obtenu par numérisation dans le calculateur :

- L'interpolation est délicate,
- Il faut un détecteur rapide,
- Le filtrage du bruit est complexe,
- Le système numérique est complexe,
- La discrimination creux/bosses reste difficile.

### 1.2-5 PROFILOMETRIE PAR CODAGE D'AMPLITUDE

On projette sur l'objet un réseau que l'on visualise, et l'on mesure la différence de hauteur par rapport à un plan de référence en fonction de la modification de la modulation périodique de luminance (l'amplitude du codage). Les problèmes sont :

- résolution moyenne,
- on doit avoir un détecteur qui résoud la porteuse,
- deux vues sont nécessaires,
- discrimination creux/bosses difficile

### 1.2-6 PROFILOMETRIE PAR TRANSFORMATION DE FOURIER

Très proche de la précédente, l'image du réseau déformée par la dent peut être considérée

comme un signal composite comportant une fréquence spatiale porteuse modulée en amplitude par la réflectivité de l'objet et en phase par son relief. Grâce à une série de transformations de FOURIER monodimensionnelles, il est possible d'isoler les variations de phase des modulations d'amplitude et donc de remonter à la géométrie tri-dimensionnelle de l'objet. Il reste un certain nombre de problèmes :

- moyen et temps de calcul complexes,
- nécessité d'un plan de référence,
- pente de l'objet limitée,
- détecteur rapide,
- précision moyenne.

#### 1.2-7 METHODE D'ANALYSE PAR ECHANTILLONNAGE

Proche de la méthode de profilométrie, on projette le réseau sur un plan de référence, pour connaître le réseau non déformé (pas apparent). On échantillonne ensuite l'image de la dent codée au pas du réseau non déformé, pour différentes phases à l'origine ( $0$  à  $2\pi$ ). On obtient différentes intensités qui donneront, par calcul, des franges de moiré. Il reste que :

- L'interpolation est nécessaire,
- Un bon détecteur est nécessaire,
- La réflectivité de l'objet peut jouer.

#### 1.2-8 PROFILOMETRIE PAR CODAGE DE PHASE

On projette sur la dent un réseau sinusoïdal, dont on fait varier, grâce à un "PHASE SHIFTER", la phase à l'origine. On projette sur chaque point de l'objet le réseau en faisant varier la phase à l'origine de  $0$  à  $2\pi$ . En chaque point des images successives, on enregistre les variations sinusoïdales du signal, dont l'amplitude est liée aux caractéristiques de la dent (réflectivité, diffusion) et dont la connaissance de la phase à l'origine permet de quantifier la valeur du relief de l'objet. La connaissance du relief de l'objet est donc liée au déphasage observé sur l'objet (à  $2\pi$  près) par rapport à ce qu'il est sur le plan de référence. Il faut :

- un bon détecteur,
- plusieurs images (d'où risque de bougé).

C'est cette méthode que nous avons retenue et qui a fait l'objet d'un brevet important (N° 87 02339 du 13 Février 1987).

Un tableau récapitulatif nous permet de mieux comprendre l'intérêt de cette dernière méthode (figure 5 et 6).

A - ORDRE DE PHASE

1. Elon W. Johnson and Duncan I. Moore, "Design and construction of a phase-locked interference microscope," SPIE Vol. 103, p. 76 (1977)
2. N. Idegawa, Y. Yotagai, and T. Soma, "Scanning moiré method and automatic measurement of 3-D shapes," Appl. Opt. Vol. 16, p. 2152 (1977)
3. M. Takeda, M. Ina and S. Kobayashi "Fourier-transform method of fringe-pattern analysis for computer-based topography and interferometry," JOSA Vol. 72, p. 152 (1982)
4. T. Yotagai, M. Idegawa, S. Saito "Automatic topography using high precision digital moiré methods," SPIE Vol. 361 Biosterometrica'82 (1982)
5. T. Yotagai, S. Nakadele, M. Idegawa, M. Saito "Automatic fringe analysis using digital image processing techniques," Opt. Eng. Vol. 21 p. 432 (1982)
6. T. Yotagai, M. Idegawa, Y. Yamashita, M. Suzuki "Interactive fringe analysis system: applications to moiré contourgram and interferogram," Opt. Eng. Vol. 21 p. 901 (1982)
7. A. Livnat and D. Kafri "Finite fringe shadow moiré slope mapping of diffusive objects," Appl. Opt. Vol. 22 p. 3232 (1983)
8. M. Takeda and K. Mutoh "Fourier transform profilometry for the automatic measurement of 3-D objects shapes," Appl. Opt. Vol. 22 p. 3977 (1983)
- 9 - M. Takasaki "Moiré topography," Appl. Opt. Vol. 9 p. 1466 (1970)
- 4 - W. Jaerisch and G. Mekoach "Optical contour mapping of surfaces," Appl. Opt. Vol. 12 p. 1552 (1973)
- 5 - M. Takasaki "Moiré topography," Appl. Opt. Vol. 12 p. 845 (1973)
- 6 - C. Chiang "Moiré topography," Appl. Opt. Vol. 14 p. 177 (1975)
- 7 - B. Dessus, J.P. Gerardin, P. Mousselet "Une méthode des franges" en temps réel et ses applications industrielles, déformations, vibrations, courbes de niveau," Optical and Quantum Electr. p. 15 (1975) 15-45
- 8 - J. Buitrago and A.J. Durelli "On the interpretation of shadow-moiré fringes," Experimental Mechanics Vol. 18 p. 221 (1978)
- 9 - Duncan I. Moore and Bruce E. Truax "Phase-locked moiré fringe analysis for automated contouring of diffuse surfaces," Appl. Opt. Vol. 18 p. 91 (1979)
- 10 - A. Livnat, D. Kafri, and G. Erez "Hills and valleys analysis in optical mapping and its application to moiré contouring," Appl. Opt. Vol. 19 p. 3396 (1980)
- 11 - D. Kafri and E. Keron "Fringe observation and depth of field in moiré analysis," Appl. Opt. Vol. 20 p. 2885 (1981)
- 12 - A.L. Andonian "Correction for rigid body motion in moiré topography," Appl. Opt. Vol. 21 p. 1253 (1982)
- 13 - M.L. Cline, A.S. Holik, and W.E. Lorehaen "Computer-aided surface of interference contours," Appl. Opt. Vol. 21 p. 4481 (1982)

9. Kjell J. Gørvik "Moiré technique by means of digital image processing," Appl. Opt. Vol. 22 p. 336 (1983)

10. V. Brinivason, M.C. Lui, and M. Malibus "Automated phase-measuring profilometry of 3-D diffuse objects," Appl. Opt. Vol. 23 p. 2105 (1984)

B - DOUBLE PROJECTION

- 1 - J. Der Moorseleien and Y.Y. Hung "Moiré contour-difference, and vibration analysis of arbitrary objects," Appl. Opt. Vol. 10 p. 2734 (1971)
- 2 - Frans M. M. Jongewa, Paul Lambrechts, Guido Vanherle "Contouring of tooth imprints by means of a fluorescence technique adapted to a spatially filtered moiré illumination," SPIE Vol. 361 Biosterometrica'82 (1982)

C - RESEAUX PROJETES

- 1 - P. Benoit "Etude des possibilités d'application des méthodes différentielles au contrôle de formes tridimensionnelles" - Thèse Universitaire PARIS-SUD XII - (1974)
- 2 - L. Pirodda "Dimensional metrology of large objects by projection moiré techniques," SPIE Vol. 136 p. 318 (1977)
- 3 - M. Takasaki "Moiré topography - The development and the present status of moiré topography," (1977)
- 4 - J. Normière "Calibration d'une méthode de moiré donnant les lignes de niveau - Thèse Universitaire PARIS VI (1977)
- 5 - G. Indebtaw "Profile measurement using projection of running fringes," Appl. Opt. Vol. 17 p. 2930 (1978)
- 6 - A. Thomas "Dépouillement électro-optique des franges de moiré" Thèse Universitaire PARIS XI (1978)
- 7 - J.C. Perrin and A. Thomas "Electronic processing of moiré fringes: application to moiré topography and comparison with photogrammetry," Appl. Opt. Vol. 18 p. 563 (1979)
- 8 - G. Windischbauer "Problems of image evaluation in orthopedics using moiré figures," Springer p. 66 (1979)
- 9 - M. Malibus, R.S. Kriemamurthy, M. Lui, and F.P. Chiang "Projection moiré with moving gratings for automated 3-D topography," Appl. Opt. Vol. 22 p. 850 (1983)
- 10 - M. Kugel and F. Lenz "Vidéo-electronic generation of real time moiré topograms," (réf. revue + année s.v.p.)
- 11 - J.L. Doly "Projection moiré for remote contour analysis," JOSA Vol. 73 p. 366 (1983)

D - RESEAU CONTRE L'OBJET

- 1 - P.S. Theocaris "Moiré patterns of isopachics," J. Sci. Instrum. p. 133 (1964)
- 2 - D.M. Meadows, W.D. Johnson, and J.B. Allen "Generation of surface contours by moiré patterns," Appl. Opt. Vol. 9 p. 947 (1970)

METHODES	Nbre de réseaux	Nbre d'images	Précision relative attendue exprimée en fonction de $p$ .	Profondeur de champ	Influence de la réflectivité	Complexité de la méthode	Interpolation
Moiré simple projection	2	1	$p/2$	10 mm	Oui	2	4
Moiré double projection	2/3	1	$p/2$	10 mm	Oui	3	5
Moiré réseau contre l'objet	1	1	$p/2$	3 mm	Oui	1	4
Multiplication de plans images	1	$1 + 1$	$p$	10 mm	Oui	1	5
Profilomètre par codage d'amplitude	1	$1 + 1$	$p/2$	10 mm	Oui	2	3
Profilomètre par transformée de FOURIER	1	1	$p/2$	10 mm	Oui	5	0
Méthode d'analyse par sous-échantillonnage	1	1	$p/10$	10 mm	Oui	3	2
Profilométrie par codage de phase	1	3	$p/100$	10 mm	Non	4	0

\* la complexité est quantifiée de manière croissante par un nombre compris entre 1 et 5,

\*\* les problèmes soulevés par l'interpolation sont quantifiés en termes de difficulté croissante par un nombre compris entre 0 et 5.

Figure 6

COMPARAISON DES METHODES

### 1.3 La méthode dentaire

#### 1.3-1 DETERMINATION DE LA HAUTEUR Z (figure 7).

Nous disposons d'un certain nombre de références optiques qui sont :

- l'axe de prise de vue,
- l'axe de projection,
- un réseau de pas connu.

Ces deux axes font, sur un plan de référence imaginaire, un angle  $\alpha$  et  $\beta$  (le plan de référence est parallèle au plan défini par les centres optique des lentilles). On code l'objet par projection d'une trame sinusoïdale de période  $p$  connue :

$$T(xy) = 1/2 + 1/2 \sin(2\pi x/P)$$

Comme cette projection  $T(xy)$  se fait sous un angle  $\alpha$ , la période sera augmentée sur le plan de référence :

$$P_0 = P \sin \alpha$$

de même sur le détecteur elle sera :

$$P_r = P_0 \sin \beta = \frac{P \sin \beta}{\sin \alpha}$$

Il s'agit donc en premier lieu de connaître exactement l'effet de projection sur le plan de référence, en fonction du montage utilisé. C'est la phase de calibration. On projette ensuite cette lumière sur la dent et l'on obtient une nouvelle image dont la phase est différente suivant l'altitude de l'objet. Cette différence de phase

$$\Delta\varphi = \varphi \text{ de l'objet} - \varphi_{\text{réf.}}$$

est l'expression de l'altitude.

L'intensité reçue par le capteur issu du point A sera

$$I_A = a_A + b_A \cos \frac{2\pi OA}{P_0}$$

et celle reçue en D sera

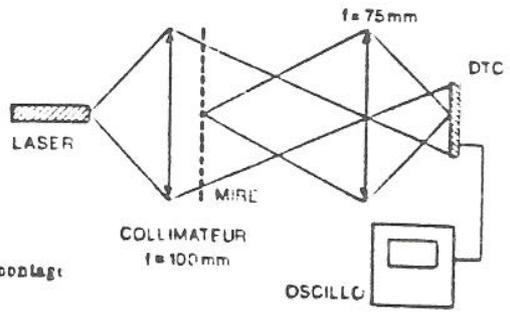
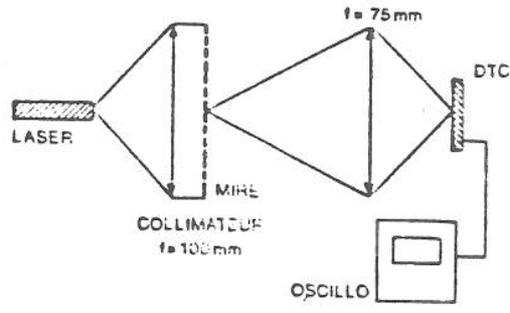
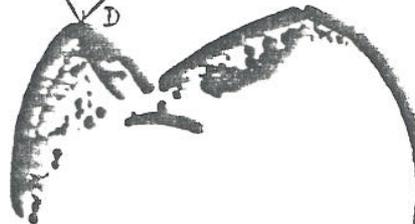
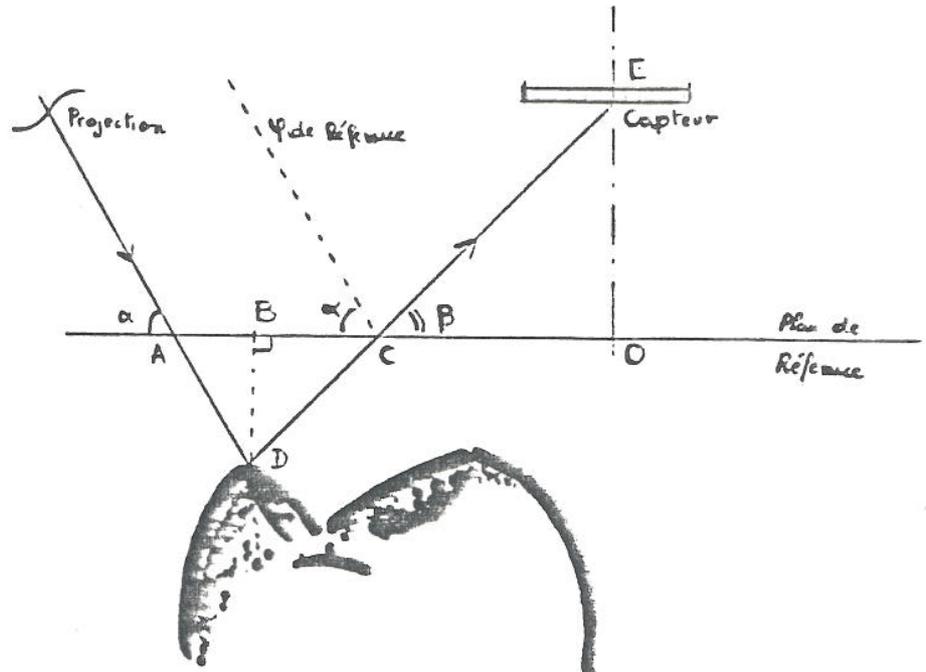
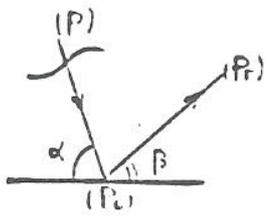
$$I_D = a_D + b_D \cos \frac{2\pi OD}{P_0}$$

Donc les deux phases seront les mêmes si B est la projection du point D sur le plan de Référence ( $z = BD$ ).

$$AC = AB + BC = \frac{BD}{\text{Tg}\alpha} + \frac{BD}{\text{Tg}\beta}$$

d'où

$$BD = AC \frac{\text{Tg}\alpha - \text{Tg}\beta}{\text{Tg}\alpha + \text{Tg}\beta} \quad \text{avec } \overline{AC} = \overline{OA} - \overline{OC}$$



Schémas de montage

Figure 7

**DETERMINATION MATHÉMATIQUE ET PHYSIQUE**

pour un mouvement sinusoïdal  $T(xy) = a(xy) + b(xy) \sin \frac{2\pi x}{P_0}$

l'intensité est  $I(xy) = a(xy) + b(xy) \cos \frac{2\pi x}{P_0}$

et la phase  $\varphi(xy) = \frac{2\pi x}{P_0}$

en C la phase sera  $\varphi_C = \frac{2\pi OC}{P_0}$  et  $\varphi_A = \frac{2\pi OA}{P_0}$  en A

la différence de phase  $\varphi$  entre A et C sera

$$AC = \frac{P_0}{2\pi} (\varphi_A - \varphi_C) = \frac{P_0}{2\pi} \Delta \varphi_{AC}$$

Or la phase en D est la même que celle de A ( $\varphi_A = \varphi_D$ )

$$\text{donc } AC = \frac{P_0}{2\pi} \Delta \varphi_{DC}$$

$$\text{de ce fait } BD = z = \Delta \varphi_{DC} \frac{P_0}{2\pi} \left( \frac{\text{tg } \alpha \cdot \text{tg } \beta}{\text{tg } \alpha + \text{tg } \beta} \right)$$

On représente souvent la valeur de z par l'expression

$$z = \Delta \varphi c$$

où  $\Delta \varphi$  est la différence de phase  $\varphi$  entre le plan de référence et l'objet (d'où l'intérêt d'une excellente calibration) et le terme c :

$$c = \frac{P_0}{2\pi} \left( \frac{\text{Tg } \alpha \cdot \text{Tg } \beta}{\text{Tg } \alpha + \text{Tg } \beta} \right)$$

Ce terme c ne dépend bien entendu que du système optique et de la position du point E sur le détecteur. Nous comprenons facilement toute l'importance que peut présenter une excellente calibration et de bons systèmes optiques dans la détermination de z.

Donc une différence de phase nous permet de connaître la valeur de z.

### 1.3-2 DETERMINATION DE L'INFLUENCE DE LA PROJECTION PARALLELE OU DIVERGENTE

Une étude très complète a été menée par HENNSON et BERTIN pour connaître l'importance

que pourrait avoir du choix de l'utilisation de rayons projetés en parallèles ou au contraire en divergents (côniques). De nombreux essais ont été faits sur. La limitation en projection de la visibilité des franges, en fonction de l'angle  $\alpha$  de la source, de la diffraction dûe au réseau du pas utilisé ou de la cohérence de la source, et ce en regard de la distance de l'observation. De même a été étudiée l'influence du grandissement. Chacune de ces études a porté sur l'affectation d'une réduction de la modulation en fonction de la distance entre la source et l'objet.

Elles ont permis d'établir que le pas devait être compris entre 0,5 et 3,2 mm, que la source n'avait pas une grande influence (à l'exception du flux et des qualités physiques du montage) et que si l'on voulait caractériser une grande surface avec des optiques de petit diamètre, il était préférable d'avoir recours à la projection divergente. Les spécificités du champ nécessaire ont donc conduit à l'utilisation d'une projection (et d'une reprise) divergente, l'utilisation d'un laser (bon flux) avec des lentilles de faible dimension. La seule solution qui nous a paru logique est représentée dans les dessins joints.

### 1.3-3 CALIBRATION

Afin de connaître parfaitement les éléments utilisés, pour la détermination du  $z$ , une procédure de calibration a été mise au point. Celle-ci permet rapidement pour, chaque sonde, d'avoir sa propre référence physique et de pouvoir l'autocontrôler avant son utilisation au cabinet. Il a fallu plus d'une année et demie, pour avoir des caractéristiques de contrôle absolues et il reste encore quelques perfectionnements à apporter.

### 1.3-4 INFLUENCE DE L'OBJET POUR LE CHOIX DU SYSTEME

La visibilité des franges projetées sur l'objet est conditionnée par son comportement photométrique en surface et en valeur. On note en particulier :

- l'Albedo,
- le coefficient de réflexion
- l'indice de diffusion de la surface,
- le coefficient de diffusion en volume.

En effet, la qualité de la sinusoïde (de la modulation) dépend certainement physiquement de la manière dont elle est renvoyée vers le détecteur. Ainsi un faisceau absorbé ne pourra être détecté et de ce fait, il sera alors impossible de recevoir la phase qui nous permet de connaître la hauteur en  $z$ . Par ailleurs, certains faisceaux parasites peuvent complètement dégrader l'information. Pour les dents, les études menées de Juin 1985 à Août 1986 permettent de comprendre que la dent est loin d'être un diffuseur parfait (Lambertien). Ont été essayés :

- les dents naturelles (vitales et non),
- les dents prothétiques (résines et céramiques),
- les métaux (amalgame, Nickel Chrome).

Les dents naturelles réfléchissent dans tout le spectre, avec un maximum de réflexion spéculaire et diffuse vers 600 nm (86 % suivant des analyses effectuées par nos soins). Les dents prothétiques ont un comportement similaire, mais le rapport des flux, réfléchis et diffus, est différent. Pour ces deux types d'objets, étudiés sur table, le comportement de surface est intermédiaire entre celui d'un diffuseur parfait et celui d'un réflecteur parfait. Pour des observations réelles en bouche, l'aspect réfléchissant est encore privilégié, par suite de la présence d'un film liquide intermittent. En outre, le coefficient de diffusion en volume est relativement (notamment dans le rouge = 633 nm) important et limite. En pratique les fréquences spatiales de codage ont environ 0,5 paire de lignes par millimètre.

Les couronnes ont bien évidemment un comportement fort différent : pas de lumière absorbée, donc pas de diffusion de volume. Le comportement de surface est proche de celui d'un réflecteur. Les amalgames enfin, de structure moins régulière, allient à l'absence de diffusion en volume déjà notée sur les couronnes, un aspect diffusant très favorable au codage.

Cette disparité de comportement entre les différents types d'objets, ou plutôt de matériaux soumis à la mesure, ont conduit à des problèmes de dynamique du signal que les performances annoncées des détecteurs CCD n'ont pu résoudre.

Afin de résoudre ce problème, dès Octobre 1985, en association avec le laboratoire SPAD, nous avons mis au point un revêtement spécial "coating" apposé sur les dents par pinceau (ADF 1985) puis pulvérisation, le coating confie à ces objets disparates des propriétés photométriques proches des diffuseurs parfaits. Nous avons dû étudier :

- la forme du film,
- son adhérence,
- sa bio-compatibilité,
- son efficacité,
- son conditionnement.

Aujourd'hui, nous disposons d'un coating cohérent, qu'il reste à expérimenter suffisamment (répartition régulière).

Dans le même ordre de travail, nous cherchons à développer avec une grande précision la qualité et la puissance de la source, ainsi que la qualité du CCD et des caméras. Pour optimiser le choix de la source, nous effectuons nos manipulations en utilisant différents rayonnements, différents capteurs et plusieurs montages. Nous présentons ici les éléments essentiels de cette analyse (figure 7).

Les sources étudiées sont :

- une lampe conventionnelle à vapeur de mercure, de longueur d'onde 546nm, d'une puissance de 100W et d'un angle d'émission de  $2\pi$  sr.
- une diode laser de 800 nm, 200 mW et 1,18 sr,
- un laser à He-Ne de 632,8 nm, 50 mW et  $10^{-6}$  sr,

- un laser à Ge-Cd de 442 nm et 40 mW,
- un laser à Argon de 540 nm refroidi par air (50 mW) et par eau (1400 mW).

Les capteurs DTC étudiés sont :

- trois CCD Thomson N° 7808 et 7815
- un CCD Faridchild 122/142
- un CCD Sony (caméra IVC 500).

Grâce aux montages décrits, nous avons pu faire le choix dans ces différents types d'émission en tenant compte :

- de la puissance optique commercialement disponible,
- du bilan photométrique (dents, optique et CCD)
- de la fonction de transfert de la chaîne opto-électronique,
- du dimensionnement du speckle.

- Nous avons obtenu les résultats suivants :

Pour ce qui est de la puissance optique commercialement disponible et en étudiant comparativement la luminance spectrale de la lampe à vapeur de mercure, la diode et le laser à He-Ne, on notera la très grande qualité de ce dernier pour l'application envisagée. Tout laser, dont le rayonnement a une longueur d'onde située entre 0,4 et 1 nm, peut convenir à l'application.

- Le bilan photométrique prend en compte les paramètres optiques suivants :
  - les transmissions diverses,
  - sensibilité,
  - albédo de la dent...

En tenant compte de ces différents facteurs, il est possible de connaître le flux reçu correspondant à l'exposition à saturation et éclairage du détecteur. Il ressort que les détecteurs DTC Sony et Thomson n'ont pas la même sensibilité spectrale maximale (530 et 800 nm) et qu'une puissance de 50 mW est suffisante pour le montage considéré (4 W en 1986).

- Si les optiques de projection et de reprise ainsi que les capteurs peuvent influencer la valeur d'une image, la source reste l'élément essentiel de sa qualité. La modulation résultant de l'utilisation d'une diode est inférieure à celle obtenue avec le laser à He-Ne (en % : 67 contre 75). L'utilisation d'un coating semble encore être une nécessité, à des puissances de 100 mW, sur des dents naturelles (en % : 70 contre 10).

- Lié aux paramètres physiques et géométriques, le speckle est le résultat d'interférences parasites se superposant au phénomène physique mis en jeu. Pourtant, dans notre cas, quelle que soit la source laser utilisée, le diamètre des grains

$$(\mathcal{E} - 1,22\lambda \cdot L/D)$$

est identique et négligeable par rapport aux dimensions des pixels des capteurs DTC (34 par

PEL en moyenne). Il n'en reste pas moins vrai que leur suppression est nécessaire pour avoir une bonne qualité dans la modulation.

Pour ce qui est des sources :

- Les diodes laser sont remarquablement compactes, elles peuvent, de par leurs dimensions, s'intégrer parfaitement à la sonde de saisie tridimensionnelle. La faible durée de vie leur est un reproche courant, mais il ne faut pas oublier que l'adjonction d'un Pelletier peut la multiplier par la deux ou quatre. Pourtant, ce composant reste actuellement un instrument peu puissant et très sensible aux parasites des réseaux électriques. Cependant, nous avons pu l'adapter avec succès.

- Le laser a Argon est très puissant. Refroidi par eau ou par air, c'est la source par excellence pour ce type d'application. D'un remarquable compromis entre la puissance et la largeur des raies spectrales, son comportement sur la dent assure un transfert correct de la modulation. Nous pouvons lui reprocher sa consommation électrique (35 A pour 208 Volts) et en eau (8 l/h) ainsi que son encombrement.

- Le laser He-Ne est intéressant pour toute application dans le domaine de la vision artificielle, il fut intégré dès 1984 dans les sondes expérimentales. Pourtant, sa faible puissance par rapport à son encombrement nous oblige à beaucoup plus de réserve pour son utilisation dans l'avenir.

Nous pouvons aujourd'hui dire définir ce que doit être le montage :

- source diode laser (200 mW)
- projection et reprise divergente,
- coating pour un faible flux,
- filtre anti speckle (Brevet HENNSON/BERTIN),
- capteur et caméra Sony et I2S,
- système optique très connu en ses caractéristiques.

### 1.3-5 PRINCIPE DE LA RECHERCHE ET CALCUL DE PHASE

Nous pouvons nous rappeler qu'il existe une relation directe entre la différence de phase  $\Phi$  "objet/référence" et la hauteur de l'objet par rapport à ce même plan de référence.

Nous savons d'autre part, que l'intensité en un point est donnée par la formule :

$$I = a + b \cos \phi \text{ (où } \phi \text{ est la phase} = \int_0^x \frac{2\pi}{p} dx)$$

Or  $\Phi$  devient égal à lui même à chaque période de  $2\pi$ , donc nous pouvons parler en restrictif de ce qui se passe entre 0 et  $2\pi$  et présenter la phase réelle sous la forme :

$$\phi = \varphi + 2\pi N$$

$$\text{où } \phi = \varphi \text{ modulo } 2\pi$$

Supposons maintenant, qu'au lieu d'envisager un seul codage, nous en essayions plusieurs légèrement décalés. On réalise ainsi N images telles que le codage de chacune d'elles se trouve déplacé de

$$\frac{2\pi}{N} \text{ par rapport à l'autre. Pour quatre image, par exemple, la valeur}$$

sera :

$$\frac{2\pi}{4} = \frac{\pi}{2} \text{ pour la première}$$

$$\frac{2 \times 2\pi}{4} = \pi \text{ pour la deuxième}$$

$$\frac{2 \times 3\pi}{4} = \frac{6\pi}{4} = \frac{3\pi}{2} \text{ pour la troisième}$$

$2\pi$  ou 0 pour la quatrième image.

On exprime classiquement cette fonction par  $2k\pi/N$   
où K est le N° de l'image et  
et N le nombre d'images.

Nous avons comme objectif de connaître la phase sur l'objet, qui par différence avec la phase au plan de référence, nous permettra de connaître l'altitude (z donc) de l'objet par rapport à ce plan de référence. La seule chose que nous recevons de l'objet, hormis la valeur (xy) d'un pixel, est l'intensité de la lumière. Nous avons comme intensité sur l'objet, la formule

$$I_k(xy) = a(xy) + b(xy) \cos(\Phi(xy))$$

Ceci est vrai pour une phase à l'origine non décalée .

Si on a un décalage de  $2k\pi/N$ , de la phase à l'origine, la valeur de I sera sur l'objet (en xy) influencée par un décalage de  $2k\pi/N$

$$I_k = a(xy) + b(xy) \left( \varphi + \frac{2k\pi}{N} \right)$$

et sur le plan de référence, le même point x a pour intensité

$$I_R = a_R + b_R \cos\left(\frac{2\pi}{P_0} ox + \frac{2k\pi}{N}\right) \text{ voir (1)}$$

Par ailleurs, nous connaissons la valeur de  $\sin\left(\frac{2k\pi}{N}\right)$  et  $\cos\left(\frac{2k\pi}{N}\right)$  en fonction du n° de l'image (donc du déphasage à l'origine). Si on calcule le rapport :

$$R = \frac{-\epsilon I_k \sin\left(\frac{2k\pi}{N}\right)}{\epsilon I_k \cos\left(\frac{2k\pi}{N}\right)} \quad \text{où } I_k = a + b \cos\left(\varphi + \frac{2k\pi}{N}\right)$$

On démontre qu'il est égal à :

$$R = \frac{\sin \varphi}{\cos \varphi} = \text{Tg } \varphi$$

donc :  $R = \text{ArcTg } R$

donc ::  $R = \text{Tg } \varphi = \frac{\sin \varphi}{\cos \varphi} = \frac{-\epsilon I_k \sin\left(\frac{2k\pi}{N}\right)}{\epsilon I_k \cos\left(\frac{2k\pi}{N}\right)}$

Si sur le CCD, en recevant l'image, nous multiplions au niveau de chaque pixel, l'intensité par le  $\sin \frac{2k\pi}{N}$  de la trame utilisée et par le cos de cette même trame et si nous en faisons le rapport nous obtenons la valeur de la phase recherchée.

En mesurant l'intensité, nous trouvons la hauteur par différence avec la grille des références.

En effet  $\varphi = \text{ArcTg } R = \text{ArcTg } \frac{-\epsilon I_k \sin\left(\frac{2k\pi}{N}\right)}{\epsilon I_k \cos\left(\frac{2k\pi}{N}\right)}$

Pour avoir un réseau de contraste suffisamment élevé et débarrassé de tout effet thermique et mécanique, nous avons créé le champ de franges avec un Wollaston dont le pas de la frange est donné par la formule :

$$P = \frac{\lambda}{2\Delta n \text{tg } \Theta} \quad \text{où } \Theta \text{ est l'angle des prismes Wollaston}$$

$\Delta n$  différence d'indice des matériaux

La méthode, ainsi décrite, nous permet d'espérer une précision du P/100 pour un pas situé entre 1 et 1,5 mm (Brevet HENNSON n° 87 02339).

Dans le système dentaire, le CCD décrit dans le paragraphe 1.3 recevra quatre images :

$$\begin{aligned} I_0 &= a + b \cos \varphi \\ I_1 &= a + b \cos\left(\varphi + \frac{\pi}{2}\right) = a - b \sin \varphi \\ I_2 &= a + b \cos\left(\varphi + \pi\right) = a - b \cos \varphi \\ I_3 &= a + b \cos\left(\varphi + \frac{3\pi}{2}\right) = a + b \sin \varphi \end{aligned}$$

Pour être plus précis, nous pourrions augmenter le recul de vue, mais le temps nécessaire de lecture (20 ms) ajouté au temps nécessaire de transfert (20 ms) rendrait le problème du

bougé problématique.

$$\varphi = \text{ArcTg} \frac{- \sum I_k \sin \left( \frac{2k\pi}{N} \right)}{\sum I_k \cos \left( \frac{2k\pi}{N} \right)} = \frac{- (\text{somme des sinus}) I_k}{\text{somme des cosinus } I_k}$$

$$= \text{ArcTg} \frac{-(I_0 \sin 0 + I_1 \sin \pi/2 + I_2 \sin \pi + I_3 \sin 3\pi/2)}{I_0 \cos 0 + I_1 \cos \pi/2 + I_2 \cos \pi + I_3 \cos 3\pi/2}$$

ce qui en simplifiant montre :

$$\varphi = \text{ArcTg} \frac{I_3 - I_1}{I_0 - I_2}$$

Donc la phase peut être simplement calculée à partir d'une différence d'intensité sur le pixel du CCD au niveau de quatre images.

Le calcul de la phase a besoin d'un soustracteur, d'un diviseur, et enfin d'un module de calcul d'arc.

Avec trois lames seulement la formule est :

$$\varphi = \text{Arc tg} \frac{(I_0 + I_2) - 2I_1}{I_0 - I_2}$$

### 1.3-6 CALCUL RESULTANT DU RELIEF DE L'EMPREINTE

Grâce à la mesure des intensités en chaque point du CCD, nous avons pu CALCULER d'une part la phase sur un plan de référence, et d'autre part la phase sur l'objet. Ces deux phases nous permettent de connaître la valeur de la troisième dimension (z) de l'objet .

$$z = C \Delta \varphi.$$

La valeur des deux autres dimensions (x et y) est obtenu simplement par la position (l'adresse) du pixel sur CCD. Pour avoir les valeurs réelles x et y de l'objet, il est nécessaire de rapporter les distances sur le CCD à celles sur l'objet, en tenant compte de la distance et des caractéristiques spécifiques du montage sur le plan de référence. Ces caractéristiques dites de calibration sont calculées en usine et rapportées sur la valeur mesurée à chaque empreinte. Les formules utilisées sont les suivantes :

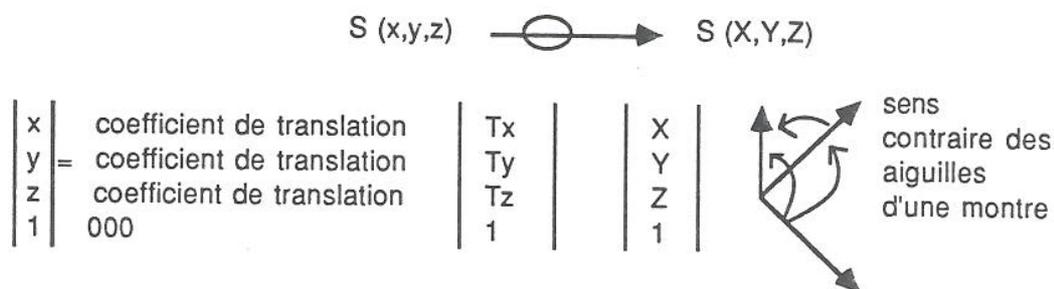
$$x = \varphi x + P_x z$$

$$y = \varphi y + P_y z \text{ (où } \varphi \text{ et } P \text{ sont coefficients de calibration).}$$

### 1.3-7 CORRELATION DES SURFACES

Prendre une empreinte ne suffit pas, comme nous l'avons expliqué à de nombreuses reprises lors de l'analyse du process de Moermann. Il est nécessaire de prendre plusieurs vues (vestibulaires, linguales, occlusales, antagonistes) et des vues en occlusion. Pour avoir la totalité des objets et leurs rapports fonctionnels (occlusion), nous devons effectuer l'opération dite de corrélation.

Après chaque prise d'empreinte, le système de traitement dispose d'un semi de points référencés à l'axe de prise de vue. La corrélation des surfaces permet de rassembler l'ensemble des semis de points dans un même relief dont les coordonnées sont définies par rapport à un seul et même référentiel commun. Pour cela, on peut disposer sur les formes à analyser, des points de repères qui seront visibles dans chacune des prises d'image. Un système de détection de ces points de repères par analyse de forme permet de détecter dans chacune des vues leur position  $i, j$  puis par interpolation sur le relief, leur valeur  $x, y, z$ . Un système automatique d'association des points permet d'accoupler les points identiques de deux vues différentes. Trois points au moins sont nécessaires. S'il existe plus de trois points, on choisit ceux qui sont dans les zones les mieux codées (zone type 3). Les points étant associés, le système calcule les matrices de transformation permettant de référencer chacune des vues dans le système d'axe commun. Nous appliquons une matrice de transformation, de facteur de translation  $T$ . Dans un repère cartésien direct 1.



Ces points de repères peuvent avoir des formes particulières, notamment des triangles ou des croix ce qui facilite leur détection. Ils ont l'inconvénient de ne pas être facile à poser et peuvent au cours des manipulations en bouche tomber et être avalés par le patient. De nombreux essais ont été réalisés entre 1985 et 1987, afin de choisir leur forme. Nous pensons aujourd'hui que nous devons placer des triangles à côté large, sur un plan précis et ce sur la face vestibulaire de l'arcade de la future couronne et sur la face vestibulaire antagoniste. Nous plaçons ensuite un triangle de repérage apparaissant sur l'écran vidéo et faisons correspondre les sommets et ce pour chaque vue. Le point de repère, c'est-à-dire l'un des trois sommets du triangle (un plan dans l'espace est défini par trois points), sera défini à l'intersection des lignes de côté. Pourtant, il est possible que cette intersection soit supérieure à un pixel. Une méthode, dans ce cas, consiste à seuiliser l'image, par analyse de l'histogramme des niveaux de gris, puis à sélectionner les taches noires, d'une grosseur convenable (par exemple par calcul du nombre de pixels dans une tache) et enfin donner le centre de gravité pondéré par les niveaux de gris à l'intérieur de ces micro-taches. L'analyse de l'histogramme peut être une méthode par maximisation d'entropie, une analyse factorielle discriminante, une étude des moments ou une séparation par courbe de GAUSS, le choix dépendant des cas étudiés.

### 1.3-8 CODAGE DES INFORMATIONS

Comme nous le verrons dans le chapitre consacré à la CFAO, il est nécessaire de présenter l'ensemble des informations issues de la prise d'empreinte d'une manière logique pour CAO afin que celle-ci puisse construire le model d'étude et de travail. Par ailleurs, il sera nécessaire d'adresser à cette même CAO certains renseignements complémentaire comme :

- la ligne des sillons (gouttière occlusale),
- éventuellement la ligne de finition,
- l'indication de la vue occlusale, de la vue dent serrée et de la vue antagoniste.

A partir du semi de points et suivant des isoparamètres (à x constant,) des lignes viennent s'appuyer sur la surface. Les lignes sont obtenues par lissage et sont de type polynomiale ou paramétrique. Cela permet une réduction considérable de l'information, sans pénaliser la précision du résultat. On ne peut en effet que conserver les paramètres ou les coefficients de chaque courbe.

## 1.4 Le matériel dentaire

Nous avons quatre grandes parties :

- la sonde (avec la caméra),
- la source (laser),
- les cartes de traitement de l'information,
- l'écran vidéo,
- les éléments interactifs.

### 1.4-1 LA SOURCE

Nous l'avons décrite dans le chapitre 1.3 - 4.

### 1.4-2 LA SONDE (figure 8,9 et 10)

Comme le montre la figure jointe, il s'agit d'un bloc compact comportant :

- deux endoscopes (reprise d'image et projection de trames),
- un système optique générant les franges (Wollastone) en les décallant (barillet avec moteur continu)
- un CCD 512 x 512 pixels sur une caméra micro I2S

Elle est alimentée en 12 volts.

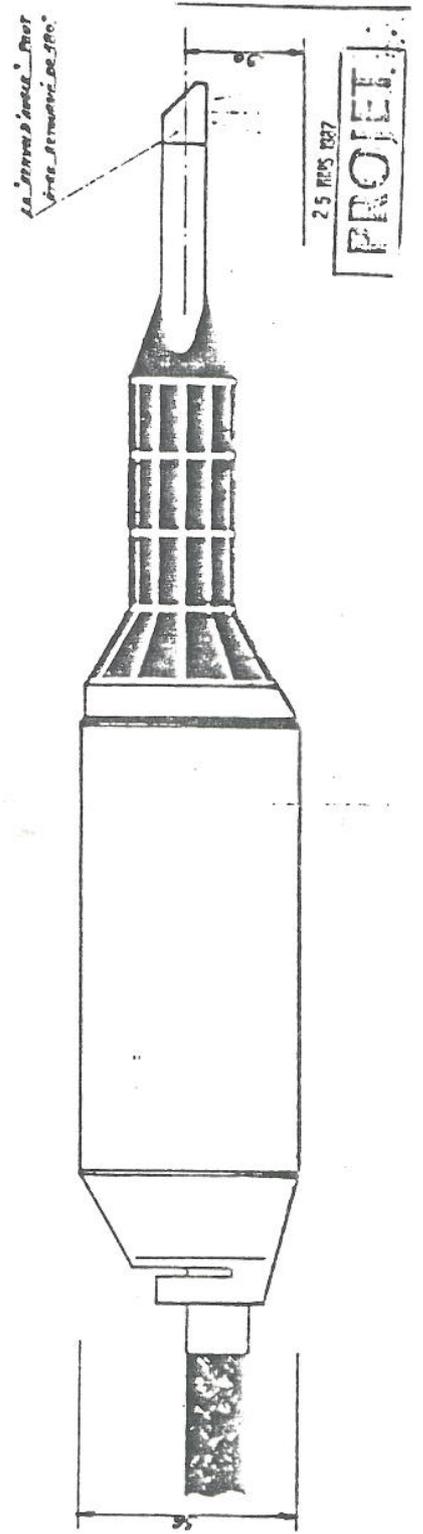
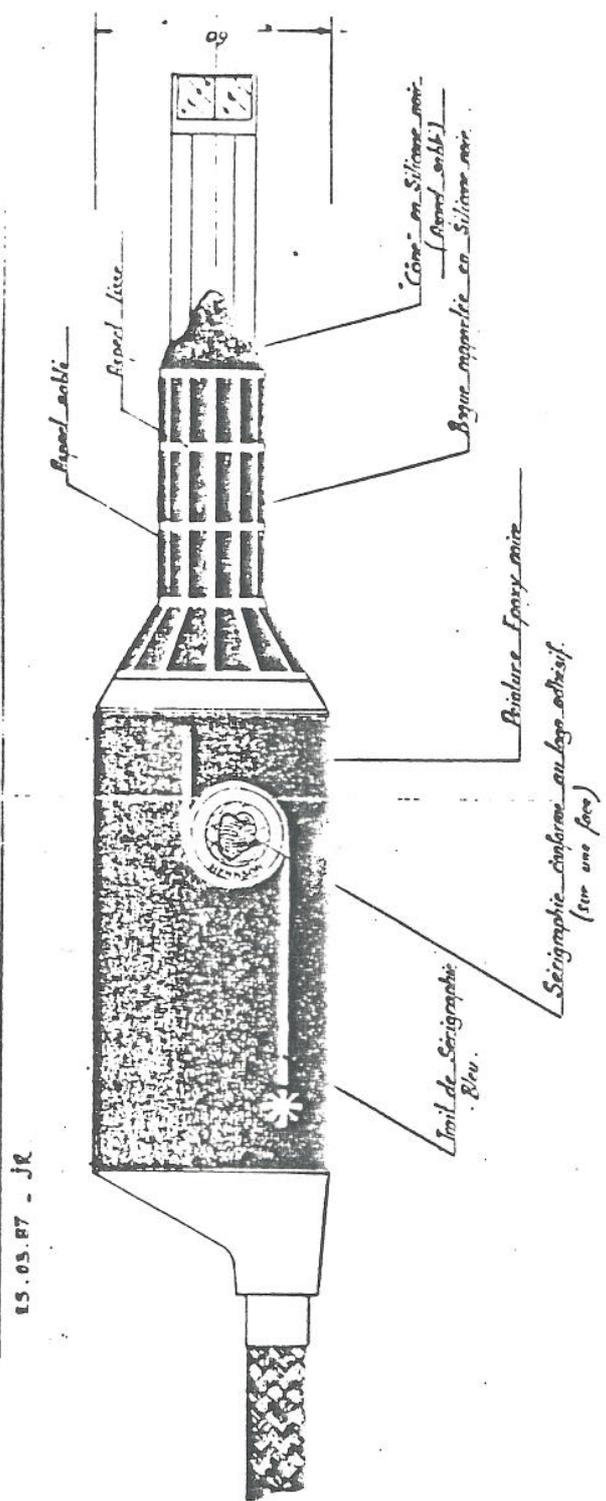


Figure 8

LA SONDE

Rapport Odontologique

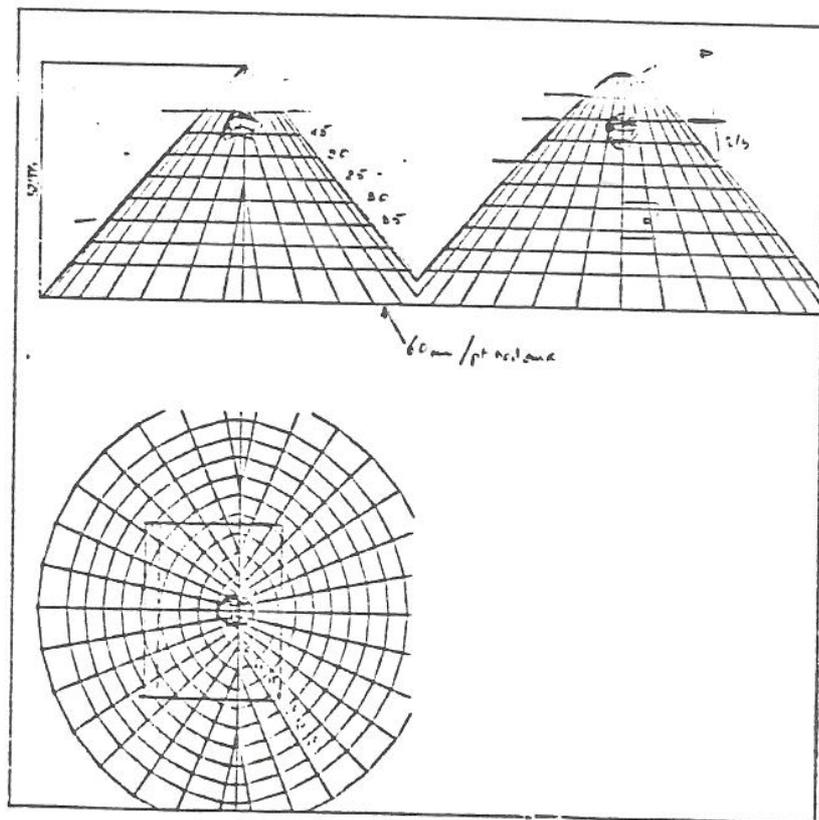
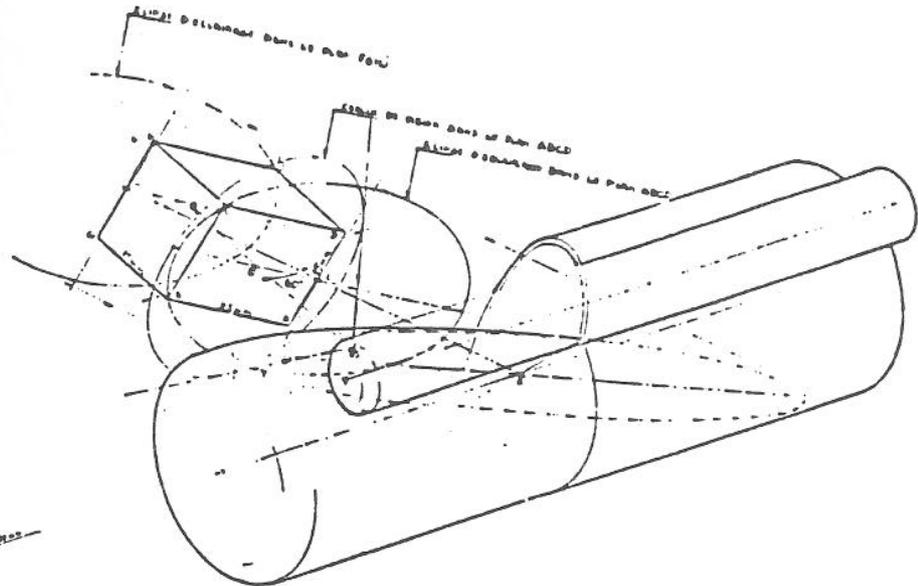


Figure 9

LE CHAMP DE LA SONDE OPTIQUE

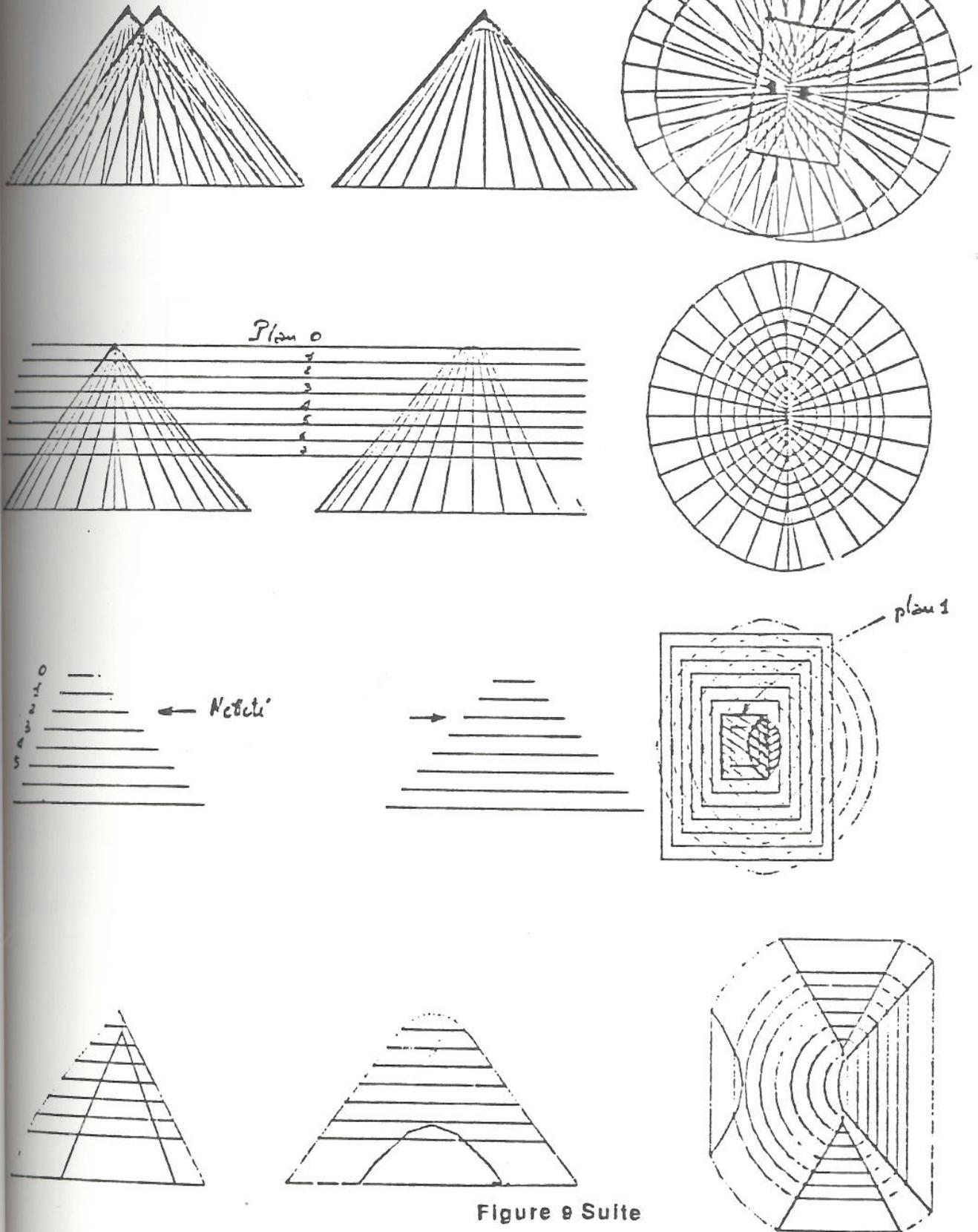


Figure 9 Suite  
LE CHAMP DE LA SONDE OPTIQUE

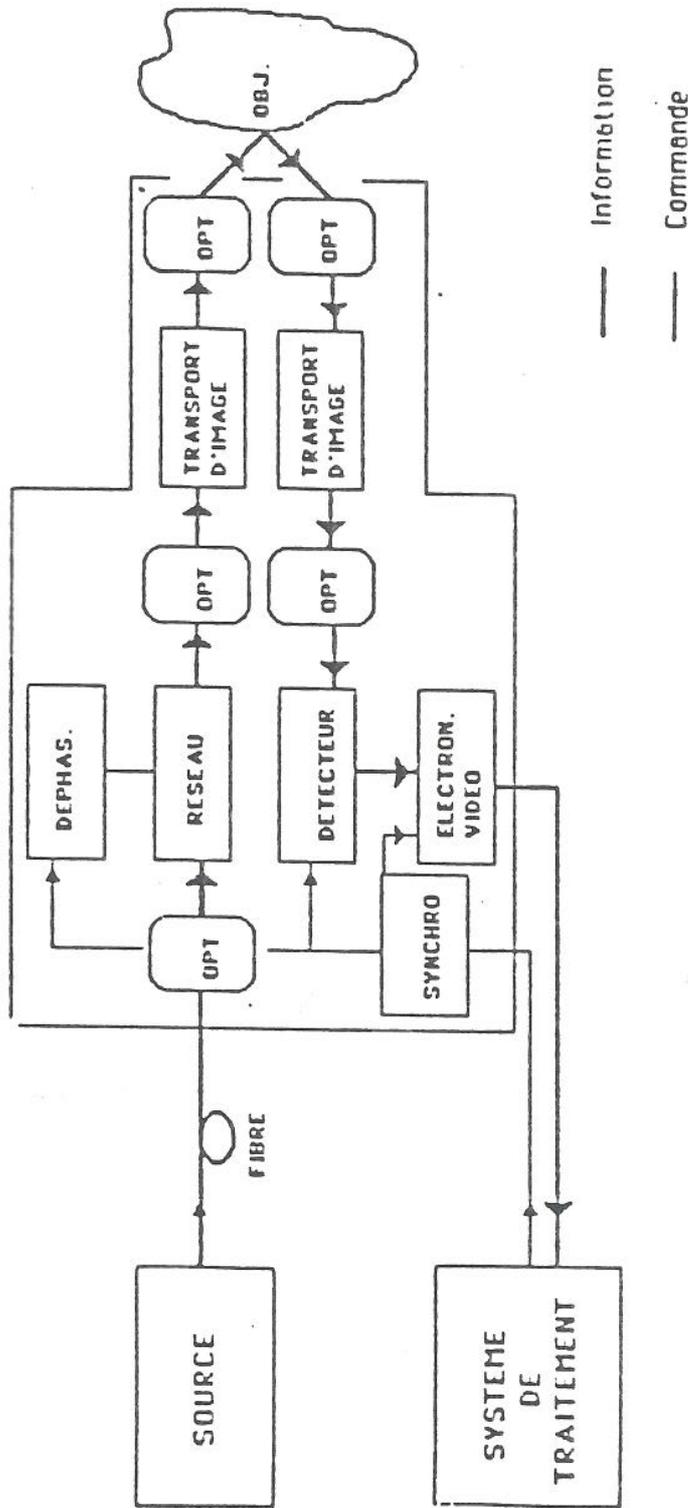


Figure 10

**DESCRIPTION DE LA SONDE**  
Voie de reprise/voie d'observation

### 1.4-3 L'ECRAN VIDEO

Il s'agit d'un écran classique vidéo de 625 lignes couleur.

### 1.4-4 LES ELEMENTS INTERACTIFS (figure 11)

Nous y trouvons:

- a) la pédale d'indication de prise d'empreinte (déclanchement)
- b) la souris et la tablette interactive pour indiquer les points de repère, les sillons, la ligne de finition, valider ou annuler une vue et dire quelles sont les vues occlusales, en occlusion et antagoniste.

Ces éléments sont de manipulation extrêmement simple.

- a) la pédale : information tout ou rien par simple pression,
- b) la tablette : elle se divise en une zone de déplacement et une zone de dialogue avec 10 informations : valider, annuler, points de repère, ligne de finition, interactif, sillon, vue occlusale, vues antagonistes, vues autres, vues dents serrées.
- c) la souris : elle possède trois boutons : validation de l'indication (centre), zoom (+) (gauche) et zoom (-) (droite). Le déplacement de la souris et son fonctionnement sur une zone de dialogue font apparaître l'ensemble des 10 instructions. La pression sur la zone centrale, alors que la souris est placée sur une instruction, valide cette dernière. Enfin, un mouvement sur la droite alors que nous sommes en zoom, au delà de la zone de zoom, supprime ce dernier. Il ne faut pas plus de 15 mn pour apprendre à manipuler cet interactif.

### 1.4-5 LE SYSTEME DE TRAITEMENT (Figure 11)

Le système de traitement se compose d'un boîtier sur lequel se connectent la sonde et la source lumineuse. Elle contient l'électronique de commande et de synchronisation des différents modules (caméra, laser, moteur, processeur de calcul, mémoire, etc...), l'électronique de traitement et de calcul et les alimentations électriques.

On y note en particulier les connecteurs suivants :

- pour la fibre venant de la source lumineuse,
- pour la sonde,
- de relais pour l'écran de visualisation,
- pour la console interactive,
- pour la communication des données,
- pour la pédale de commande,
- pour alimentation secteur 220 V.

Le cœur du système est constitué par un ensemble de modules électroniques reliés entre eux

par trois bus. Chacun de ces modules peut être facilement contenu sur une carte électronique.

Les modules sont :

- L'unité centrale,
- La mémoire vive de calcul,
- L'interface spécialisée,
- Le traitement du signal vidéo,
- La mémoire d'image,
- Le processeur de calcul spécialisé.

Les bus sont :

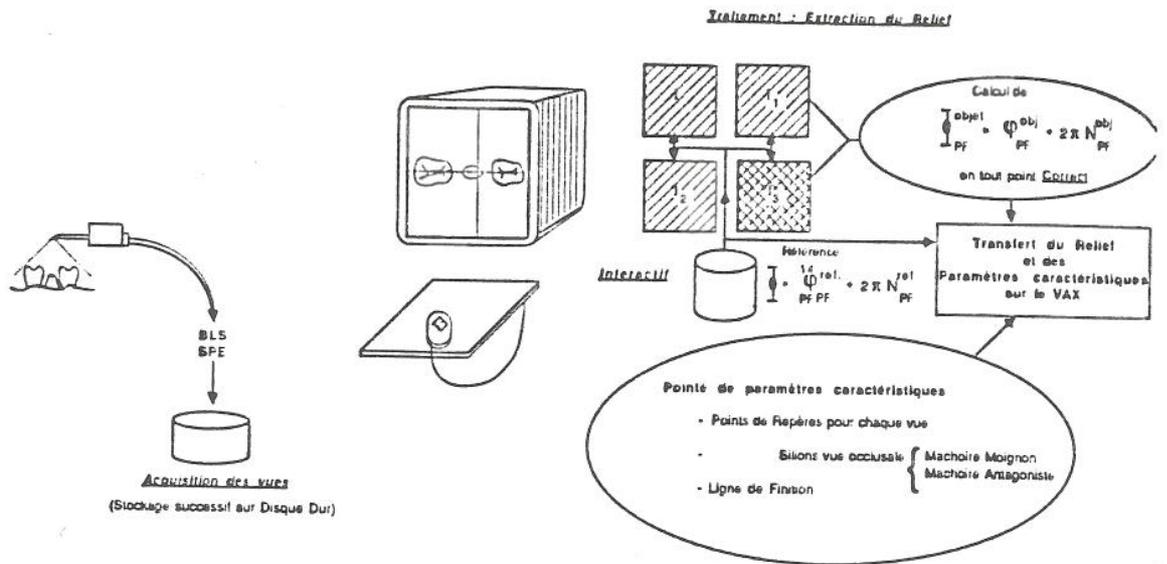
- Le bus vidéo numérique,
- Le bus processeur,
- Le bus système.

Le bus vidéo numérique est synchronisé au balayage télévision de l'écran de visualisation. Il assure le transfert des images provenant de la sonde optique vers les mémoires d'images via le convertisseur analogique digital 8 bits (256 niveaux de gris) et à l'inverse, visualise l'image. Le bus processeur de donnée et d'adresse permet une communication très rapide (5 à 10 Mhz) entre la carte processeur et la carte image. Le bus système assure la communication informatique entre les différents modules du système.

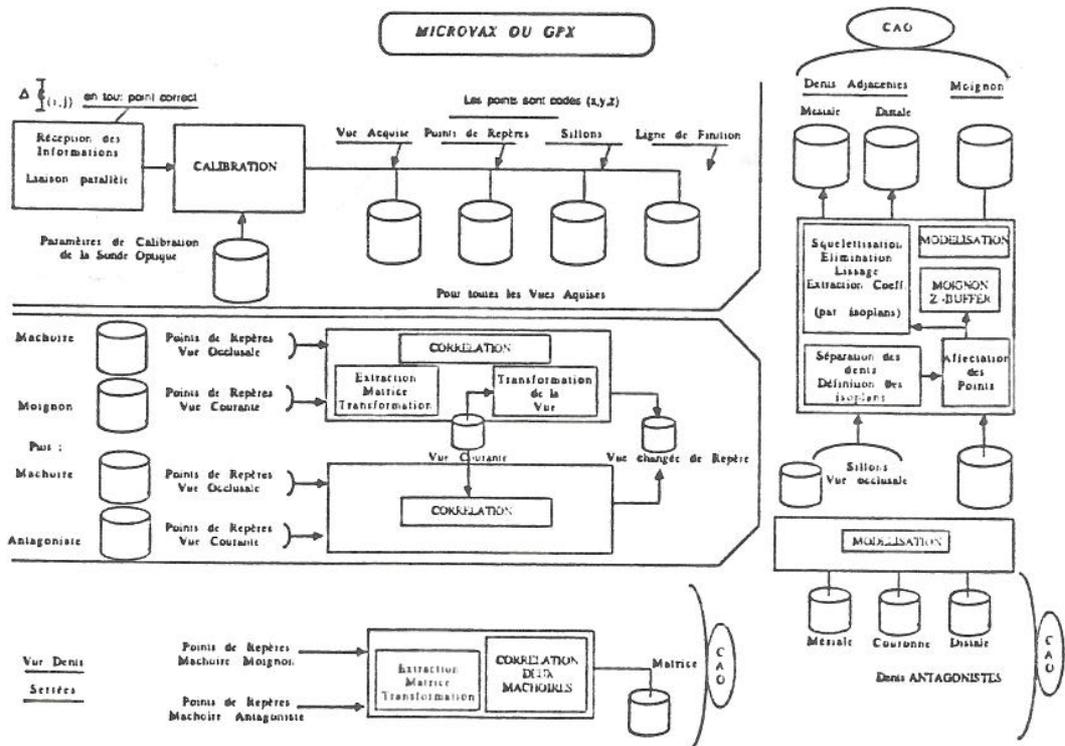
La carte unité centrale assure la gestion globale du système de traitement (le dialogue avec le dentiste, surveillance, fichiers, images et empreinte). Elle est composée d'un micro-processeur 32 bits. La mémoire vive de calcul conserve les informations de chaque empreinte (avec accès possible) et le stockage des calculs. La carte interface spécialisée assure la gestion électronique des entrées/sorties. Elle est composée de deux groupes de sous-sensembles. Le premier filtre et synchronise la source et le moteur de la sonde ; le second pilote la pédale et les liaisons externes. La carte de traitement vidéo assure le traitement analogique de l'image. Il sert donc d'interface avec la caméra disposée dans la sonde (détecteur CCD) et l'écran de visualisation.

Les mémoires d'images se composent de quatre plans d'images de 512 x 512 x 8 bits et d'un plan graphique de 512 x 512 x 4 bits, qui permet le stockage rapide des vues, ce qui est nécessaire pour assurer des prises en bouche. La carte processeur permet le traitement rapide des images. Elle est constituée d'un processeur associé à des mémoires locales de travaux. Les mémoires sont de quatre types (de programme, de données entrée/sortie et de registre interne). C'est dans ce processeur que s'effectuent tous les calculs décrits précédemment (phases).

**SYSTEME DE PRISE D'EMPREINTE**



CONFIGURATION ACTUELLE DE LA PRISE D'EMPREINTE - Mai 1987



CONFIGURATION ACTUELLE DE LA PRISE D'EMPREINTE - Mai 1987

Figure 11

**LA SONDE ET LE TRAITEMENT DE L'IMAGE**

## 1.5 Le geste clinique

### 1.5-1 ERGONOMIE (figure 8,12,13)

Une étude très poussée d'ergonomie a permis de définir les critères de présentation et de manipulation de l'appareil. En particulier, la pédale triple fonction et le paddle ont disparu, la forme de la sonde et le nombre de connexions a diminué, rendant le travail et la manipulation plus faciles. Parallèlement, une étude de biocompatibilité a été lancée avec la Faculté de Marseille. L'ensemble des composants ont été broyés et analysé, afin d'être certain de l'absence de risque encouru par le patient. De même, certains revêtement et peinture ont été écartés au profit d'autres ayant le label AFNOR "alimentaire". Par ailleurs, une étude très poussée de stérilisation a permis de cibler des stérilisants et de choisir un revêtement les acceptant.

Face à cette présentation, on est plus à même de se rendre compte de l'extraordinaire travail que fût la mise au point de cette sonde dentaire et la rapidité avec laquelle ce travail fût conduit par HENNSON (suivi de 3 ans).

Reste un dernier problème : celui du poids. C'est actuellement l'objet de réflexion et le sujet des essais. Nous ne rejetons pas le fait d'atteindre les 250 mg, mais le poids actuel nous oblige à utiliser un bras articulé monté sur la potence du bloc. Le bras a par ailleurs l'avantage de réduire le bougé trop présent encore au niveau des soins (160 ms).

### 1.5-2 LA PRISE D'EMPREINTE (figure 14)

Cette manipulation est décrite avec utilisation de coating (laser diode CO<sub>2</sub>).

Le patient s'assied sur le fauteuil et n'a rien de particulier à faire (sinon d'éviter de bouger pendant la prise de vue, comme lors d'examen sous rayons X. Une couche de coating est répartie régulièrement sur la surface des dents à l'aide d'un spray. Le dentiste fixe, sur les faces vestibulaires, un système spécial de corrélation en haut et en bas, le plus près possible de la préparation sans pour cela risquer de gêner les prises de vues. Il installe l'endoscope de la caméra dans la bouche du patient et prend ses vues. Il n'est pratiquement pas limité en temps puisque "la recharge" de sa caméra entre deux prises de vue prend moins de 10 s et en prendra encore moins par la suite. Il est possible de faire jusqu'à 12 clichés (deux hémis maxillaires complets) en 1 mn 30 s. Nous voyons que le temps de prise de la vue la plus complexe ne dépassera pas le temps imparti à la méthode traditionnelle (3 mn).

La sonde se manipule simplement et le bras permet :

- d'éviter sa chute,
- de stabiliser la main en prise de cliché,
- de soulager très grandement le poids.

Par ailleurs, il ne limite nullement les déplacements et les rotations.

Poids de l'arrière	Poids de la Sonde	Toute en longueur	révolver	tout en longueur avec poignée
150g	200g	X		
200g	250g	X		
250g	300g	X		
300g	350g	X		
350g	400g	X		
400g	450g	X		
450g	500g	X	X	X
500g	550g		X	X
550g	600g		X	X
600g et au delà				X

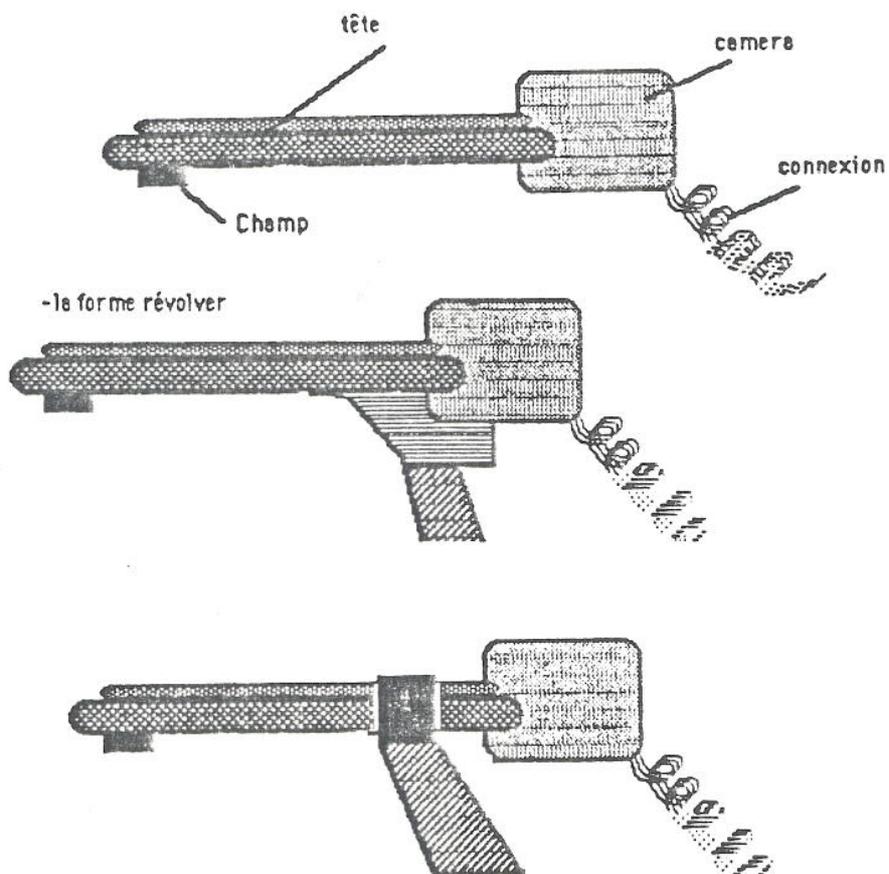


Figure 12

ERGONOMIE

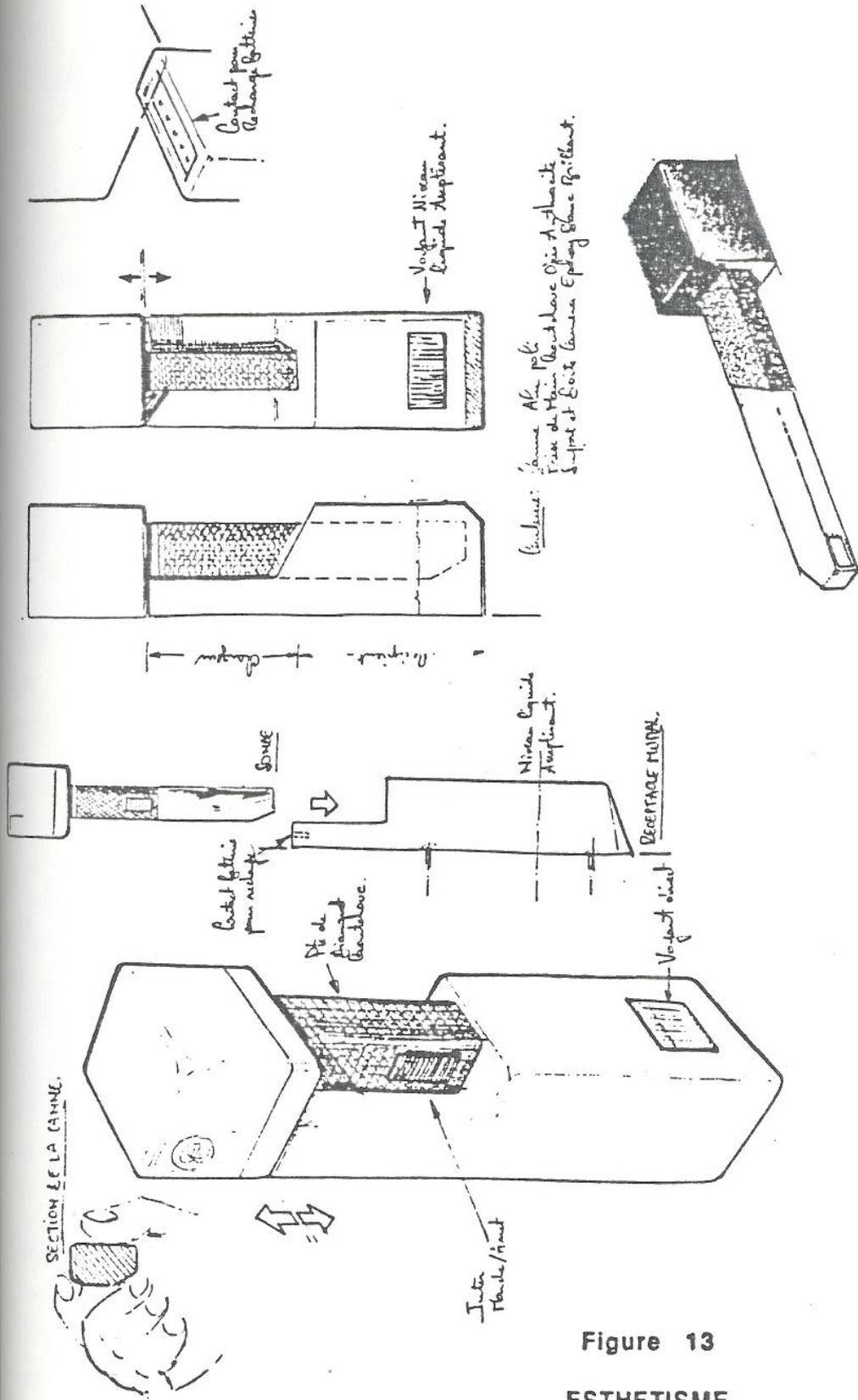


Figure 13  
ESTHETISME

MODELE MURAL 1

### 1.5-3 LE TRAITEMENT DE L'IMAGE

Cette phase se divise en deux parties : une phase interactive du dentiste et une phase automatique totalement transparente pour ce dernier.

#### 1.5-3.1 PHASE INTERACTIVE

Quelques secondes après la dernière prise de vue apparaît sur l'écran, sous forme de petites images appelées en la circonstance vignettes, l'ensemble des vues prises par le dentiste. Celui-ci pourra à son gré les valider ou les annuler. Par ailleurs, il devra indiquer à l'ordinateur les différentes identités des vues dans l'ordre suivant :

- a) Vue occlusale : Cette vue lui permet d'indiquer la ligne de finition. Par ailleurs, il doit :
  - repérer le triangle de corrélation,
  - indiquer sous la forme de trois vecteurs (6 points) du mésial au distal les lignes des sillons (gouttière occlusale). C'est cette indication qui permettra à la CAO la modélisation en isoplan (voir plus loin).
- b) Vue antagoniste : la deuxième à signaler, quoique cet ordre ne soit nullement imposé
- c) "Vues autres" sans ordre précis : Il n'y a qu'une seule indication obligatoire pour le dentiste au niveau de "la vue autre" et de la vue antagoniste, il s'agit du triangle de repérage pour les corrélations.
- d) vue dents serrées : Cette vue permet au logiciel de connaître la position d'occlusion. Il suffit d'indiquer à l'ordinateur la position du triangle de corrélation du maxillaire et de la mandibule.

Il est à noter que pour chaque vue il est possible de tracer une partie de la ligne de finition. Le logiciel réunira ces portions en une seule ligne au moment de la corrélation et la proposera au dentiste au niveau de l'écran CAO.

**Note :** Il est prévu une reconnaissance automatique des triangles de corrélation. Cela signifie que seule la gouttière et éventuellement la ligne de finition, seront à indiquer sur les vues. La manipulation sera alors la suivante : on demande au dentiste de prendre ses vues dans l'ordre rappelé sur écran :

- 1°) la vue dents serrées,
- 2°) la vue antagoniste,
- 3°) la vue occlusale,
- 4°) les autres vues

et ce avec une détection automatique des triangles de corrélation. Le praticien n'aura qu'à tracer la gouttière sur la vue occlusale qui s'affichera automatiquement après la dernière prise (appui de 3 secondes sur la pédale) et éventuellement les portions de la ligne de finition. Cela représentera moins de 3 mn d'action interactive. Nous travaillons actuellement dans ce sens.

### 1.5-3.2 PHASE AUTOMATIQUE

Comme nous l'avons décrit précédemment, à partir de des vues, prises par le dentiste le logiciel de traitement de l'image calcule le relief ( $\varphi_O - \varphi_R$ ) et assure la corrélation des vues. Il faut compter aujourd'hui 1 mn par vue et 1,5 mn de corrélation. Ce temps pourra être diminué dans le futur. Le dentiste peut alors se retourner vers l'écran de CAO, car il commencera la deuxième partie de la manipulation.

## 1.6 La précision de l'empreinte optique

### INTRODUCTION

Il n'est pas très facile de parler de précision d'un système avec objectivité. La complexité de la chaîne de CFAO Dentaire, la diversité des technologies employées et des objectifs de chaque maillon, ainsi que l'influence des conditions d'utilisation ne permettent pas de donner un facteur sûr de précision globale.

Cependant tout au long du projet, nous nous sommes attachés à bien découpler, notamment en matière de mesure, les paramètres théoriques issus de calcul d'erreur et les valeurs expérimentales observées. Les paramètres théoriques ont été évalués en fonction de modèles mathématiques permettant de simuler sur ordinateur différents choix technologiques possibles.

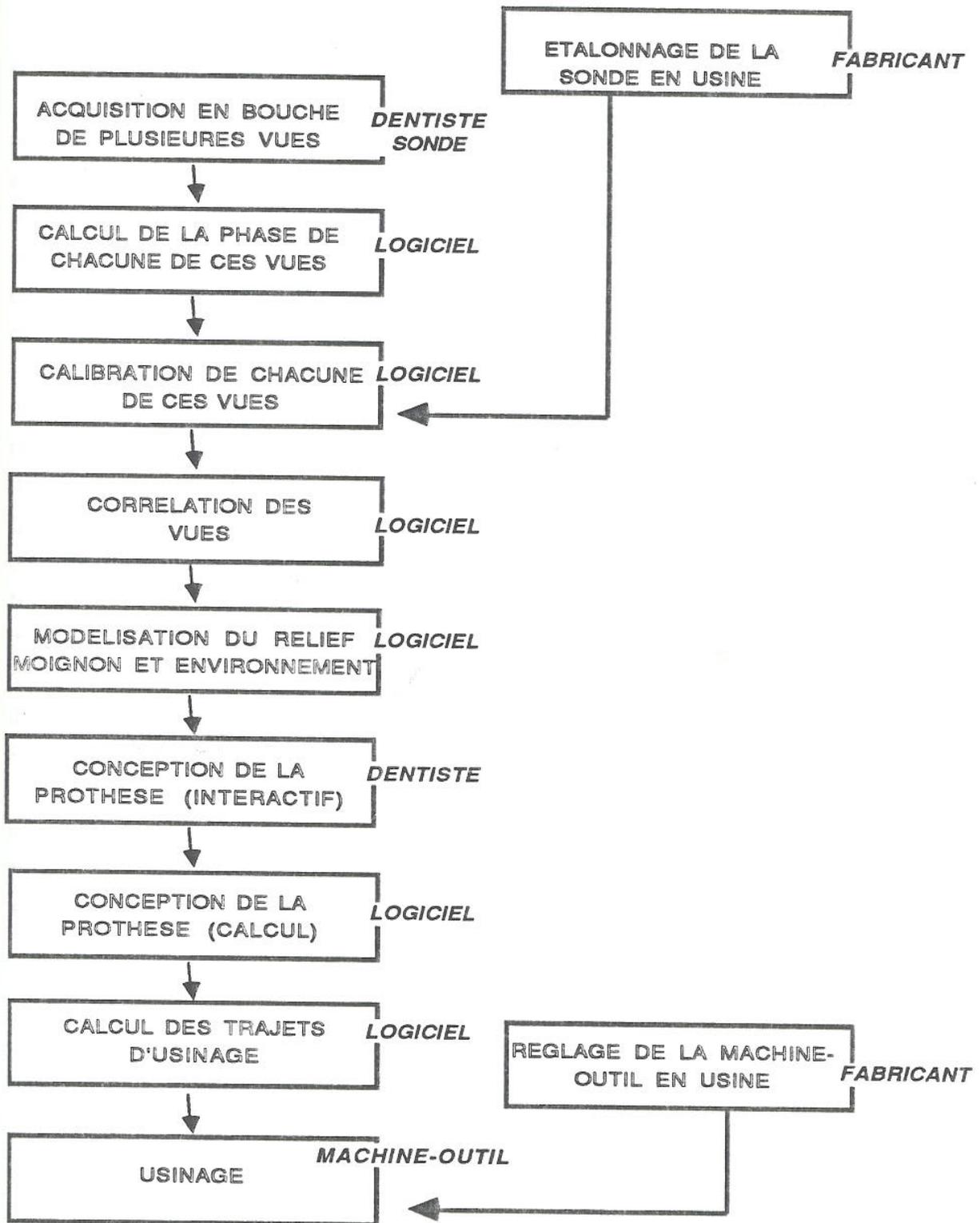
En 1986, ces études ont permis de conclure sur deux points essentiels :

- Les procédés utilisés sont potentiellement très précis en regard de leur application en odontologie et donc ne sont pas limitatifs dans le temps
- Les premières maquettes atteignaient des précisions insuffisantes bien que satisfaisantes dans le cadre du développement (environ 200  $\mu\text{m}$ ), et la mise en œuvre de technologies abordables et raisonnables en coût permettaient d'espérer un gain de facteur 10.

Les travaux de la fin de l'année 1986 et jusqu'à ce jour ont permis de valider certaines hypothèses d'amélioration, de compiler et d'analyser des résultats d'expérimentations, et de parfaire notre connaissance du comportement global du système.

D'un point de vue de la précision nous distinguerons :

- La sonde optique et le système d'acquisition des images (SPE)
- La modélisation des reliefs saisis.
- La conception de la prothèse (CAO)
- La machine-outil à commande numérique (FAO).



-VCFAO DENTAIRE-  
INTERVENANTS SUR LA PRECISION

### 1.6-1 RAPPEL SUR LA PRECISION EN DENTISTERIE

De nombreux ouvrages (Phillips) et publications ont été consacrés totalement ou partiellement à l'estimation de ce que doit être la précision en dentisterie. Un certain nombre d'auteurs, uniquement durant des rapports oraux, n'ont pas hésité à parler de 20  $\mu\text{m}$  de précision en dentisterie. Cela reste stupide au regard de ce que doit être la stabilité physique de l'environnement si l'on ne veut pas induire une variation de notre pièce de  $\pm 20 \mu\text{m}$ . Nous conseillons le lecteur de s'instruire sur l'excellent livre de Métrologie de Bassière et Gaignebet chez Dunod (1966).

Mais qu'en est-il réellement de la précision dentaire en exercice courant (et non sur des dies réguliers). Certains étudiants comme Ph. Jourdan (Thèse n° 42.23.84.44) ont essayé de répondre à cette question. Des articles aussi intéressants que contradictoires ont pu être lus dans la presse professionnelle. Des études anciennes comme récentes ont porté sur cette valeur. Chacune de ces étapes tendait à vouloir dégager très exactement ce que pouvait être cette fameuse précision dont tout le monde parle et que l'on ne voit que rarement en bouche, tel l'Arlésienne. Nous avons nous même débattu de cette question à plusieurs reprises (Cahier de Prothèse, thèse...) pour en arriver aux conclusions suivantes : 100  $\mu\text{m}$  reste dans le domaine du raisonnable pour l'ensemble d'une chaîne aussi complexe que l'est la réalisation d'un élément unitaire, cette "précision" pouvant atteindre  $\pm 800 \mu\text{m}$  pour un bridge complet (voir Roucoules, ID n° 45).

Aujourd'hui, après une étude approfondie sur la précision, nous retenons 2 types d'articles, les classiques et les récents. Si les articles classiques ne sauraient être remis en cause, les récents pour leur part, sont très aléatoires. Ils ne seront donc retenus qu'en fonction de leur jeunesse.

#### ARTICLES CLASSIQUES

- MCLEAN J.W. (Coll.), Br.Dent.J.,(1971)**  
107-111, 120  $\mu\text{m}$
- BJORN A.L. (Coll.), Odontal Rev. 21,(1970)**  
137-346, 200  $\mu\text{m}$
- SATO J. (coll.), J. Prostodont. Rest.**  
**Dent.,(1986)**  
6, 9-20, 50  $\mu\text{m}$

**ARTICLES RECENTS**

R.A. OLIVA J. Prost.dent., 1987 58 : 29-35  
SCHEL B J. Prost.dent., 1987 58 : 19-22  
D.R. DAVIS J. Prost.dent., 1987 58 : 229-234  
W.M. TAY Quintessence, 1987 18 : 599-602  
R. OMAR J. Prost.dent., 1987 58 : 13-19

Les résultats obtenus par ces auteurs montrent clairement que, espérer une précision supérieure à 100 µm, est une douce illusion et ce même en laboratoire expérimental. Par ailleurs en étudiant les chiffres par portion de cycle nous obtenions des résultats plus que convaincants.

TAY	≈ 100 µm	- Niveau moyen (processus complet)
SCHEL B	≈ 20 µm	- empreinte + plâtre
OMAR	≈ 85 µm	niveau moyen (de la ceramique)
	≈ 25 µm	
	≈ 40 µm	
DAVIS	≈ 15 µm	- Déformation de la cire en moulage

Enfin un certain nombre d'orateurs prétendent à une précision de 50 µm en contact occlusal. Cela paraît doublement stupide car :

- 1) La précision idéale de confection ne descend pas en dessous de 100 µm,
- 2) La croissance de la dent durant la semaine séparant la préparation de la pose peut dépasser 250 µm.

Il semblerait donc que nous ayons en vérité un ajustage occlusal par compensation en croissance de la dent et biosynthèse osseuse (confidentiel). Nous terminons en rappelant l'article de Degrange :

**DEGRANGE M. et coll. J. BIOMATERIAUX  
DENTAIRES, (1985), 1, N°2, p 133-141**

prouvant qu'il existe en chaque point un caractère aléatoire de duplication des surfaces mettant au niveau quantique toute la reproduction dont la précision doit être inférieure à 25 µm!

TABLE I.—CEMENT FILM THICKNESS AT DIFFERENT REGIONS OF RESTORATIONS (µm)

	Axial wall	Occlusal floor	Mesio-cervical external line angle	Mesio-cervical internal line angle	Disto-cervical external line angle	Disto-cervical internal line angle
MOD inlay	105.3 ± 71.9	142.0 ± 94.6	60.0 ± 71.8	455.5 ± 139.5	68.0 ± 54.9	120.5 ± 89.0
Class II inlay	49.5 ± 28.1	99.5 ± 73.1	38.4 ± 28.9 <sup>a</sup>	78.3 ± 65.2 <sup>b</sup>	85.9 ± 86.0 <sup>a</sup>	—
Metal ceramic crown	75.4 ± 38.0	138.6 ± 61.9	66.7 ± 60.8	86.7 ± 39.3	20.1 ± 26.2	56.7 ± 48.5
Porcelain jacket crown (aluminous)	92.9 ± 53.1	112.3 ± 66.4	77.7 ± 45.6 <sup>c</sup>	99.6 ± 59.5 <sup>c</sup>	48.8 ± 51.1 <sup>c</sup>	70.0 ± 46.0 <sup>c</sup>

<sup>1</sup>For P/C, labio-lingual aspect determined.  
<sup>a</sup>Class II—Mesial/distal—cervical line angle.  
<sup>b</sup>Class II—Disto-occlusal external line angle measured.

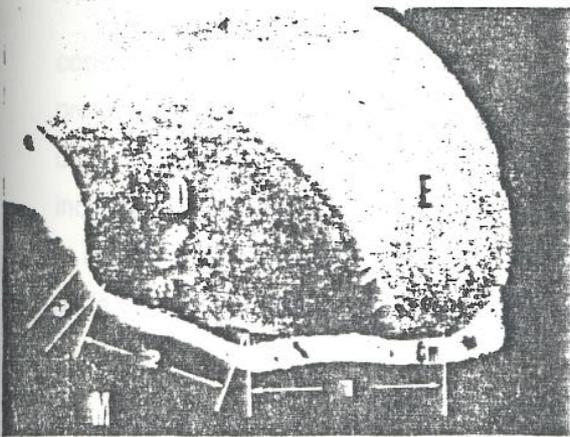
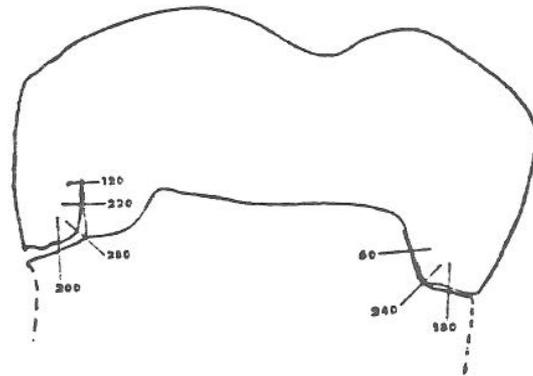
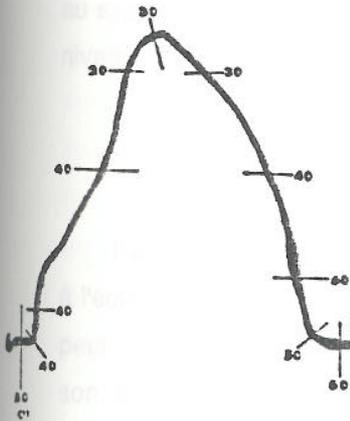


FIG. 6.—(Cm) cement; (D) dentine; (E) enamel; (M) metal.

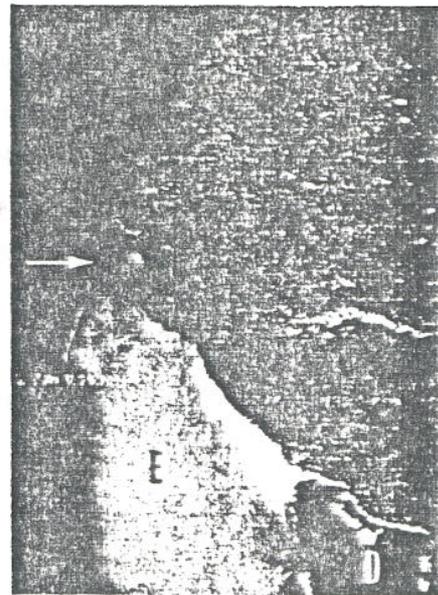


FIG. 7.—(D) dentine; (E) enamel.

Figure 14

LA PRECISION EN DENTISTERIE

## 1.6-2 LA PRECISION DE LA SONDE OPTIQUE

### 1.6-2.1 PRECISION DE LA MESURE DE PHASE

■ Lorsque le dentiste capte une vue de l'environnement de la préparation en bouche, il donne au système les images de base (codage déformé) du calcul de la phase. On comprend bien à ce niveau que trois paramètres principaux vont altérer la précision de mesure.

- - La qualité du codage projeté
- - Le contraste général de l'image observée.
- - La dynamique générale de l'image observée.

■ Par pure analogie, lorsque l'on fait de la photographie, on peut assimiler la qualité du codage à l'éclairage, le contraste au grain et à la netteté, et enfin la dynamique à la clarté de la photo. On peut toujours, lorsque l'appareil est mauvais ou que l'opérateur a, soit bougé, soit trop fermé son objectif, "corriger" la photo au développement mais les résultats obtenus sont souvent insatisfaisants sauf si les effets produits sont volontairement considérés comme artistiques. Il vaut mieux, pour avoir une bonne photo, avoir un bon sujet, un objectif correct, éclairer la scène avec soin, avoir une pellicule de bonne qualité et beaucoup de doigté et de méthode.

■ La multitude de paramètres influençant la précision de mesure de la phase nous a conduit à considérer expérimentalement et globalement celle-ci en terme de reproductibilité. Le protocole employé est de répéter une série de mesures sur des objets connus à l'avance et dans des conditions identiques à chaque fois. Un calcul d'écart type nous permet alors d'obtenir un bon indicateur de la reproductibilité. On fait ensuite varier un paramètre conditionnel, par exemple la distance de l'objet par rapport à la sonde, ou bien l'énergie lumineuse émise ou encore le gain de la caméra, ce qui nous permet de différencier les influences de chaque élément.

#### 1.6-2.1.1 Analyse de la qualité du codage projeté

##### a) Amélioration du bruit.

Les bruits principaux, que nous pouvons observer facilement, tiennent à l'utilisation conjointe d'un rayonnement laser et d'optiques (fibres, lentilles, prismes, lames) qui nous permettent de "fabriquer" le codage sinusoïdal. Depuis Novembre 1986, nous avons procédé à l'amélioration du mélangeur de speckle (adaptation de la fréquence de vibrations de la fibre et filtrage numérique associé) et à l'utilisation d'une fibre de 600  $\mu\text{m}$  au lieu de 125  $\mu\text{m}$  supprimant ainsi certains effets de strioscopies parasites. Ces deux améliorations du bruit optique atténuent cependant le contraste des franges.

b) Pas de codage (période des franges).

Le choix du pas de codage est un paramètre très important.

La valeur du pas est directement liée à la mesure en z. Plus le pas de codage est petit, plus la précision est grande. Cependant il y a des limites technologiques à l'abaissement de ce paramètre, notamment dans le cadre du micro moiré. Il est actuellement quasiment impossible de projeter et d'observer à travers des endoscopes des pas inférieurs à 700  $\mu\text{m}$ . Les détériorations apportées aux codages sont trop importantes. Une série d'expérimentations, effectuée dans les locaux de la société BERTIN au mois de Décembre 1986, nous a permis de choisir un pas de codage de l'ordre de 1,4 mm (au plan de référence soit à 10 mm de la sortie de la sonde) avec une précision en z de l'ordre de  $p/50$  et  $P/70$ . Aujourd'hui nous pouvons raisonnablement affirmer pouvoir descendre aux alentours de 1 mm.

c) Alignement des lames de codage.

Pour réaliser correctement l'extraction de la phase du signal du codage déformé, il est nécessaire d'acquérir quatre images du même codage décalé spatialement. Le décalage théoriquement parfait correspond à un quart du pas pour chacune des images. Nous avons mené deux travaux permettant de maîtriser parfaitement ce décalage entre les images.

- Une modification du système d'entraînement des lames de décalage et notamment le remplacement des moteurs à courant continu par un moteur pas à pas qui assure une stabilité de positionnement dans le temps, et donc une bonne reproductibilité de mesure (Juin-Juillet 1987).
- La compensation par logiciel d'une erreur de décalage éventuel pouvant survenir au cours du montage de la sonde (paramètres  $\delta_1$ ,  $\delta_2$  et  $\mu_0$ ). Une procédure complémentaire de calibration au moment du contrôle final des sondes permet de donner, pour chaque sonde livrée, ces paramètres d'erreur et donc de les compenser en cours d'utilisation par le praticien.

Ces deux actions conduisent, d'une part, à s'assurer de la répétabilité de fonctionnement du système, et d'autre part, à augmenter la précision de mesure. On a pu ainsi montrer que certaines oscillations parasites ("vagues") observées, sur des reliefs de plans par exemple, ont été résorbées. Ce qui est en accord avec la théorie (résiduel de modulation).

#### 1.6-2.1.2 Le contraste des franges

Ce paramètre est très important et nous pouvons, pour bien le comprendre, l'assimiler à une règle graduée. Plus les traits sont nets et visibles, plus la mesure est aisée et juste. Nous avons fait, au cours des années 1985 et 1986, de nombreuses études théoriques et quelques expérimentations pour apprécier l'influence de ce paramètre sur la mesure du relief. Nous sommes aujourd'hui certains que la mesure de phase, et donc le relief, est d'autant plus précise que la dynamique de l'amplitude de modulation est importante. Nous appelons ici "modulation", la composante périodique du codage observé et acquis (autrement dit, ce qui reste des franges en bout de chaîne). Nous ne nous étendons pas ici sur la théorie. Cependant la fonction physique, correspondant à la détérioration du contraste, s'appelle la **fonction de transfert de modulation** (équivalent à la réponse en fréquence d'un système). Cette fonction de transfert est toujours décroissante en fonction de la fréquence. Autrement dit, plus la période des franges est resserrée, plus l'atténuation du contraste est grande).

Chaque élément de la chaîne :

- voie de projection,
- objets - dents, moignon, gencive,
- voie d'observation,
- caméra,

contribue à la détérioration du contraste.

Le pas de codage choisi, l'amélioration de la qualité des endoscopes, l'utilisation d'un coating sur les dents, nous permettent d'obtenir, en mémoire image au niveau du **plan de netteté**, des contrastes de l'ordre de 40 à 60 % du contraste initial.

**REMARQUE :** La sonde se comporte comme un objectif macro. Sa profondeur de champ est donc faible. La notion de **plan de netteté** correspond au réglage de distance que l'on trouve sur les objectifs classiques. La prise d'empreinte optique en bouche impose un encombrement réduit et donc une position du plan de netteté (ou distance de mise au point) rapproché. Mais le fait de rapprocher le plan de netteté conduit à une diminution de la profondeur de champ.

Ce qui signifie que, plus on rapproche la distance de mise au point, plus l'atténuation du contraste des franges est rapide en s'éloignant du plan de netteté.

Nous avons essayé deux positions du plan de netteté (figure 9) :

- à 10 mm, ce qui conduit à une profondeur de champ de 7 à 16 mm environ,

- à 13 mm, ce qui conduit à une profondeur de champ de 8 à 23 mm environ.

On voit donc que le champ est plus important si on éloigne le plan de netteté de la sonde. Pour le praticien, cela revient à obtenir plus de surface dentaire par prise de vue avec une meilleure définition vers le tiers bas des dents. Par contre, le positionnement en bouche est un peu plus encombrant et la précision générale plus faible à cause de l'aspect homothétique des rayons optiques. Des essais sont en cours pour figer définitivement la position de ce plan de netteté (entre 10 et 13 mm).

#### 1.6-2.1.3 La dynamique de l'image observée

Tous les appareils de mesure actuellement connus disposent d'une plage de mesure et, à l'intérieur de cette plage, d'une discrétisation de l'information. Le nombre de valeurs discrètes que l'on peut mettre dans la plage de mesure correspond à la dynamique de l'appareil. De même, tout signal possède sa propre dynamique. Pour la compréhension, on peut, par analogie, prendre une règle graduée. Si la règle mesure 10 cm de long et qu'elle a un trait tous les millimètres, sa dynamique est de 100. Elle permet de mesurer des objets jusqu'à 10 cm avec une précision du millimètre. De même, si un signal évolue, par exemple entre 0 et 1 volt, et que l'on observe un bruit de 10 mV, sa dynamique est alors de 100 (on voit d'ailleurs la relation qui existe entre le rapport signal, sur bruit, et la dynamique du signal).

Nous avons cherché à améliorer la précision suivant deux axes. Le premier a consisté à travailler sur l'amplitude du signal de codage projeté en limitant le bruit. Le second à mieux adapter la dynamique de la caméra et du système de numérisation. La conjugaison des deux permet aujourd'hui, avec des technologies standards, d'obtenir des résultats très satisfaisants. L'atténuation du bruit du codage projeté a été vue en paragraphe 1.6-2.1.1-a). L'introduction de nouvelles caméras CCD (avec notamment l'amélioration du rapport signal sur bruit) et de nouvelles cartes de digitalisation d'image avec gain et offset programmables permettent aujourd'hui d'obtenir de bons rendements. Les réglages sont encore manuels et demandent à être automatisés dans l'avenir (Contrôle de gain automatique avec bloqueur). Le numériseur utilisé est de 8bits, soit 256 niveaux de gris qui constituent la dynamique du système d'acquisition.

#### 1.6-2.1.4 Optimisation de la précision de mesure de phase

Nous avons défini trois grands points d'attaque de la précision de mesure de phase. La qualité du codage, la FTM ou le contraste des images, et la dynamique du système. Ces paramètres agissent de façon conjointe sur la précision finale de la mesure de phase et dépendent étroitement

de plusieurs variables. Aucune de ces variables n'est vraiment déterminante dans l'amélioration de la précision. De plus certaines d'entre elles agissent de manière duale sur la mesure finale du relief ou le coût du système.

Par exemple :

- Le coating contribue à un meilleur contraste et donc à une meilleure précision de mesure. Par contre, il a l'inconvénient de l'épaisseur rapportée.
- L'abaissement des périodes de codage améliore la précision après calibration. Par contre, il diminue considérablement le contraste.
- La position du plan de netteté agit de façon équivalente.
- La longueur d'onde du rayonnement laser est meilleure dans le bleu pour la FTM des dents, mais meilleure dans le rouge pour la FTM des caméras CCD.
- Le filtrage numérique améliore la qualité du signal (bruit), mais dégrade le contraste.
- L'augmentation du temps d'intégration des caméras favorise considérablement la dynamique de mesure mais augmente l'influence du bouger.

Devant les nombreux paramètres agissant sur la précision de mesure de phases, il nous fallait un indicateur mesurant bien leurs effets. Cet indicateur (appelée terme B) est le nombre de niveaux de gris rapporté à l'amplitude réelle du codage observé. Autrement dit, la dynamique utile de la modulation. Cet indicateur très fiable, est utilisé au cours de la prise d'empreinte en cabinet dentaire, ainsi que lors des expérimentations des différentes améliorations technologiques pour qualifier les mesures effectuées. De plus, cet indicateur est connu parfaitement en tout point de mesure (pixel). La découverte de cet indicateur est fondamentale pour la maîtrise des évolutions technologiques futures. Il est l'un des apports déterminants des travaux de la fin de l'année 1986.

#### 1.6-2.2 PRECISION DE LA CALIBRATION

Le calcul des coordonnées (x,y,z) des points de l'objet à partir de leur différence de phase  $\Delta\phi$  et de leur position (I,J) dans l'image observée, n'engendre pas d'erreur significative (de l'ordre du micron) si le modèle mathématique (voir équations de calibration) est juste et que les coefficients de calibration sont mesurés avec "précision". En effet, ce calcul ne dépend que de la précision des instructions arithmétiques du calculateur.

Jusqu'à ce jour, nous considérons que le modèle théorique de la sonde suffisait à assurer, à partir d'une mesure de phase correcte, la précision requise pour le projet. En fait, au cours des expérimentations menées depuis 1986, nous nous sommes aperçus qu'il n'en était rien (250  $\mu\text{m}$  en Novembre 1986, 100 $\mu\text{m}$  en Septembre 1987). Malgré le soin apporté aux différentes

procédures d'évaluation des coefficients de calibration, les résultats attendus n'étaient pas en accord avec la théorie. Quels étaient donc les phénomènes qui agissaient?

Depuis Juin 1987, nous avons entamé une étude approfondie de ces observations et disséqué le fonctionnement de la sonde. Plusieurs facteurs, que nous avons négligés en connaissance de cause, sont apparus limitatif d'une bonne précision et nous ont amenés à utiliser différemment le modèle mathématique sans pour autant le remettre en cause.

#### 1.6-2.2.1 Linéarité de la phase

##### a) Résiduel de modulation.

Les équations théoriques de la calibration nous montrent que si nous avons, dans l'espace, un plan situé à une hauteur  $z_p$  constante du plan de référence, la différence de phase en tout point doit être constante. D'un point de vue macroscopique, cela est vrai. D'un point de vue microscopique, il n'en est rien. Nous observons clairement des oscillations dont la fréquence est en général deux fois celle du pas projeté. On peut comparer cet effet à ce que verrait un pilote d'un avion situé très haut dans le ciel et regardant la mer. Il aurait une impression de platitude. Par contre en se rapprochant il verrait très nettement les vagues.

Nous avons analysé mathématiquement et expérimentalement les causes de ces oscillations parasites qui sont doubles.

- Incertitude de positionnement des lames produisant le décalage des codages.
- Interférence parasite du codage avec lui-même au cours des traversées des optiques.

Nous avons également constaté que l'amplitude de ces oscillations augmentaient avec l'amplitude du bouger de la sonde au cours des mesures. Ces oscillations, que l'on appelle "résiduel de modulation", sont heureusement stable dans l'espace. Nous avons vérifié sur un montage spécifique sur table que si on déplace un plan dans l'espace à partir d'une position donnée, et si on revient à la position de départ, les différences de phase avant le déplacement et après le déplacement sont identiques au bruit près.

##### b) Courbure

Un second phénomène, facilement observable, fait apparaître, toujours sur un plan à hauteur constant, une "courbure" de la différence de phase sur tout le plan. Nous avons imaginé dès 1985 qu'un phénomène de ce type pouvait survenir et avons intégré dans le calcul de la calibration la possibilité d'en tenir compte par une approximation polynomiale. En fait, notre modèle approché de ces effets de courbure de phase ne prenait en compte que les phénomènes connus de courbure de champs et s'est avéré insuffisant. En effet les observations de ces

courbures de phase montraient qu'elles provenaient de deux causes supplémentaires bien plus importantes que la seule courbure de champ :

- La non orthogonalité des axes d'alignement des composants optiques
- La non existence physique d'un point nodal.

Nous avons observé que, de manière identique au résiduel de modulation, la courbure de phase est stable dans l'espace.

#### 1.6-2.2.2 Orthogonalité des axes.

Dans le modèle théorique de la calibration, nous devons considérer certaines propriétés d'orthogonalité des axes (vois schéma simplifié). Les hypothèses sont les suivantes :

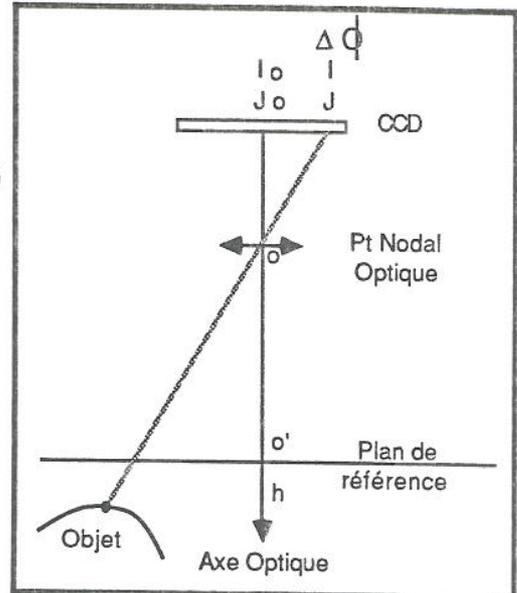
- a - Les plans de projection des franges, du CCD et de référence sont parallèles entre eux
- b - Les points nodaux des optiques sont à la même hauteur du plan de référence
- c - Les axes optiques de la voie de projection du codage et de la voie d'observation de l'objet sont parallèles.
- d - Le plan de référence est perpendiculaire aux axes optiques.
- e - Le CCD et le plan de projection des franges sont perpendiculaires à leurs axes optiques respectifs.

Le respect de ces hypothèses n'est jamais vérifié exactement, mais on admet des tolérances par rapport à ces positions de base (ce qui se traduit en termes de précision "tolérable"). Ces tolérances doivent être respectées au cours des étapes de fabrication ou d'étalonnage de la sonde. Elles sont en général définies en fonction de la précision finale désirée. Dans le cas où les tolérances sont suffisamment faibles et effectivement obtenues, les équations de base de la calibration peuvent être appliquées directement. Elles sont au nombre de trois, telles que défini en annexe. Notons au passage que l'on peut les exprimer soit dans un système de repères, lié au plan de référence  $(x,y,z)$ , soit dans un système de repère, lié au point nodal de la voie d'observation  $(x,y,h)$ . Elles font apparaître une première équation donnant la hauteur du point, fonction de la phase, et un groupe de deux équations parfaitement symétriques donnant l'abscisse et l'ordonnée du point en fonction de sa hauteur et de sa position dans le plan image. Les coefficients  $L$ ,  $P_0$ ,  $d$ ,  $G_x, G_y$ ,  $l_0$  et  $J_0$  sont considérés comme constants quels que soient  $I$ ,  $J$  et  $\Delta\phi$ , pour une sonde donnée, si les hypothèses d'orthogonalité sont vérifiées à une tolérance près.

Différentes études et expérimentations, effectuées au cours de l'été 1987, ont montré que les tolérances demandées sur les sondes prototypes n'avaient pas été obtenues et qu'il serait très délicat de les obtenir dans le futur sur ces prototypes.

LISTE DES EQUATIONS DE CALIBRATION

- I N° de ligne du pixel voyant le point objet
- J N° de colonne du pixel voyant le point objet
- Io N° de ligne du pixel central (axe optique)
- Jo N° de colonne du pixel central (axe optique)
- O Origine des axes par rapport au point Nodal (x,y,h)
- O' Origine des axes par rapport au plan de référence (x,y,z)
- x abscisse du point (direction perpendiculaire au codage)
- y ordonnée du point (direction parallèle au codage)
- z hauteur du point par rapport au plan de référence
- h hauteur du point par rapport au point nodal
- L distance du plan de référence au point nodal
- Gx grandissement suivant l'axe des abscisses
- Gy grandissement suivant l'axe des ordonnées
- Po pas de codage mesuré sur le plan de référence
- d distance entre le point Nodal de la voie d'observation et le point Nodal de la voie de codage
- $\Delta \Phi$  différence de phase mesurée



Simplification :  $\epsilon = \frac{d}{Po}$  et  $\Delta \psi = \frac{\Delta \Phi}{2\pi}$

$h = L - z$

Espace x,y,z	Espace x,y,h
<p>Equation générale :</p> $z = \frac{L \Delta \psi}{\epsilon + \Delta \psi}$ $x = (L-z) G_x (I-Io)$ $y = (L-z) G_y (J-Jo)$	<p>Equation générale :</p> $h = \frac{L \epsilon}{\epsilon + \Delta \psi}$ $x = h \cdot G_x (I-Io)$ $y = h \cdot G_y (J-Jo)$
<p>Equation d'erreur :</p> $\frac{\partial z}{z} = \frac{\partial L}{L} + \frac{(L-z)}{L} \frac{\partial \epsilon}{\epsilon}$	<p>Equation d'erreur :</p> $\frac{\partial h}{h} = \frac{\partial L}{L} + \frac{(L-h)}{L} \frac{\partial \epsilon}{\epsilon}$ $\frac{\partial x}{x} = \frac{\partial h}{h} + \frac{\partial G_x}{G_x} + \frac{\partial (I-Io)}{(I-Io)}$ $\frac{\partial y}{y} = \frac{\partial h}{h} + \frac{\partial G_y}{G_y} + \frac{\partial (J-Jo)}{(J-Jo)}$

#### 1.6-2.2.3 Point nodal

Le point nodal d'une optique est défini comme le point physique où tous les rayons optiques résultants convergent. Ce point nodal d'un point de vue macroscopique peut-être une bonne base de compréhension macroscopique, mais n'existe jamais dans la réalité et ne peut pas être pris en compte dans une approche microscopique. En réalité ce point est microscopiquement constitué par une zone plus ou moins "épaisse" suivant la qualité des optiques. En première approximation tout se passe comme si les rayons optiques se croisent de plus en plus bas au fur et à mesure qu'ils s'écartent de "l'axe central" (Voir schéma). La loi de variation de ce point n'est pas linéaire en fonction de l'angle du rayon et elle peut être différente pour la voie de d'observation et pour la voie de projection. Ce phénomène conduit à des variations des paramètres de calibration L, d, Gx, Gy en fonction de la position du point de l'objet dans l'image I,J mais aussi de sa hauteur dans l'espace. Il a également une incidence sur la courbure de la phase.

#### 1.6-2.2.4 Méthode de calibration

##### a) Méthode directe.

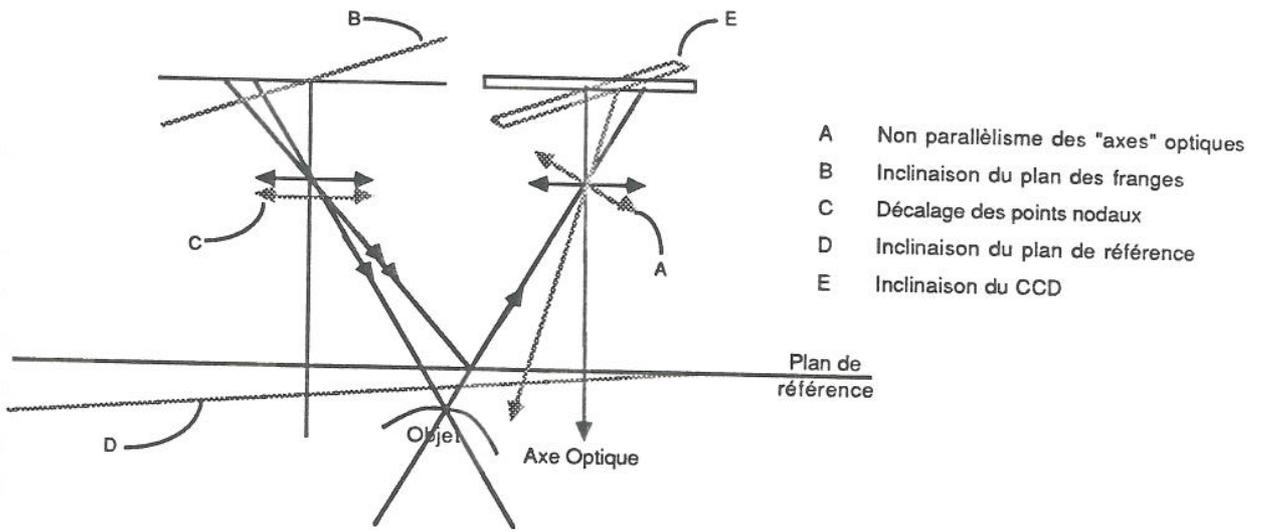
Elle consiste à appliquer directement les coefficients de calibration constants dans le champ de travail de la sonde. Nous venons de voir que cette méthode suppose des tolérances de montage draconiennes et incompatibles avec une production industrielle classique. Les précisions obtenues avec cette méthode directe sont de 250 $\mu$ m pour un objet situé au bord du plan de référence et 400  $\mu$ m pour un objet situé à environ 15 mm du plan de référence.

##### b) Interpolation polynomiale.

Cette approche consiste à définir des coefficients "variables" en fonction des rayons optiques de la voie d'observation. C'est la méthode que nous employons actuellement. Elle permet de gagner un peu de précision mais elle a deux inconvénients majeurs.

- a - Elle ne tient pas compte des défauts d'orthogonalité de la voie de projection,
- b - Elle ne tient pas compte des résiduels de modulation observés sur la différence de phase.

Néanmoins, cette méthode nous permet d'obtenir actuellement des précisions de l'ordre de 100  $\mu$ m au niveau du plan de référence, à condition que celui-ci ait été correctement positionné lors de la procédure d'étalonnage, et d'environ 200 $\mu$ m à 15 mm de ce plan.



FACTEURS D'ERREUR DE LA CALIBRATION

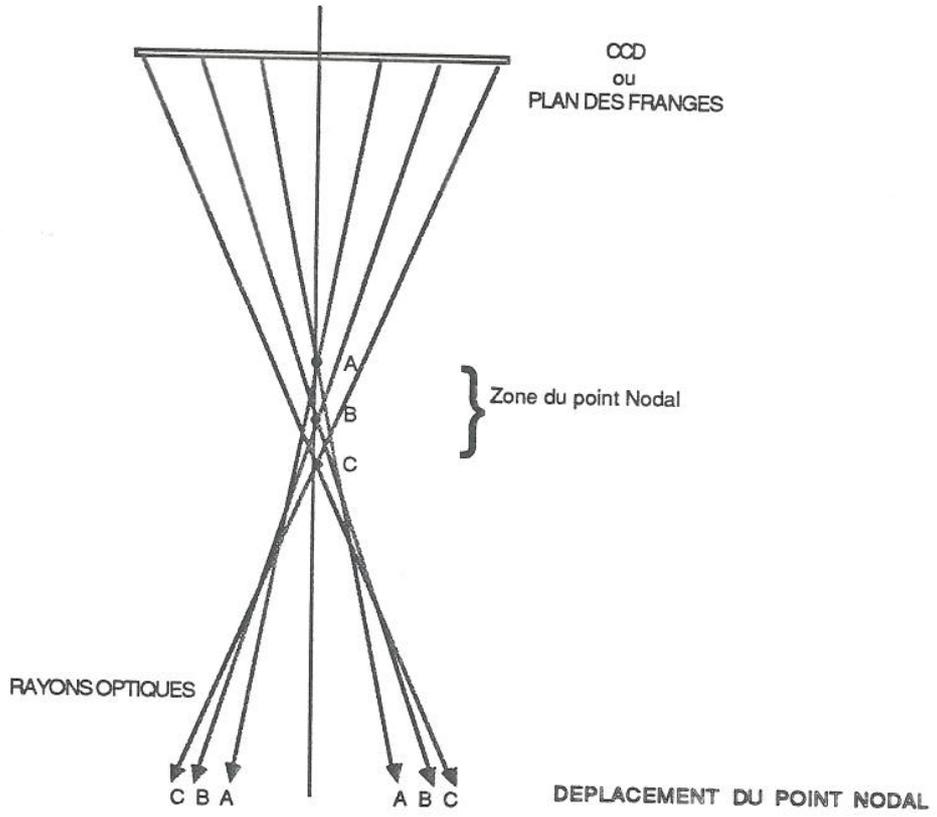


Figure 15

LA PRECISION DE LA SONDE

c) Tabulation de l'espace.

Cette méthode part du principe que tout point de l'espace correspond à l'intersection d'un rayon optique de projection et d'un rayon optique d'observation/de reprise. Donc, il y a unicité de ce point par rapport au système. Les lois de calibration peuvent alors s'appliquer en considérant que pour tout point de l'espace, il existe des paramètres L, Po, d, Gx, Gy qui lui sont propres. Nous tabulons ainsi l'espace et à chaque point ayant un I,J,  $\Delta\phi$ , nous faisons correspondre dans un tableau, un x, y,z (ou x,y,h). Ce tableau de valeur a été mesuré auparavant lors de la procédure d'étalonnage. On constate que ces valeurs varient lentement localement. Comme il n'est pas possible d'étalonner ainsi tous les points de l'espace, on ne prendra que quelques points déterminés à l'avance qui servent ensuite de valeurs de base pour réaliser des interpolations linéaires pour les autres points non tabulés (maillage de l'espace).

On prend par exemple un point tous les 16 pixels en I et en J et tous les  $\pi/4$  en phase. Cela nous amène à structurer l'espace suivant un maillage en 3 dimensions de :

$$\frac{512}{16} \times \frac{512}{16} \times \frac{20\pi}{\pi/4} = 81\,920 \text{ points.}$$

L'espace étant défini par le nombre de pixels du CCD, soit 512 x 512 et la dynamique de la différence de phase dans tout l'espace étudié, soit pour une empreinte optique environ  $20\pi$ . Les autres points sont déduits de ce maillage par interpolation fonction de leur position I,J et de leur différence de phase  $\Delta\phi$ .

### 1.6-2.3 RESULTATS

#### 1.6-2.3.1 Erreur de répétabilité en phase

Comme nous l'avons vu, nous considérons l'erreur en phase comme l'erreur vraie de mesure et nous la prenons en terme de reproductibilité.

Le principe de mesure de cette erreur est le suivant :

- On met sous la sonde un objet si possible plan et correctement diffusant,
- On déplace pas à pas cet objet suivant l'axe des z.
- Pour chaque hauteur et pour chaque pixel, on fait une série de 40 mesures de  $\Delta\phi$  dont on tire la moyenne et l'écart type.
- Cet écart type, que nous appellerons " Ecart type primaire", est significatif de la reproductibilité de mesure en tout point de l'espace.
- Pour chaque hauteur on réalise dans tous le plan la moyenne des écarts types primaires ainsi que l'écart type de cette moyenne (Ecart type secondaire).

Nous obtenons ainsi un écart type moyen qui est fonction de la distance de l'objet par rapport à la sonde que nous reportons sur une courbe (voir annexe). Cette courbe constitue la variation de l'erreur de reproductibilité de la phase dans tous le champ. Elle correspond à la précision quadratique de la sonde. Autrement dit le bruit moyen de la mesure inhérent à l'appareil lui-même qui détermine la précision de la sonde. Généralement, cette erreur en phase présente une allure assez significative des dégradations de codage dans le champ. Son minimum se situe vers le plan de netteté, croit plus vite entre le plan de netteté et la sonde, et moins vite sous le plan de netteté. On retrouve en première approximation la loi des champs (1/3,2/3) définissant les optiques classiques. Les erreurs maximales dans des conditions normales de mesure sont de l'ordre de 0,12 à 0,16 radians (2% à 2,5%) et les minimales, c'est à dire proche du plan de netteté de l'ordre de 0,05 à 0,06 radians (0,8% à 0,9%).

#### 1.6-2.3.2 Incidence de l'erreur en phase sur la précision du relief

Dans l'étape précédente, nous n'étudions que l'incidence de l'erreur de mesure qui est, comme nous l'avons montré l'erreur en phase. On considère alors que les coefficients de calibration sont stables et qu'ils n'ont pas d'incidence sur l'erreur en h. Nous avons tracé pour chaque sonde et en fonction des valeurs moyennes de L, Po, d les courbes suivantes : (voir annexe).

- Courbe donnant le relief en fonction de la phase (H(phi))
- Abaques de l'erreur en h en fonction de l'erreur en phase et de la hauteur du point étudié.  
 $dh = f(d(\phi) \text{ et } h)$ .
- Abaques conjugués des précédentes.  
 $dh = f(h \text{ et de } d(\phi))$ .

En reportant la courbe d'erreur de reproductibilité sur ces abaques, nous obtenons directement l'erreur induite sur h. Par exemple, pour la sonde 3C, le plan de netteté étant situé à 17 mm du point Nodal de la sonde, l'erreur en phase donne 0,8 % et l'erreur en h 18 microns, ce qui correspond à la zone la plus précise de la sonde; Si on prend un point situé à 26 millimètres, l'erreur en h devient  $\pm 60\mu\text{m}$  et, pour un point à 12 millimètres, il devient  $\pm 22\mu\text{m}$ .

h	erreur en phase	erreur en h
12 $\mu\text{m}$	2,04 %	22 $\mu\text{m}$
17 $\mu\text{m}$	0,8 %	18 $\mu\text{m}$
26 $\mu\text{m}$	1,2 %	60 $\mu\text{m}$

On remarquera au passage que, bien que l'erreur en phase soit plus importante à 12 mm qu'à 20 mm, l'erreur en h est plus faible à 12 mm qu'à 20 mm. Cela est due à la géométrie de la sonde. Une proposition serait d'abaisser le plan de netteté, par exemple au niveau de la ligne de finition du moignon, et de faire "travailler" la sonde en permanence au dessus de ce plan de netteté. Cela n'est malheureusement pas très facile sur le plan visuel, mais serait le mieux pour la précision de mesure.

#### 1.6-2.3.3 Erreur en étalonnage

Lors de l'étude de l'incidence de l'erreur en phase sur la précision nous avons considéré que les coefficients de calibration n'agissent pas. Dans ce paragraphe, nous allons prendre en compte les équations d'erreur de la calibration. Ces équations d'erreur exprimée en erreur relative montrent clairement que les incertitudes sur les paramètres d'étalonnage ont une incidence immédiate sur la précision : (voir annexe).

- La précision en h est fonction de la précision de L et de  $\varepsilon$  ( $= d/Po$ )
- Les précisions en x et y sont fonction de la précision en h et des précisions sur les grandissements  $G_x$ ,  $G_y$  et sur les points origine  $l_0$  et  $J_0$ .

Le CCD étant un capteur intégratif, on peut négliger l'incertitude liée à la prise en compte de I et J (coordonnées Image du point étudié), ceux-ci étant déterminées avec certitude.

##### a) Méthode directe et polynomiale.

Dans ces méthodes les paramètres sont pris de façon globale et donc l'incertitude ne peut pas être considérée comme une mesure de reproductibilité mais comme une mesure de dispersion dans un espace, donné (total pour la directe et suivant un rayon optique dans la polynomiale). Les analyses que nous avons effectuées donnent des dispersions de l'ordre de 2 à 5 % pour la méthode directe et de 1 à 2 % pour la polynomiale. Il est clair que ces méthodes sont insuffisantes pour obtenir des précisions inférieures à 100  $\mu\text{m}$ .

h	1%	2%	5%
10 mm	100 µm	200 µm	500 µm
17 mm	170 µm	340 µm	850 µm
20 mm	200 µm	400 µm	1 mm

b) Méthode par tabulation de l'espace

Au contraire des autres méthodes présentées ci-dessus, nous pouvons ici considérer que l'incertitude d'étalonnage devient une mesure de reproductibilité. Par contre, le calcul de la calibration après mesure de phase induit une erreur liée à l'interpolation linéaire entre les points de maillage.

En collaboration avec les services qualité de BERTIN et de HENNSON, nous avons établi au cours de l'été 1987 des procédures de calibration garantissant une bonne précision de reproductibilité de mesure sur la valeur de chaque point de maillage (Absence de vibration, maîtrise de l'éclairage, autocollimation pour l'alignement des axes de déplacement) positionnement au micron, planéité du plan de référence etc...). Ces procédures permettent d'atteindre des taux de l'ordre d'**1/1000** sur les points du maillage soit **des erreurs incidentes de l'ordre de 10 à 20 µm sur les coordonnées des points**. On remarquera que dans cette approche les mesures en x et y ne dépendent plus de la mesure en h mais uniquement de I,J et de la précision de l'étalonnage.

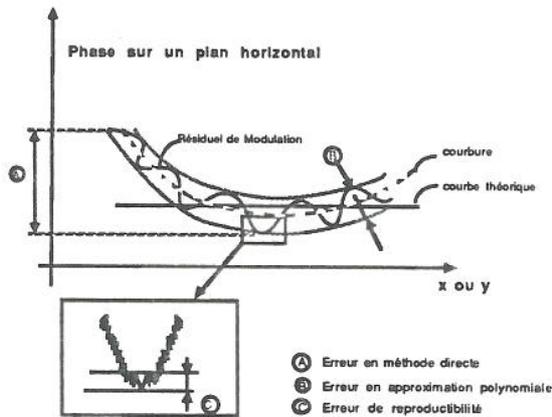
En ce qui concerne l'erreur produite par l'interpolation, nous nous sommes fixés comme limite que celle-ci soit le 10<sup>ème</sup> de l'erreur de phase et d'étalonnage. Cette règle fixe le pas du maillage et correspond à la "flèche" existante entre la droite et la courbe réelle joignant deux points de maillage. Cela nous amène à perdre 1 point sur 16 en I et 1 point sur 16 en J, et 1 point tous les  $\pi/4$  en phase.

c) Résumé des résultats (Objectif fin 1987).

	Mesure Phase	Etalonnage	Interpolation	Total
Erreur en h	20 à 60 µm	10 à 20 µm	1 à 8 µm	33 à 88 µm
Erreur en x		10 à 20 µm	1 à 2 µm	11 à 22 µm
Erreur en z		10 à 20 µm	1 à 2 µm	11 à 22 µm

Il est clair que ces erreurs diminueront dans le temps avec d'une part un accroissement du savoir-faire des deux sociétés BERTIN et HENNSON et les avancées technologiques dans les domaines de l'optique et des capteurs. Il faut aussi considérer que 10 à 20 $\mu$ m représentent une échelle de valeurs très basse compte tenu des volumes étudiés (35 x 25 x 15 mm) qui se traduisent en terme d'incertitude de l'ordre de 1/1000 . Cet aspect des choses nous montre que la prise d'empreinte optique est obligatoirement un acte délicat. L'incidence de l'environnement (temperature, mécanique etc...) et le soin apporté à l'acte de prise d'empreinte seront déterminant pour la conservation ces précisions.

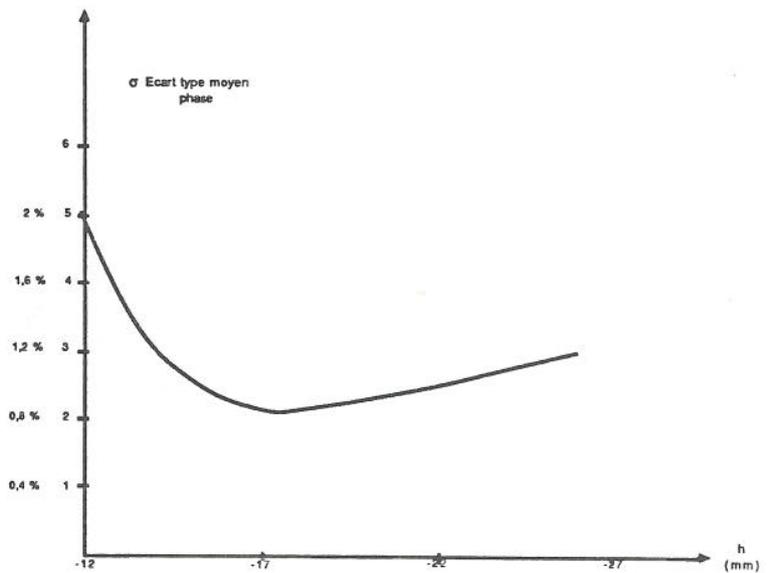
**REMARQUE** : Il faut distinguer ce qui est la **précision** de mesure d'un point qui est constante quelque soit le nombre de points acquis, et la **densité** de points acquis qui traduit le degré de reconstruction de la surface à mesurer. L'étude de la densité de points fait appel à des théories sur l'échantillonnage et fait correspondre la fréquence spatiale de l'objet avec la fréquence spatiale du semi de points représentant l'objet (fréquence de coupure).



INCIDENCE DE LA DETERIORATION DE LA PHASE ET DES METHODES DE CALIBRATION SUR LA PRECISION DU RELIEF

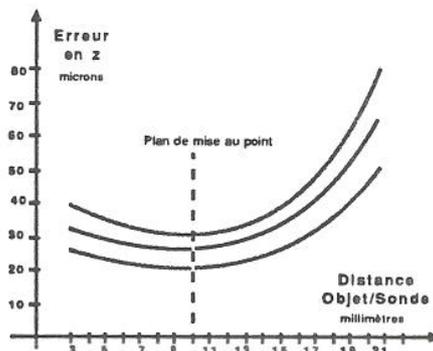
h	Valeur courbe	$\epsilon$ (%)
- 12	5	2,04
- 13	3,70	1,51
- 14	2,95	1,20
- 15	2,60	1,06
- 16	2,25	0,91
- 17	2,10	0,85
- 18	2,10	0,85
- 19	2,16	0,87
- 20	2,20	0,89
- 21	2,30	0,93
- 22	2,45	1
- 23	2,55	1,04
- 24	2,70	1,10
- 25	2,80	1,14
- 26	2,95	1,20

EXEMPLE SONDE 3C  
-DU 25 AOUT 1987-



PRECISION DE MESURE DU RELIEF EN FONCTION DE LA DISTANCE A LA SONDE  
REPRODUCTIBILITE DE MESURE DE PHASE APRES LISSAGE  
ET INTERPOLATION DES DONNEES BRUTES

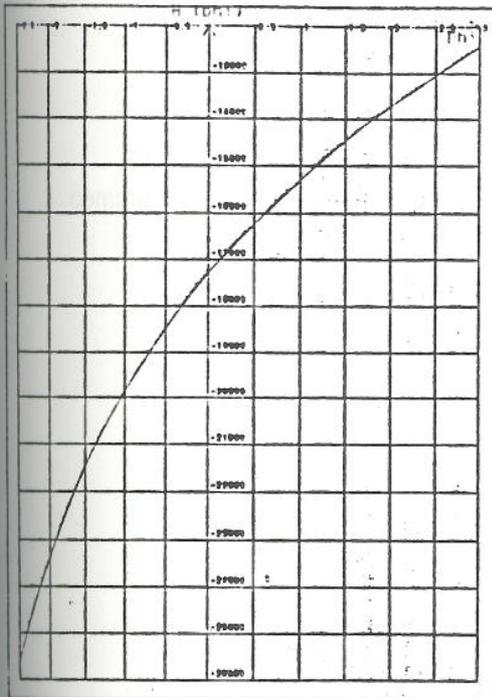
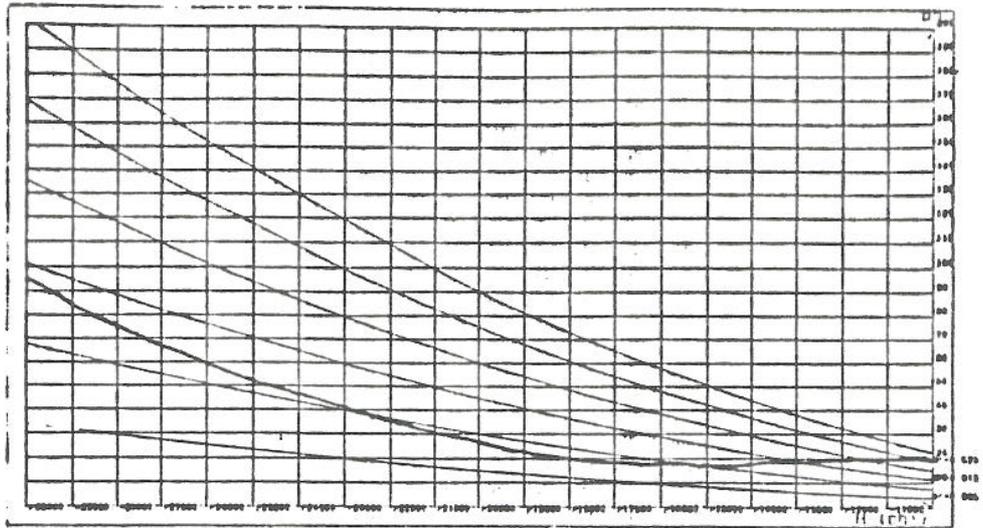
ERREUR DE REPRODUCTIBILITE  
DE LA MESURE DE PHASE  
SONDE 3C



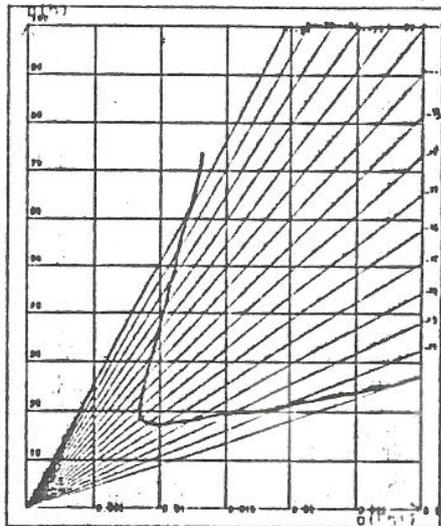
ERREUR DE MESURE DE LA SONDE OPTIQUE

Figure 16

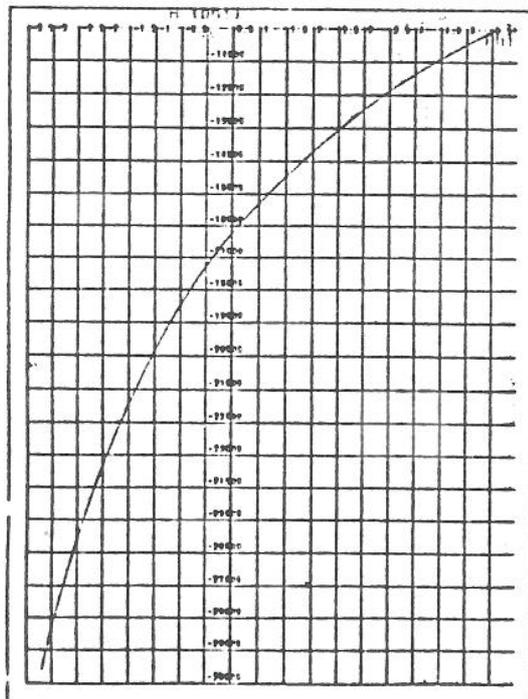
LA PRECISION DE LA SONDE (Suite 1)



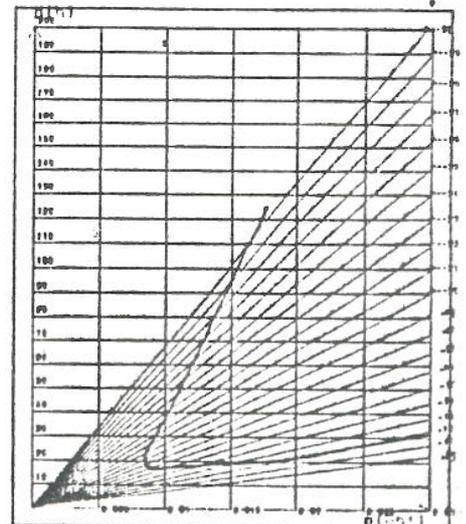
ALTITUDE H  
 en fonction de  $P_H$   
 Hauteur plan Ref. : 17281  
 Pas du codage Ref. : 1430  
 distance Pt Nodaux : 11000



**HENNSON** 18 Septembre 1987



ALTITUDE H  
 en fonction de  $P_H$   
 Hauteur plan Ref. : 17281  
 Pas du codage Ref. : 1430  
 distance Pt Nodaux : 11000



**HENNSON** 18 Septembre 1987

Figure 17

## 1.7 Conclusion

Après environ 5 mn de manipulation pour une dizaine de vues et 3~~mn~~ de calcul, il est possible aujourd'hui d'avoir une empreinte en occlusion (haut et bas) de plus de 12 dents en zones actives. Cela peut paraître long mais :

- c'est tout à fait comparable au temps actuel pour avoir l'ensemble de ces indications sous forme d'une empreinte.
- ce temps se réduira dans les mois à venir.

La précision, par ailleurs, est conforme, voire supérieure aux règles professionnelles comme l'ont démontré les travaux de Mc LEAN et plus récemment F. PANNOT (New York).

CHAPITRE 2

**LA CONCEPTION ASSISTEE PAR  
ORDINATEUR DES PROTHESES  
DENTAIRES**

## 2.1 Introduction

La réalisation d'une couronne a été l'objectif n° 1 pendant plusieurs années. En effet, ceci représente la base de toute prothèse même celle du bridge, objet complexe par excellence dont la réalisation se ramène, au niveau de la CAO, à la juxtaposition de plusieurs éléments unitaires. Il était donc primordial de pouvoir modéliser chaque dent pris séparément.

La réalisation d'une prothèse peut s'envisager comme la fabrication d'une partie interne (intrados) et d'une partie externe ou extrados. Si la partie interne doit être la reproduction la plus fidèle possible de la taille, tout en respectant l'impératif espace du ciment et les erreurs dues à la taille, l'extrados lui, peut soit préexister, soit ne plus exister au moment de la réalisation de la couronne. Nous sommes partis du principe que la dent est suffisamment délabrée pour ne plus porter l'information de ce qui doit être l'extrados. Nous devons donc créer de toute pièce, comme le réalise un technicien avec la cire, la partie externe de la future prothèse.

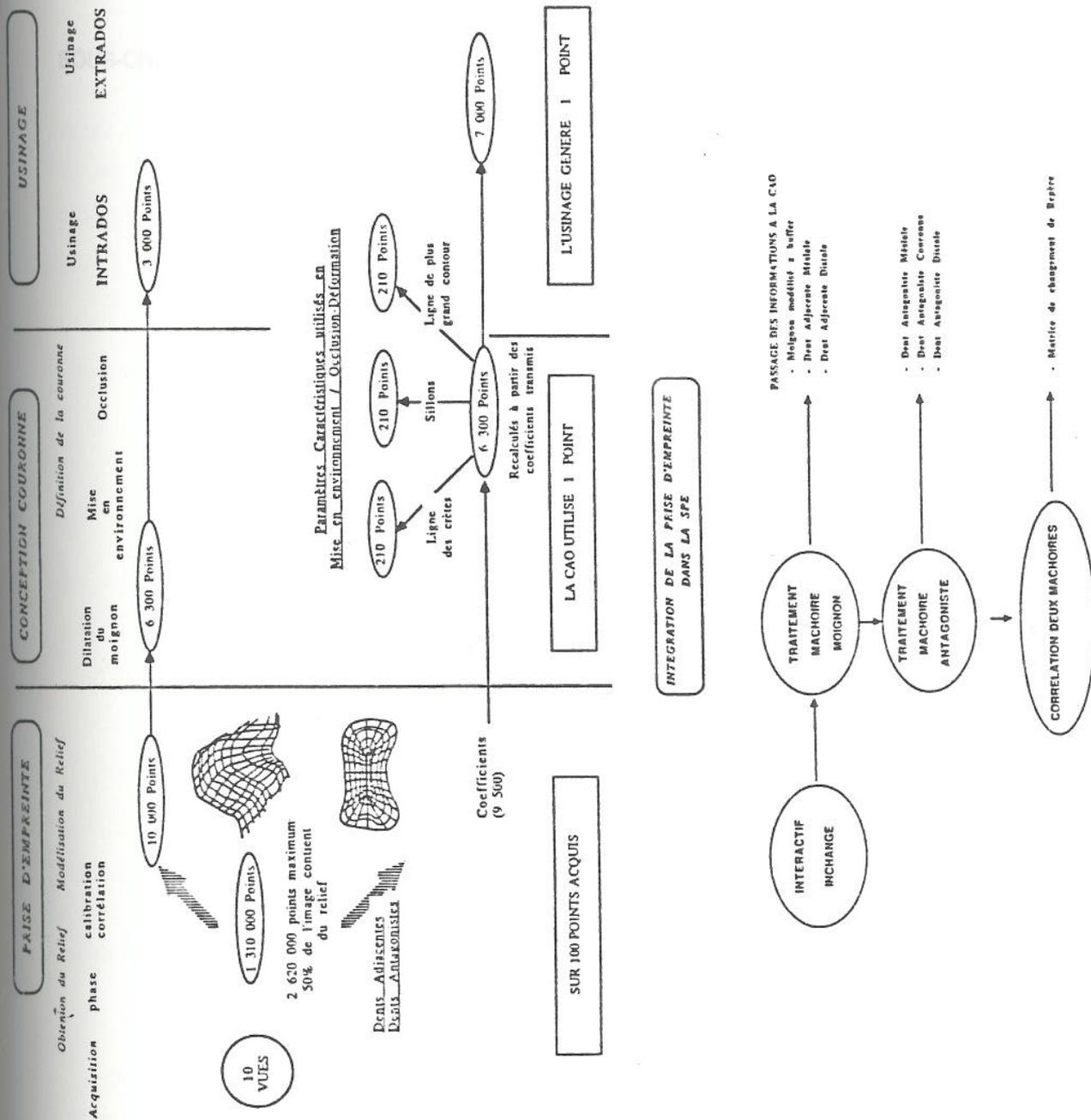


Figure 17 suite

DETAIL DES COURBES PRECEDENTES

**SOUS-CHAPITRE 2.2**

**REALISATION D'UNE  
BIBLIOTHEQUE DE DENTS  
THEORIQUES**

Lorsqu'un technicien doit réaliser un élément prothétique, il fait appel spontanément à sa mémoire afin de se remémorer ce qu'est la forme extérieure d'une dent en son anatomie. C'est cette morphologie qu'il transformera pour qu'elle s'adapte à l'environnement dont il dispose: la bouche du patient. En premier lieu, il y a donc lieu de réaliser une bibliothèque morphologique de l'ensemble des dents afin que l'ordinateur trouve en sa mémoire, comme le technicien dans la sienne, les éléments structuraux de base de son travail (BD).

Nous avons réalisé cinq ouvrages de base :

- F.DURET et coll., Quand l'ordinateur se fait prothésiste, TONUS, 16, pp13-15, 1982
- F.DURET et coll., Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques, C. d. Proth., 50, pp65-71, 1985
- F.DURET et coll., Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet, C.d.Proth., 50, pp73-109, 1985
- F. DURET et coll., Q.O.S., 39, pp197-216, 1985
- J.L. BLOUIN; F. DURET, De l'empreinte optique à la conception et la fabrication assistées par ordinateur d'une couronne dentaire, J. Dent. du Québec, 23, pp177-180, 1986
- A.G. WILLIAMS; F. DURET, Dentistry and CAD/CAM Another French Revolution, J. of Dent. Prac. Admin., pp2-5, 1987

Ce sont surtout les planches morphologiques du Dr. TALLEC (EMC) que nous avons retenues. Les autres ouvrages ont permis de vérifier les éléments sélectionnés pour modifier éventuellement les précédentes. Chaque dent dite "théorique" ou en langage informatique "A1" est modélisée (soit 16 modélisations et leurs symétriques).

## 2.2-1 PRINCIPE DE LA MODELISATION THEORIQUE

Plusieurs types de modélisation ont été essayés pour répondre aux critères morphologiques de dents. On a retenu après plus de 2 années d'essais plus ou moins fructueux la modélisation en courbes et carreaux de Béziérs, outil mathématique très puissant par ailleurs.

### 2.2-1.1 COURBE DE BEZIER

Considérons une ligne brisée constituée de points  $(P_i)_{i=0,n}$

Nous pouvons considérer la courbe paramétrique de degré  $n$  selon la représentation

mathématique :

$$P_u = \sum_{i=0}^n \binom{n}{i} u^i (1-u)^{n-i} P_i$$

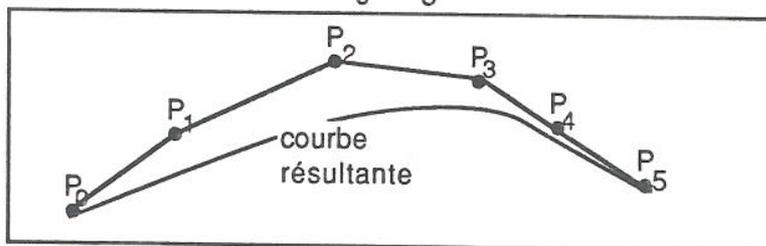
où la courbe  $P_u$  est la Somme de 0 à  $n$   $\left( \binom{n}{i} \right)$  de :

$$\binom{n}{i} = \frac{n!}{(n-i)! i!} \quad (\text{qui est une constante})$$

$u^i (1-u)^{n-i}$  qui est l'expression de la position linéaire le long de la courbe

$P_i$  (qui sont les pôles de la courbe)

La ligne brisée obtenue pôle par pôle est appelée descripteur de la courbe de degré  $n$ . Nous utilisons pour chaque courbe 6 pôles de  $P_0$  à  $P_5$  :



### 2.2-1.2 SURFACE DE BEZIER

Soit un ensemble  $n$  de descripteurs ayant  $m + 1$  points chacuns. La surface paramétrée aura pour valeurs :

$$P(u,v) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m \binom{n}{i} \binom{m}{j} u^i (1-u)^{n-i} v^j (1-v)^{m-j} P_{i,j}$$

On retrouve donc la même expression que pour la courbe précédente en exprimant cette fois-ci une surface ou  $u$  et  $v$  varient de 0 à 1. Lorsqu'un point décrit l'ensemble de valeurs de  $u$  et  $v$  et ce de 0 à 1 il balaye la surface de son ensemble. Ce qu'il importe de comprendre, sur le plan dentaire, est que ce choix ne fut pas chose évidente pour plusieurs raisons :

- Une modélisation doit répondre à ce qui se trouve dans la bouche du patient et en particulier elle doit marier la morphologie dentaire et les exigences mathématiques. Pour citer un exemple, plusieurs essais furent faites en modélisation de Fergusson entre 1985 et 1986 et furent abandonnées car ils ne permettaient pas de résoudre certaines inversions brutes de morphologie (comme la différence existant entre la douceur d'une cuspide ou la rigueur d'un sillon).

- La certitude d'être confronté à des surplombs (ne serait-ce qu'en dessous de la ligne des plus grands contours) nous empêche d'utiliser une interpolation surfacique type "surfacc".
- Le temps CPU peut être pénalisant car par exemple le fait de travailler sur des surfaces "triangulaires" 212 points occupe 41 sec CPU alors que 464 points, en occupe 3 mn. Il faudrait près de 9 mn pour construire simplement un environnement de 3 dents!
- La manipulation d'une surface polyédrique nous obligeait, pour 50 µm de précision, à manipuler 1 500 000 données par dents.

### 2.2-1.3 REPRESENTATION DE LA DENT THEORIQUE

Toutes les dents théoriques sont constituées d'une structure cylindrique composée d'une trame régulière en carreaux de BEZIERS. Tous ces carreaux se raccordent de manière dérivable avec plus ou moins de contraintes. Cette harmonie est rompue au raccordement de la face vestibulaire et linguale au niveau occlusal, sur le sillon pour les dents cuspidées et sur les bords libres pour les autres dents.

La précision escomptée est de quelques dizaines de microns pour l'extrados est moins de 20 µm pour l'intrados et la ligne de finition. Chaque surface n'est présentée que par quelques carreaux (8 ou 12) eux-mêmes définis par très peu de points. Une dent peut se résumer à quelques dizaines de points car chaque dent est représentée, en Banque de Données, par les pôles des carreaux!

## 2.2-2 LES DENTS THEORIQUES (Surface et Sillon Primaire)

### 2.2-2.1 INCISIVE (figure 18 et 19)

Elle se présente en 12 carreaux de BEZIERS avec des tangentes méridiennes et parallèles sous contraintes. Les crêtes de ces dents ont des tangentes sans continuité imposée côté lingual (méridiennes). Chaque dent retrouve la même distribution, soit :

- une ligne de finition
- une ligne des plus grands contours
- une ligne des crêtes
- un sillon primaire.

### 2.2-2.2 CANINE (figure 20)

Elle suit les mêmes règles morphologiques que l'incisive vue sous l'angle de la modélisation surfacique ou linéaire.

### 2.2-2.3 PREMOLAIRE (figure 21,22,23)

Première dent présentée (Phase I du MIR et de l'ANVAR), historiquement elle a été très étudiée pour permettre un rendu correct de la morphologie mais aussi pour représenter les nœuds et les lignes significatives sur le plan dentaire. Elle a dû, par ailleurs, servir de support aux paramètres de déformation. Ce qui permet de définir 4 méridiennes (vestibulaire linguale et proximales) et quatre parallèles (ligne de collet, des plus grands contours, des crêtes et sillon). D'une structure très simple (1984), nous avons cherché une modélisation plus "informatique" (1985-86) pour avoir finalement en 1987 une modélisation nettement dentaire. Issu de 12 carreaux de BEZIERS, chaque carreau renferme  $6 * 6$  pôles permettant l'utilité de classe C2.

### 2.2-2.4 MOLAIRE (figure 24,25)

Le nombre de 12 carreaux s'est avéré très insuffisant pour ces dents massives et il fut nécessaire d'utiliser de nouvelles lignes de force et des sillons secondaires pour obtenir une morphologie caractéristiques des molaires. La non égalité des carreaux vestibulaires et linguaux fut résolue par la création d'un sillon unique, courbe de degré 5, avec malheureusement perte de la souplesse d'une courbe de degré plus faible. Nous ne parlerons pas des caractéristiques des tangentes car cela nous emmènerait trop loin mais cette analyse resta l'un des points les plus difficiles à résoudre pendant de nombreux mois car le procédé de segmentation des molaires ne permit pas, d'office, de s'assurer de l'égalité des modules aux raccords de sillon . Les nombreuses propositions de spécifications (lorque celles-ci étaient demandées) ont aidé à dégager petit à petit les caractéristiques propres de chacune des molaires.

### 2.2-3 SILLONS SECONDAIRES, TERTIAIRES ET FACETTES DES DENTS THEORIQUES

Les sillons secondaires (à l'exception des molaires) et tertiaires et les facettes ont fait l'objet d'une étude extrêmement approfondie menée par les dentistes et les prothésistes de la société. Elle a permis de corriger l'aspect "très simplifié" d'une morphologie informatique. En annexe 1 on trouvera l'exemple d'un rapport d'étude mené dans le but d'obtenir un relief complet.

#### **2.2-4 LE DIAGRAMME DES ARCADES (figure 26,27)**

Est présenté ici l'ensemble des 16 dents d'une arcade maxillaire et d'une arcade mandibulaire. Les dents symétriques sont obtenues par simple effet de symétrie par rapport au plan sagittal médiant. Par ailleurs, l'ensemble de ces dents a été placé sur une arcade dite théorique correspondant aux critères morphologiques décrits par Maurice CRETOT ("L'arcade dentaire humaine"). Ont été respectés en particulier les rapports interarcade d'une occlusion de BERNAGIANO avec respect des courbes de SPEE et de WILSON.

#### **2.2-5 CONCLUSION**

Il est indiscutable qu'un certain nombre de perfectionnements viendra parfaire ce travail de modélisation et en particulier la personnalisation de chacun des modèles pour le praticien lui-même ne manquera pas d'être riche en enseignement mais si l'on compare la finesse du résultat obtenu par rapport au modèle classique de travail, la morphologie informatique obtenue n'a pas à rougir du modèle le plus sophistiqué des méthodes traditionnelles.

Certains détails peuvent paraître anachroniques. Pourtant il ne faut pas oublier qu'une telle dent est représentée avec un grossissement de 20 à 40 fois la dent naturelle, c'est-à-dire qu'1 mm représente entre 25 à 50  $\mu\text{m}$  (1 cm représente de 250 à 500  $\mu\text{m}$  ; c'est à dire des performances analogiques au microscope électronique à balayage).

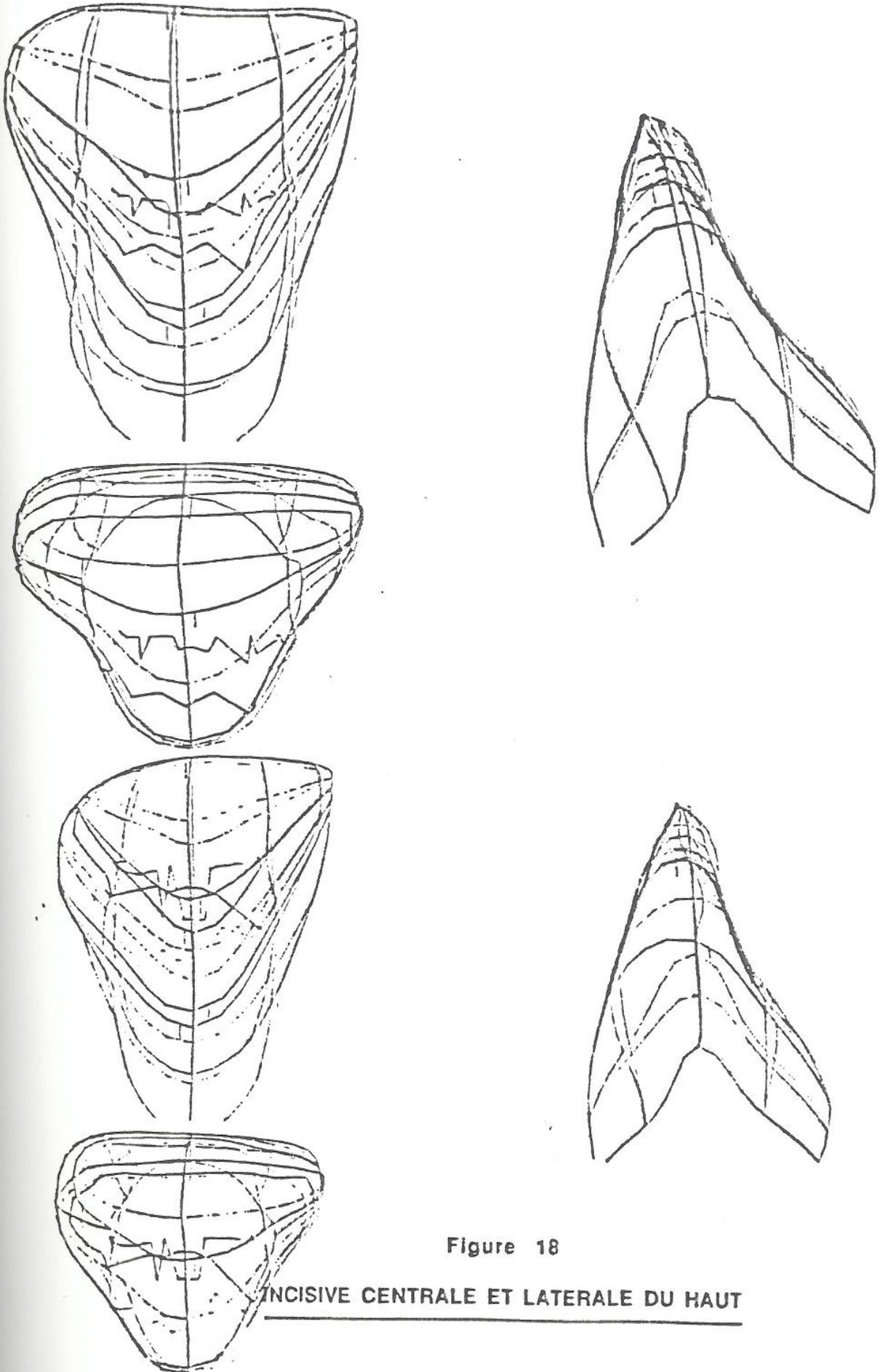


Figure 18

INCISIVE CENTRALE ET LATÉRALE DU HAUT

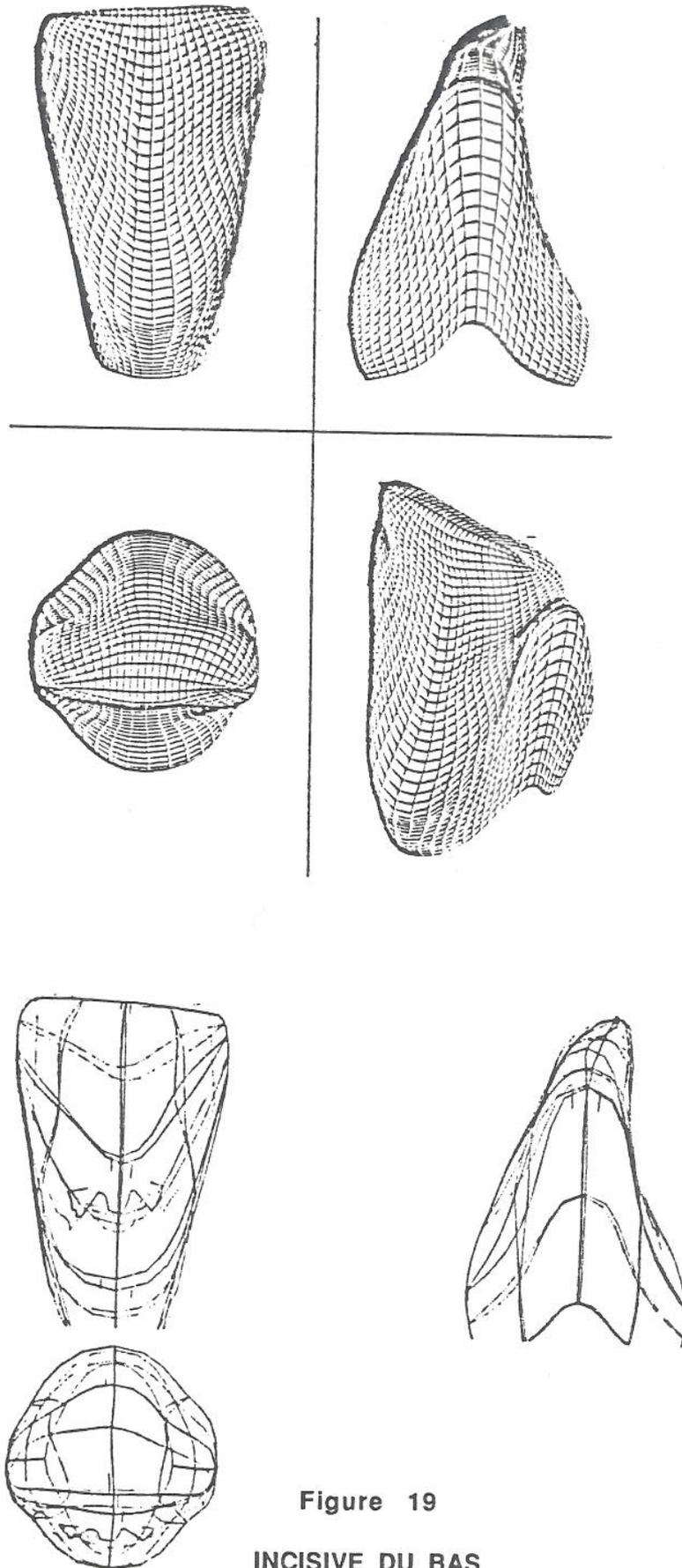


Figure 19  
INCISIVE DU BAS

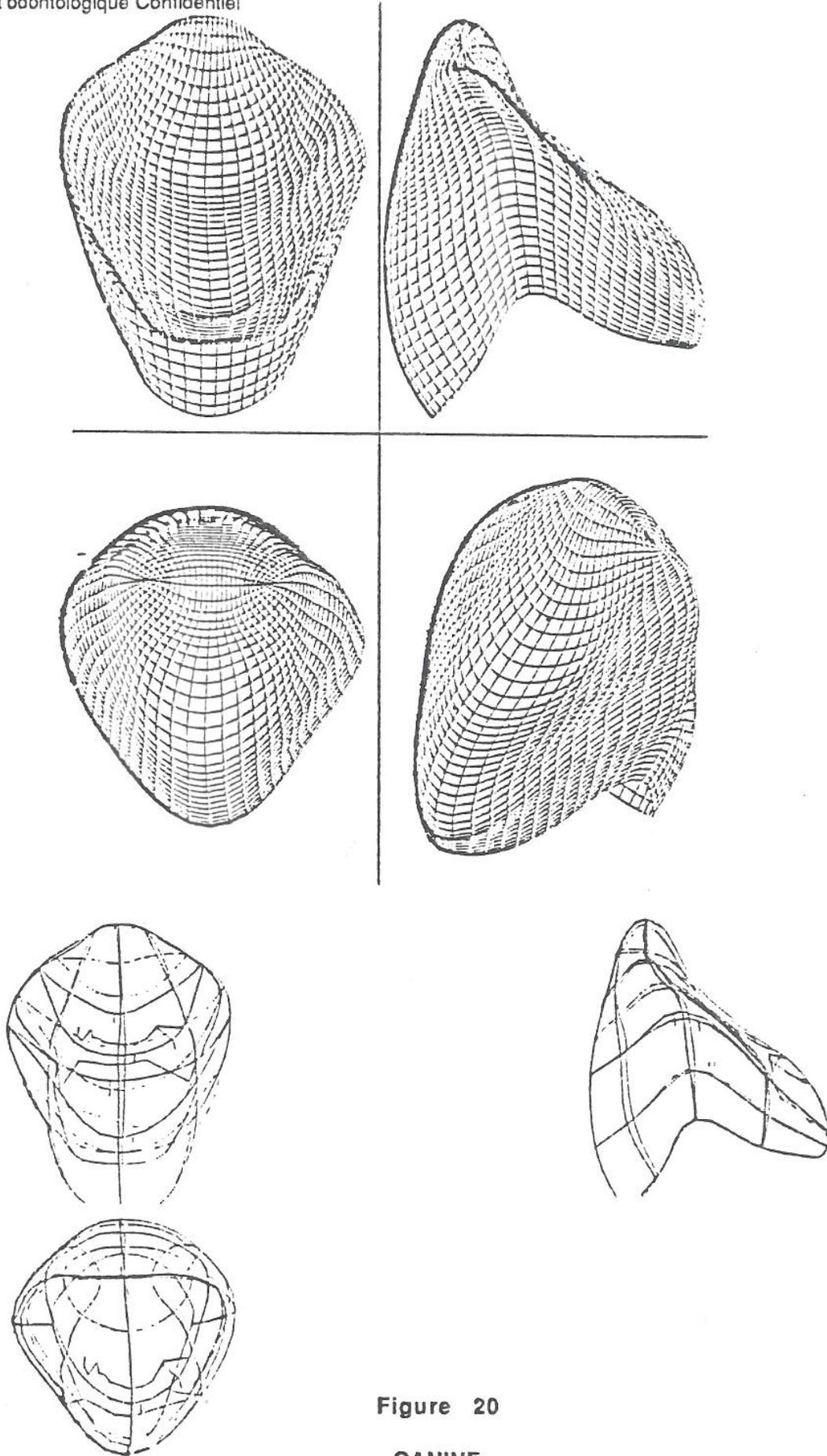


Figure 20

CANINE

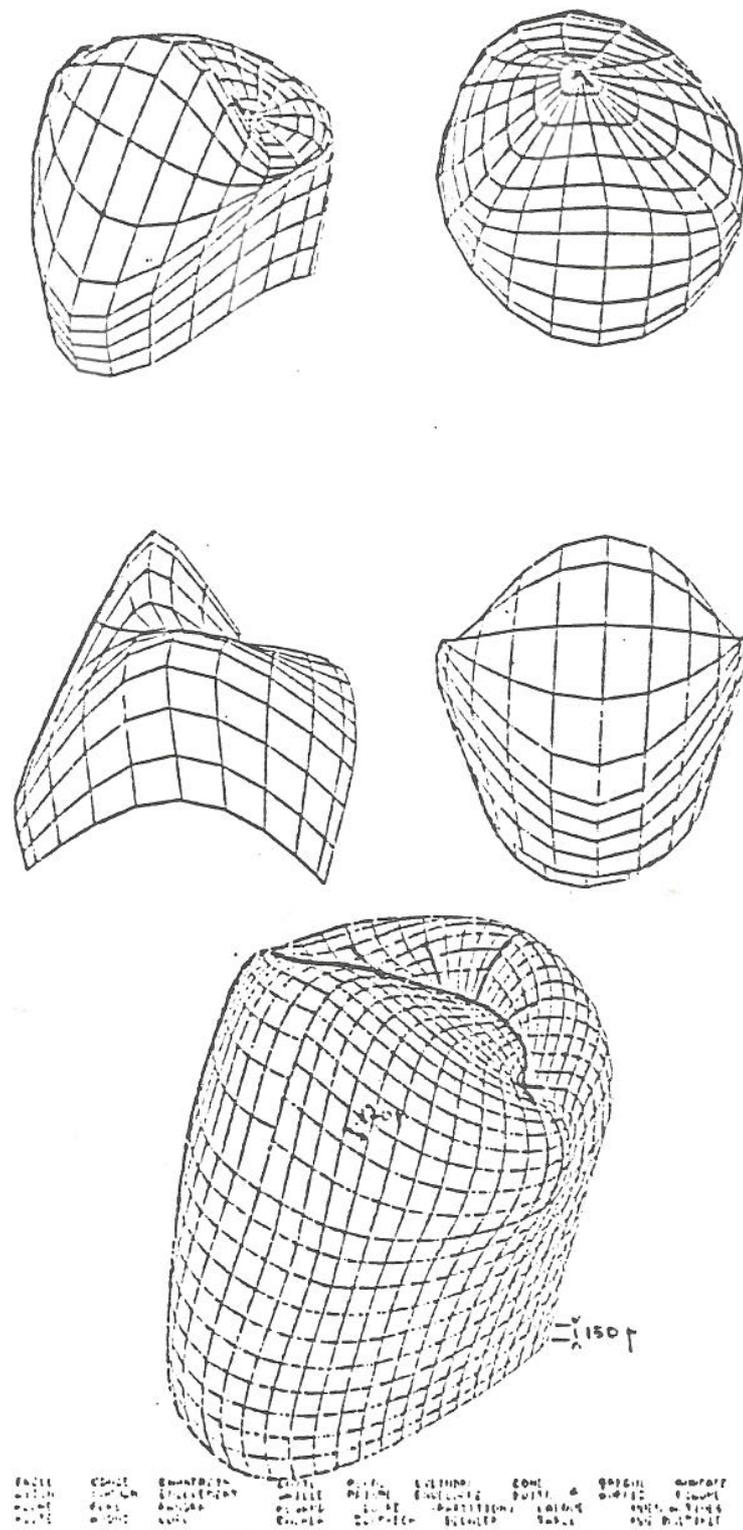


Figure 21

DENT THEORIQUE 1983 ET 1985

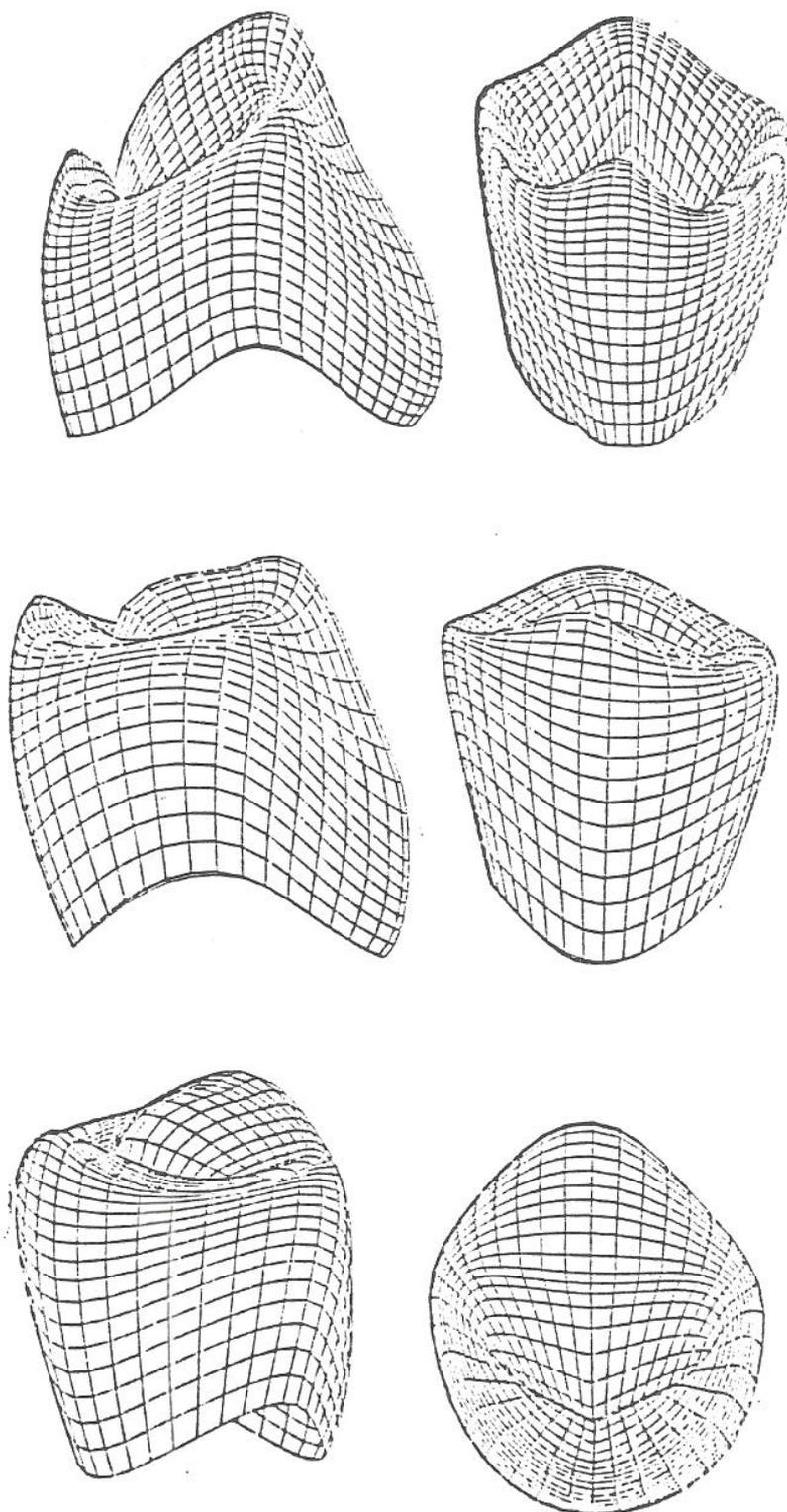


Figure 22

DENT THEORIQUE 1986

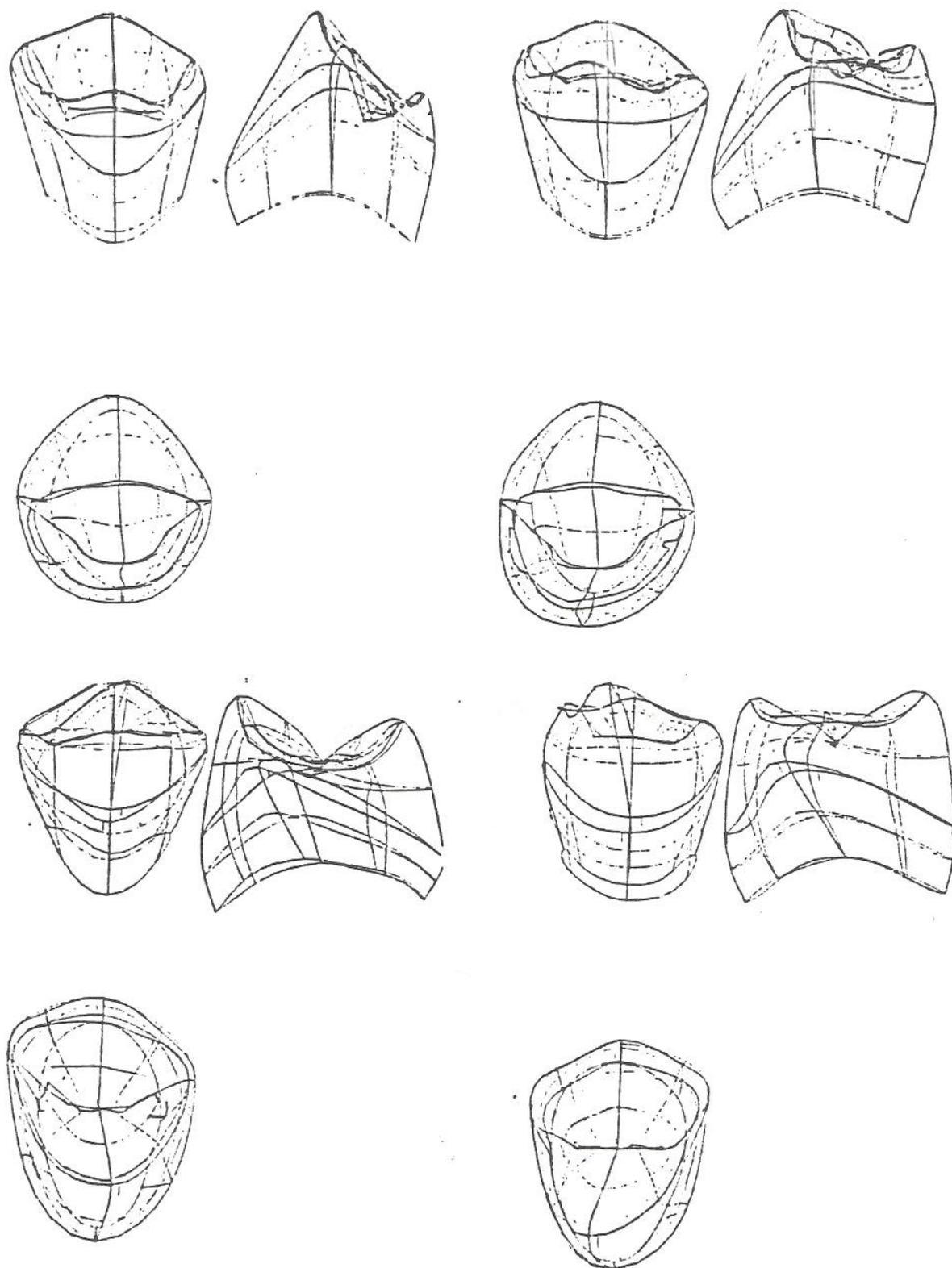


Figure 23

PREMOLAIRE DU HAUT ET DU BAS

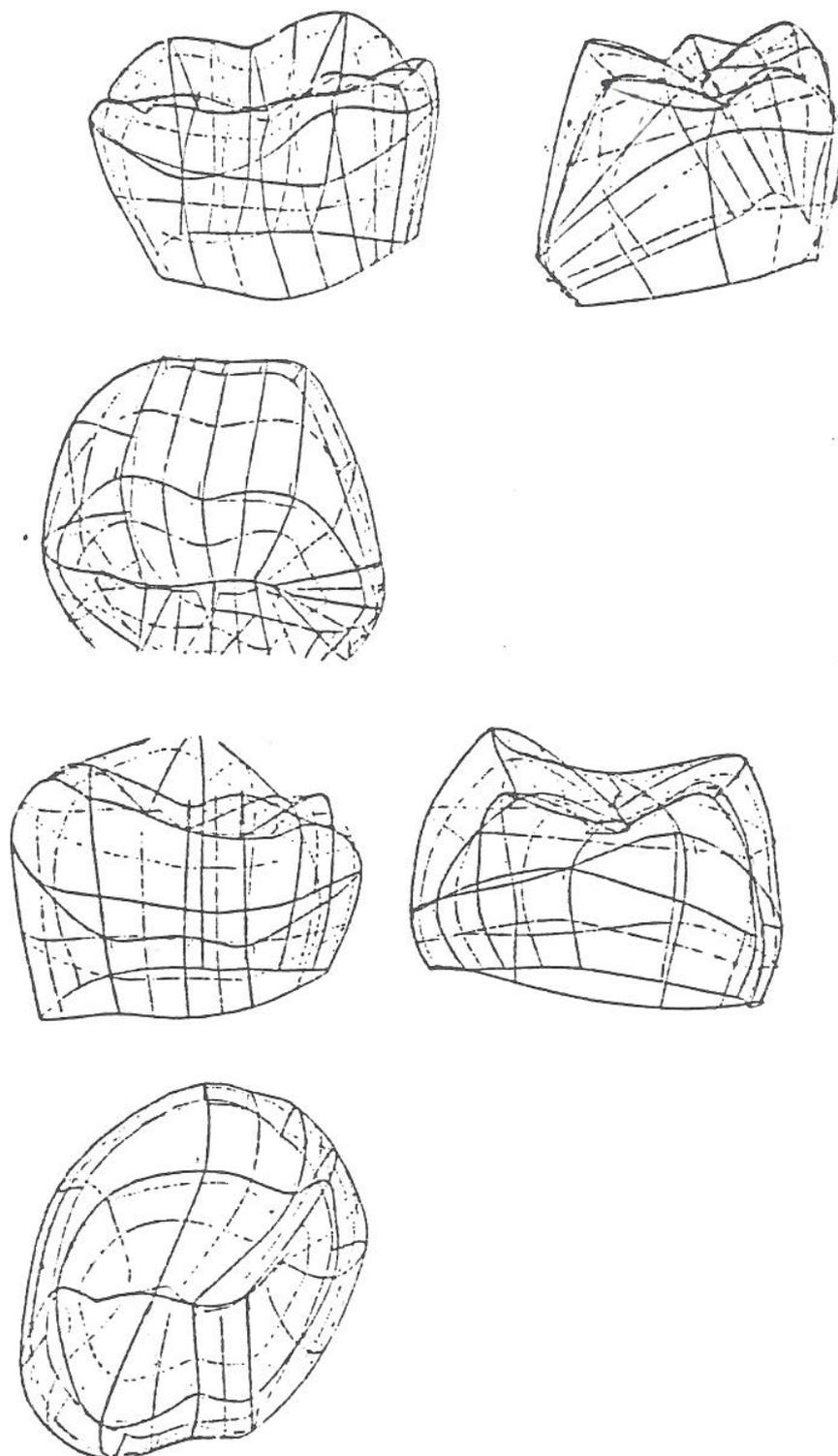


Figure 24

**EXEMPLE DE MOLAIRE DU HAUT ET DU BAS**

---

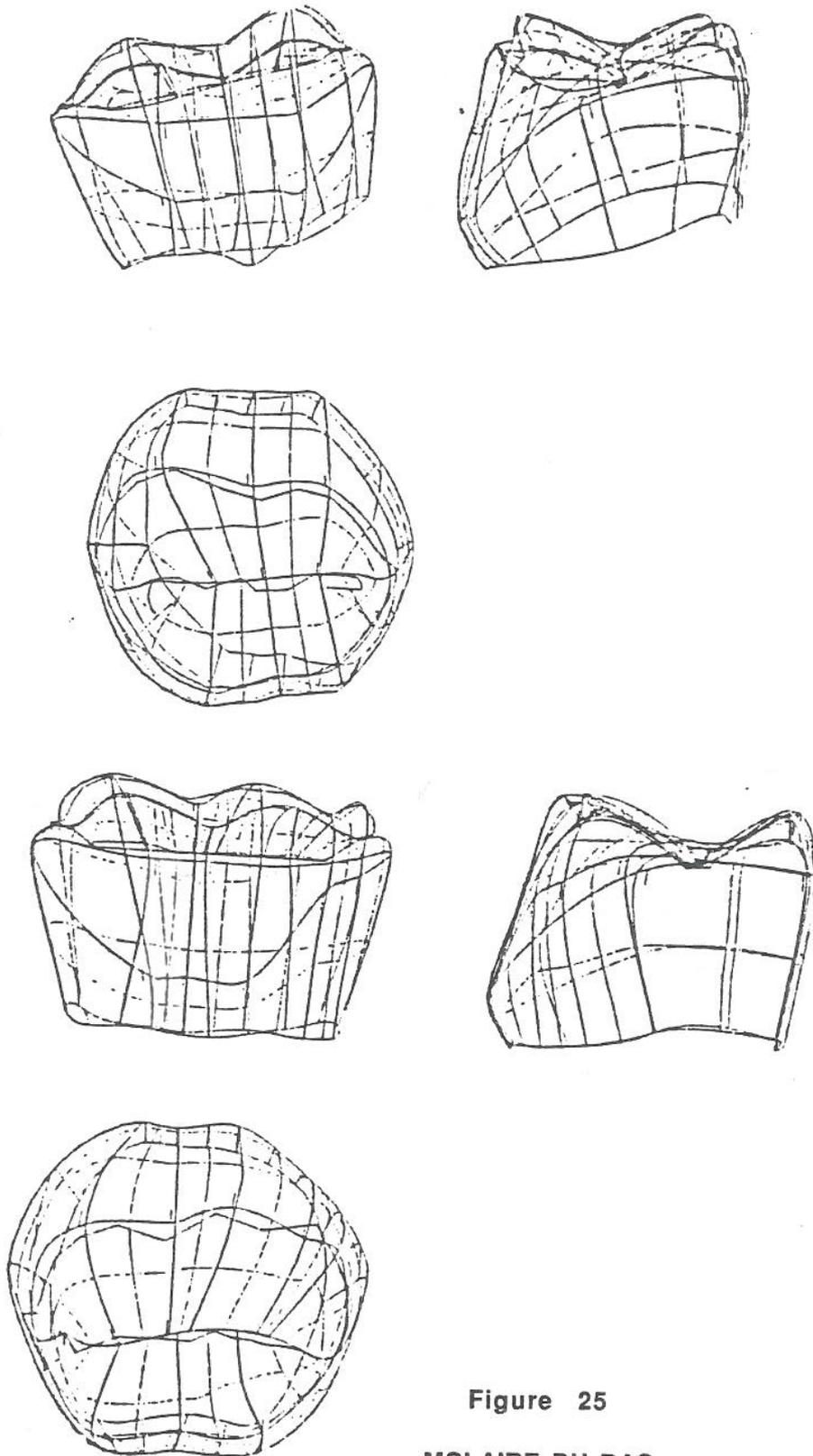
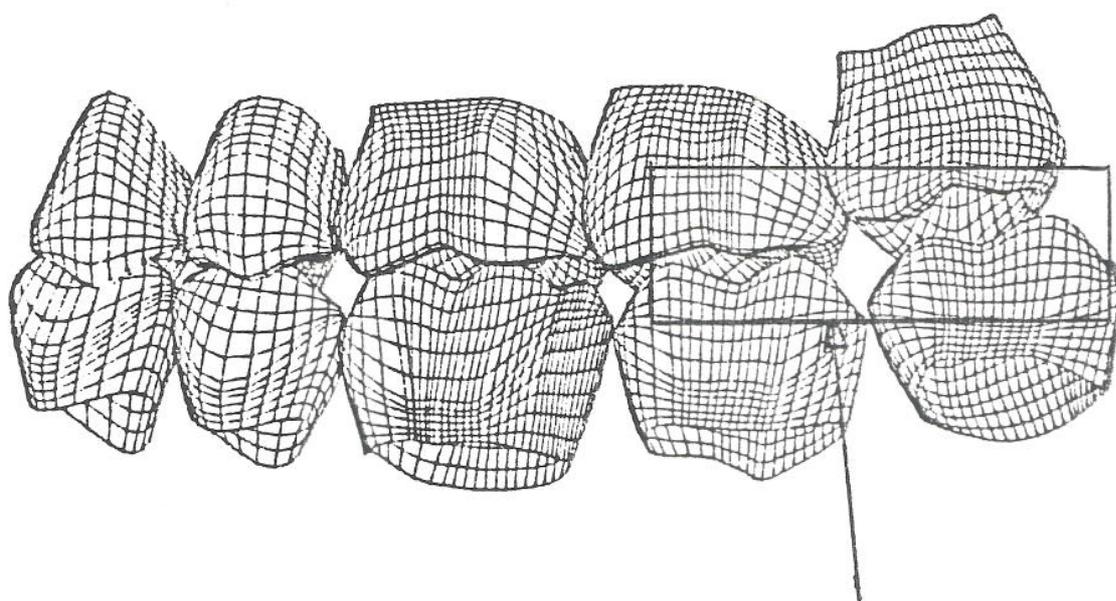
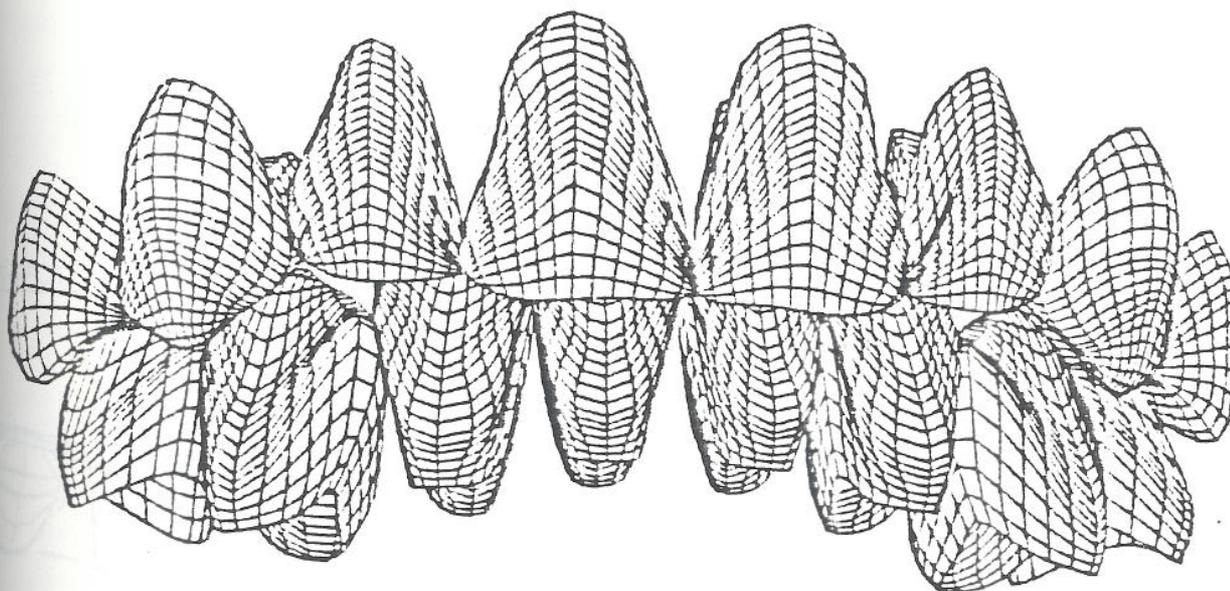


Figure 25  
MOLAIRE DU BAS



Correction en cours d'étude

Figure 26

L'OCCLUSION

DEMI-ARCADE NO 1 (SUPERIEURE DROITE)

DEMI-ARCADE NO 4 (INTERIEURE DROITE)

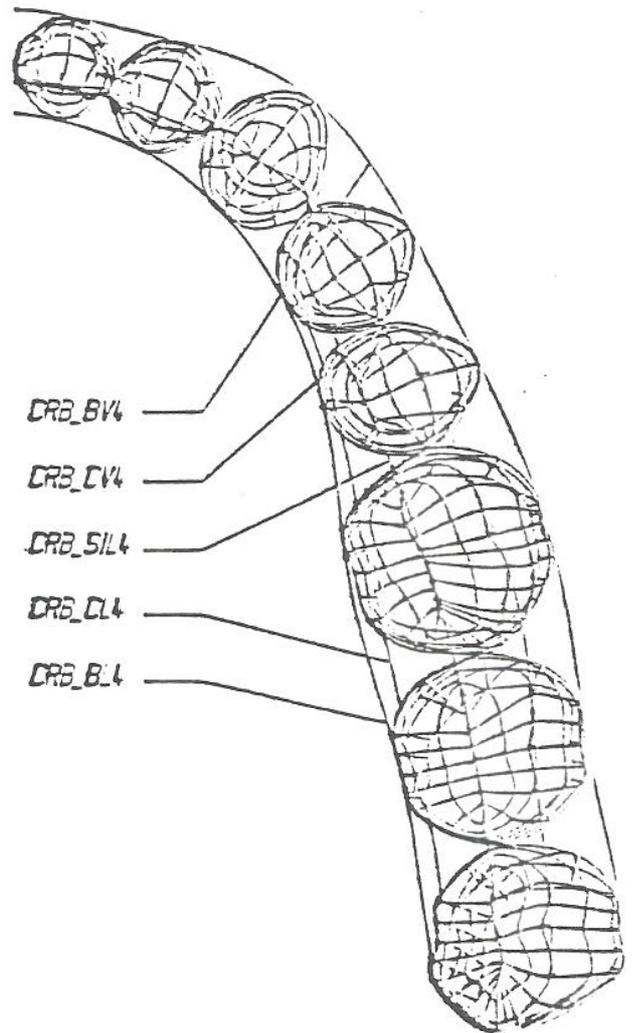
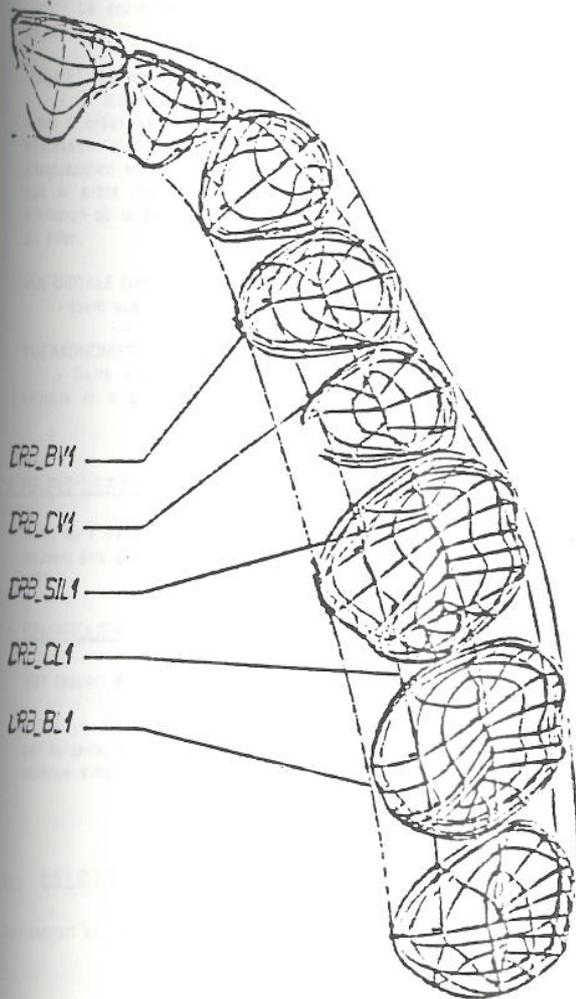


Figure 27

L'ARCADE THEORIQUE

9. MODIFICATION DE LA 44A1 EN 44A2

11. INTRODUCTION

Après plusieurs tentatives de modification du relief occlusal par l'utilisation de l'application PRJ, il est apparu plus simple et plus rationnel de se servir de l'application APPLI-DENT pour déformer la dent théorique afin de réduire au minimum l'usinage des sillons secondaires.

12. LISTE DES MODIFICATIONS

VUE OCCLUSALE (schéma n°1):

- Le pan mésio-lingual du bol occlusal a été vestibulé de façon à apporter une légère dissymétrie à la dent théorique. Ceci permet également un meilleur échappement du sillon débouchant de la fosse mésiale dans la face linguale.

VUE LINGUALE (schéma n°2):

- La crête mésio-linguale a été légèrement déplacée en apical.

VUE MÉSIALE (schéma n°3):

- Le modelé de la cuspide vestibulaire a été retouché de façon à créer un angle cuspidien moins marqué et une légère dépression sur le pan lingual. De plus, le fond du sillon intercuspidien est remonté de façon à se trouver plus en occlusal que la crête marginale mésiale, ceci permet également une diminution de la hauteur de la crête marginale par rapport au tracé du sillon.

VUE DISTALE (schéma n°4):

- idem vue mésiale.

VUE AXONOMETRIQUE (schéma n°5):

- Cette vue n'a pas de correspondance en morphologie dentaire mais permet de mieux apprécier certains détails de la

13. RELEVÉ DES DÉPRESSIONS

Riche de l'expérience acquise sur la 45A1, seules les dépressions pouvant être usinées par la machine outil ont été relevées (schéma n°7).

14. REMARQUES

Voir rapport sur 45A1.

Le relevé finalement très simpliste des dépressions s'explique par la taille de la dent et par la caractérisation assez poussée obtenue simplement avec le sillon.

1. SÉLECTION DES OUTILS UTILISABLES

Voir rapport sur les sillons secondaires de la 45A1.

dent.

13. REMARQUES

L'utilisation de APPLI-DENT permet d'approcher de plus près la réalité statistique du relief occlusal de la 44. Cependant son utilisation manque un petit peu de souplesse et peut mener rapidement à une impasse. Il est donc conseillé de sauvegarder régulièrement le résultat de la déformation, afin de revenir aisément à une situation viable. De plus, certaines options restent relativement obscures sur leurs fonctionnalités. L'usinage a toujours été possible sur les différentes déformations retenues.

21. SCHEMATISATION DU RELIEF OCCLUSAL DE LA 44A2

2.1. INTRODUCTION

Le relevé du relief occlusal a été fait en comparant la dent théorique déformée en 44A2, réalisée par la machine et la dent sculptée par CUENOT. Le TALLEC a également été pris en considération. Cette comparaison a permis la division des zones à usinées pour approcher de plus près le relief occlusal en deux grands types.

2.2. RELEVÉ DES SILLONS

Les sillons ont été dessinés afin d'introduire une certaine dissymétrie dans la face occlusale, notamment sur les versants mésio-lingual et disto-lingual de la cuspide vestibulaire. De plus, l'échappement du sillon mésial dans la face linguale a été assez profondément marqué afin de créer la petite constriction visible en vue occlusale. Le sillon est interrompu au niveau le plus occlusal de son parcours intercuspidien afin de laisser intact une zone non usinée ce qui permet de rendre le simili pont d'émail se trouvant entre les deux cuspidés. (schéma n°6)

4. DÉTERMINATION DES TRAJECTS D'OUTILS

4.1. INTRODUCTION

La même technique que pour la 45A1 a été appliquée.

4.2. POUR LES SILLONS

Le dessin du sillon déterminé en vue occlusale (X,Y) est représenté par un passage unique de l'outil 101F. Par contre son relief en Z a nécessité la superposition de trois trajets à des profondeurs différentes.

4.2.1. Trajet N° 1

Profondeur de passe: -100µ par rapport à la surface originelle de la dent.

Dessin: Il représente l'ensemble du sillon mais laisse intacte une partie de la jonction cuspide vestibulaire/cuspide linguale afin de créer l'altitude la plus élevée sur cette partie du sillon. ( voir schéma N° 6 )

4.2.2. Trajet N° 2

Profondeur de passe: -200µ par rapport à la surface originelle de la dent.

Dessin: Il contribue à recréer la variation en Z et permet d'accentuer la constriction mésio-linguale en vue occlusale. ( voir schéma N° 6 )

4.2.3. Trajet N° 3

Profondeur de passe: -300µ par rapport à la surface originelle de la dent.

Dessin: Il dessine la forme définitive de la fossette distale et de la fossette mesiale. ( voir schéma N° 10 )

#### 4.1. POINTE DES DÉPRESSIONS

Le diamètre extrêmement faible de l'outil S06F utilisé pour les dépressions nous oblige à dessiner des trajets d'usinage très proches les uns des autres de façon à obtenir un état de surface acceptable. La variation en Z n'a pas été simulée par la superposition de plusieurs trajets, la caractérisation de la face occlusale étant déjà bien réalisée par le sillon principal.

##### 4.3.1. Trajet N° 1

Profondeur de passe: -150 $\mu$  par rapport à la surface originelle de la dent.

Dessin: Il représente les dépressions mesiale et distale. ( voir schéma N° 11 )

#### 4.2. REMARQUES

Idem rapport sur les sillons secondaires de la 45A1.

## 5. CONCLUSION

### 5.1. RESULTATS

#### 5.1.1. Morphologie

La dent déformée me semble plus proche de la morphologie d'une 44. Toutefois je crois qu'une légère accentuation des dépressions de la cuspide vestibulaire serait souhaitable près du sillon intercuspide.

#### 5.1.2. Etat de surface

Idem rapport sur les sillons secondaires de la 45A1.

#### 5.1.3. Polissage des fosses

La profondeur des fosses a été minimisée au maximum de façon à permettre un polissage plus facile.

#### 5.1.4. Déformation

Après avoir fait subir à la dent théorique une série de déformation, la projection des trajets du sillon et des dépressions semble donner des résultats tout à fait cohérent.

### 5.2. AMÉLIORATIONS POSSIBLES

Idem rapport sur les sillons secondaires de la 45A1.

## 6. USINAGE

### 6.1. INTRODUCTION

Idem rapport sur les sillons secondaires de la 45A1.

### 6.2. CREATION DU FICHIER D'USINAGE

Idem rapport sur les sillons secondaires de la 45A1.

Seul l'ordre de passage des outils a pu être modifié par rapport à la 45A1. Effectivement, l'usinage de la S06F étant peu profond, il a donc pu être placé avant l'outil I01F.

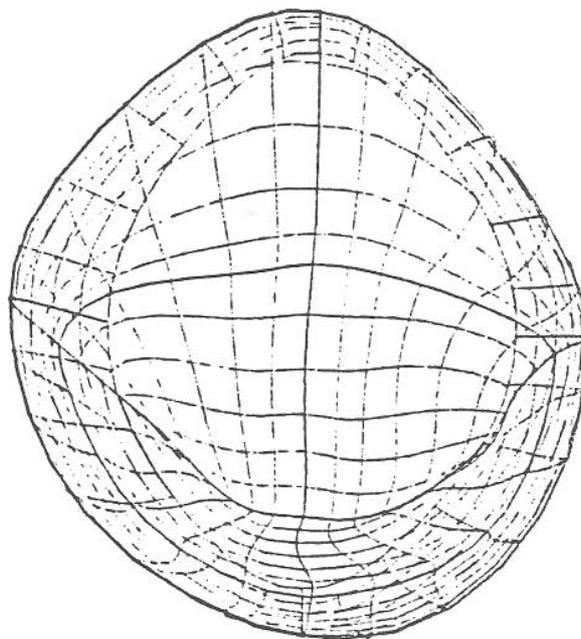
### 6.3. TEMPS D'USINAGE

Sillon: Les trajets successifs de l'outil I01F se font en 2 minutes et 20 secondes de la prise de l'outil à sa dépose. Ces trajets permettent de supprimer le trajet original de I01F qui durait une minute.

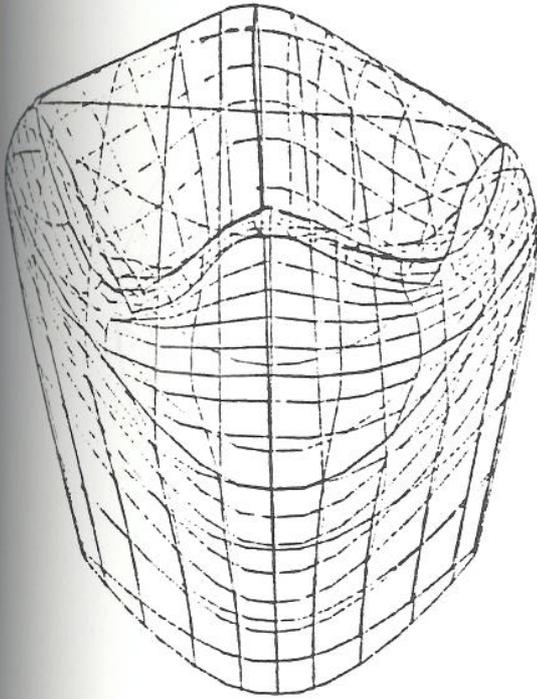
Dépressions: Les trajets successifs de l'outil S06F se font en 2 minutes de la prise de l'outil à sa dépose.

### 6.4. REMARQUES

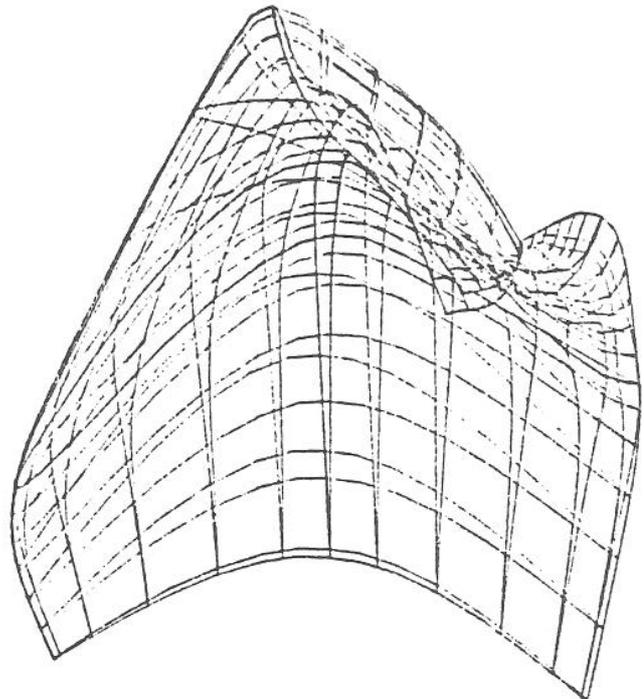
Le temps d'usinage total de l'ensemble sillon / dépressions représente un surplus par rapport à l'usinage théorique de 3 minutes et 20 secondes.



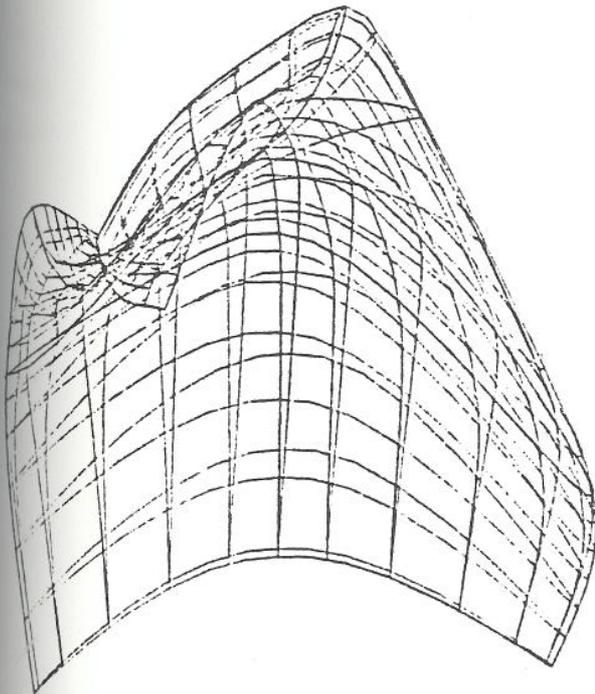
VUE OCCLUSALE  
DE LA 44A2



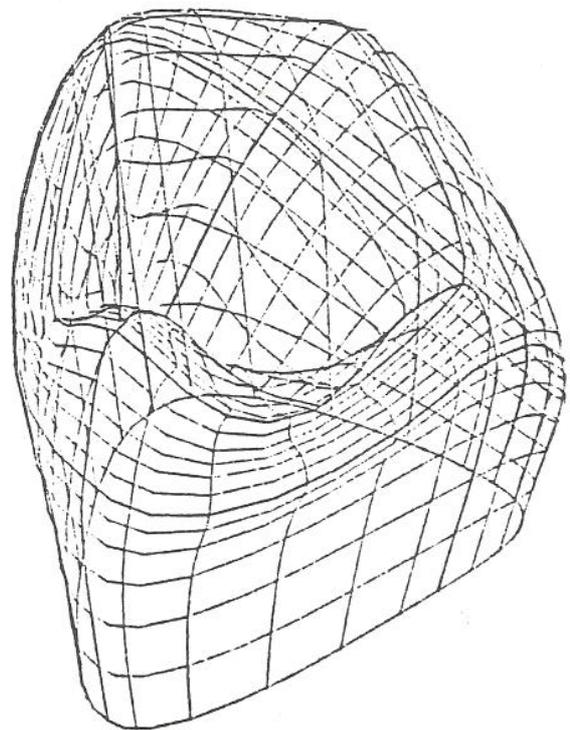
VUE LINGUALE -  
DE LA 44A2



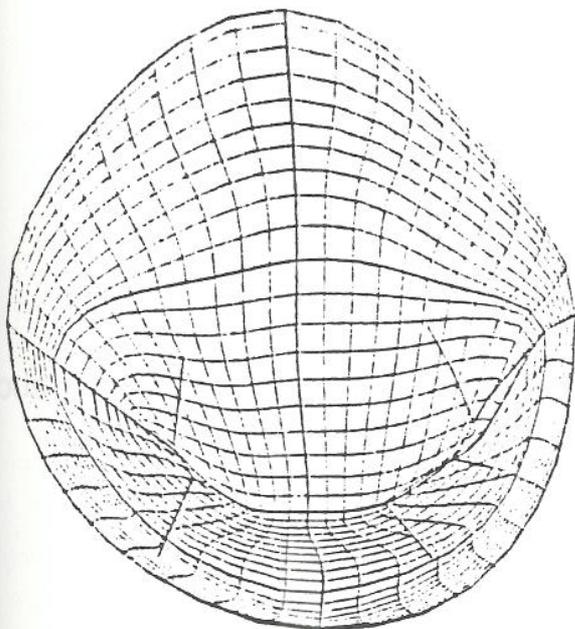
VUE MESIALE -  
DE LA 44A2



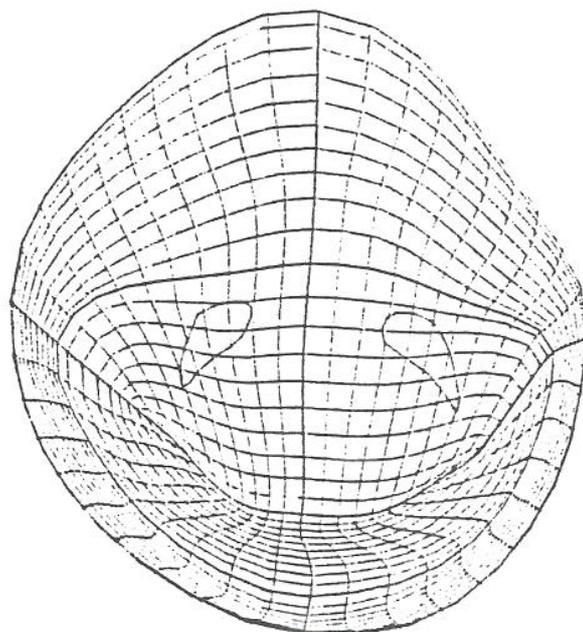
VUE DISTALE -  
DE LA 44A2



VUE AXONOMETRIQUE  
DE LA 44A2



**RELEVÉ DU  
SILLON SUR  
LE BOL OCCLUSAL**



**RELEVÉ DES  
DEPRESSIONS  
SUR LE BOL  
OCCLUSAL**

**SOUS-CHAPITRE 2.3**

**REALISATION D'UNE  
COURONNE**

Une couronne dentaire est constituée d'une partie ou forme intérieure (intradados) et d'une forme extérieure devant s'adapter à l'arcade sur les plans esthétiques, morphologique et fonctionnel. Le système de CFAO Dentaire doit donc respecter la préparation, son environnement et le dynamisme de ce dernier. Par ailleurs, du fait de la réduction au minimum du nombre d'interventions, il est nécessaire d'optimiser les reconnaissances "dites automatiques". Nous traiterons d'abord du travail effectué sur l'intradados puis sur celui de la mise en forme (ou mise en environnement) automatique et manuelle.

### 2.3-1 DEFINITION DE LA FORME INTERIEURE

La forme intérieure doit s'ajuster parfaitement sur le moignon. Elle correspond à la forme externe du moignon taillé en bouche. Cette forme devra respecter les principes suivants :

- Permettre le montage de la couronne par des dépouilles suffisantes.
- Présenter le jeu nécessaire à la mise en place du ciment
- S'adapter parfaitement à la ligne de finition.

Comme il est précisé précédemment, un certain nombre de modélisations a été étudié. Par ailleurs, le fait d'avoir tracé une première fois la ligne de finition sur le moignon au cours du traitement d'images, nous permet de connaître et d'isoler l'objet appelé "moignon". Nous avons donc un découpage efficace de l'image avec création du die.

#### 2.3-1.1 CORRELATION

L'interpolation, c'est à dire l'ensemble du regroupement des vues s'effectue au niveau de l'unité SPE. La corrélation du moignon est réalisée en amont de la CAO et c'est un ensemble de points lissés qui constituera la base de la modélisation.

Au niveau de la prise d'empreinte de l'arcade dite "couronne" nous avons 2 objets différents qui sont, d'une part, le moignon et, d'autre part, les dents adjacentes, elle-mêmes séparées. Chacun de ces objets a été construit à partir de plusieurs vues, corrélées entre elles, selon une méthode mise au point progressivement entre 1984 et 1987. Les différentes vues sont obtenues par le déplacement de la sonde dans la bouche du patient. Chacune d'entre elles, après intégration des paramètres de calibration optique, c'est à dire des caractéristiques optiques de la sonde et de la caméra, se trouvent exprimées dans un repère cartésien (x,y,z) ayant pour origine le centre du CCD. A l'issue de l'étape de prise d'empreinte on se retrouve avec "n" vues exprimées chacune dans un repère qui lui est propre. La restitution de l'enveloppe externe du moignon et de son environnement s'exprimera dans un même référentiel, c'est à dire un repère cartésien unique pour toutes les vues afin d'obtenir des objets complets.

Comme il a été exprimé dans la première partie de ce rapport d'analyse technique, il a été décidé d'utiliser des points de repères communs à chaque vue pour servir de base de corrélation.

Plusieurs étapes ont marqué le projet :

- comparaison de distances mutuelles entre points prenant en compte l'incertitude d'analyse de chaque point (1985-1986). Malheureusement ce test d'appariement s'avère trop dépendant de la détermination des coordonnées x,y,z et surtout le temps de test est trop long. Utilisé à l'A.D.F. en Novembre 1985, il est impossible d'attendre 1 heure dans un cabinet dentaire.

- identification des points (personnalisation) et appariement de triplets communs. Cette solution datant de 1986 et utilisée dès la démonstration de Marseille en Mai 1986 s'avère être utilisable. Le référentiel choisi (le repère cartésien commun) et la position des points dans l'espace de l'empreinte font l'objet encore aujourd'hui de perfectionnements. En particulier sont cherché à :

- faciliter son emploi en bouche,

- augmenter la rapidité de corrélation,

- respecter les zones de précision comme la ligne de finition.

### 2.3-1.2 MODELISATION

#### 2.3-1.2.1 Dents adjacentes et antagonistes (figure 28)

Les dents adjacentes et antagonistes sont modélisées de la même manière. Lors de la prise de vue occlusale, nommée comme telle par le dentiste, le praticien indique la gouttière occlusale en positionnant le sillon des dents mésiales et distales et le sillon de la future couronne. Les points définissant les sillons, vont permettre de déterminer sur quelles dents nous travaillons et comment les construire. Chaque dent sera bâtie à partir d'isoplans, c'est à dire de lignes régulières verticales gingivo-occlusales tendues sur des points rencontrés le long de cette découpe. Ces coupes se font en facettes mésiales et distales pratiquement perpendiculaire au sillon. Il a fallu mettre au point une méthode permettant de , à partir du nuage de points et de la "petite indication sillon", trouver automatiquement sillon, ligne des crêtes et ligne de plus grand contour. Ce fut l'essentiel du travail de modélisation entre Mars 86 et Mars 87. Il est possible aujourd'hui de reconnaître automatiquement toutes ces lignes caractéristiques de la morphologie d'une dent à partir d'une prise de vue à condition d'avoir une idée de son sillon en vue occlusale. Sur les 9500 points acquis d'un environnement, 210 sont sélectionnés pour la ligne des crêtes, 210 pour le sillon et 210 pour la ligne de plus grand contour. soit un point tous les 150 pixels au maximum au niveau de la ligne de plus grand contour pour la dent la plus grosse (ce qui est largement suffisant pour une précision de 30 à 50  $\mu\text{m}$ ).

La modélisation des dents adjacentes et antagonistes se fait donc sur les bases de ces lignes et sur le concept mathématique des carreaux de BEZIERS tel que défini précédemment. Chaque dent sera connue en tant que surface et chacune de ces surfaces sera construite après la connaissance des lignes essentielles (cuspidés, sillons, crêtes, zones de contact, bombés linguaux et

vestibulaires ...).

### 2.3-1.2. Le moignon (figure 28)

Le moignon est connu dans ses limites dans la mesure où nous avons défini la position des dents adjacentes. La modélisation reste particulière d'autant plus que l'on utilise le Z buffer. Ainsi un moignon se retrouve dans une surface de 2 x 2 mm au niveau du CCD soit un nombre impressionnant de pixels. Nous avons décidé de moyenniser les valeurs en surface de 100 par 100 microns pour le z en conservant la bonne valeur en x et y., ce qui nous permet une précision de  $\pm 25 \mu\text{m}$  (au pire) au niveau de cette surface. Le moignon est construit comme un ensemble de cubes (63 00 cubes en surface) qui sont lissés pour obtenir une "surface de points". Ces cubes étant perpendiculaires à l'axe de prise de vue occlusale, nous comprendrons que si ce dernier est mauvais nous risquons de perdre la ligne de finition (figure 29). Entre Janvier et Juin 1987, nous avons cherché à trouver l'axe idéal de modélisation pour le z buffer. Après de nombreux essais nous avons trouvé une méthode nous permettant, avant modélisation, de le connaître avec précision.

Il est évident que les contre-dépouilles sont lissées par cette modélisation z buffer. Les points sont ensuite reliés entre eux pour former un maillage (6300 points) qui conduit à la construction d'une surface polyédrique sur laquelle se construira l'intrados de la couronne.

### 2.3-1.3 REALISATION DE L'INTRADOS

La limite de l'intrados d'une couronne est bien évidemment la ligne de finition de cette dernière. Elle est tracée au niveau de la prise de vue image, sur l'écran de vidéo, ou/et, sur l'écran de CAO où elle peut être modifiée. Nous pensons que la création de cette ligne de finition au niveau vidéo est préférable car la vue est plus facile à manipuler par le praticien.

#### 2.3-1.3.1 Modification de la ligne de finition

Au niveau du moignon, sur l'écran CAO, se présente une ligne de finition correspondant à celle tracée en vidéo. Le manipulateur peut :

- voir les 4 vues (mésial, distal, vestibulaire et lingal) en même temps et zoomer sur chaque vue au niveau de la ligne de finition.
- modifier éventuellement la ligne tracée en vidéo.
  - a) en totalité
  - b) partiellement
  - c) avec retour à l'origine à tout moment.

La ligne de finition est toujours projetée sur le plan du moignon en suivant la courbure quel que soit l'espace entre 2 points. Il n'est pas nécessaire de mettre un point à chaque noeud de

modélisation et la fermeture en est automatique. A la suite de l'expertise A N V A R 1986, il a été décidé de travailler intensément sur la définition de cette ligne. Ceci a constitué la première étape de travail : grande souplesse de manipulation au niveau CAO avec correction et retour libre vers la situation antérieure. Pour ce faire, il faut présenter le point que l'on souhaite déplacer, indiquer la nouvelle place souhaitée et valider l'information.

#### 2.3-1.3.2 Dilatation.

L'espace nécessaire pour le ciment a été défini par de nombreux auteurs (figure 30). Celui-ci est très variable suivant le type de ciment et suivant le matériau utilisé. En particulier des études récentes ont clairement montré que si la juxtaposition à la ligne de finition était nécessaire, l'espace entre la couronne et le moignon n'avait que peu d'importance (en dessous de 500  $\mu\text{m}$  bien sûr) si l'on adoptait des techniques de collage.

OWEN , JPD , 55 , 6 , P 674-677 , 1986

OWEN , JPD , 56 , 1 , P 107-112 , 1987

OWEN , JPD , 56 , 6 , P 13-16 , 1987

OWEN , JPD , 55 , 1 , P 551-560 , 1986

Par ailleurs, nous savions qu'une dilatation devait respecter une certaine proportionnalité très bien détaillée dans l'EMC et confirmée par certains travaux récents comme :

BELSER , JPD , 53 , 1 , p 24-29 , 1985

FAULL , JPD , 53 , 1 , p 29-33 , 1985

et surtout

MCLEAN, Brit.Dent.J, 131 , 1, p 107-111, 1971

Cela nous permet de proposer une dilatation progressive nulle à la ligne de finition et s'é espaçant progressivement vers le haut selon l'exemple présenté ci-joint (figure 31). Cette dilatation est calculée à partir de la ligne de finition et respecte progressivement l'échappement du ciment vers la base. On le remarque en particulier au niveau des angles vifs où l'espace est plus important. Le travail fut long et progressif, marqué d'abord par des essais au moment de l'A.D.F. puis il fut nettement plus fonctionnel en 1986 pour nous donner enfin pleine satisfaction au début de 1987. Dans son exercice courant le praticien n'intervient que s'il veut modifier la valeur de 100  $\mu\text{m}$  donnée par défaut correspondant à l'espace au niveau du plateau. Si le dentiste veut modifier cette valeur, il lui suffit d'en indiquer une nouvelle.

#### 2.3-1.3.3 Conclusion sur la réalisation de l'intrados.

Nous pourrions aborder le problème de l'intrados, c'est à dire celui du joint en se rapportant aux nombreux paramètres, qui permettent de dire qu'il y aura succès et pérennité

dans la préparation. En vérité, en CFAO, une mauvaise taille ne devient pas bonne. Au plus, ce que l'on peut garantir, est que :

- La possibilité de rencontrer un point de l'intrados par rapport au moignon sera de  $\pm x \mu\text{m}$
- L'aspect obtenu de la dilatation permet un écoulement rationnel du ciment.
- Cet espace est lui-même défini en sa valeur et en un point par le dentiste.

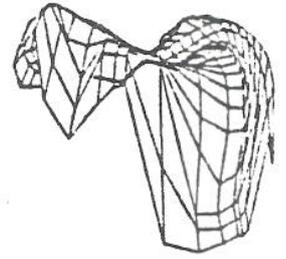
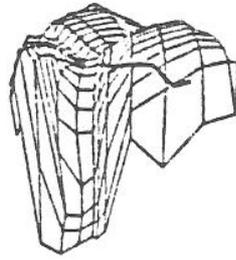
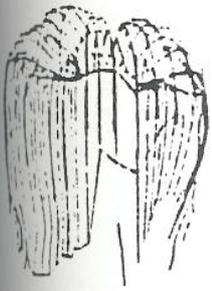
Pourtant aujourd'hui, à l'exception peut-être de la ligne de finition et encore, il n'est plus nécessaire d'avoir une précision redoutable pour être précis. A la différence de ce que disait A. AUTHER à la Garancière en 1983, les matériaux aujourd'hui répondent au phénomène d'adhésion. Un bon mordantage associé à un matériau d'un minimum d'élasticité peut éviter l'apparition d'un hiatus. Le système de MÖERMANN (Zürich) repose d'ailleurs toute son action sur ce fait. Quoique ne réalisant que la partie interne d'un inlay, à l'aide d'une seule vue, et sans dilatation il estime (et il parle en spécialiste) qu'aujourd'hui que la notion de hiatus reste très secondaire (Q, 3, 87,p 1 à 14). J.F. ROULET, dans un récent article de Quintessence, affirme encore plus fort cette nouvelle position (Q, n° , 18, 8, p 543-52, 1989). Toujours est-il que si le matériau et le ciment doivent avoir un excellent rapport de mouillabilité, ce n'est pas l'affaire de la CAO dentaire. Ce qu'il importe dans l'intrados c'est de présenter :

- a) Une excellente ligne de finition : la CAO gardera la précision acquise par la SPE (caméra). Les essais d'usinage sur moignon, joints au présent rapport, montrent la qualité obtenue aujourd'hui dès les premiers essais cliniques (Relief JPD, 47, p 496-301, 1982 et BELCER JPD, 53,p 24-33).
- b) Un joint contrôlable : il est classique de dire que plus le joint est fin et plus le scellement est efficace. Ce n'est pas tout à fait exact (Baquet et coll, AOS,119, p 351-66, 1977) car le descellement provient souvent de la rupture d'un ciment trop fin.
- c) Enfin la solubilité du scellement dépend essentiellement de la nature du matériau (François M. , CDP, 35, p 43-50,1981).

## 2.3-2 REALISATION DE L'EXTRADOS

### 2.3-2.1 INTRODUCTION.

Nous avons expliqué à plusieurs reprises le principe fondamental appliqué à la création de l'extrados d'une couronne par CAO. Nous ne reviendrons pas sur ces principes mais expliquerons en introduction l'évolution qu'a subie le projet de 1984 à 1987.



Les ouvertures de  
la cuspide - araignée

MODELISATION SUIVANT MERIDIENES SILLONS  
3 POINTS - SILLON SECONDAIRE  
16 POINTS SILLON - Ligne grand contour

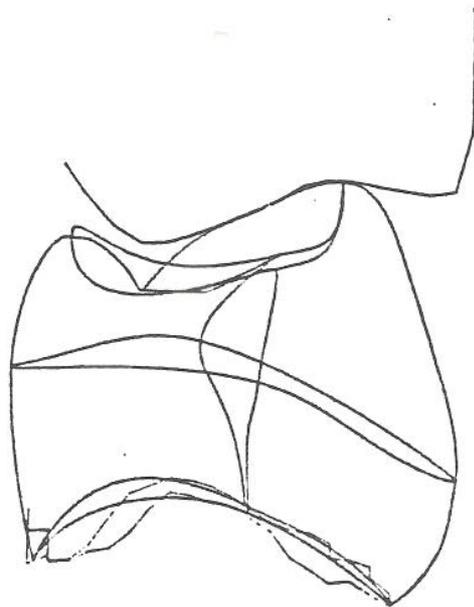
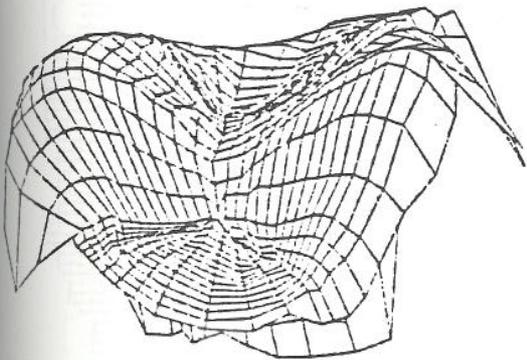
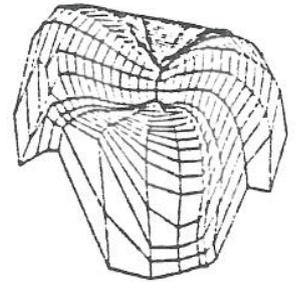
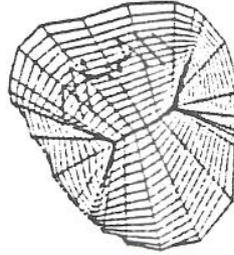
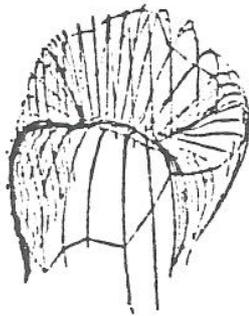
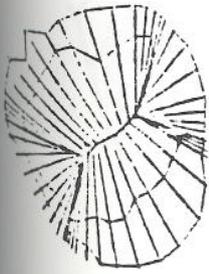


Figure 28

MODELISATION DES ADJACENTES ET DES ANTAGONISTES

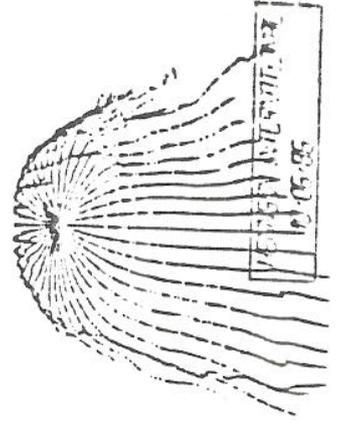
MOIGNON  
12\_BUFFER  
1 - 1 POINT



MOIGNON INTERNATIONAL  
28-05-86

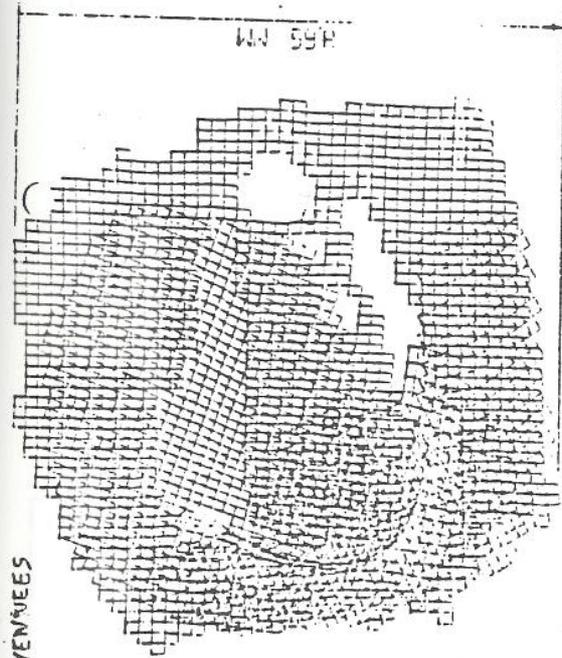
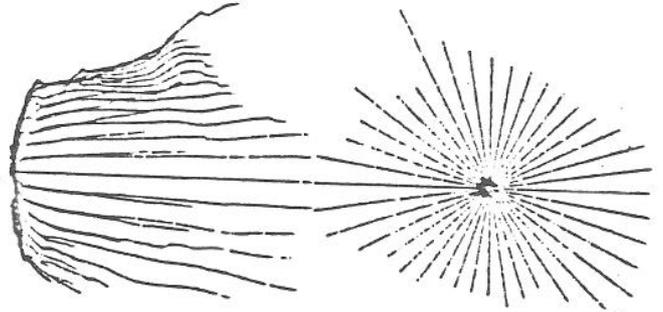


MERIDIENNES



MOIGNON INTERNATIONAL  
28-05-86

IFACES CACHEES



SURFACES NON MOYENNEES

SANS TRAITEMENT DES PARTIES CACHEES

MOIGNON INTERNATIONAL  
28-05-86

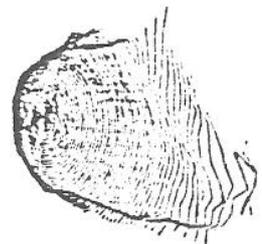
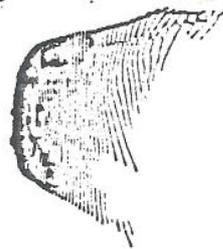
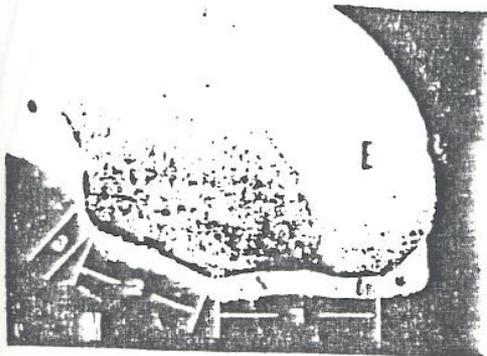


Figure (DESSUS)  
29

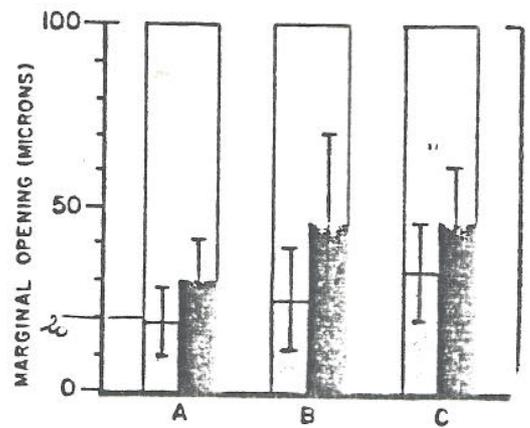
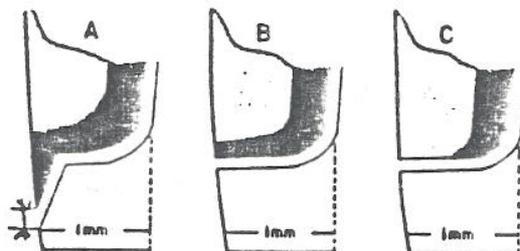
PARALLELES



**CORRELATION ET MODELISATION DU MOIGNON**



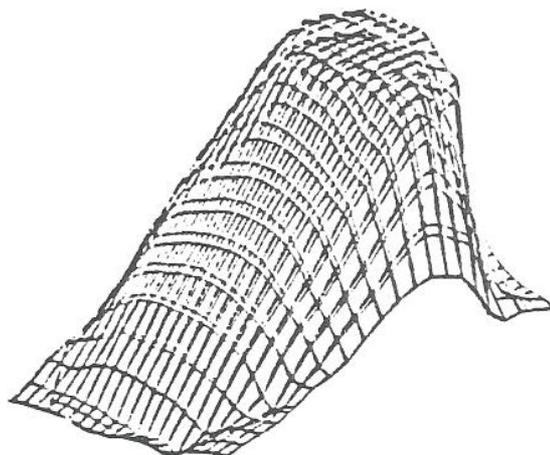
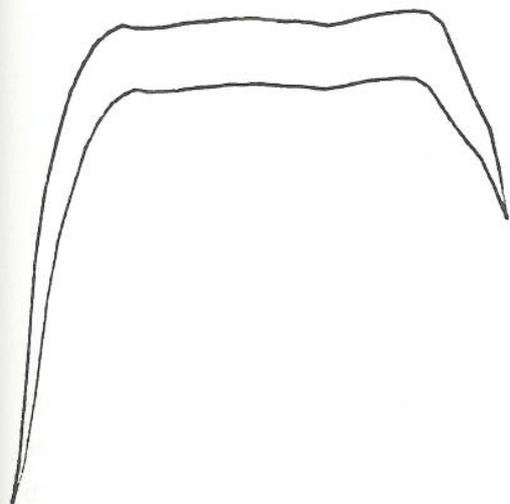
BRITISH DENTAL JOURNAL (April 71)  
 Dr. D.N. ALLAN, DDS, MDS  
 UNIVERSITY OF NEWCASTLE



Before Cementation   
 After Cementation 

BRITISH DENTAL JOURNAL (August 71)  
 131,1971 pp 107  
 Dr J.W. MCLEAN MDS, LDS  
 Dr. J.A. Von FRAUHOFFER,  
 MSC, PH.D, ARIC, AIM  
 UNIVERSITY OF LONDON

Figure 30



COUPE A X CONSTANT  
MOIGNON / INTRADOS

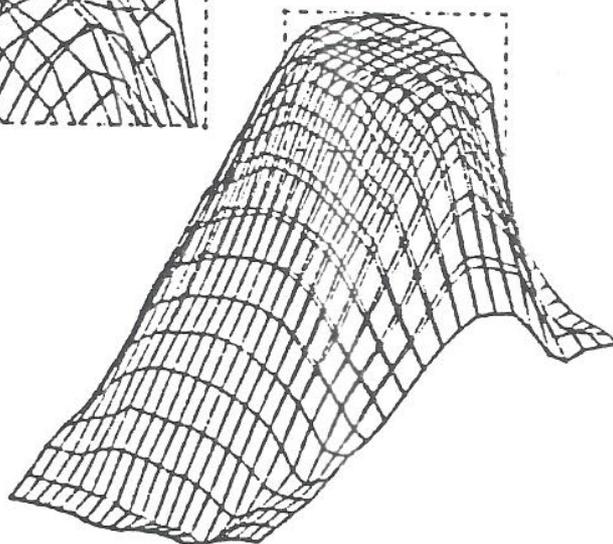
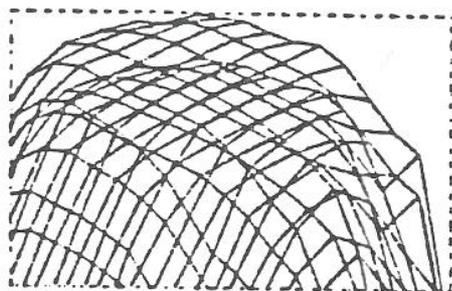


Figure 31

**DILATATION DE L'INTRADOS  
CREATION DE L'ESPACE CIMENT**

Référence articles :

DURET et coll , CDP, 50 , P 73-109 , 1985

DURET et coll , CDP, 50 , P 65-71 , 1985

DURET et coll , QOS, 39 , P 197-213 , 1985

DURET et coll , J.D.Q 23 , P 177-180 , 1986

Nous pensions tout d'abord que chaque dent théorique devait être inscrite dans une sorte de boîte appelée enveloppe, de forme élémentaire et facilement malléable. Comme on peut le voir sur les figures jointes dans CDP, 50, p73-109 cette boîte se déformait dans l'environnement disponible c'est à dire entre la surface occlusale et les zones de contact des dents adjacentes. Les rapports entre l'enveloppe et les dents théoriques étant parfaitement maîtrisés, il apparaissait simple de déformer les dents théoriques en second lieu. Cette technique présentée en September 1983 à la Garancière se définissait comme suit :

Cette forme extérieure s'inscrit dans une enveloppe qui se détermine comme suit :

- a) Les plans 1 et 2 sont tangents au point de contact de la dent. Ils sont situés à  $x_1$  et  $x_2$  du centre de gravité. Il y est adjoit un facteur correctif lié aux mouvements physiologiques des dents :

$$x_1 + cst$$

$$x_2 + cst$$

- b) Les plans 3 et 4 sont les plans les plus externes des dents antérieures et postérieures, plans tangents aux faces vestibulaires et linguales.

- c) Le plan 5 est le plan défini par l'empreinte de la dent adjacente, Elle est issue des manipulations suivantes :

- \* empreinte globale du maxillaire inférieur avec index en place
- \* empreinte globale du maxillaire supérieur avec index en place.
- \* empreinte de la claie antérieure d'occlusion avec les mêmes index.
- \* empreinte des mouvements latéraux puis antérieurs avec index.
- \* isolement de la zone intéressante avec index
- \* adaptation d'une portion de mouvement correspondant aux lignes supérieures des plans 1,2,3 et 4 grâce aux index.

Il y a donc suppression pure et simple de la recherche de l'occlusion (voir plus loin).

- d) le plan 6 est en vérité la surface du moignon limitée par la ligne L1 (ou ligne de finition).

On a donc défini une enveloppe dans laquelle s'inscrit la forme extérieure des dents théoriques que nous avons stockées en mémoire. L'opération est la suivante :

- 1<sup>er</sup> temps : \* recherche de la dent  
\* recherche de la dent théorique.
- 2<sup>ème</sup> temps : \* adaptation de cette dent théorique dans l'enveloppe  
\* les formes théoriques en mémoire sont inscrites dans une enveloppe  $x_2y_2z_2$ .

On a admis un certain degré de liberté où la dent reste esthétique :

$$x_2 \pm \Delta x$$

$$y_2 \pm \Delta y$$

$$z_2 \pm \Delta z$$

- \* adaptation de  $x_2y_2z_2$  sur  $x_1y_1z_1$ . Si cette adaptation n'est pas possible, une correction doit être induite manuellement sur l'un des plans (diastème).

Il faut effectuer :

- a) La recherche de la dent théorique.
- b) La translation sur centre de gravité
- c) L'homothétie des points de L théorique sur  $\Delta$ .

Il y a donc adaptation de la forme théorique en mémoire sur l'enveloppe déterminée précédemment".

Pour des raisons plus <sup>algorithmiques</sup> logarithmiques que dentaires cette proposition fut abandonnée, d'abord au profit de la notion de "bol" (1985) puis de celui des lignes maîtresses (1986-1987). La notion de "bol" présentée dans le deuxième cahier des charges doit être comprise comme celle de "Wax added Technic" décrite par PAYNE, PK THOMAS et LUNDEEN et confirmée par STEFANIS en 1970 et dont l'ouvrage de référence pratique reste "L'introduction à l'anatomie de LUNDEEN (1969). La construction de la dent s'effectue en 2 temps :

1<sup>er</sup> temps : Création d'un bol s'appuyant sur la ligne de finition. Il s'élève comme la corolle d'une fleur vers les zones de contact sur lesquelles il vient s'appuyer (plan mésial et distal) et sur des lignes virtuelles, propres à chaque dent sur les plans vestibulaire et lingual. La dent théorique se trouve divisée en 2 parties distinctes, l'une occlusale et l'autre sous la ligne de plus grand contour ou bol. Le bol est l'étape de réduction de 3 mm de LUNDEEN précédant l'utilisation de la cire ivoire. (LUNDEEN p. 12). Ce bol est connu par une matrice de coefficients caractéristiques de la dent à couronner et par un ensemble de trois génératrices qui sont :

- la ligne de finition
- la ligne de plus grand contour
- la ligne de séparation du bol et de la face occlusale.

stockées en bibliothèque, ramenées par homothétie à l'échelle de la bouche du patient puis positionnées dans l'espace prothétique la dent sera adaptée à l'occlusion en 2<sup>ème</sup> temps.

2<sup>ème</sup> temps : La surface occlusale, limitée à sa partie inférieure non pas par la ligne des crêtes mais par la ligne de plus grand contour s'élève vers les zones complémentaires de la dent antagoniste. Chaque appariement de points s'effectue donc à la manière du "Wax up" à l'exception du fait que les cires des différentes téintes sont remplacées par des vecteurs de déplacements de points spécifiques connus dans la surface occlusale des dents antagonistes. Au lieu d'élever un cône de cire rouge pour une molaire vers la fosse antagoniste c'est un point de la surface occlusale de la dent antagoniste, connu pour étant le point cuspidé, qui sera mis en correspondance avec son antagoniste.

Les types de données de mise en oeuvre de cette modification sont les suivants :

- un fichier des points formatés correspondant à la prise de vue des dents antagonistes.
- ensemble des coordonnées des points de centrés de toutes les dents à prendre en compte.
- information numérique, provenant de la bibliothèque des dents théoriques, définissant le nombre de centrés de la dent...
- forme du bol et des dents adjacentes obtenues précédemment
- indication des mouvements occlusaux pour modifier les trajets occlusaux. Ces mouvements étaient alors captés par un arc facial modifié, et reportés sur un articulateur créé dans l'ordinateur.

Cette méthode , utilisée partiellement à l'A.D.F. en Novembre 1985, ne s'avère pas aisée d'utilisation, au dire des informaticiens et il a fallu composer avec cette conception de construction.

Dès Février 1986 fut proposée la notion de "mise en environnement", méthode qui est toujours utilisée aujourd'hui et dont nous allons rappeler les grands principes.

### 2.3-2.2 MISE EN ENVIRONNEMENT - PRINCIPE THEORIQUE

Lorsqu'il s'agit de modéliser une dent à partir du fichier image, nous essayons de tirer de ce dernier un certain nombre d'informations.

Ce sont d'abord :

- la nouvelle ligne de finition ou ligne de base du moignon
- six points de base
  - \* le point vestibulaire en interpolant l'enveloppe vestibulaire de l'arcade inférieure droite théorique.
  - \* le point lingual de la même manière avec l'enveloppe linguale
  - \* les points mesial et distal définis respectivement par les dents antérieures et postérieures.
  - \* les points occlusaux vestibulaires et linguaux correspondent respectivement aux sommets des cuspidés vestibulaires et linguales définis à l'aide des dents de l'arcade antagoniste.

Rapidement (après la démonstration de Marseille en Mai 1986) on se rendit compte que le nombre de points ainsi nommés n'était pas suffisant et que la dent obtenue n'était pas assez reflet "d'une réalité fonctionnelle" en particulier au niveau des points occlusaux. Il a fallu mieux définir :

- \* la ligne d'appui vestibulaire et lingual très variable suivant le type de dent.
- \* respecter la notion de gouttière occlusale
- \* proposer des points occlusaux correspondant soit à l'occlusion propre du patient, soit à une occlusion thérapeutique s'appuyant sur les grands concepts reconnu aujourd'hui et très bien définis dans la thèse de Ph. JOURDAN (AIX MARSEILLE 1986).

Ceci nous oblige à savoir reconnaître automatiquement ces données et les proposer au dentiste pour une éventuelle modification interactive. Nous pouvons résumer aujourd'hui l'action de mise en environnement comme 2 temps qui sont :

- application traitant de la mise en environnement automatique et s'appuyant sur la reconnaissance des points précédents (figure 32,33).
- modification et déformation interactive.

La mise en environnement automatique se fait en 2 étapes automatiques séparées par une modification éventuelle des points de centrés (figure 34).

### 2.3-2.3 MISE AUTOMATIQUE EN ENVIRONNEMENT DU BOL

Le premier temps ou mise automatique en environnement du bol se fait en cinq étapes et n'agit pas sur les surfaces mais sur les lignes essentielles programmées en B-spline modifiées telles que décrites en introduction des dents théoriques. Les cinq étapes en question sont :

- Interpolation de la nouvelle ligne de finition qui correspond à l'ajustage de la ligne théorique sur la ligne réelle de la préparation (approximation par la méthode au moindre carré).

- La couronne théorique est ramenée de telle sorte que le centre de gravité de la ligne de finition de la couronne corresponde au centre de gravité de la nouvelle ligne. Il y a mouvement général de l'environnement autour de la dent théorique (affinité par rapport aux points  $O_x, O_y$  et  $O_z$  de la dent).

- Ajustage de cette dent à l'environnement par rapport à des affinités moyennes.

- Translation des points bases pour établir une correspondance plus étroite avec l'environnement.

- Remplacement de la ligne de finition par la ligne réelle de préparation (opération par translation et mise en correspondance de chaque pôle).

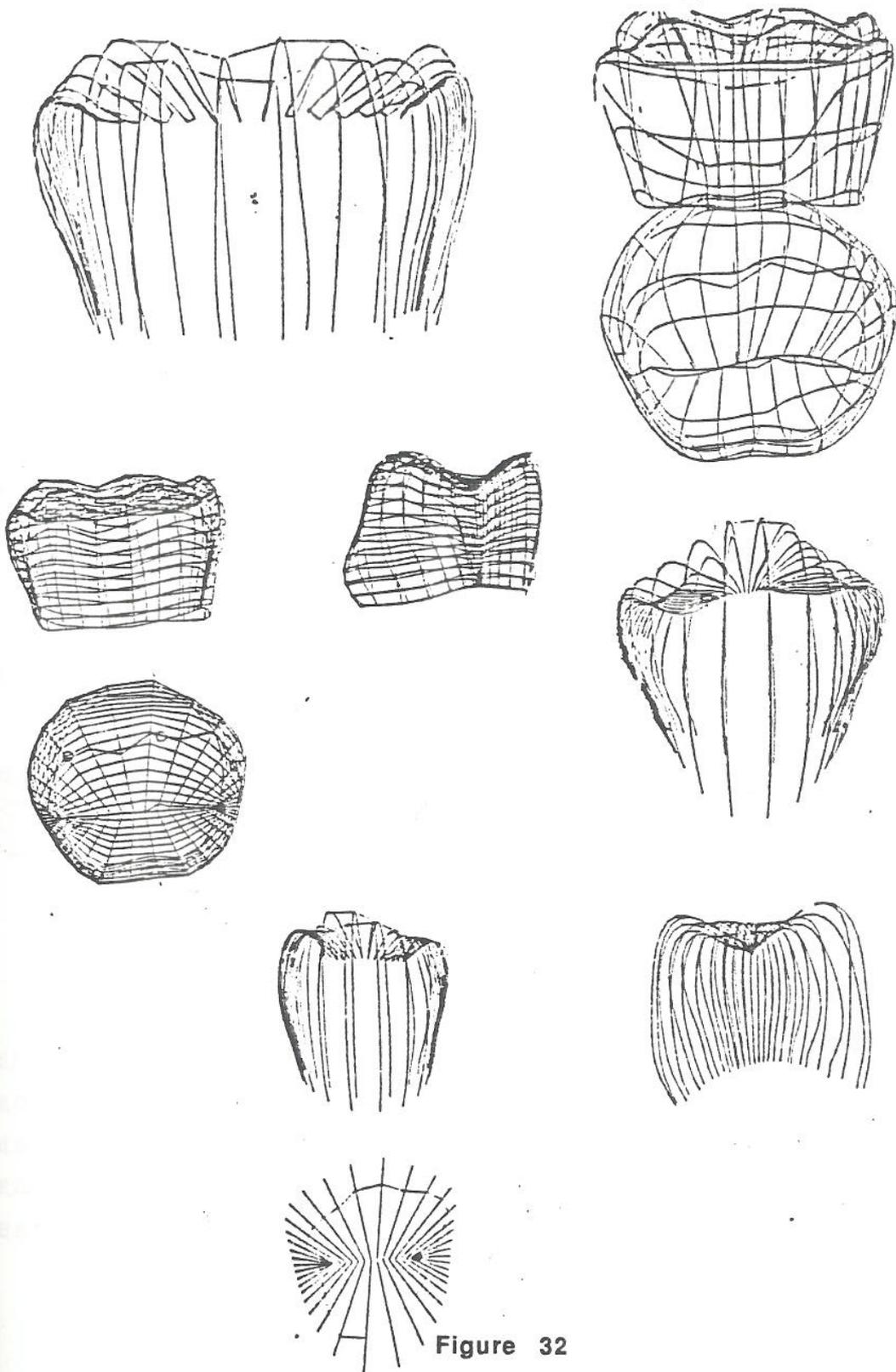
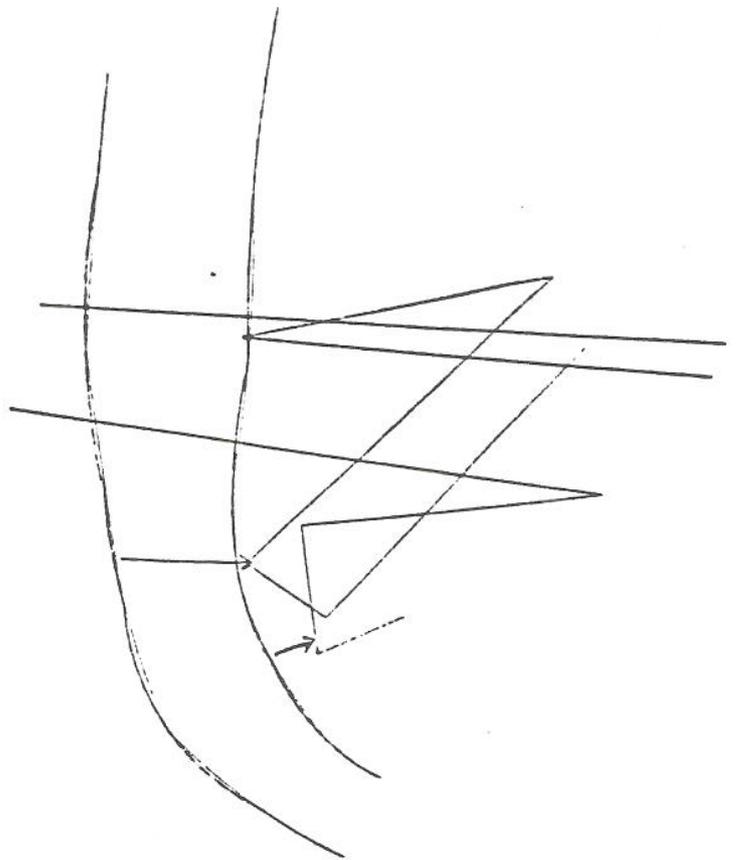
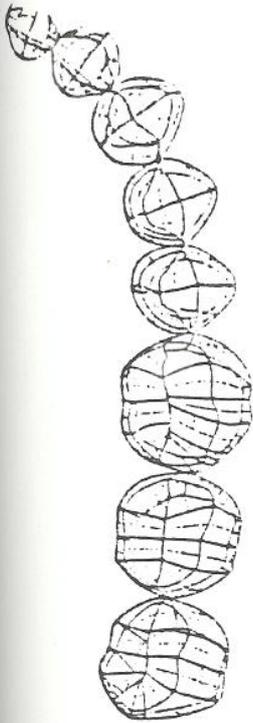


Figure 32

**EXEMPLE D'EXTRACTION DE PARAMETRES  
POUR LA MISE EN ENVIRONNEMENT**

---



DEMI-ARCADE NO 1 (SUPERIEURE DROITE)

DEMI-ARCADE NO 4 (INFERIEURE DROITE)

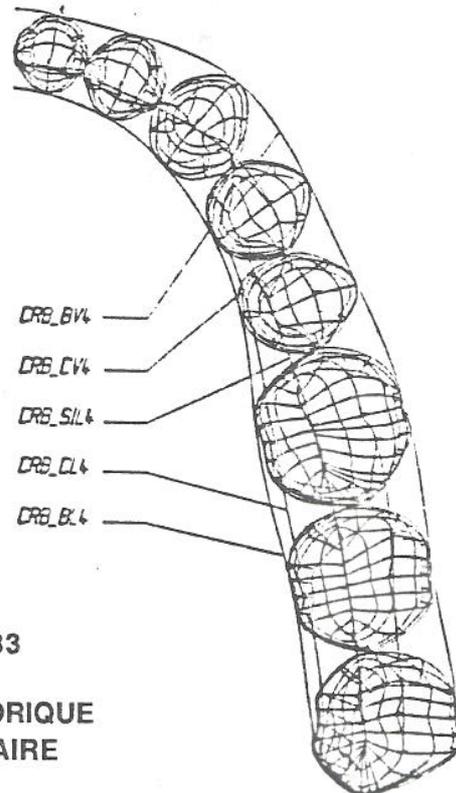
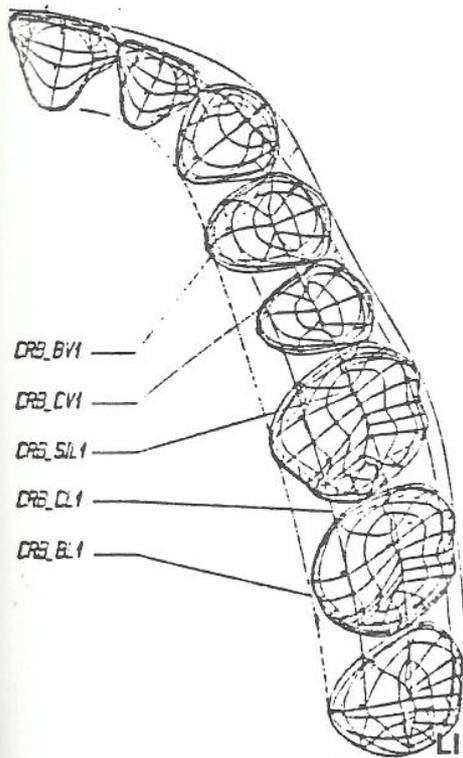


Figure 33

**ARCADE THEORIQUE**  
**LIGNE VESTIBULAIRE**  
 - **LIGNE LINGUALE**  
 - **LIGNE OCCLUSALE (Gouttière)**

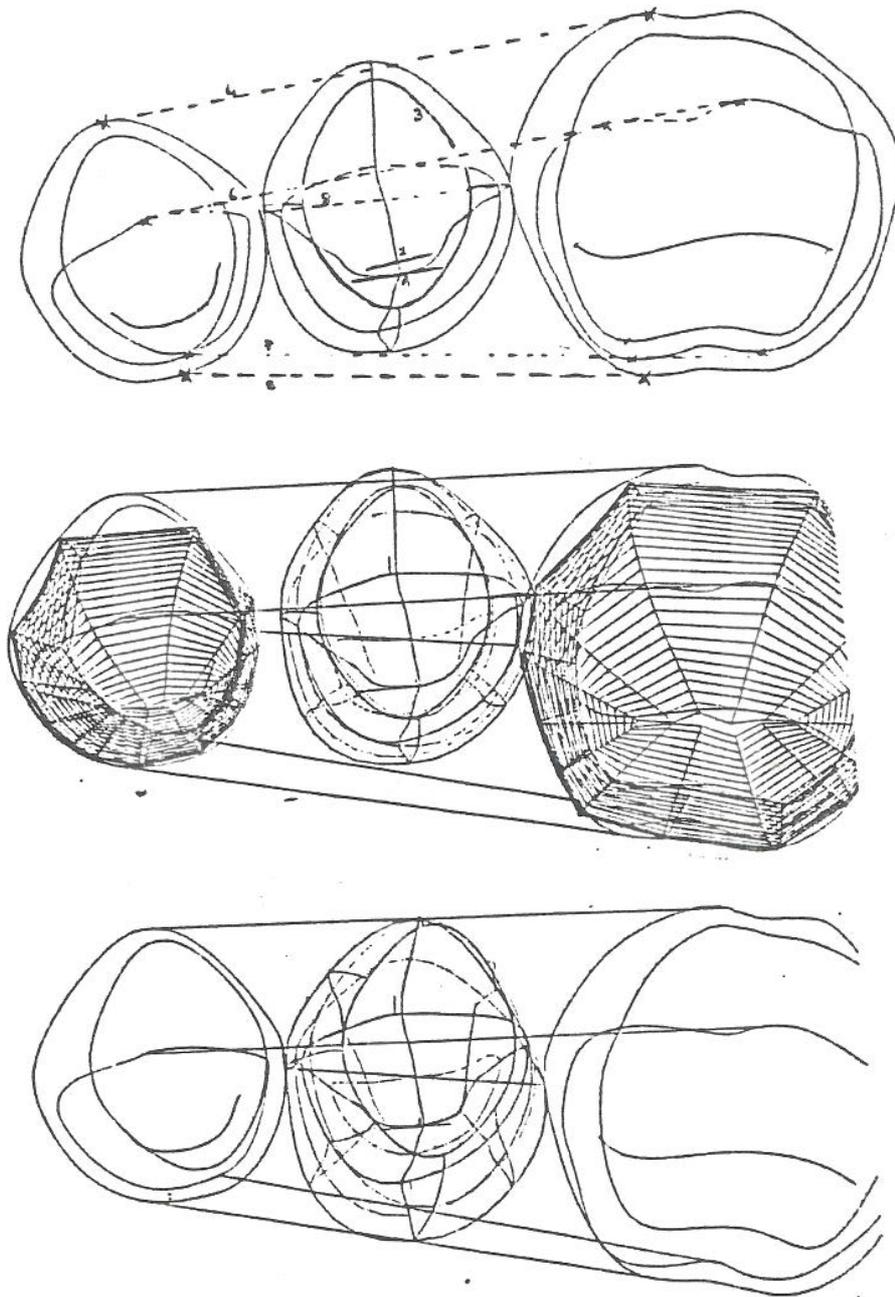


Figure 34

EXEMPLE DE MISE EN ENVIRONNEMENT AUTOMATIQUE

Le voisinage subit des transformations grâce aux fonctions bases de translation, dilatation et rotation avec action dans certains cas de "filtre" algorythmique pour ne pas donner des images anormales. Nous appliquons donc, en ce sens, le geste automatique d'ajustage global d'une couronne tel que définit dans de nombreux ouvrages et dans l'article de Burch JPD, 30, P 454-458, 1963.

Résumé de l'action du dentiste :

Lorsque la ligne de finition a été définie et acceptée et lorsque le dilatateur a été établi il y a un minimum d'intervention pour le dentiste, à savoir :

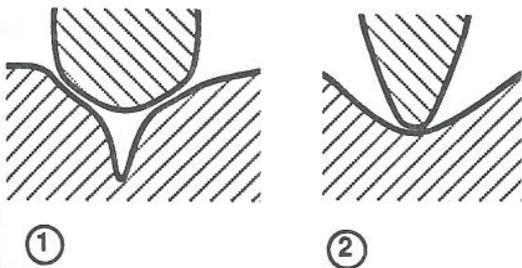
- Acceptation de la ligne vestibulaire
- Acceptation de la ligne linguale
- Acceptation de la ligne gouttière occlusale
- Acceptation de la ligne reliant les zones de contact.

Ou déplacement simplement de l'un des 2 points extrêmes.

Cette intervention peut prendre 1 minute pour un praticien normalement exercé.

#### 2.3-2.4 ADAPTATION DE L'OCCLUSION STATIQUE

S'intercalant, en vérité, entre le processus de détermination de la ligne de contact et l'orientation finale de la couronne dans son environnement, il nous a paru plus dentaire de l'expliquer comme adaptation finale et "fine" à l'environnement du patient. Le principe repose sur une double modélisation possible gnathologiquement ou fonctionnaliste. Il est possible d'obtenir un contact inter dentaire selon les schémas suivants :



Théorie gnathologique

Théorie fonctionnaliste.

(Figure 39 en bas)

Cela correspond à une modification dans la modélisation de la surface occlusale de la couronne. L'opération interactive ne jouera donc que sur le choix du nombre et du lieu d'implantation de chaque centré.

#### 2.3-2.4.1 Orientation globale de la gouttière.

Par l'action interactive de mise en environnement au niveau de la sonde de prise d'empreinte (definition des sillons), et par l'ajustage et l'acceptation de la mise en environnement au niveau de la CAO (gouttière acclusale), nous pouvons supposer qu'il y aura

une correspondance logique entre la surface occlusale de la future couronne et la dent antagoniste.

#### 2.3-2.4.2 Les contacts

Pourtant il reste à être certain qu'il n'y a pas de surface supra-contact ou des interférences et que le choix des zones de contact respecte :

- soit le mode occlusal du patient,
- soit le mode de relation occlusal thérapeutique choisi par le praticien.

En l'absence de troubles et avec acceptation d'un espace de tolérance dans les facteurs occlusaux, il est possible de retrouver dans la bouche d'un certain nombre de patients une position d'intercuspitation, et des mouvements corrects (latéralité, propulsion et fonctionnels). Dans ce cas, nous devons positionner nos points de contact au niveau des références académiques (légèrement modifiées s'il y a un décalage naturel) et avec une combinaison entre un logement cuspidé fosse ou cuspidé crête suivant la classe de l'individu.

Historiquement nous avons suivi le plan suivant. Entre 1982 et 1984, il n'était nullement question de traiter de l'occlusion au sens "point de centré". Les relations inter-dentaires étaient globales et les surfaces occlusales définissaient les surfaces antagonistes sans aucune subtilité. Pourtant à cette époque, une algorithme spécifique avait permis de "modéliser en négatif" sur la couronne ce qu'était la dent antagoniste, afin de créer la future surface occlusale. Nous ne nous appuyions sur aucun critère morphologique propre.

En novembre 1985, lors du congrès de l'ADF, nous avons décidé de suivre une nouvelle règle qui peut se résumer comme suit : la morphologie d'une dent théorique exprime ce qu'est une surface occlusale. Compte tenu de la déformation homothétique de la dent, dans l'algorithme de mise en environnement, la nouvelle dent obtenue est en harmonie avec son environnement et la définition de quelques points suffit à obtenir une dent proche de la réalité. En particulier, la définition du sillon nous permet de faire une bonne relation entre le sillon et la cuspidé. Pour cela, nous n'indiquons au niveau de la SPE le sommet de la cuspidé (ou tout au moins nous l'essayons) ou, au niveau de la CAO le sillon sur les dents antagonistes. Le résultat ne fut pas réellement décevant, et nous pûmes nous rendre compte que la CAO pouvait donner certains renseignements utilisables comme les types de contact, leur forme et leur localisation dans les dents du voisinage. Le problème de cette approche était la nécessité de désigner les cuspidés dans un ordre précis (travail long et fastidieux), et surtout de définir les zones dites de "collision", action très difficile car nécessitant une grande précision (figure 35 et 36).

C'est à partir de 1986 que les trois travaux sur l'occlusion commencèrent réellement et que l'on posa en particulier les règles que nous utilisons encore aujourd'hui. Nous partons donc de trois objets différents que sont la vue du moignon et des dents voisines, la vue des dents

antagonistes et une vue des dents en occlusion. Cela suppose donc que l'occlusion choisie par le praticien sera correctement définie (concept). Ensuite sera effectuée la création de la surface occlusale en rapport avec l'antagoniste, en plusieurs temps :

a) Affectation des centrés théoriques :

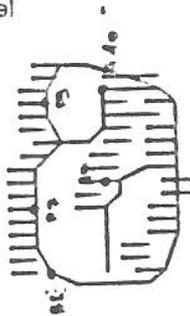
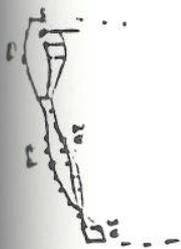
Le praticien doit définir les centrés de chaque dent et en vérifier la correspondance en bouche. Pour cela, il indique à l'ordinateur le type d'occlusion qu'il a définie et le type de théorie adoptée (gnathofonction et cuspside fosse-crête). Il y a affichage des six dents, trois dents antagonistes et deux dents et la couronne, sous forme d'arcade théorique, simple, facilement interprétable par le dentiste avec en sur-information les centrés correspondant au type de théorie choisie (figure 39 en haut). **Devant cette arcade, le dentiste accepte ou déplace les centrés suivant le cas de son patient.**

Nous avons ensuite stockage des données en commun. Il est à signaler que le dentiste peut stocker autant de centrés qu'il le veut pour chaque dent, les déplacer ou en changer le nombre. Sont stockés automatiquement la position du centre (cuspside-fosse...) le type de contact (monopodisme, bi...) le numéro et le type d'arcades. Nous avons à ce stade défini et contrôlé le type de rapport inter-arcade.

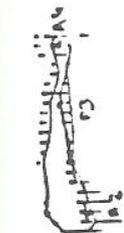
b) Attribution aux dents des centrés définis :

Il y a décodage de l'arcade de la préparation et construction progressive jusqu'à l'obtention des lignes caractéristiques (crêtes, sillons, cuspsides...) (figures 37 et 38). Sont ensuite positionnés les centrés définis précédemment et ce automatiquement dès que la dent est connue dans ses lignes caractéristiques (ligne des crêtes, orientation du sillon, sommet de cuspsides) cela "suppose" des étapes successives d'analyse qui passent par des modélisations nouvelles développées par HENNSON.

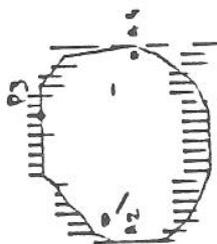
**Le dentiste peut vérifier, éventuellement au travers de coupes, la qualité des contacts inter-dentaires établis. La troisième coupe jointe ici, à l'échelle x 30 montre une superposition de 50  $\mu\text{m}$ , dans le sens vestibulo-linguale et de moins de 10  $\mu\text{m}$ , dans le sens mésio-distal.**



Maxillaire

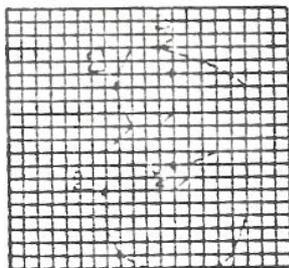
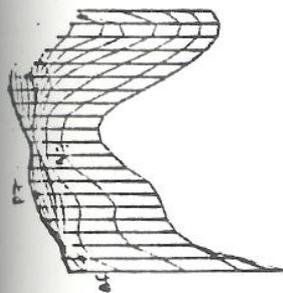


Maxillaire



Maxillaire

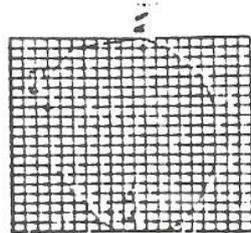
Maxillaire



Maxillaire



Maxillaire



Maxillaire

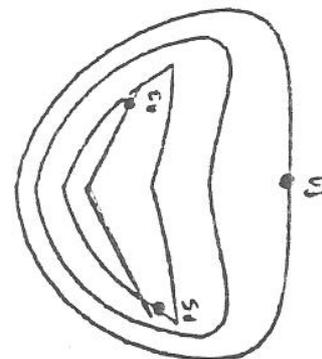
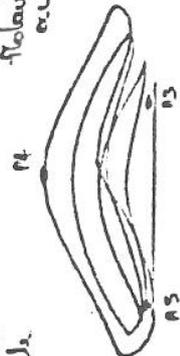


Figure 35

ADF 1985

RECHERCHE AUTOMATIQUE DES POINTS DE CENTRE

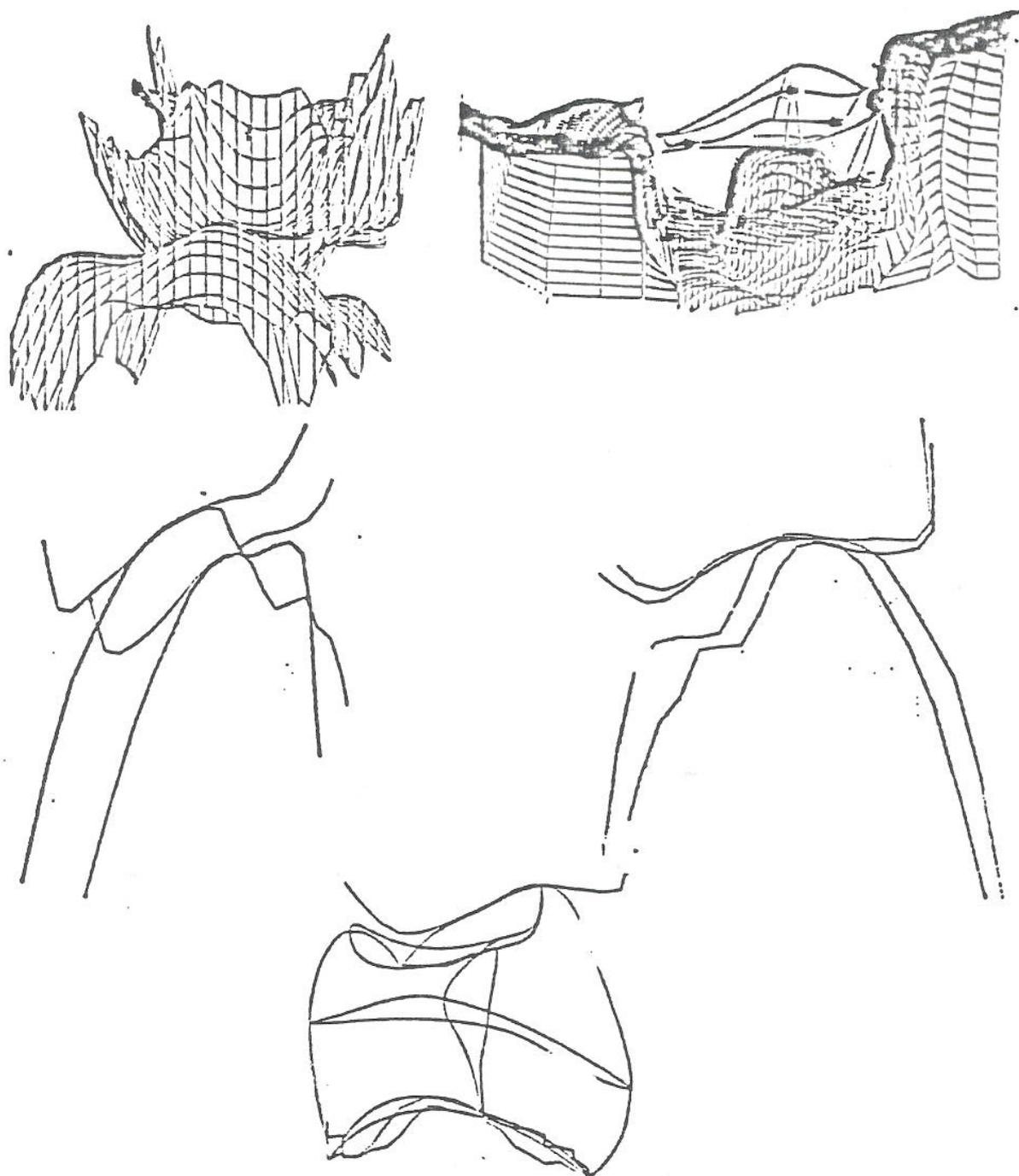


Figure 36

DEFORMATION DE LA COURONNE  
DANS SON ENVIRONNEMENT,  
ADAPTATION DE LA SURFACE OCCLUSALE  
ET COUPE  
1985/1986.

---

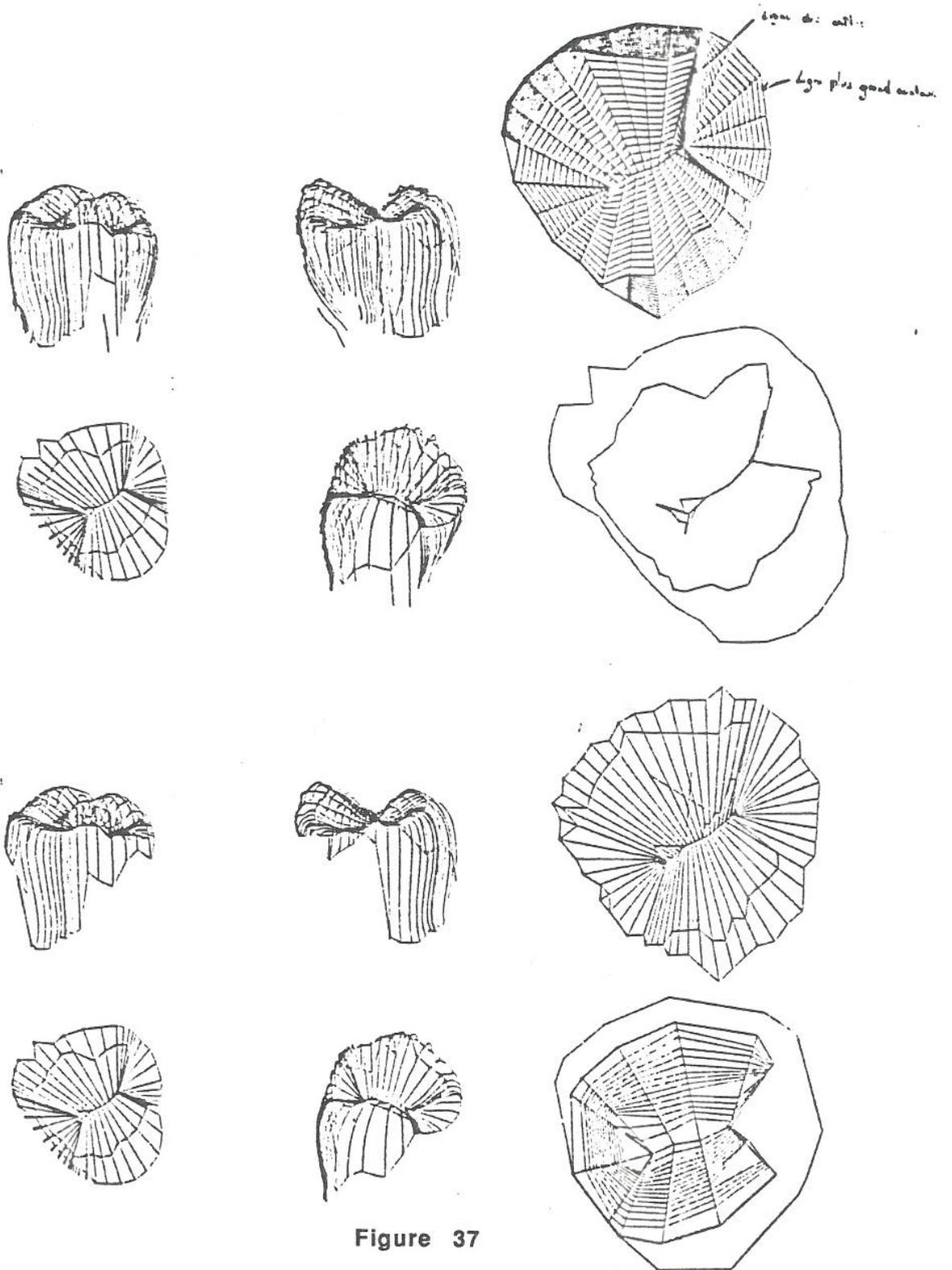


Figure 37

**LES ETAPES D'EXTRACTION DES PARAMETRES  
CARACTERISTIQUES  
1987**

---

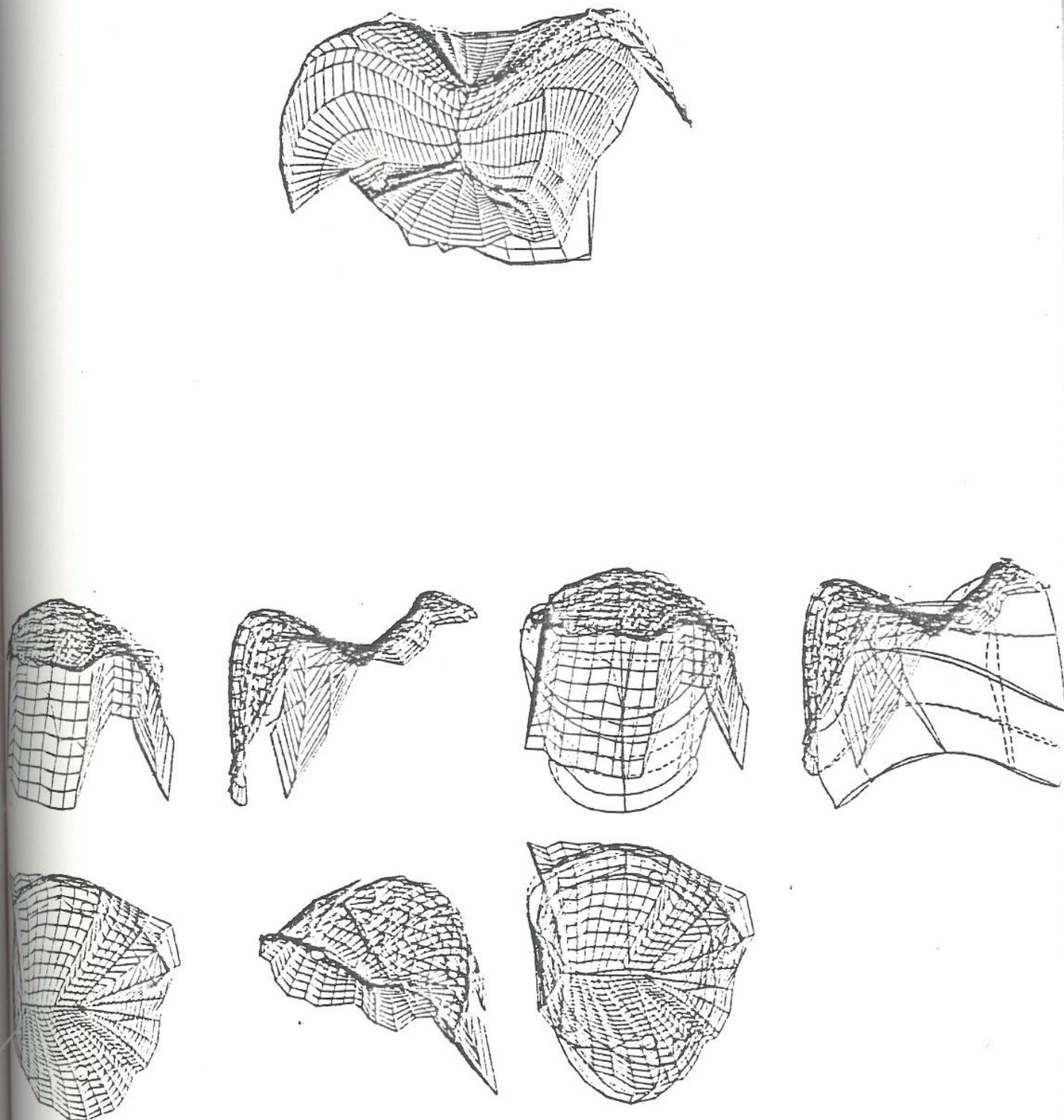


Figure 38

**MODELISATION SURFACIQUE  
ET EXTRACTION DES PARAMETRES OCCLUSAUX**

---

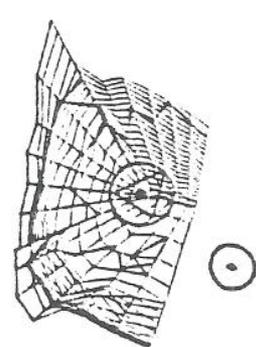
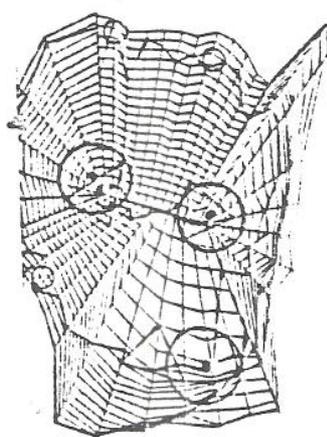
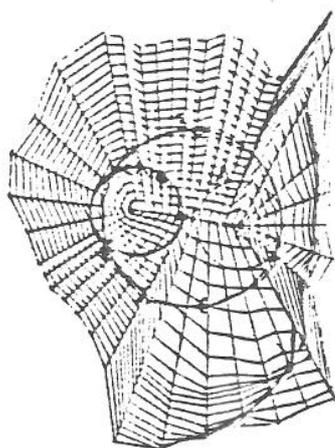
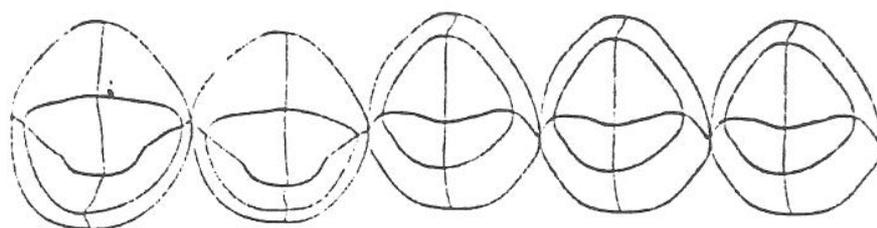


Figure 39

**LES CENTRES EN GNATOLOGIE ET FONCTIONNALISTE**

---

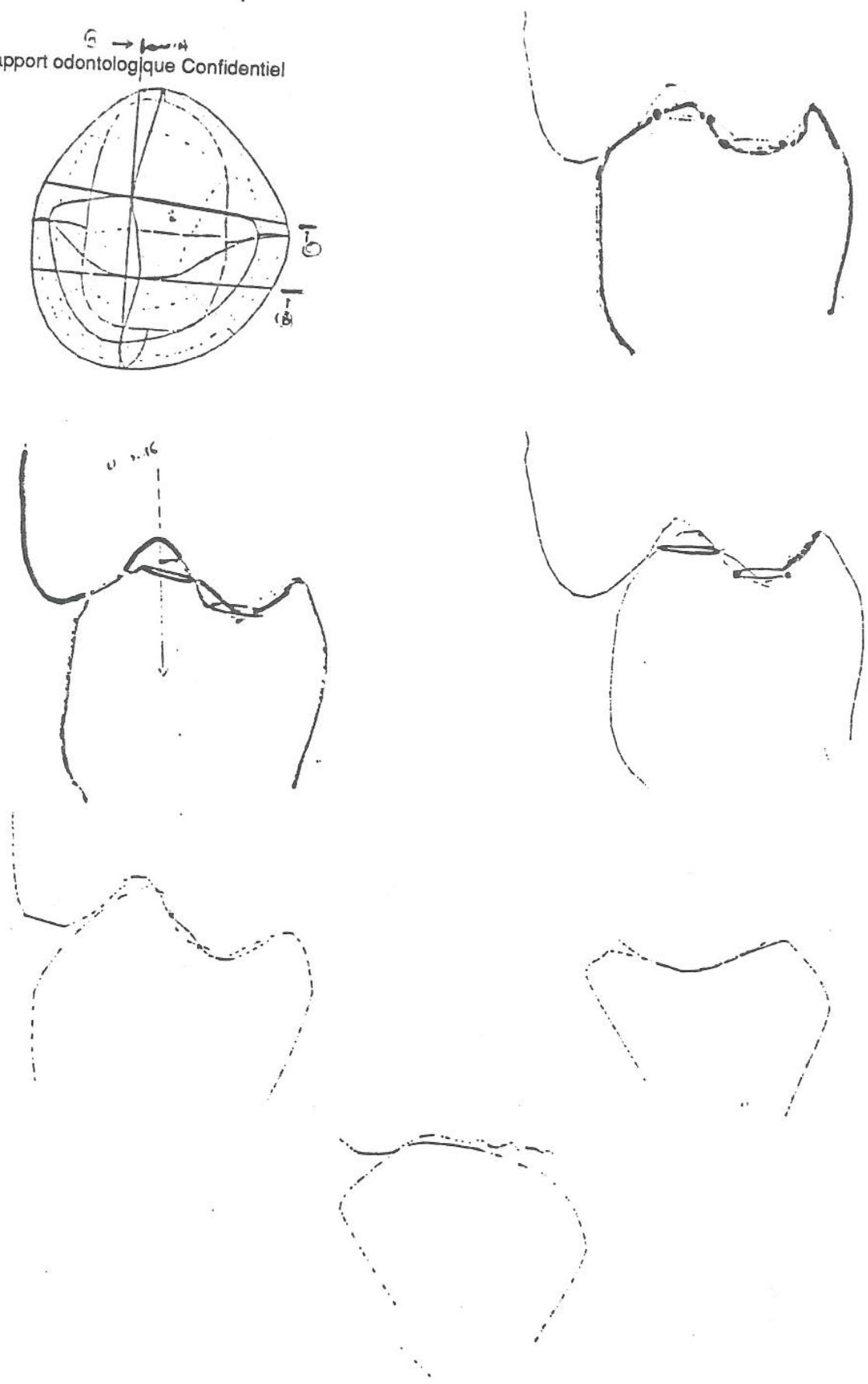


Figure 40

COUPE POUR SUIVRE L'ADAPTATION OCCLUSALE

### 2.3-2.5 ADAPTATION DE L'OCCLUSION DYNAMIQUE

Quoique non indispensable pour les brigdes de petite étendue et les éléments unitaires (F. LIGUER, C. KNELLESEN "Journal d'Art Dentaire" - N° 89 pp1 à 8 - 1979), il nous a semblé nécessaire de respecter la pensée de P. DAWSON ou de M. ASH et RAMFJORD à savoir :

"Il reste une relation étroite entre la morphologie occlusale et les mouvements mandibulaires. Une occlusion fonctionnelle, à la différence d'une occlusion centrée ou statique est une reconstitution du relief, fondée sur les mouvements mandibulaires déterminés par le patient".

Pour cette raison, dès 1982 (F.DURET "Tonus dentaire"1982) nous avons envisagé de vérifier s'il était possible de visualiser, dans l'espace de la CAO, les déplacements d'une arcade par rapport à l'autre (figure 40). Aux journées de Nice, dans le cadre de la SOFREB en 1984, nous présentions notre concept d'enregistrement direct des mouvements de la bouche à l'aide d'un capteur opto-électronique (figure 40). Pourtant, à l'approche des démonstrations de l'ADF, on se rendait compte que :

- ce montage serait long à développer
- qu'il existait deux appareils pouvant satisfaire à cette mesure, le sinographraphe de A. LEWIN ou le visitrainer C<sub>3</sub> de HOBO.
- qu'il nous fallait tester très vite les mouvements pour vérifier la cohérence de notre logiciel.

Pour cette raison, nous avons, en Octobre 1985, modélisé un articulateur semi-adaptable dans le logiciel de CAO, basé sur le Quickperfect et sur lequel il nous était possible, grâce à un arc facial modifié, de rentrer en interactif la pente condylienne, l'angle de Bennet et l'inter-condylien (figure 42). Par ailleurs, grâce à un repérage spécifique, nous sommes arrivés à positionner notre modèle dans l'environnement de l'articulateur en question modélisé. Nous avons pu ainsi obtenir dans l'espace les mouvements mandibulaires et les répercuter sur la surface occlusale de notre couronne.

A partir de 1986, et avec la collaboration de la faculté de Marseille, dont l'équipe, nous décidons d'étudier complètement la dynamique des mouvements mandibulaires. Pour ce faire, nous décidons de connaître les paramètres indispensables à toute analyse du type défini en 1982. Nous en répertorions sept, à savoir :

- mesure de l'ouverture maximale,
- variabilité de la trajectoire,
- mesure du déplacement en déduction,
- mesure de la translation latérale au début du mouvement
- analyse du cycle masticatoire,
- mesure des angles de glissement en latéralité et propulsion,

- différence entre les PIM et ORC.

Rapidement, nous comprenons que le Visitrainer C<sub>3</sub> peut nous donner l'ensemble de ces renseignements et nous décidons de l'acheter. Premier appareil en Europe de ce type, nous avons dû passer, non sans difficulté, par l'ambassade de France au Japon pour l'acquérir. Cet appareil nous permet aujourd'hui de connaître facilement l'existence d'une pathologie et le choix d'un concept prothétique (opération donc automatisable à plus ou moins brève échéance).

Nous pouvons aujourd'hui, outre un diagnostic, situer le PIM au moment de la prise en arcade fermée, orienter les sillons de dégagements latéraux et définir, dans le plan frontal, la valeur de l'angle cuspidien, modifié en fonction de la position antéro-postérieure de la dent et la pente condylienne, alors que la distance intercondylienne et la largeur de l'arcade, mesurable par compas, nous donnent une idée précise de la hauteur des cuspides. Quant à l'angle et au mouvement de Bennett, ils sont donnés par le visitrainer et permettent de modifier l'orientation des sillons mais surtout la concavité du groupe antéro-postérieur.

Le visitrainer reste, selon nous, un appareil trop cher (100 00 FF) ce qui nous oblige à l'étudier pour le remplacer par un périphérique de la CAO. Pour ce faire, un ingénieur étudie l'appareil complètement selon le plan suivant :

- étude du visitrainer et ces informations fournies par cet appareil,
- transmission de ces informations à la CAO (directement),
- réalisation d'un capteur opto-électronique simple utilisant le support informatique et électronique de la CAO.

Nous pensons que cet ensemble sera réalisé au moment de la commercialisation de l'appareil.

Pour résumer l'action en cabinet, nous dirons que :

**Le chirurgien dentiste n'aura qu'à régler le casque de mesure avec une seule position de la caméra et faire effectuer les mouvements mandibulaires au patient, sans aucune action interactive.**

En premier lieu et s'il mesure la distance inter-condylienne, la largeur de l'arcade et la position antéro-postérieure de la dent à l'aide d'un compas, il aura l'ensemble des paramètres nécessaires. Il aura l'ensemble des déterminants de l'occlusion lui permettant, avec une estimation de la pente condylienne sur axiographie ou simple tomographie, de connaître l'ensemble des orientations des sillons de dégagement et la valeur de l'angle cuspidien. Le capteur opto-électronique nous donnera, avec la mesure au compas de la position antéro-postérieure de la dent, les sillons de dégagement et l'angle cuspidien. Reporté automatiquement sur la modélisation de la couronne, on pourra régler automatiquement les valeurs recherchées.

Aujourd'hui, nous sommes déjà en mesure de connaître cette valeur :

- par le moyennage des dents antérieures et postérieures à la couronne,

- par le lecteur de données du visitrainer C<sub>3</sub>.

#### 2.3-2.6 CONCLUSION

Le logiciel a placé la dent dans son environnement en respectant les bombés vestibulaires et linguaux, la ligne des crêtes et la gouttière occlusale. Le praticien choisit sa théorie occlusale interactivement et vérifie la position des centrés que lui propose sur écran l'ordinateur, en fonction de la théorie. Il mesure au visitrainer les mouvements horizontaux frontaux et sagittaux. Sans avoir à intervenir, les renseignements sont transmis directement à la surface occlusale qui est modifiée en fonction de la théorie choisie et des vecteurs de déplacement propres au patient.

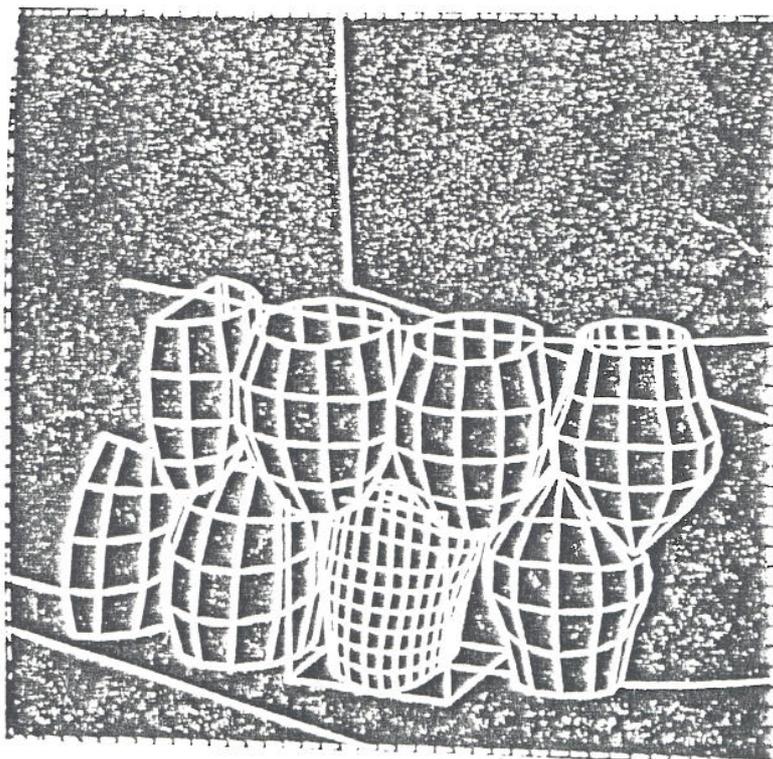
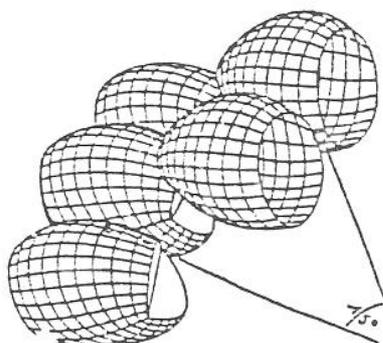
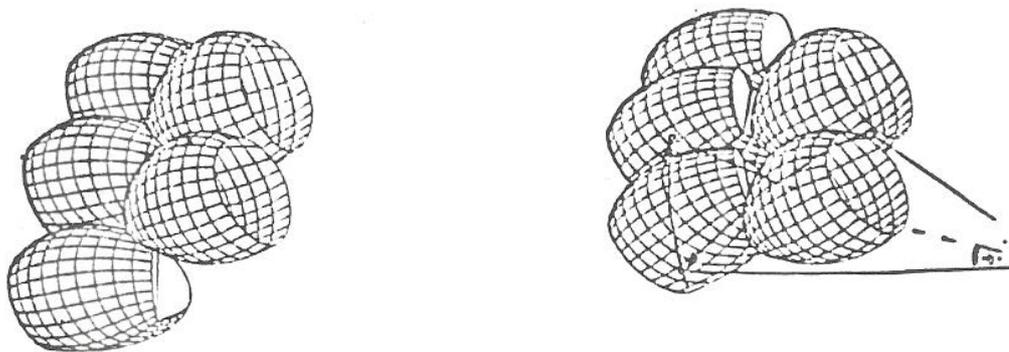


Figure 40 suite

OCCLUSION ET MOUVEMENT EN 1982

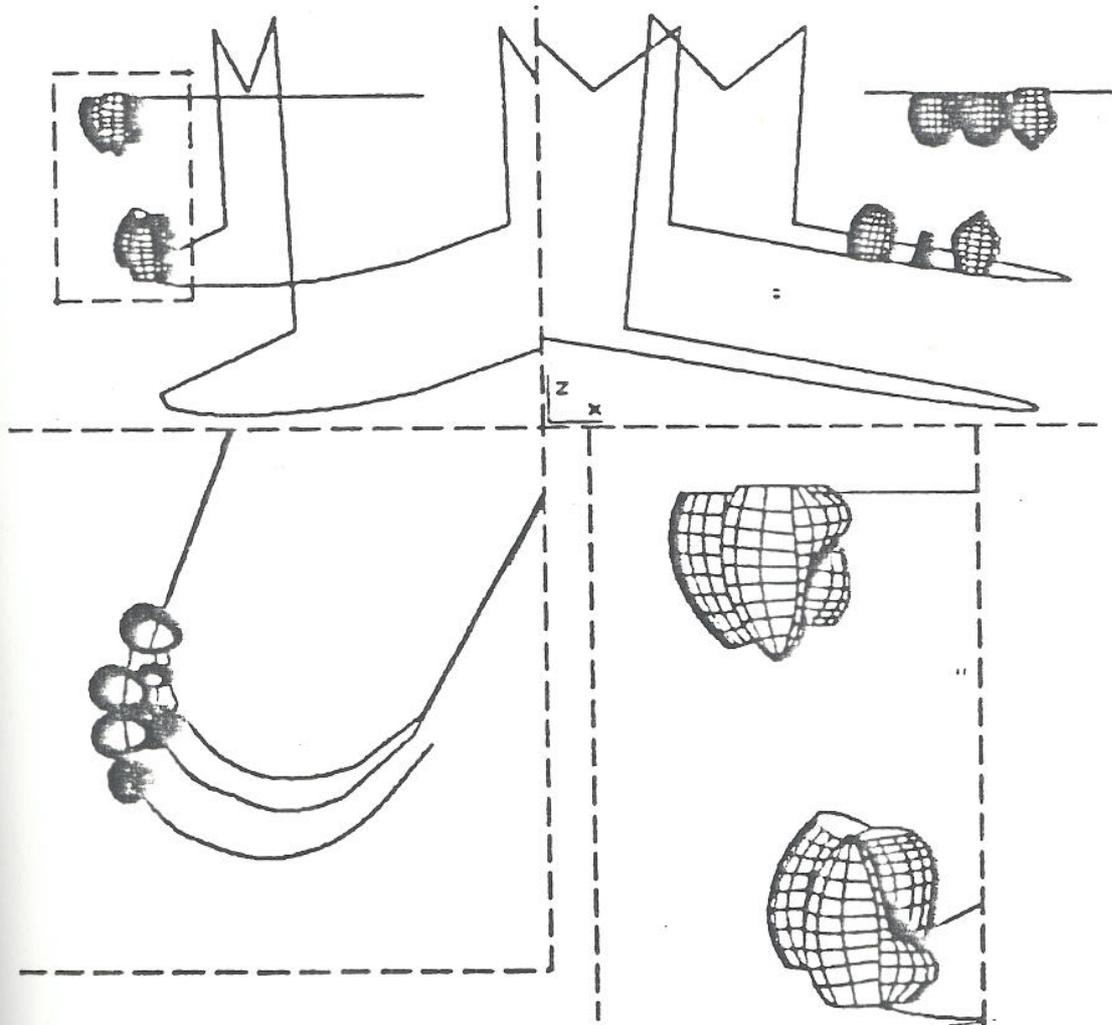
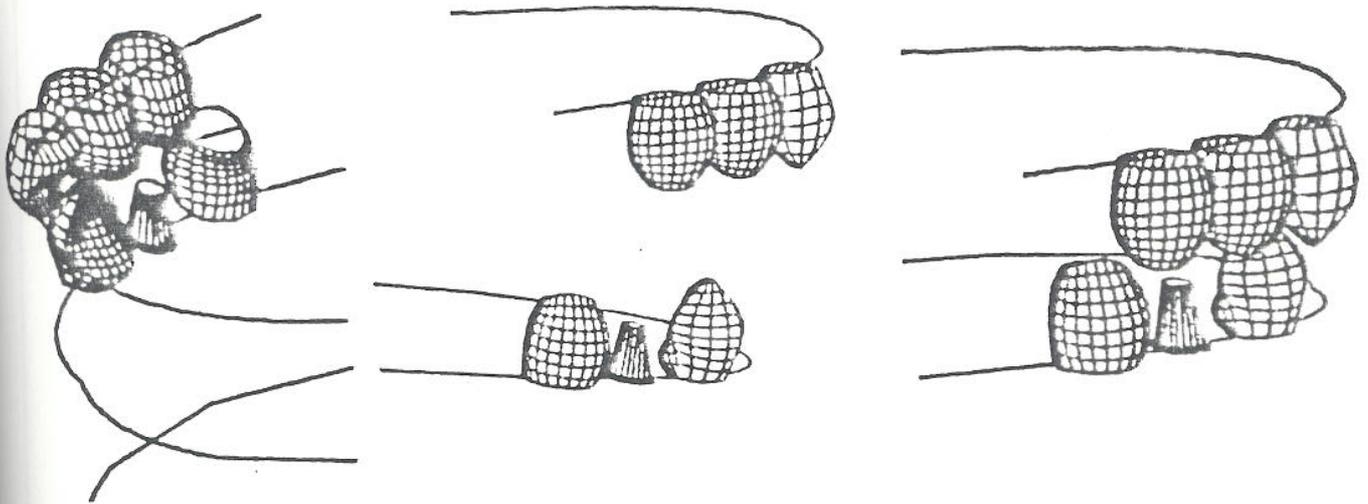
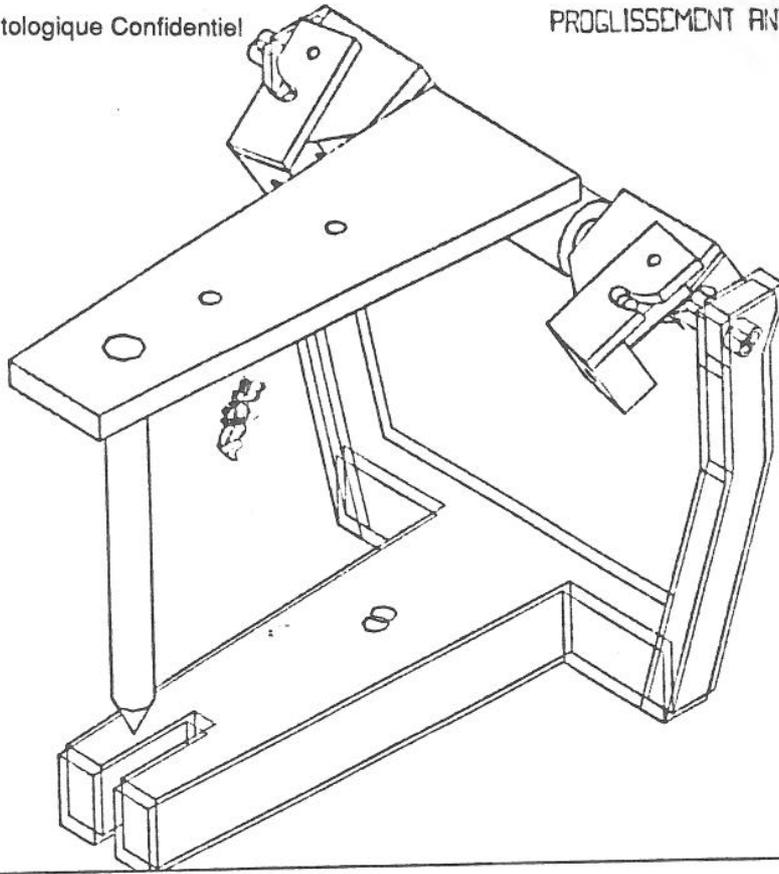


Figure 41

MOUVEMENTS EN 1984



DISTANCE INTERCONDYLIENNE EXTERNE: 125 MM  
ANGLE BENNET: 10 DEG.  
PENDE CONDYLIENNE: 30. DEG

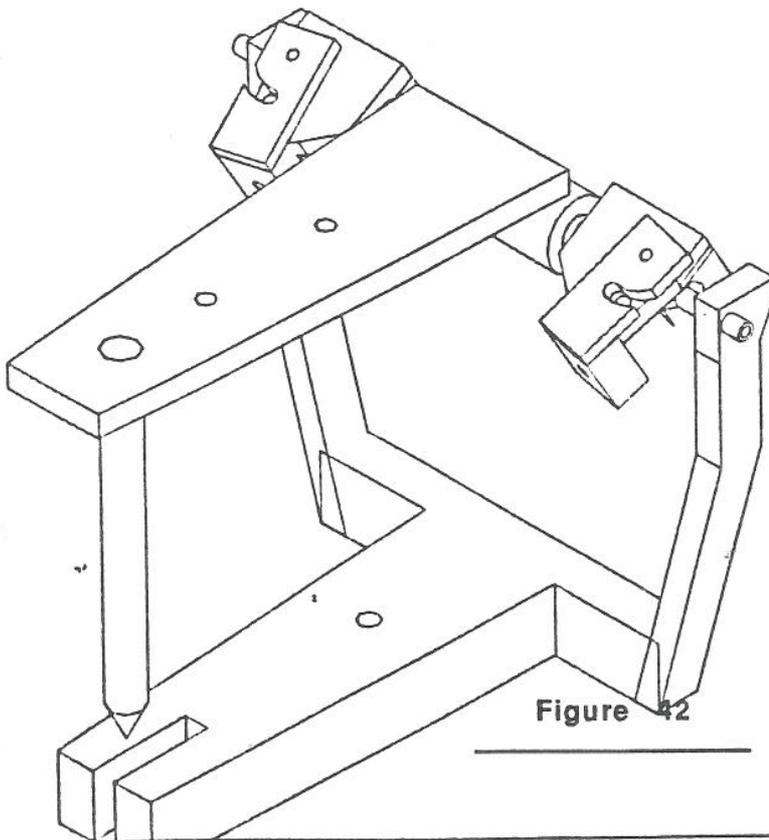
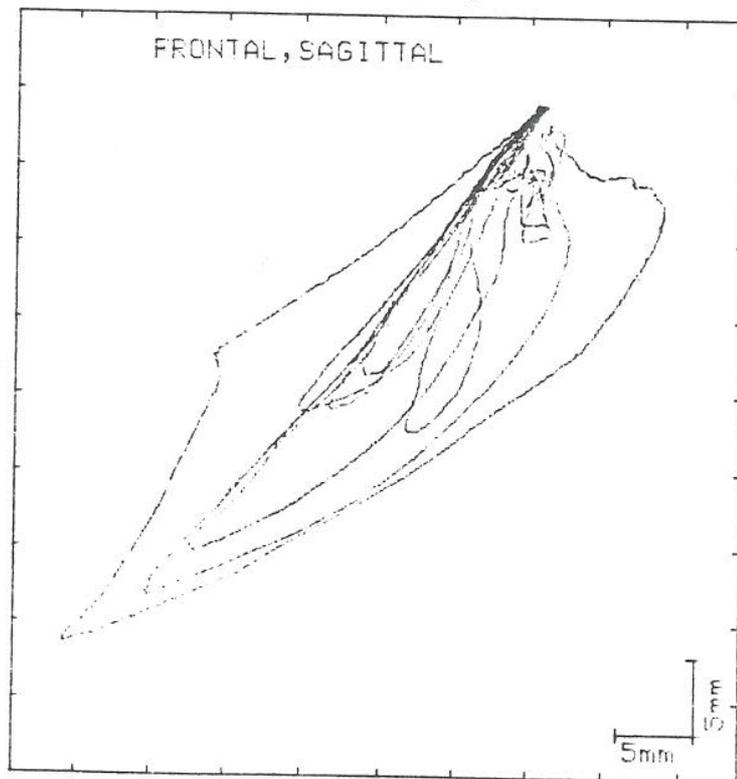


Figure 42



**Figure 43**  
**VISITRAINER**

### 2.3-3 DEFORMATIONS INTERACTIVES (figure 44)

Un certain nombre d'outils de déformation ont été mis à la disposition du dentiste, pour déformer sa dent. Le langage utilisé est très simple et les actions sont comparables au retrait, ou adjonction de cire sur une couronne pour lui donner, par exemple, une forme particulière plus esthétique et personnalisant le travail du dentiste ou la bouche du patient (Cf. angle cassé d'une incisive). Nous y trouvons les fonctions suivantes :

- matière,
- dessin courbe,
- usure,
- angle cuspidien,
- autres (dilatation, rotation, courbure, pochage).

Nous y ajouterons :

- angle fonctionnel (interne - externe),
- angle intercuspidien.

#### 2.3-2.1 MATIERE

Il permet de réaliser sur l'écran un acte identique à l'addition ou au retrait de matière en un point de base de la structure filaire de la dent (diapositives). Le module est très simple d'utilisation, puisqu'il suffit de placer un point dans l'espace en indiquant le point que l'on veut déplacer. Cette action permet d'obtenir des bombés plus forts ou de réduire des angles comme on le ferait à la spatule.

#### 2.3-2.2 DESSIN COURBE

Cette fonction permet, comme son nom l'indique, la déformation d'une courbe de la structure filaire de la dent, pour la faire passer par un ou plusieurs points. Cette action permet de dessiner une courbure comme si l'on rajoutait de la cire sur une face ou sur une surface.

### 2.3-3.3 USURE

Nous pouvons, par ce module, simuler une usure occlusale. Cette usure est symétrique et se fait par diminution de la hauteur des cuspides. Il y a en même temps ouverture de l'angle cuspidien. Cela permet d'obtenir des reliefs très "bruxomanes "et de choisir toute valeur d'usure entre 1% et 100%, sur un tableau de six valeurs à priori (1, 2, 5 - 10 - 20-50).

### 2.3-3.4 ANGLE CUSPIDIEN

Permet de modifier, en interactif, l'angle cuspidien en fonction de la valeur donnée. Si les précédentes actions agissent en général sur la dent, cette fonction sera utilisée directement pour les données du visitrainer C de l'occlusion dynamique.

### 2.3-3.5 AUTRE

Les fonctions de dilatation, rotation, courbure et pochage, sont des fonctions utiles pour la conception d'une dent théorique, mais elles sont inutilisables pour le dentiste, car trop complexes (elles ne seront pas au menu du travail).

### 2.3-3.6 FONCTION EN COURS D'ETUDE

#### 2.3-3.6.1 Angle

Permet de modifier les angles fonctionnels internes et externes et l'angle intercuspidien. Contrairement au cas de l'angle cuspidien, il n'y a pas déplacement des cuspides mais arrondissement plus ou moins fort de la forme.

#### 2.3-3.6.1 A définir après les tests cliniques

## 2.3-4 PRINCIPE DE BASE POUR TOUTES LES COURONNES

### 2.3-4.1 INTRODUCTION

Le placement de la dent théorique dans l'environnement adjacent et son adaptation automatique à cet environnement sont les bases mêmes de tout le logiciel de conception de la couronne. Les algorithmes existants ont été fondés sur la prémolaire, seule dent modélisée en CAO à l'époque. Maintenant, disposant de l'ensemble des dents théoriques, nous avons pu modéliser une arcade complète et tester les algorithmes de placement et d'adaptation sur chaque type de dent.

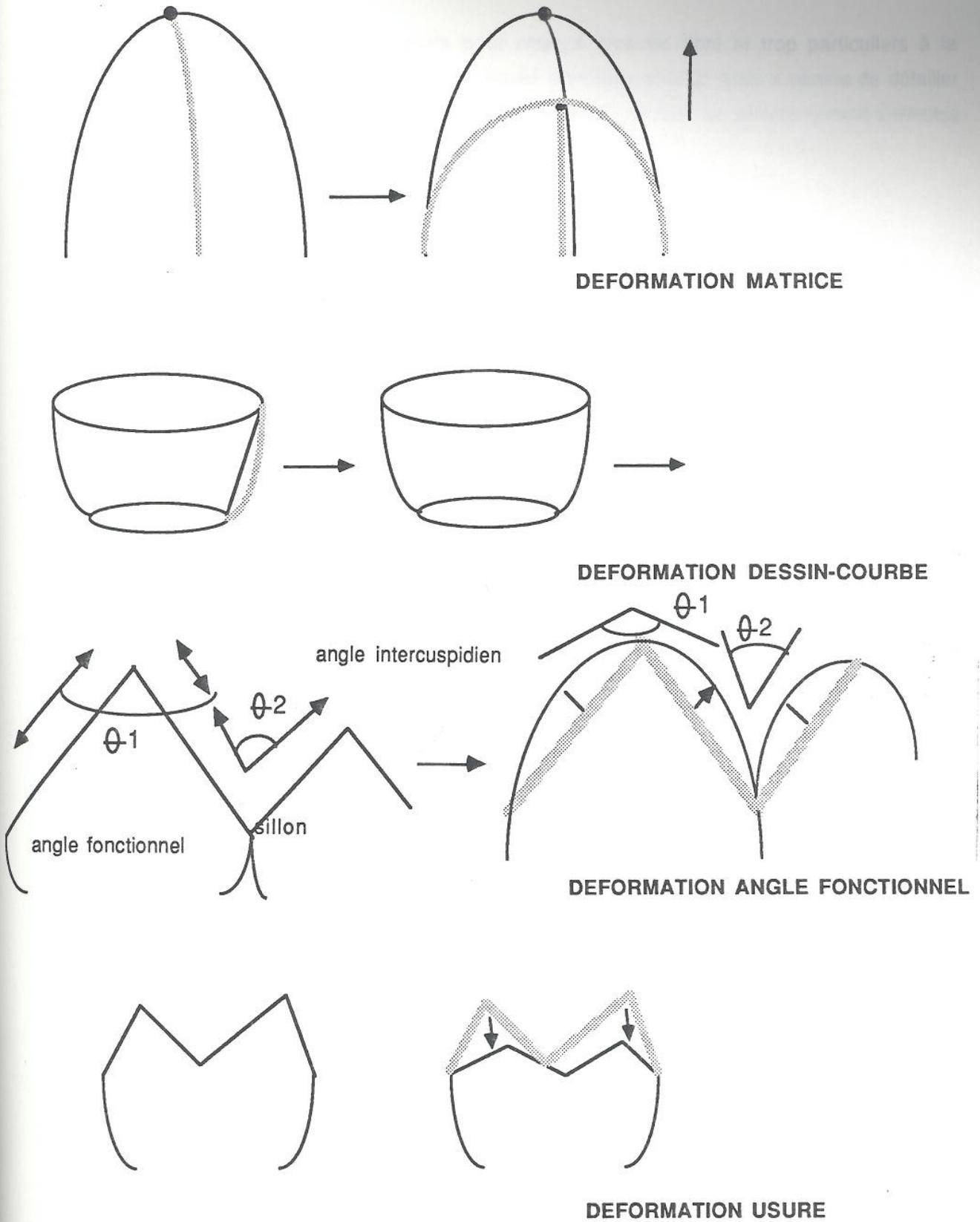


Figure 44

Ceux-ci se sont montrés incomplets pour chaque type de dent et trop particuliers à la prémolaire, pour s'adapter à chaque cas. Un travail d'analyse poussé nous a permis de détailler pour chaque type de dent, son placement et son adaptation. La mise en environnement s'effectue en deux temps :

#### 2.3-4.2 LE PLACEMENT

On place l'environnement dans le repère de la dent théorique.

Le traitement d'image transmet :

- un segment sur la dent adjacente mésiale,
- un segment sur la dent adjacente distale,
- un plan perpendiculaire à la vue occlusale.

Pour les dents postérieures ces données matérialisent la position de la gouttière occlusale, et du sillon mésio-distal de chacune des dents. Pour les dents antérieures elles indiquent la position du bord libre de chacune des dents. Rappelons enfin que la mise en environnement s'appuie sur la détermination du sillon, de l'axe d'alignement et du placement.

##### 2.3-4.2.1 Détermination du sillon mésio-distal (dents postérieures) ou du bord libre (dents antérieures) de la couronne.

Ayant en X et Y (vue occlusale) le segment sillon ou le bord libre de la couronne, il faut déterminer la hauteur de ses extrémités.

###### a) Dents postérieures (prémolaires-molaires).

Il y a soit deux sillons adjacents (dent mésiale et dent distale), soit un sillon adjacent si une dent est absente (dent mésiale ou dent distale) soit aucun sillon adjacent (dents absentes).

S'il n'y a aucune dent on se réfère à la courbe théorique de la gouttière de la dent théorique correspondant au type de maxillaire, on peut ainsi utiliser le positionnement effectué au niveau de la SPE. Dans le cas de deux dents proximales, on détermine les points vestibulaire des dents mésiale et distale à la couronne. Les dents théoriques placées sur une arcade théorique ont une courbure naturelle; si on les déplace pour les mettre dans la même position que les dents du patient, on peut faire une transformation affine nous permettant de connaître la courbure réelle du patient. Pour une dent proximale, on effectuera une opération sensiblement similaire en s'appuyant en plus sur la ligne de la gouttière.

###### b) Dents antérieures.

La hauteur des extrémités du bord libre des incisives est déterminée par des règles géométriques simples issues de données calculées sur l'environnement adjacent, qui sont propres à chaque dent. Pour les canines, on ne se préoccupe pas du bord libre, puisqu'il est plus fixé par les mouvements des dents sur les antagonistes, que par la forme des adjacentes. Ce

renseignement nous est donné par le visitrainer, ou simplement par la lecture de la dent symétrique ou antagoniste.

#### 2.3-4.2.2 Axe de rotation, axe d'alignement

A partir de l'axe du sillon mésio-distal ou de l'axe du bord libre de la couronne donné par la SPE, on détermine :

##### a) L'axe de rotation

L'axe de rotation pour le placement des dents postérieures est l'axe du sillon mésio-distal et pour les incisives l'axe déduit de la position du bord libre et d'autres règles géométriques simples à partir des éléments de l'environnement. Pour les canines c'est une exception : on prendra l'axe joignant les points de contact de la couronne.

##### Nota :

- le sillon mésio-distal des postérieures donne la direction de la gouttière occlusale, qui sert à l'engrenement des dents antagonistes.
- ce sillon devient le cingulum au niveau des antérieures, sa détection n'est pas évidente et sa fonction dans l'engrenement est réduite.
- le bord libre est un critère plus représentatif dans l'harmonie de l'arcade.

Par contre, sa géométrie dans le plan frontal varie beaucoup d'un individu à l'autre. C'est pourquoi on recherche un axe de rotation le plus indépendant possible de ces particularités géométriques.

##### b) L'axe d'alignement

L'axe d'alignement des centres de gravité de la ligne de finition et de celle du Collet, en direction vestibulo-linguale, est stocké pour chaque type de dent. Il correspond à l'axe moyen de la dent au voisinage de la ligne de Collet.

#### 2.3-4.2.3 Placement (figure 45a)

Nous y distinguons les temps suivants :

- a) Translation et rotation de l'environnement pour ramener l'axe de rotation de l'environnement sur l'axe de rotation de la dent théorique (ayant la même définition).
- b) Rotation de l'environnement autour de l'axe de rotation, de manière à amener les centres de gravité de la ligne de finition et I sur la ligne de Collet alignées suivant l'axe d'alignement prédéfini.
- c) Translation suivant l'axe de rotation pour ajuster plus précisément l'alignement des centres de gravité.

Une exception est à signaler. Il s'agit du placement incisive Centrale. Nous avons défini le critère de placement comme suit :

- a) Homothétie globale de la couronne, pour que les distances du bords libres, des bombés vestibulaire de l'incisive centrale symétrique et de la couronne, soient identiques.
- b) Mise en environnement du bord libre
- c) Rotation du bord libre pour que le bombé vestibulaire de la couronne se place sur la courbe du bombé vestibulaire déduit des dents théoriques.

### 2.3-4.3 ADAPTATION DE LA COURONNE A L'ENVIRONNEMENT ADJACENT

#### 2.3-4.3.1 Homothétie (figure 45b)

L'homothétie globale de la couronne est effectuée pour que les distances, vues du dessus de la ligne joignant les points de contact et la ligne joignant les points mésio-distaux de la ligne de plus grand contour de la couronne, soient égales.

#### 2.3-4.3.2 Adaptation de la ligne de collet à la ligne de finition

C'est une opération de substitution.

#### 2.3-4.3.3 Adaptation du "bol" de la couronne à l'environnement (figure 45c)

C'est l'adaptation du point de contact et des bombés vestibulaires et linguaux. Nous y trouvons le déplacement des points **mésial** et **distal** de la ligne de plus grand contour aux points de contact donnés. Puis le déplacement des points autres que ceux de la ligne de Collet en direction mésio-distale, proportionnellement. Nous terminerons cette phase par le déplacement des points vestibulaires et linguaux de la ligne de plus grand contour sur les courbes des bombés vestibulaires et linguaux calculés précédemment (figure 46a)

#### 2.3-4.3.4 Adaptation de la ligne des crêtes de la couronne aux crêtes adjacentes

Cette opération assure une bonne régularité dans l'ensemble des crêtes vestibulaires et linguales de l'arcade. Elle est spécifique à chaque dent.

a) Dents postérieures (prémolaires/molaires) : Il y a déplacement en hauteur et en direction vestibulo-linguale des points de la couronne situés sur le bord libre en harmonie avec la direction du bord libre, calculé au moment du placement des dents adjacentes (figure 46b).

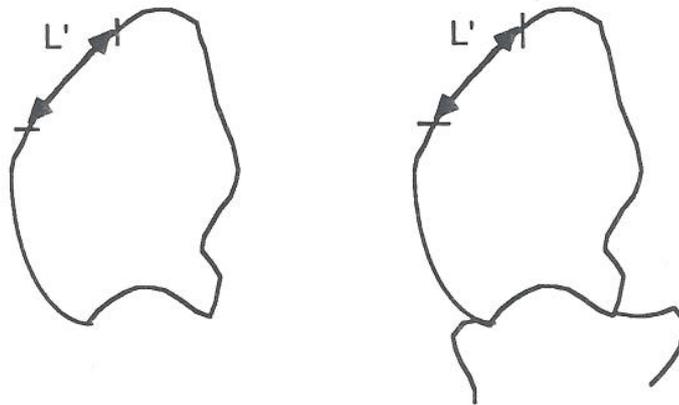
Incisives : Il y a déplacement en hauteur et en direction vestibulo-linguale des points de la

couronne situés sur le bord libre en harmonie avec la direction du bord libre, calculé au moment du placement des dents adjacentes.

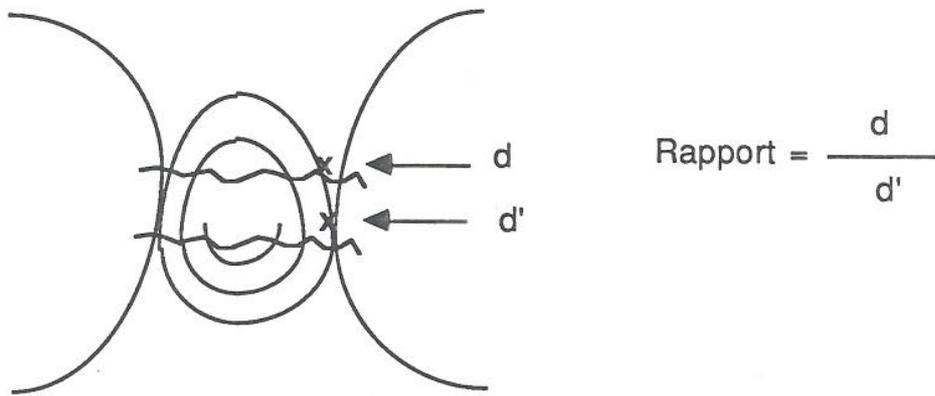
Canines : il y a déplacement en hauteur des points du bord libre de la couronne, en harmonie avec la courbe de crête vestibulaire calculée pour la couronne. Nous n'avons pas de déplacement côté lingual.

- Nota :** pour la crête mésiale et distale de toutes les dents nous avons (figure 46c):
- . un déplacement en hauteur du point de la ligne des crêtes et de la couronne, au même niveau que le point distal de la crête de la dent adjacente mésiale.
  - . Idem pour le point distal de la ligne des crêtes au même niveau que le point mésial de la crête de la dent adjacente distale.
- Ceci en plus ou en moins.

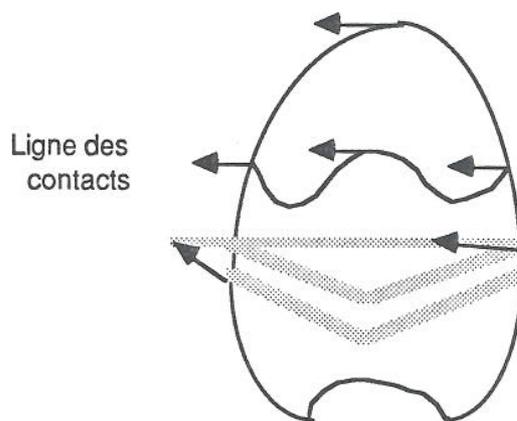
Pour chaque type de dent, une procédure complète respecte les données morphologiques réelles de l'individu. Ceci a permis de procéder à une mise en environnement quasi spécifique pour chaque dent que l'on a illustré dans les figures 47 et 48 (cas réel).



a) HOMOTHETIE GLOBALE DE LA COURONNE

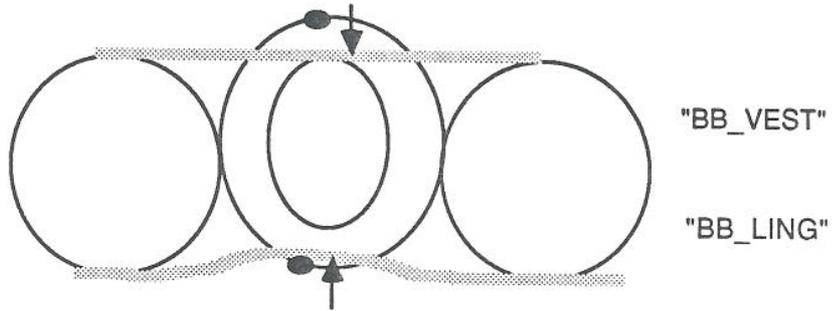


b) HOMOTHETIE

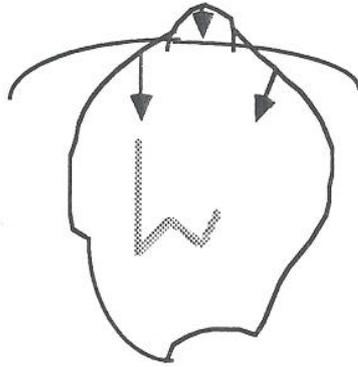


c) DEPLACEMENT DES POINTS MESIAL ET DISTAL

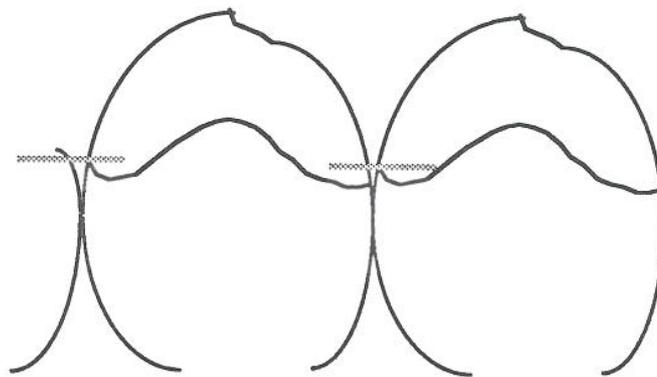
FIGURE 45



a) DEPLACEMENT DES POINTS VESTIBULAIRES ET LINGUAUX



b) CANINE



c) CRETE MESIALE ET DISTALE (toutes dents)

Figure 46

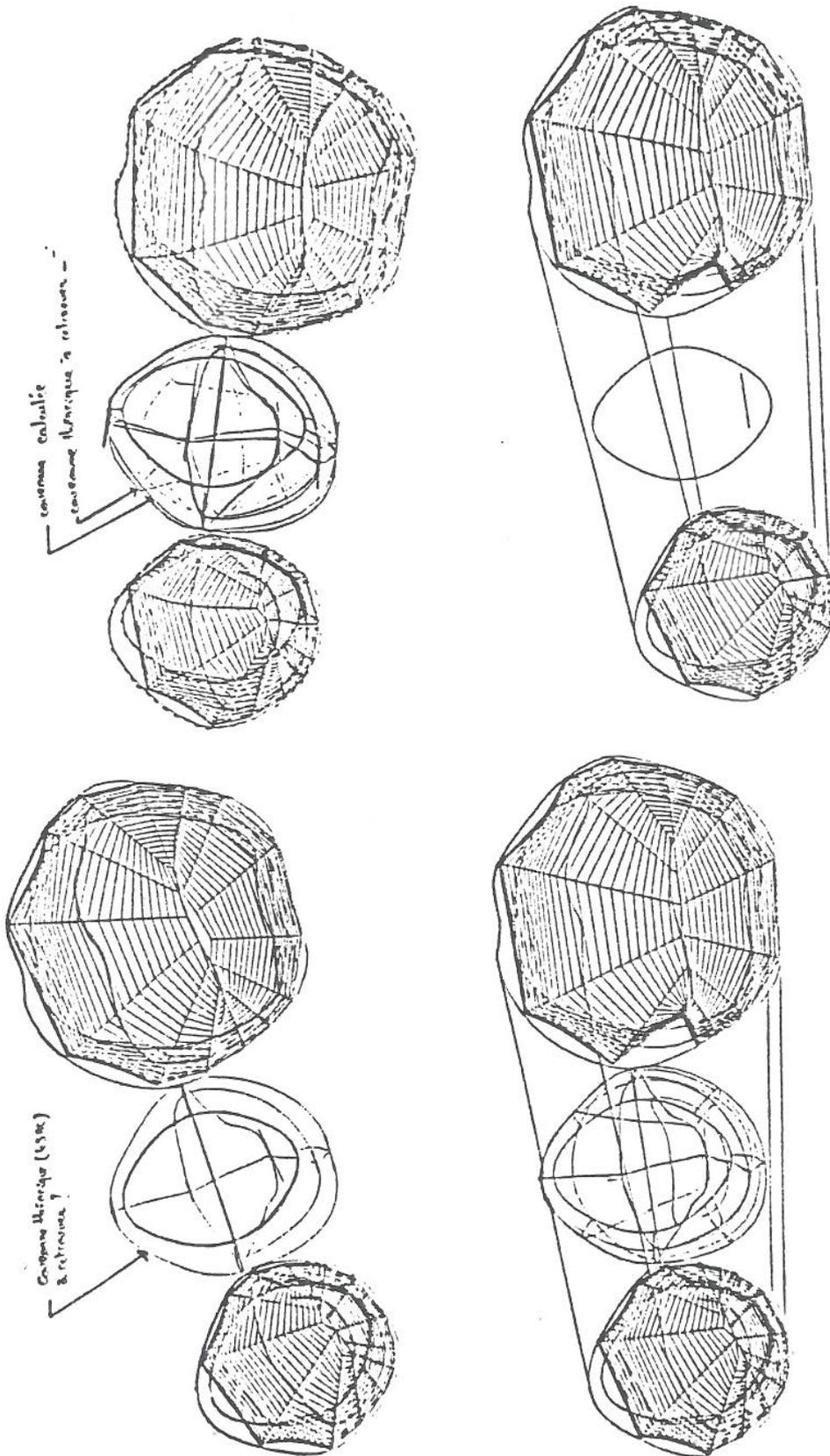


Figure 47

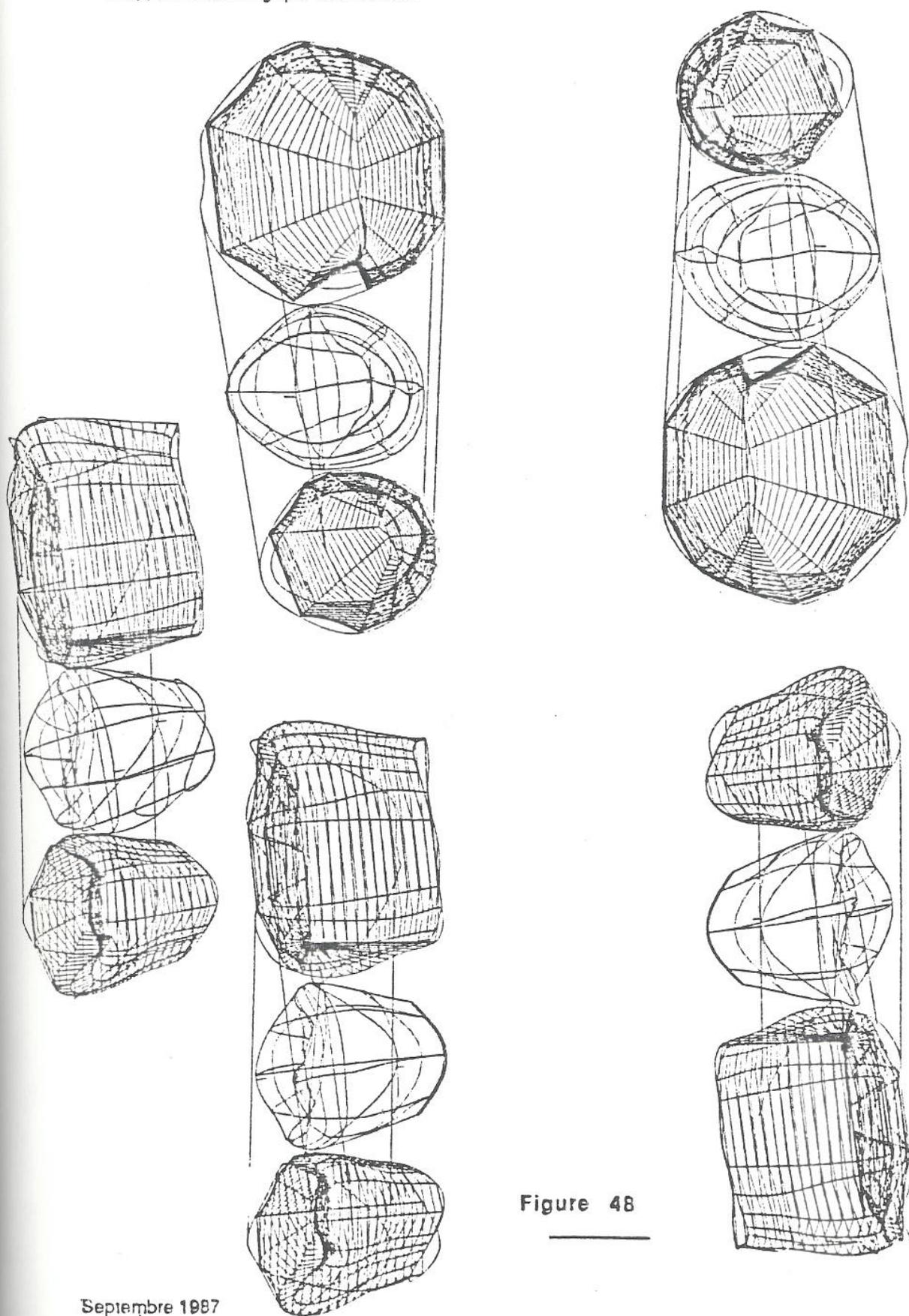


Figure 48

**SOUS-CHAPITRE 2.4**

**REALISATION DES  
BRIDGES**

"Le bridge est une prothèse dentaire (ou conjointe) fixée, visant au remplacement de dents absentes par agrégation à certaines dents restantes" (BATAREC). Ce qui nous importe le plus en CAO c'est de profiter de l'acquis de la couronne pour construire le Bridge, comme nous l'avons défini dans notre brevet en 1982. Il convient de réaliser le positionnement des dents que comporte le Bridge en faisant, tout d'abord, apparaître la totalité de l'arcade théorique puis en déterminant des plans proximaux, chaque plan proximal étant défini comme étant perpendiculaire à la droite réunissant deux points de contact de la prothèse avec des dents demeurant en bouche, ou comme étant perpendiculaire à la droite réunissant un point de contact à un autre plan proximal suivant qu'il y ait une ou plusieurs dents pontics. Après détermination des plans proximaux, le procédé consiste à placer les dents théoriques contre ceux-ci en leur faisant, éventuellement, subir une déformation en vue du respect de l'enveloppe disponible pour chacun des éléments. Le découpage du bridge se fera, s'il est supérieur à cinq dents, dans le cadran postérieur et six dents, dans le cadran antérieur. En fait, la vraie règle de découpage avait, là encore, été définie en Avril 1982 et dépendait éventuellement des possibilités d'usinage apportées par la machine outil à commande numérique et son nombre d'axes. En particulier, le respect d'une bonne embrasure doit être le souci de la réalisation d'un Bridge par la CFAO.

"Pour réaliser l'usinage d'une prothèse comportant plusieurs éléments, il est intéressant de sectionner l'arcade à réaliser en un ensemble de tronçons formant des droites ou des arcs de grand rayon. Chaque tronçon est usiné séparément avec un système de fixation intermédiaire. Le repérage se fait au niveau de l'élément central, dans la mesure où la courbure est régulière. Le découpage d'une arcade en un ensemble de tronçons est effectué en tenant compte de l'angle d'attaque de l'outil d'usinage pour que celui-ci puisse travailler dans les meilleures conditions possibles, de préférence selon trois axes, au maximum selon quatre axes pour des raisons de simplicité." (DURET-Avril 1982 - Brevet).

#### 2.4-1 REALISATION D'UNE BIBLIOTHEQUE D'INTRADOS THEORIQUES

Comme pour les dents théoriques et en utilisant les éléments occlusaux et boî des dents précédemment décrites, il nous a été possible de développer puis de modéliser les intermédiaires de Bridges et de les adjoindre à la bibliothèque précédente (figure 49 et 50). Cette opération est plus complexe qu'il n'y paraît car le pontic n'a plus de ligne de finition comme on le trouve sur une couronne, mais un seul point. L'opération consista en Janvier 1987 à réduire en un point la ligne de finition tout en conservant une bonne cohérence dans les canaux du BEZIER manipulés sous la ligne des plus grand contours.

Par ailleurs, en s'appuyant sur différents livres de prothèse :

EMC - 5 A81 - 23 270 A<sup>50</sup>

TYLMAN - "Théorie et pratique de la Couronne et du Bridge" 1969

SHILLINGBURG - "Base fondamentale de prothèse fixée - CDP" 1982

il nous a été possible de connaître la morphologie que doit présenter la base de ce pontique et les règles régissant sa surface. Nous supposons que la morphologie occlusale respectera les mêmes règles que pour la couronne dentaire. Les pontics ont été présentés à R. Sheldon Stein dit "BobStein" en Février 1987 à Chicago (Professeur à Boston.) Il reste aujourd'hui le spécialiste du pontic des Bridges. Plutôt que de décrire des pontiques, il nous paraît plus intéressant de les présenter. Il faut savoir que les règles de modélisation sont identiques à celles de la couronne, sur le plan mathématique et qu'il est possible d'en modifier la partie en contact avec la muqueuse : c'est l'adaptation de "la ligne de finition du pontique".

## 2.4-2 REALISATION D'UN BRIDGE

La réalisation d'un Bridge en CFAO est identique à la réalisation d'une couronne sur le plan fondamental. En effet, à la grande différence de la méthode traditionnelle, la réalisation du Bridge est certes plus compliquée qu'une couronne, mais guère plus en terme de Recherche et Développement.

### 2.4-2.1 DEFINITION DES DONNES ISSUES DU TRAITEMENT D'IMAGE

Nous devons, comme pour une couronne, isoler les piliers du bridge. Pour cela, nous transmettons à la CAO la ligne de finition des moignons ainsi que les sillons des dents adjacentes. Dans la mesure où le bridge représente plus de cinq dents postérieures ou six dents antérieures, il est nécessaire d'ajouter aux informations "ligne de finition" et "sillon" l'instruction "point de corrélation" appartenant à une zone commune de deux zones continues (au moins) de l'arcade. Cela permet à la CAO de reconstituer l'hémi-arcade de bridge.

Par ailleurs, sont nécessaires :

- les dents antagonistes,
- les dents en occlusion,
- les mouvements occlusaux,
- la gencive donnée par l'empreinte comme le sont les dents.

Pour ce faire, sont transmises à la CAO une vue des dents antagonistes avec indication des sillons, et une vue des dents serrées. Par ailleurs, les mouvements et les informations de mouvement antéro-postérieur (disposition linguale incisivo-canine) et de latéralité (disposition antéro-postérieure des molaires) nous permettent un positionnement à priori des dents.

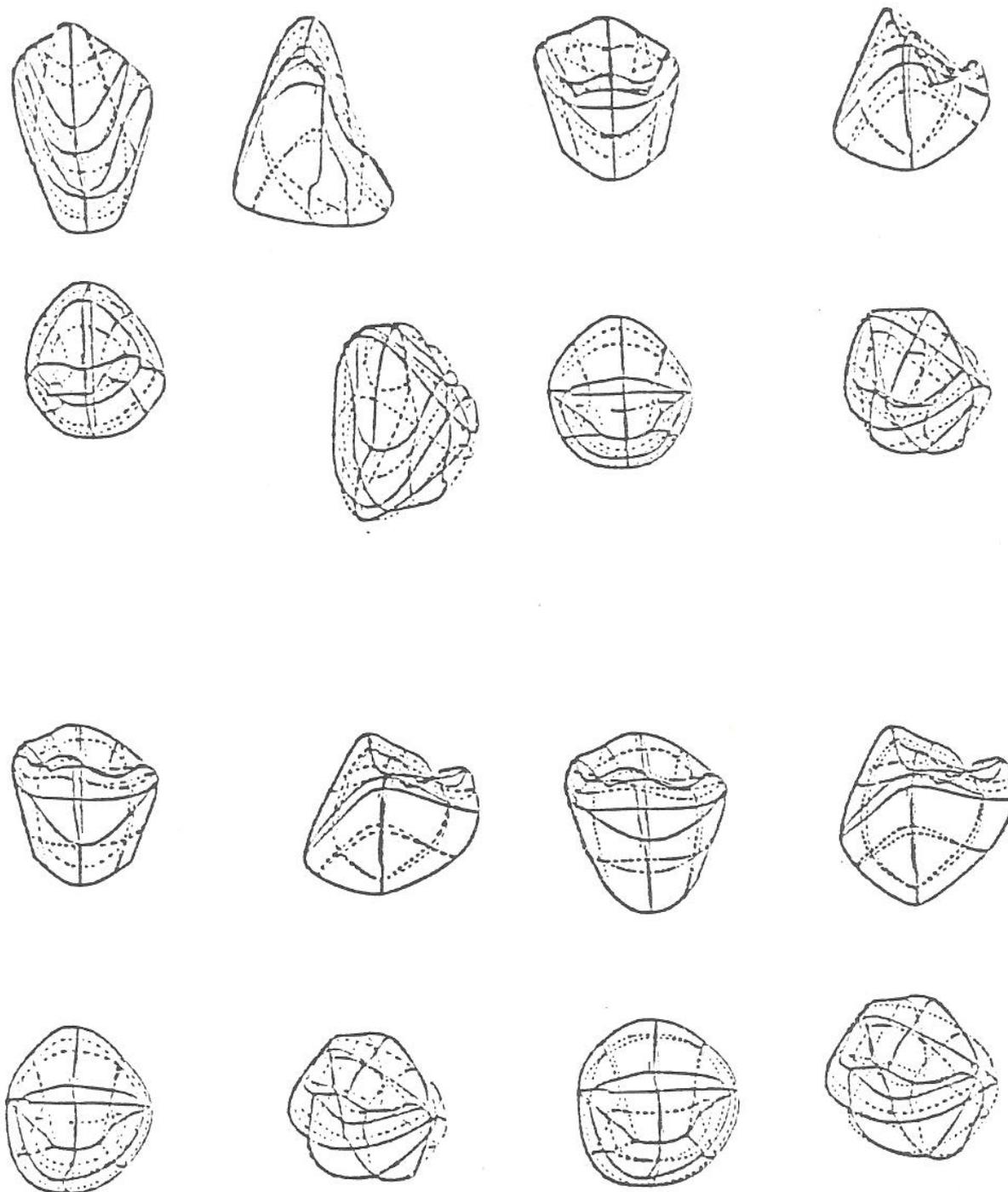
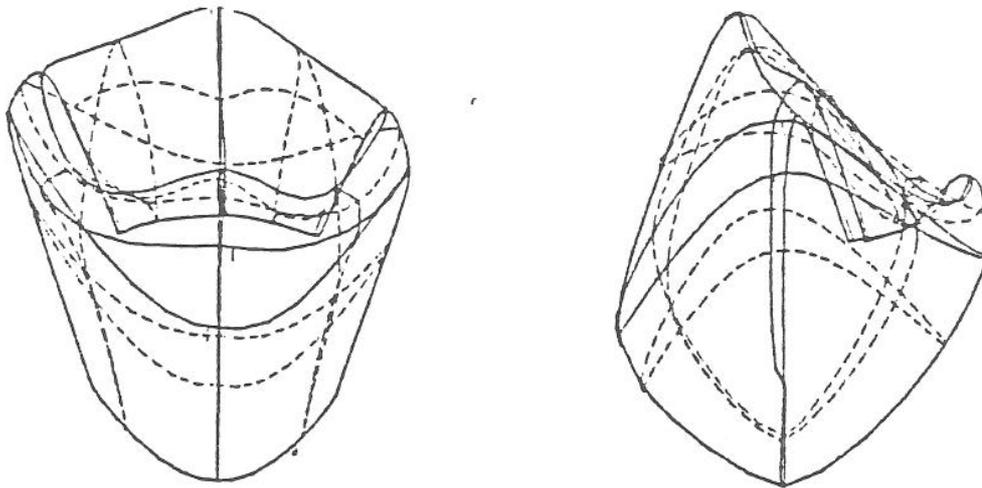


Figure 49

**PONTIC DE BRIDGES  
INCISIVE CANINE MOLAIRE**

---



**Figure 50**

---

#### 2.4-2.2 DEFINITION DE LA FORME INTERIEURE

Sa conception est identique à celle d'une couronne. Ses seules différences sont la multiplication du nombre de dilatation et éventuellement la correction de cette dilatation en fonction de l'axe d'insertion. En effet, point particulier du bridge, il a fallu développer à partir d'Avril 1987 une étude sur l'axe d'insertion du bridge, dent par dent, c'est-à-dire aborder le problème du parallélisme. Ces exemples ont été présentés en Février 1987 à Chicago.

##### 2.4-2.2.1 Controle de parallélisme

Le parallélisme à étudier, voir contrôler, n'est pas rigoureux. Ce qu'il est nécessaire d'avoir, c'est un "sens de dépouille" suivant les termes de le Huche p. 230 (figure 50). Le principe est d'obtenir un presque parallélisme des faces proximales, non pas des préparations puisque l'on doit partir du principe que la taille est correcte, mais de l'intérieur, donc de l'intrados de chaque pilier.

En effet, le seul moyen de résoudre le problème de l'intrados est de procéder comme suit :

- a) Soit rechercher l'axe d'insertion moyen et de couper les axes les uns par rapport aux autres. Nous savons que cela n'a pas réellement de sens
- b) Soit proposer un mode "diamétral" c'est-à-dire :
  - dilater l'intrados comme convenu,
  - diviser en méridien, chaque moignon avec pour centre l'axe d'insertion ( figure 51)
  - vérifier que l'angle formé par les côtés correspondants (proximaux et distaux) se situe sous la ligne de finition, pour la face proche et sur cette ligne pour les faces éloignées.

C'est cette étude qui a été présentée à Chicago.

##### 2.4-2.2.2 Influence des dents voisines

Il est nécessaire de vérifier que l'axe d'insertion reporté au point de contact s'effectue sans rencontrer d'obstacle sur les dents proximales. Pour répondre à cette approche nous opérons en plusieurs temps. Nous définissons l'axe d'insertion de la taille qui est l'axe du parallélisme au niveau des cadrans situés sur la zone de contact. Nous reportons, en parallèle, l'axe d'insertion en question sur la zone de contact. Nous plaçons le bridge à la hauteur du point de contact 2 (figure 51) et nous vérifions que la face correspondante (2) peut se placer sur le moignon de l'autre pilier.

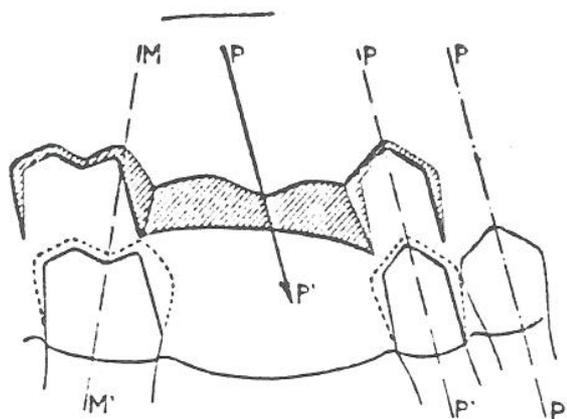


FIGURE 201.

Le bridge peut être placé parce que les faces proximales des deux dents piliers ont été taillées selon la direction PP' de la dent voisine d3. Mais il est indispensable que la dent de sagesse soit absente.

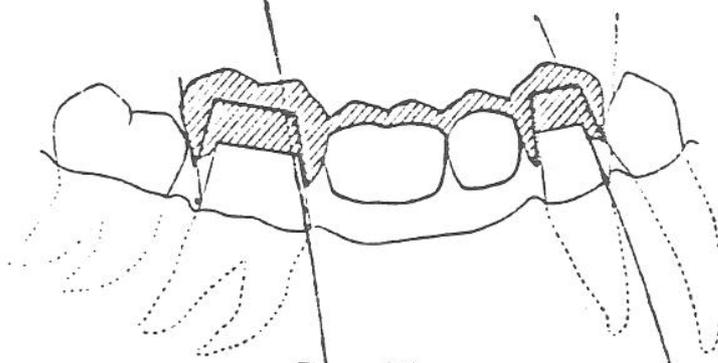
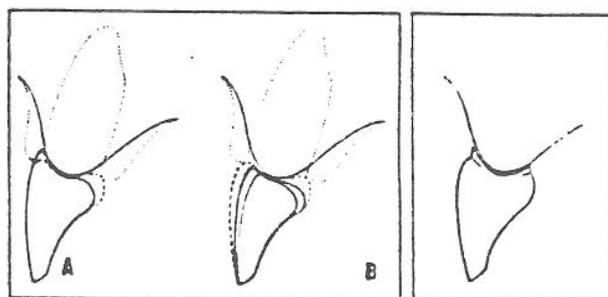


FIGURE 202.

Un cas relativement fréquent au maxillaire inférieur en raison de la courbe de Spee. La convergence des deux dents voisines des piliers du bridge fait que le bord des couronnes vient buter sur ces voisines, empêchant ainsi la mise en place du bridge.



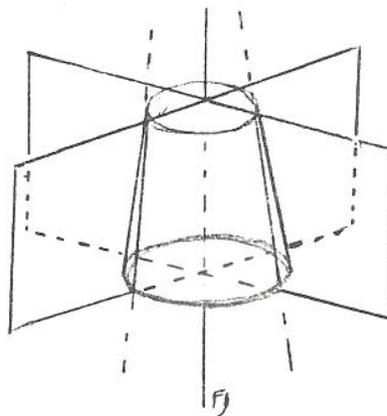
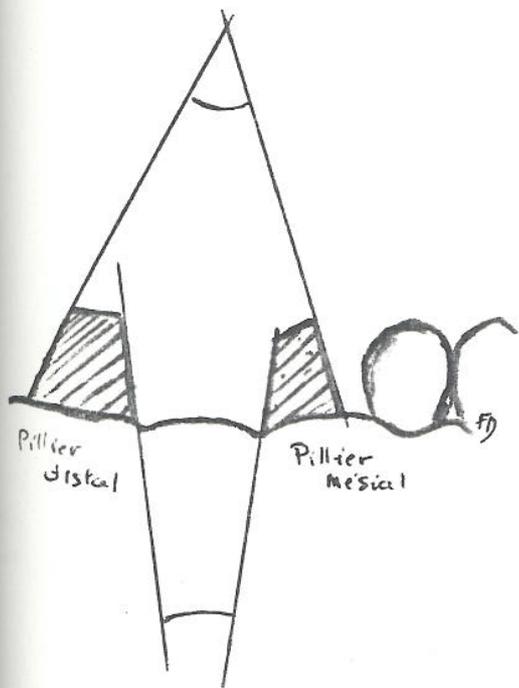
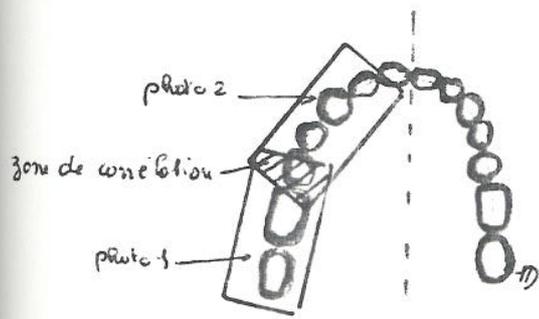
16  
Intermédiaire  
trop long

Intermédiaire  
trop court  
(en rouge longueur  
correcte)

17  
Intermédiaire  
en sautoir

Figure 51

LE BRIDGE



cave d'insertion

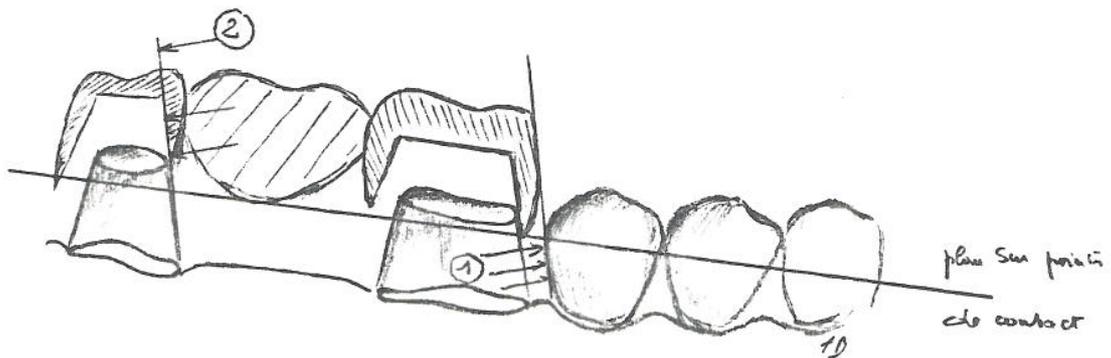


Fig. le Bridge

#### 2.4-2.2.3 Réalisation des intrados

##### a) Modification de la ligne de finition

Elle suit les mêmes règles que pour la couronne.

##### b) Dilatation

Elle suit les mêmes règles que pour la couronne. S'il existe un parallélisme trop étroit durant l'opération 2.4-2.2.2, il est nécessaire de rajouter 100  $\mu\text{m}$  de dilatation.

Le dentiste a préparé ses piliers. L'étude des parallélismes, après la prise d'empreinte sur la CAO, devra permettre de définir si l'insertion est possible. Cette opération est transparente pour le dentiste (automatique). Si un angle n'est pas correct entre les faces, la méridienne correspondant à la zone à retoucher apparaît en une autre couleur sur l'écran, permettant une correction avant étude de l'extrados.

C'est la ligne de finition qui permet d'isoler les moignons.

#### 2.4-2.3 REALISATION DE L'EXTRADOS

Il reste à rappeler les éléments en présence.

##### 2.4-2.3.1 Eléments en présence

###### a) La gencive

Il est nécessaire de conserver la gencive située entre les moignons; cette zone est obtenue grâce aux lignes de finitions sachant que la zone comprise entre les deux lignes de finition les plus rapprochées est forcément la gencive (figure 50).

###### b) Les dents antagonistes

Les dents antagonistes étant isolées, plusieurs paramètres peuvent être extraits de façon à faciliter la mise en environnement. Il s'agit du sillon vrai (pas celui défini par le SPE), des cuspidés et des dents absentes.

###### c) Les dents adjacentes

Les dents adjacentes étant isolées, certains paramètres doivent être extraits pour faire la mise en environnement. Il s'agit du sillon vrai, des cuspidés et de la ligne de plus grand contour.

###### d) Les moignons des dents préparées

Issue du traitement déjà décrit.

##### 2.4-2.3.2 Mise en environnement -principe théorique.

**Note :** Dans la mesure où il n'existe aucune ligne vestibulaire et linguale au niveau maxillaire et au niveau mandibulaire, nous nous référons à l'une des trois arcades connues

comme générales et décrites par de nombreux auteurs et synthétisées par MASSEN (Quintessence 18 pp 287-292,1987).

Nous utilisons deux éléments principaux de raisonnement :

- les lignes d'arcade,
- les enveloppes homothétiques en fonction de l'espace disponible (figure 52).

Le principe de base consiste à respecter trois étapes successives qui ont pour fonction de ramener le cas du bridge à celui d'une "pluri couronne".

**1ère étape** : Il s'agit de connaître la courbure à donner au bridge dans le plan horizontal, c'est-à-dire de déterminer les courbures vestibulaires et linguales, qui serviront d'alignement aux plans vestibulaires et linguaux des lignes des plus grands contours de chaque dent. Pour ce faire, nous relevons les lignes de crêtes vestibulaires linguales en utilisant la modélisation spécifique dite en toile d'araignée de ces mêmes dents antagonistes. Cela nous permet de définir la courbure exacte de l'arcade dans le plan horizontal. La courbe de SPEE et de WILSON nous sont données par le plan d'occlusion des dents antagonistes.

A ce stade, il est obligatoire de spécifier le numéro de chaque dent qui a été isolée pour diviser l'arcade en zones : molaire et incisivo-canine. A la zone molaire, on associera la ligne des crêtes vestibulaires et les lignes des crêtes linguales. A la zone incisives, canines, on associera la ligne des crêtes vestibulaires correspondant au bord libre.

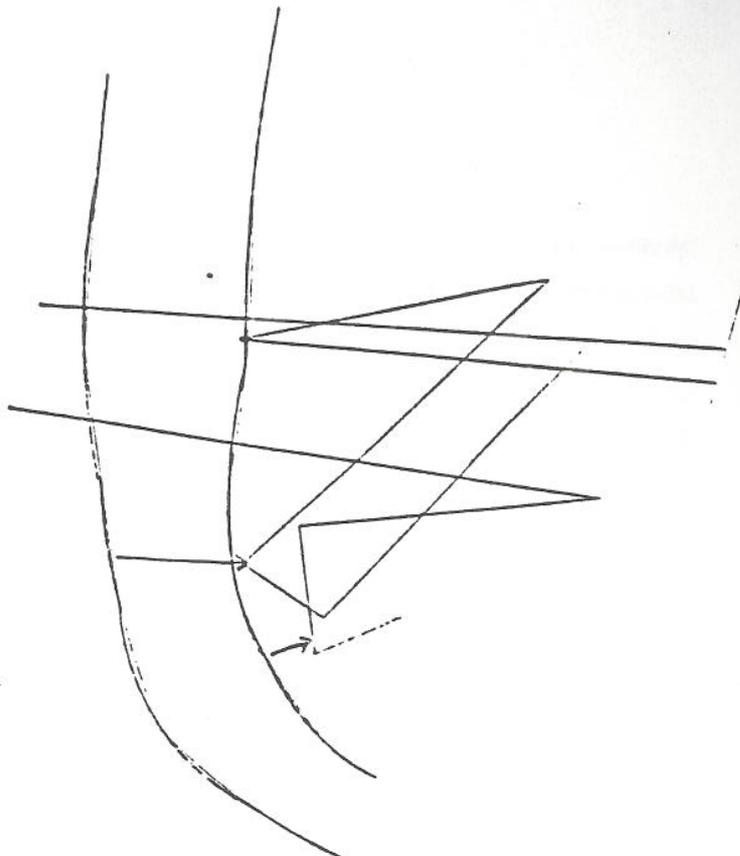
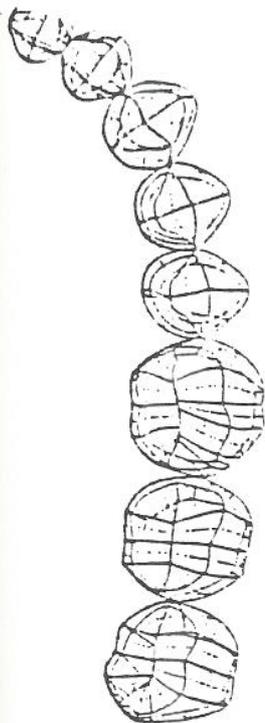
**Note** : La continuité des lignes des crêtes vestibulaires dans les deux zones devra être conservée. Il sera précisé, au cours de l'interrogatoire, si l'occlusion est de type normal ou inversé dans la zone Molaires/Prémolaires et de type normal, bout à bout ou inversé au niveau incisif. Nous retrouverons, au niveau de l'arcade de préparation la même distribution.

Les numéros des dents devront ici être spécifiés, et l'arcade sera divisée en zones molaires et incisives, canines. La correspondance avec la mâchoire antagoniste est alors possible. Ces grandes lignes devront déjà permettre de se faire une opinion sur le type d'occlusion qui constituera le caractère de la future prothèse.

En cas d'occlusion normale. Suivant le type d'arcade où le bridge est posé les rapports suivants :

- préparation sur mâchoire inférieure
  - crêtes vestibulaires / sillon antagoniste
  - sillon / crêtes linguales antagonistes
- préparation sur mâchoire supérieure
  - crêtes linguales / sillon antagoniste
  - sillon / crêtes vestibulaires

En cas d'occlusion inversée, ces règles sont inversées. Ces règles nous permettent d'avoir une idée précise de la position de l'arcade à reconstituer.



DEMI-ARCADE NO 1 (SUPERIEURE DROITE)

DEMI-ARCADE NO 4 (INTERIEURE DROITE)

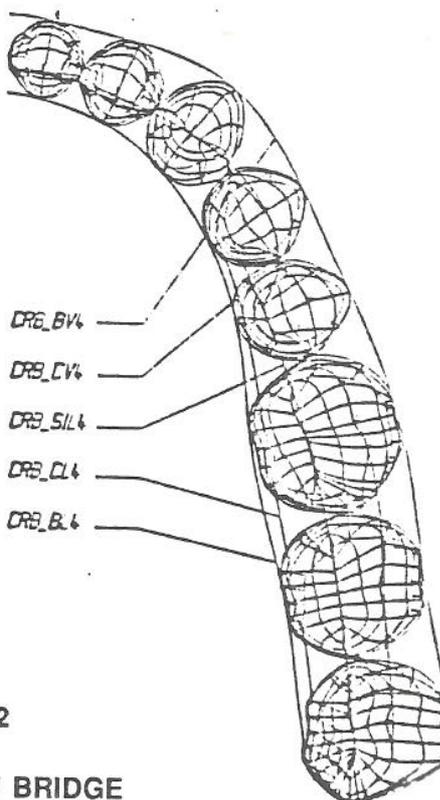
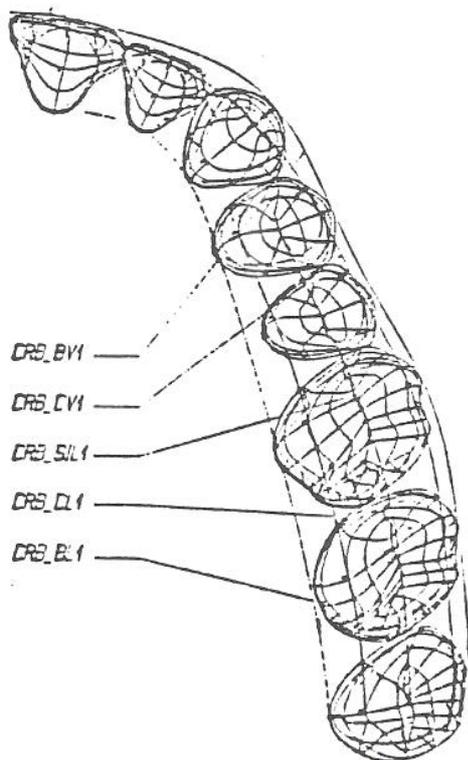


Figure 52

LES ARCADES DU BRIDGE

**2ème étape :** Il s'agit de trouver la place de chaque dent constituant le bridge. Le praticien a indiqué le nombre de dents de sa reconstitution. Chaque dent possède une dimension mésio-distale connue. A l'exception d'une mésialisation ou d'une distalisation d'un pilier (réduction ou augmentation de l'espace pontique), il sera appliquée une règle d'homothétie sur l'ensemble des éléments, qui permettra de "définir exactement la position de leurs points de contact respectifs". La dimension vestibulo-linguale est donnée par les règles de TYLMANN et ce automatiquement en fonction de la position des piliers entre eux et sur l'arcade.

**3ème étape :** Elle correspond à la mise en environnement élément par élément, et pour cela on se rapportera au cas décrit au niveau de chaque couronne. Dans ce cas, l'occlusion est un facteur moins important et seuls des facteurs esthétiques seront prédominants à ce stade. Il faudra tenir compte de l'OVER BITE et de l'OVER JET. Les données utiles sont ici les crêtes vestibulaires et les contraintes que devra respecter la couronne sont les suivantes :

- adaptation à la ligne de finition,
- intégration dans l'arcade.

Des facteurs supplémentaires peuvent être introduits à partir de l'arcade théorique, en particulier pour donner la hauteur des dents antérieures. Des paramètres annexes OVER BITE / OVER JET permettent de donner une inclinaison plus ou moins grande à la couronne. En outre, la gencive aidera au positionnement précis des pontiques. La mise en place des pontiques sera similaire à celle des autres couronnes, avec en moins la contrainte de la ligne de finition et en plus la contrainte de largeur mésio-distale.

#### 2.4-2.3.3 Mise en environnement du bol (figure 53)

Identique à la couronne, chaque élément se ramène individuellement au positionnement en fonction des informations nécessaires présentes qui sont la courbures et les points caractéristiques.

#### 2.4-2.3.4 Mise en environnement de la surface occlusale

Même remarque que précédemment.

Pour ce qui est des occlusions statique et dynamique, la réduction d'un pontique peut obliger à l'utilisation d'une dent à la place de deux ou vice versa. Dans ce cas, nous considérons que l'occlusion doit se ramener à ce qu'impose les dents antagonistes et faire en sorte que les centrés se retrouvent placés sur le bridge en fonction des dents opposées. L'action interactive sur les centrés peut être très utile.

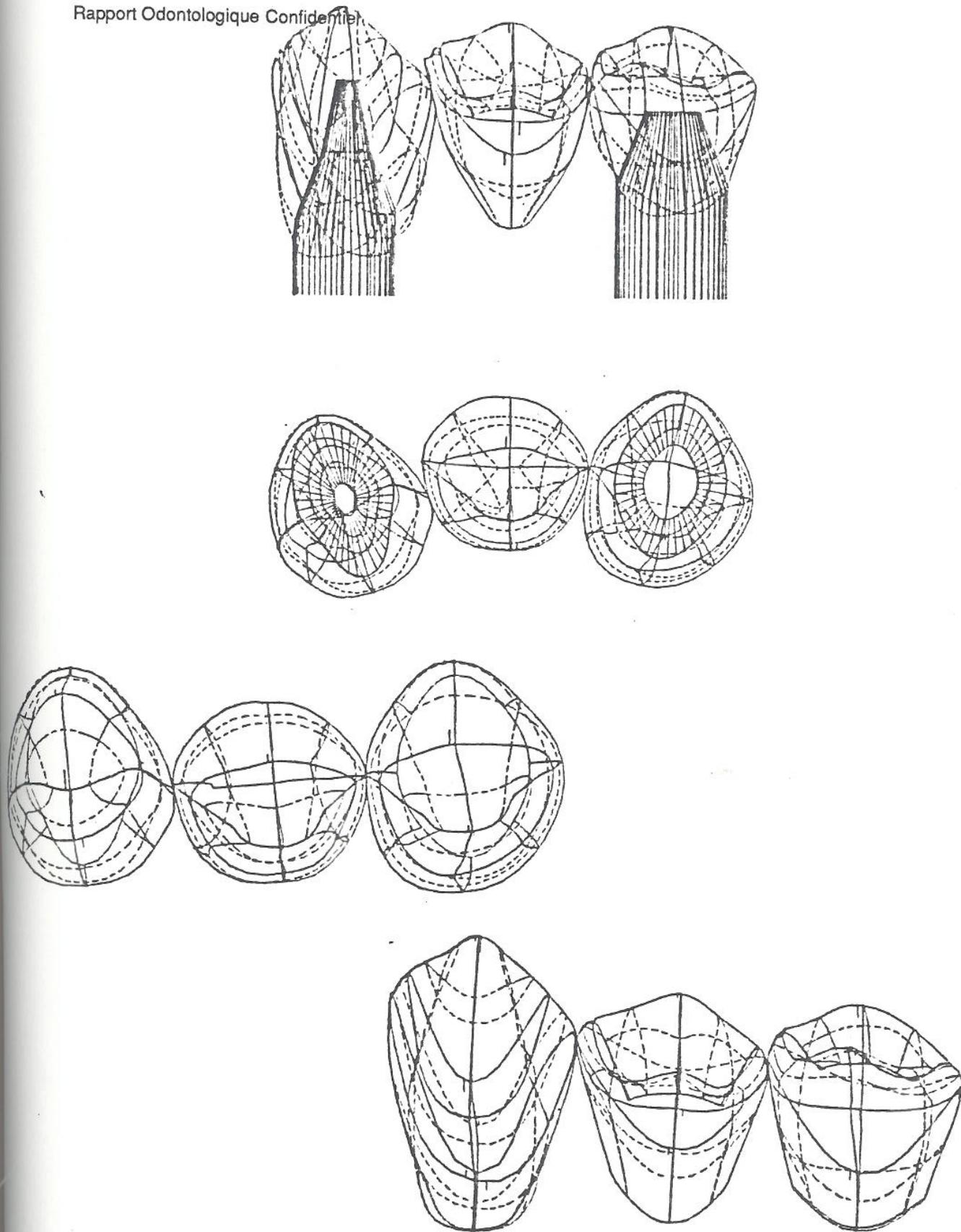


Figure 53

---

### **2.4-3 DEFORMATIONS INTERACTIVES**

Elles sont identiques à celles décrites pour les couronnes et n'affectent que l'élément en cours de modification comme nous l'avons démontré à Chicago en Février 1987.

### **2.4-4 CONCLUSION**

Mis à part la définition de quelques éléments supplémentaires, comme par exemple le choix morphologique de la base du pontique, nous avons strictement le même dialogue que pour la couronne ce qui simplifie grandement l'apprentissage de l'appareil.