

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
UNIVERSITE SAAD DAHLEB BLIDA  
FACULTE DE MEDECINE  
DEPARTEMENT DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013

MEMOIRE DE FIN D'ETUDES

LA CONCDEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR  
ORDINATEUR »

Par

- Khiat Mohamed
- Lahiouel Abdeljalil
- Ouedfel Mohamed
- Abdesselem Sid-Ahmed
- Chilali Sofiane

Pour l'obtention du :

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE  
DENTAIRE

Promotrice de la thèse :

Dr.Bouhai

Docteur en prothèse

# SOMMAIRE

I.	INTRODUCTION.....	
II.	CONCEPT DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR .....	
	1. DEFINITIONS.....	
	2. HISTORIQUE DE LA CFAO ET DU CEREC.....	
III.	ELEMENTS FONDAMENTAUX DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR .....	
	1. NUMERISATION.....	
	1.1 LA NUMERISATION TACTILE.....	
	1.2 LA NUMERISATION NON TACTILE.....	
	1.3 LES FORMATS D'ECHANGE STANDARDS .....	
	2 LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR.....	
	2.1 PHASE DE TRAITEMENT DES DONNEES.....	
	2.2 PHASE DE MODELISATION 3D.....	
	3 FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR	
	3.1 AU CABINET : LA CFAO DIRECTE.....	
	3.2 AU LABORATOIRE OU INTERNALISEE : LA CFAO INDIRECTE.....	
	3.3 EXTERNALISEE.....	
IV.	LES PROCEDES DE FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR.....	
	1 PROCEDES SOUSTRACTIS A PARTIR D'UN BLOC DE MATERIAU.....	
	2 PROCEDES ADDITIFS SUR UNE REPLIQUE DE MOIGNONS.....	
V.	MATERIAUX.....	
	1 METAUX.....	
	2 CERAMIQUES.....	
	2.1 LES CERAMIQUES FELDSPATHIQUES.....	
	2.2 LES VITROCERAMIQUES.....	
	2.3 LES CERAMIQUES INFILTREES.....	
	2.3.1 IN CERAM SPINNELL.....	
	2.3.2 IN CERAM ALUMINA.....	
	2.3.3 IN CERAM ZIRCONIA.....	
	2.4 LES CERAMIQUES POLYCRISTALLINES.....	
	2.4.1 ALUMINE PURE.....	
	2.4.2 LA ZIRCONNE PURE.....	
	--- LA ZIRCONNE TZP	
	--- LA ZIRCONNE HIP	
	3 RESINES ET COMPOSITES.....	

V. INDICATIONS DE LA FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN PROTHESE.....

1 PROTHESE CONJOINTE ET DENTISTERIE RESTAURATRICE.....

2 PROTHESE ADJOINTE.....

2.1 LA PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE.....

2.2 LA PROTHESE AMOVIBLE TOTALE.....

3 FABRICATION DE DIE ET DE MODELES.....

VI. CONCLUSION.....

VII. BIBLIOGRAPHIE.....

VIII. ADRESSES URL.....

## I. INTRODUCTION

L'idée de fabriquer des prothèses dentaires grâce à l'informatique n'est pas un concept nouveau. Les premiers prototypes de ces prothèses ont vu le jour dans les années 1970. Cependant aujourd'hui, seul deux pourcents des chirurgiens-dentistes possèdent au cabinet le système de CFAO qui permet la réalisation de celles-ci (Conception et fabrication assistées par ordinateur)

Ceci peut s'expliquer par un manque de connaissance de ces techniques et le coût de revient.

Or, les prothésistes dentaires ont pris le train en marche de ce qui est une révolution dentaire apportée par la CFAO.

Tout ce qu'on a appris lors de notre cursus universitaire, nous a permis d'être en contact avec les matériaux et matériels nécessaires à l'élaboration d'une pièce prothétique, et donc ceci nous amènera à combler notre retard par rapport aux prothésistes.

Ainsi, après un bref aperçu des bases fondamentales de la CFAO, on s'intéressera à la situation de production des éléments prothétiques et surtout aux techniques de production numérique, nous verrons par la suite les matériaux accessibles à la CFAO et enfin les avantages et inconvénients de la fabrication assistée par ordinateur.

## II. CONCEPT DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTÉES PAR ORDINATEUR

### 1. DEFINITION :

Grâce à de nombreuses avancées technologiques dans le domaine de l'art dentaire, on peut désormais distinguer un ensemble de techniques dite de C.F.A.O. : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur. (Egalement nommées CAD/CAM dans la littérature anglaise)  
Cette technologie odontologique issue de l'informatique, permet la réalisation de prothèses dentaires.

En amont du procédé de CFAO, il faut intégrer des équipements de numérisations tridimensionnels (3D).

On peut distinguer au sein de la C.F.A.O. deux entités souvent réunies mais bien distinctes : l'association d'un système de captage des informations avec un ensemble de traitement et de création des données, ainsi qu'un système d'exécution :

-La C.A.O : Conception Assistée par Ordinateur (ou C.A.D. : Computer Aided Design), à l'aide de l'outil informatique interactif (dialogue utilisateur-machine), l'opérateur conçoit le modèle virtuel concernant toutes les références technologiques relatives au futur objet. Cela permet d'accélérer les temps de conception dans différents domaines comme la mécanique, l'électronique, la construction...

Une maquette numérique est ainsi obtenue à l'écran, le prothésiste ou le dentiste modèle la pièce en trois dimensions de façon analogue à ce qui est fait en laboratoire avec de la cire et une spatule chaude, la maquette numérique est donc l'ensemble des coordonnées de tous les points constituant l'objet à réaliser.

-La F.A.O. : Fabrication assistée par ordinateur (ou C.A.M. : Computer Aided Manufacturing), la machine-outil automatisée usine (fabrication soustractive) ou crée (fabrication additive), suivant les références techniques obtenues par la CAO, l'objet précédemment conçu sous forme virtuelle. La FAO abouti à la création d'un objet réel, dans notre cas présent, une prothèse dentaire unique.

Les machines à commandes numériques peuvent produire toutes sortes de pièces prothétiques et peuvent faire appel à différents matériaux : résine, céramiques, métaux...

Cette fabrication d'une pièce prothétique peut se faire également selon différents procédés : par coulée, usinage, addition ...

Les étapes de CAO et FAO sont commandées par des logiciels propres à chaque unité et à chaque système.

Certains systèmes sont ouverts à d'autres systèmes, d'autres sont fermés et ne peuvent pas communiquer avec des systèmes différents.

## 2. HISTORIQUE DE LA CFAO ET DU CEREC :

Dès les années 50, des chercheurs américains et anglais ont tenté de « mathématiser » l'analyse de la position spatiale des points de référence à la surface des dents (SAVANA, LANG et PRYPUTNEIEWICZ), pouvant ainsi rêver à faire des relevés bi, puis tridimensionnels par les spécialistes des analyses céphalométriques (BJORK, DOWNS, STEINER...)

Ce sont donc les chercheurs en biologie, matière fondamentale, et en O.D.F, secteurs très en avance à l'époque, qui ont eu recours en premier aux techniques novatrices telles que l'optique et l'informatique, publiant ainsi leurs travaux dès 1960.

Dès 1971, François DURET, le Professeur PEREZ, et le Professeur Jacques DUMAS ont pu commencer leurs travaux pour permettre la naissance de la CFAO afin de révolutionner les pratiques de la dentisterie restauratrice.

La première thèse regroupant les connaissances de la CFAO fut celle de François DURET soutenue en 1973 en France, à Lyon, sous le titre « empreinte optique ».

En 1976, c'est la première présentation de la CFAO en congrès.

Naissance en 1984, en Suisse, du Cerec Mark 1 et usinage des premiers inlays grâce à MOERMAN, REISS et de l'équipe SIEMENS dentaire (devenu SIRONA).

Grace à la collaboration de la société HENNSON, de JP HENNEQUIN et de JL BLOUIN, en 1985, au congrès de l'Association Dentaire Française, c'est la première réalisation d'une couronne usinée par CFAO, scellée une heure après l'empreinte optique.

Ainsi dès 1985 la CFAO dentaire était devenue un véritable appareil intégrable dans les laboratoires et les cabinets dentaires, cependant de nombreux points restaient perfectibles : l'empreinte, la machine-outil, les matériaux...

En Suisse et en Allemagne, MOERMAN, grâce au soutien de SIEMENS dentaire, développe le Cerec Mark 1 (puis 2, 3, et 3D) qui permet la réalisation de couronnes et d'inlays au sein d'un cabinet dentaire. Il crée ainsi les premières céramiques usinables (Dicor MGC, Vita CEREC Mark 1 et 2).

En 1988, c'est la réalisation du premier bridge par CFAO et la commercialisation du Cerec 1 en Europe.

A partir de 1993, la CFAO se démocratise. Tandis que les systèmes qui existent déjà se perfectionnent, de nombreux nouveaux systèmes voient le jour : Ceramic, Celay, Cicero, Circom, DCS titan, Digident, Ritter...

Ce sont alors les grands groupes industriels qui dominent le marché, avec une logique de rentabilité.

A ce moment, certains systèmes disparaissent (Celay, Ceramic, Cicero...), d'autres se renforcent : DCS, Procera et Cerec qui, grâce à l'université de Zurich et à SIEMENS, se transforme en CEREC Mark II (1993) avec une machine-outil indépendante travaillant avec deux usinages simultanés.

D'autres groupes arrivent sur le marché : Cercon de Dentsply Degudent, le Pro 50 de Cynovad et l'Everest de Kavo.

Les matériaux évoluent également, ainsi, en 1996, c'est le lancement commercial des premières céramiques en zircons.

En 2000, le Cerec Mark 3 présente son premier programme de modélisation surfacique (qui deviendra le Cerec Mark 3D en 2002).

A cette période, les systèmes fermés prédominent.

De même que d'autres développent spécifiquement la conception et fabrication d'armatures : Precident de DCS dental DentaCAD de Hint-Els.

Grâce à l'avènement d'internet haut débit accessible pour tous, en 2004 apparaissent les premiers systèmes dentaires ouverts utilisant la communication STL (STéréoLythographie).

A partir de là, les différents systèmes existant vont s'orienter vers diverses philosophies, les systèmes manuels : Wol Ceram, des systèmes plus compacte : Cercon, Cerec, des grosses unités de production : DCS, Cadim, Nissan photo, et enfin délocalisé : Procera.

C'est à cette période que l'on voit arriver des systèmes ouverts sur le marché.

En 2008 est présentée la première caméra filmant en bouche.

En 2009, Wieland présente la Zenotec, 4 ou 5 axes avec une palettisation pouvant contenir trente disques en magasin

Aujourd'hui, une quinzaine de machines de FAO sont commercialisées, et arrive des centres de production industriels qui peuvent produire des armatures en masse, ou encore des piliers implantaires.



L'avenir de la CFAO se tourne donc vers une intégration totale dans les laboratoires avec une communication et des périphériques situés dans les cabinets dentaires.

### III. ELEMENTS FONDAMENTAUX DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR :

Même si nous allons nous intéresser plus précisément à la FAO, il est nécessaire de comprendre les bases fondamentales de la CFAO, afin de mieux comprendre la FAO.

Tout d'abord le chirurgien-dentiste doit préparer la dent qui recevra la pièce prothétique. La pièce prothétique sera donc fabriquée par une machine-outil spécifique. Les machines-outils ayant des capacités spécifiques, et notamment des incapacités spécifiques, le chirurgien-dentiste doit suivre certaines indications lors de la taille de la dent. De même que le choix du matériau utilisé pour la future prothèse va définir d'autres indications de la taille de la dent.

On peut décomposer la CFAO en trois étapes distinctes :

- La numérisation
- La conception assistée par ordinateur de la prothèse
- la fabrication assistée par ordinateur de cette même prothèse.

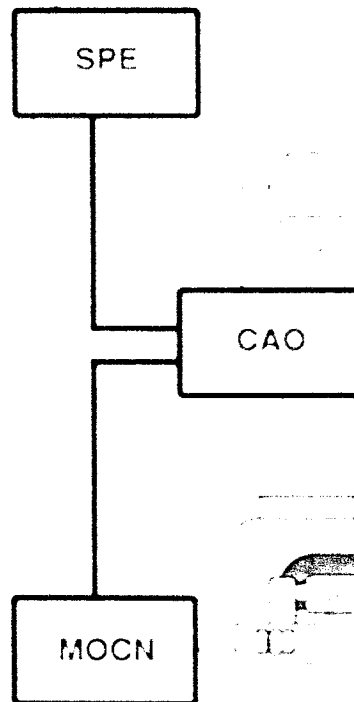


Fig. 1 : Le principe schématique de la CFAO (21)  
 SPE = Système de prise d'empreinte  
 CAO = Conception Assistée par Ordinateur  
 MOCN = Machine-Outil à Commande Numérique.

Ces trois étapes nécessitent donc la présence de trois unités : (fig. 1)

- Un scanner qui permet l'acquisition des données physiques et les transpose en données numériques exploitables.
- Un logiciel de conception au sein d'un ordinateur qui permet de travailler les données numériques acquises préalablement et d'élaborer numériquement la future prothèse.
- Une machine-outil avec son logiciel qui permet la production d'une pièce prothétique analogique réelle, à partir des données numériques virtuelles.

## 1. NUMERISATION :

C'est l'acquisition numérique de l'image. Le but est d'enregistrer le maximum d'informations sur la situation présente.

L'unité d'acquisition comprend deux parties

- Un récepteur : il est au contact de l'objet et permet la prise d'information.
- Un centre de numérisation : il transpose les données analogiques collectées par le récepteur en données numériques.

A la fin de cette étape de numérisation, on obtient un modèle de travail virtuel sur lequel on pourra travailler la future prothèse à réaliser.

Cette acquisition peut être soit intra-orale donc directe, soit extra-orale donc indirecte (fig 2).

L'acquisition intra-orale ne peut être que non tactile en comparaison de la numérisation extra-orale qui peut être tactile ou non tactile.

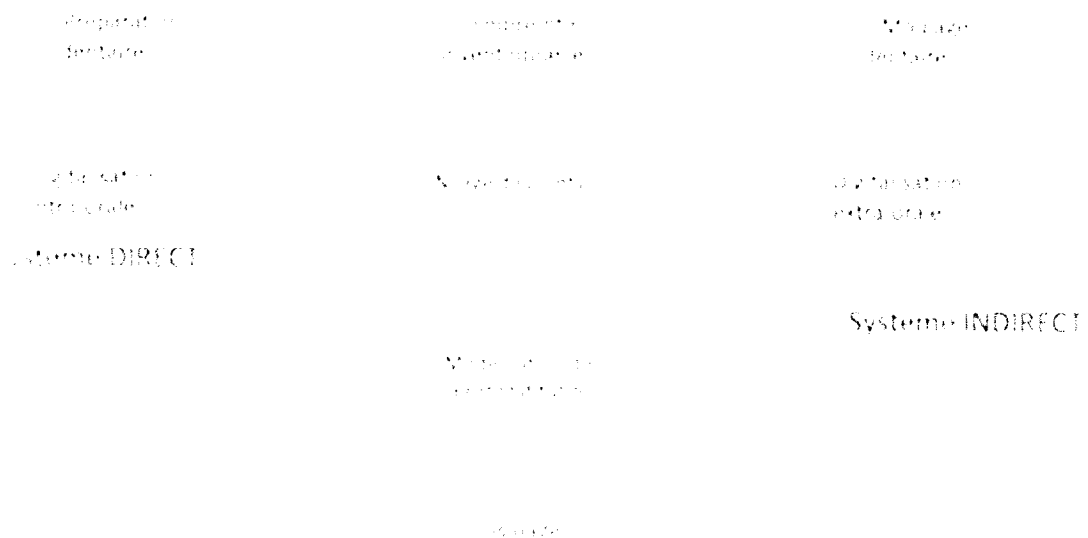


Fig. 2 : Marche à suivre en fonction du type d'acquisition des données.

Il existe donc deux types de numérisations possibles.

## 1.1 LA NUMERISATION TACTILE

Il y a donc un contact entre la surface de l'objet à analyser et un palpeur (fig. 3).

Ce palpeur balaye donc la surface de l'objet et enregistre par micro palpation la forme et la taille de l'objet.

Il existe deux méthodes de réalisation :

- A la volée, c'est-à-dire manuelle, méthode qui a disparu.
- Et la méthode universelle, qui est automatisée, plus rapide et plus précise.

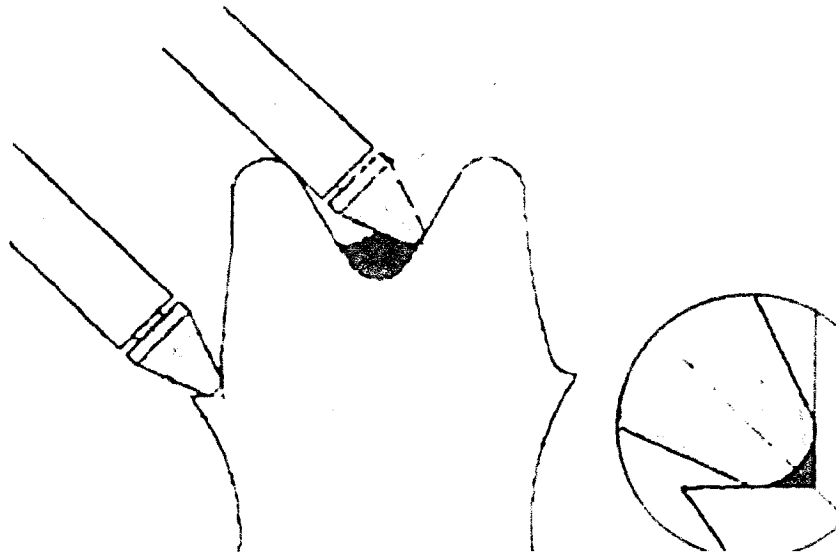


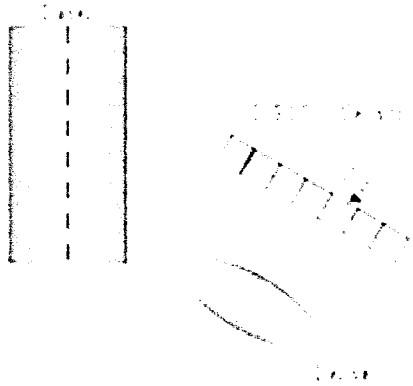
Fig. 3 : Problèmes rencontrés avec une numérisation tactile. (91)

## 1.2 LA NUMERISATION NON TACTILE

Il n'y a donc pas de contact physique entre l'objet et le capteur. Le capteur envoie grâce à un émetteur de lumière un rayonnement sur l'objet et enregistre son retour grâce à un récepteur.

Il existe 2 méthodes de réalisation :

- La méthode par triangulation active (fig. 4).



Principe d'un détecteur utilisant la triangulation laser.  
Deux positions de l'objet sont montrées.



Fig. 4 : Schéma de la triangulation active

Cette méthode connaît plusieurs variantes :

- : Projection d'un point lumineux
- : Projection d'une ligne lumineuse
- : Masque projeté
- : Ondulation d'une onde ou système d'interférométrie optique (Cerec)

Toutes ces méthodes utilisent le même type de récepteur : les camera CCD (Charged Couple Device). Elles sont photosensibles et convertissent un rayonnement électromagnétique (Ultraviolet, visible, Infra rouge) en signal électrique analogique.

Le signal est amplifié, numérisé par un convertisseur analogique-numérique puis traité et on obtient ainsi une image numérique.

-La méthode par temps de vol

On mesure le temps de propagation aller-retour de la lumière entre le capteur et la pièce à mesurer, c'est l'écho lumineux.

Cela résout les problèmes de projection d'ombre présents dans l'autre méthode (le rayon incident peut être sur la même ligne que le rayon réfléchi, ce qui est impossible par des techniques de triangulation) (fig. 5).

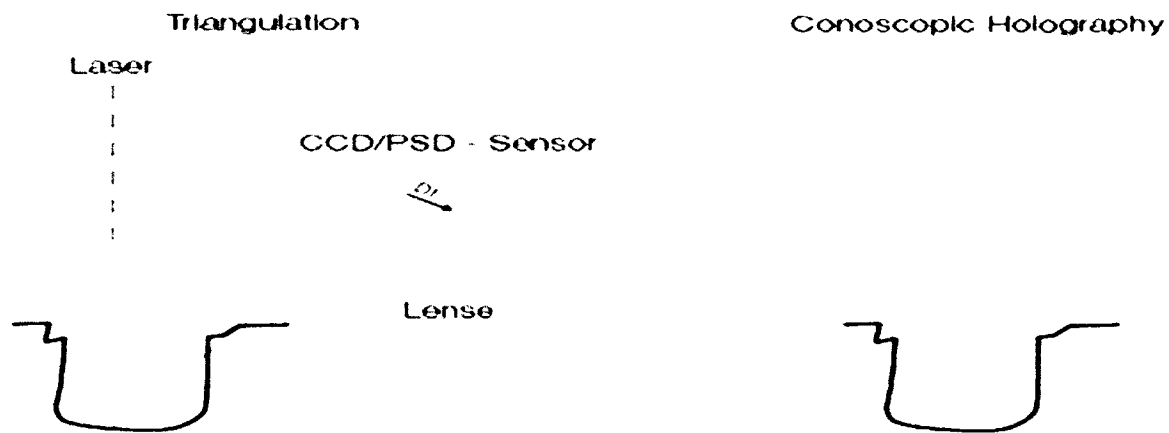


Fig. 5 : Différences entre triangulation active et l'holographie conoscopique. (107)

Cet ensemble de numérisations existantes peuvent intéresser plusieurs éléments, ainsi la numérisation peut concerner :

- La numérisation de maquettes
- La numérisation de modèles
- La numérisation des empreintes
- La numérisation intra-buccale
- La numérisation des fabrications

#### NUMERISATION INTRA-BUCCALE :

La capture numérique intra-buccale autorise la prise d'empreinte sans passer par le moulage.

Elle évite ainsi les désagréments des empreintes conventionnelles pour le patient. Elle permet un gain pour la chaîne numérique dentaire ainsi qu'une meilleure précision de la prothèse en supprimant l'imprécision de la pâte à empreinte. La capture d'empreintes numériques directement en bouche permet de réduire le délai de réalisation de la prothèse.

#### NUMERISATION DES EMPREINTES :

Les fabricants de systèmes de capture des modèles font évoluer leurs scanners vers la numérisation des empreintes. Le chirurgien dentiste a désormais la possibilité de numériser l'empreinte et d'adresser sa version numérique par internet au prothésiste, qui peut ainsi démarrer au plus tôt la conception de la prothèse.

#### NUMERISATION DE MODELES :

Ce procédé éprouvé est le point d'entrée dans le processus numérique de conception et fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires. \_

Les scanners 3D dédiés à la production de prothèses dentaires fixes et/ou mobiles offrent un niveau de précision similaire, de l'ordre de 20  $\mu\text{m}$ . Tous ne se prêtent pas aisément à la numérisation des matériaux réfléchissant. Les principales différences entre les scanners résident dans la possibilité de numériser simultanément plusieurs éléments unitaires pour des prothèses distinctes (fonction multi-dies), et le champ d'applications : numérisation d'arcades complètes, d'antagonistes, de mordus, de préparations en plâtre avec implants, enregistrement des occlusions.

## NUMERISATION DE MAQUETTES :

Elle permet de transmettre les maquettes au directeur de commande numérique de la machine. C'est aussi un moyen utilisé pour communiquer, via internet, la copie numérique d'une maquette en cire à un centre de production distant. Elle s'avère surtout nécessaire pour pallier aux champs d'applications encore restreints des logiciels de CAO. C'est par exemple le cas pour la réalisation de certains composants de supra-structures sur implants : leur modélisation en 3D n'étant pas encore possible avec les logiciels de CAO, le prothésiste n'a guère d'autre choix que de réaliser des maquettes physiques puis de les numériser s'il veut les fabriquer ou les faire fabriquer via un procédé numérique, par usinage ou par fabrication additive.



### 1.3 LES FORMATS D'ÉCHANGES STANDARDS :

#### --- Standard STL

Les données enregistrées doivent être formatées dans un format de fichier standard afin d'être partagées entre les différentes unités de la CFAO. Le format STL (STereoLithographie ou gravure numérique) est le format le plus souvent utilisé par les systèmes dits « ouverts ».

Les systèmes dits « fermés » utilisent un format de fichier spécifique ne pouvant être utilisés uniquement par le logiciel et la machine-outil correspondants, mais sont à l'origine, calqués sur le standard STL.

Que ce soit à partir d'une numérisation intra ou extra buccale, il s'agit d'un procédé qui génère un maillage de points reliés entre eux pour constituer une modélisation 3D par triangulation.

Ce modèle en trois dimensions, assimilé à un ensemble de polygones, est ensuite importé dans le logiciel de CAO.

#### --- Norme STEP

C'est la norme d'échange de données de produits (Standards for Ex-change of Product data). C'est une base pour appliquer, partager et archiver des bases de données de produits

#### --- Norme DICOM

C'est une norme qui régit le format des images médicales pour qu'elles soient transférées (Digital Imaging and Communication in Medicine).

Cette norme n'est pas encore répandue pour l'imagerie numérique dentaire.



## 2 LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR :

Cette étape consiste à numériser la prothèse, autrement dit, à en obtenir une qui soit virtuelle.

La CAO est constituée de deux phases :

- Une phase de traitement des données
- Une phase de modélisation 3D

### 2.1 PHASE DE TRAITEMENT DES DONNEES

Cette phase engendre un flux important d'informations, d'où l'apport d'un logiciel permettant de compresser les données recueillies sans toutefois porter préjudice à leur qualité (fig. 6).

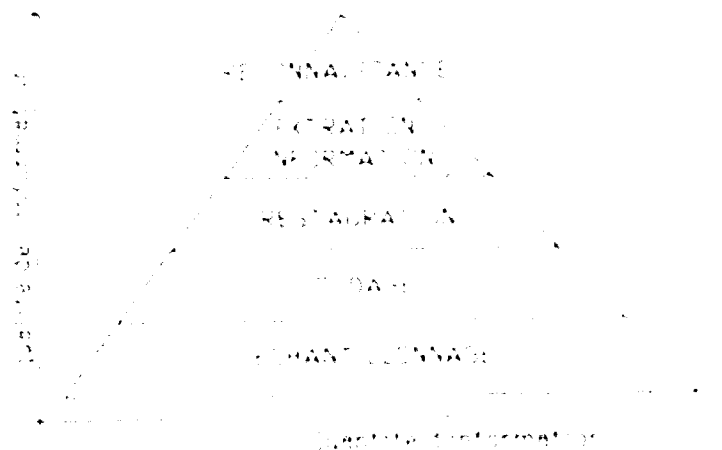


Fig. 6 : représentation pyramidale des informations qui composent l'image (116)

L'ensemble de données de l'acquisition génère un ensemble de points.

L'ensemble des points sont reliés pour constituer un modèle en trois dimensions par triangulation.

Ce modèle 3D est un ensemble de polygones qui différencie l'intérieur du modèle de l'extérieur par une orientation différente de ces polygones.

L'ensemble peut alors être transféré vers un logiciel de modélisation 3D sous le nom de format de fichier STL pour concevoir la prothèse.

## 2.2 PHASE DE MODELISATION 3D :

Après le transfert de données, on aura un modèle de travail en 3D qu'on pourra modifier et visualiser de différentes manières.

Les logiciels de CAO disposent de préformes qui vont être testées puis adaptées au modèle positif unitaire (M.P.U) en fonction de la correspondance entre les préformes existantes et les caractéristiques des autres dents du patient. La prothèse se positionne sur le modèle puis s'adapte à la limite cervicale de la préparation prédéfinie par l'opérateur.

Il nous sera possible d'opérer des changements sur les caractéristiques générales de la prothèse : sur l'épaisseur occlusale, cervicale, sur les limites cervicales, sur l'intervalle entre la prothèse et le modèle de travail (place laissée aux ciments ou colles).

Nous interviendrons également en des points précis de la prothèse avec des outils de lissage, soustraction, addition, de bascule de la prothèse, de position, de forme.

Cette opération peut être plus ou moins rapide en fonction de la connaissance du logiciel, de l'expérience de l'opérateur, et de la prothèse à réaliser.

Ainsi dans les laboratoires de prothèse, on voit apparaître des « info-prothésistes » qui se spécialisent donc dans la C.F.A.O.

En effet, cette opération peut être chronophage pour le chirurgien-dentiste qui préfère déléguer cette opération au laboratoire, ou alors il ne possède pas de système de C.F.A.O. au cabinet, et c'est le laboratoire qui réalise l'ensemble de la prothèse par C.F.A.O.

Un autre cas peut se présenter: pour la réalisation de bridge, les cabinets ne sont pas encore équipés de systèmes de F.A.O. pouvant réaliser les bridges et leurs armatures, de même que l'usinage d'autres matériaux que la céramique n'est pas encore possible en cabinet.

Une nouvelle branche s'est donc ouverte pour les prothésistes grâce à la C.F.A.O.

Une fois la prothèse élaborée virtuellement, il reste la réalisation physique de la prothèse rendue possible grâce aux machines-outils de F.A.O et le choix du matériau.

### 3. FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR

Trois possibilités de fabrication se présentent à nous :

- Directement au cabinet
- Internalisée au laboratoire de notre région
- Externalisée dans un centre d'usinage délocalisé par rapport à notre laboratoire.

Il existe deux types de systèmes, fermé et ouvert.

Dans un système ouvert, on peut utiliser des machines de différentes marques pour fabriquer notre prothèse grâce aux fichiers aux formats ouverts STL (lisibles par des modules de divers types). Ce système n'est possible qu'avec une numérisation extra-buccale.

Nous en citerons deux : « Daos-Dental, Schein »

Dans un système dit fermé, le manipulateur est tenu par le fabricant à se servir d'un seul et unique système de CFAO.

On va citer trois marques :

- Kavo-Everest
- Sirona-Cerec
- Straumann-Ekton

#### 3.1. AU CABINET : LA CFAO DIRECTE :

Le système CEREC (pour CERamic REconstructions) (sirona) est actuellement le leader sur le marché de la CFAO directe (fig. 7). En 2008 il était le seul sur le marché.

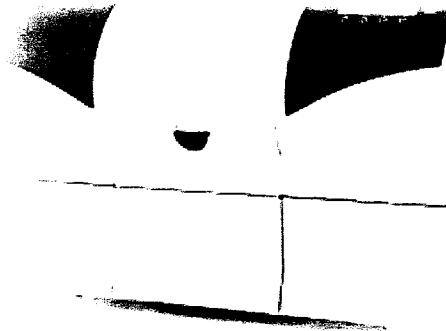


Fig. 7: Sirona Cerec MC XL (113)

Grâce à cette machine l'idée de F. DURET est reprise: c'est-à-dire la réalisation d'un traitement complet en une seule séance. Sur cette image, l'ensemble du système de CFAO (scanner, logiciel de CAO, unité de CAO logiciel de FAO, unité de FAO, et un four céramique) est présent au cabinet.

On doit préciser qu'il n'y a pas d'empreinte avec un matériau, ce qui diminue le risque d'erreur. On scanne directement en bouche : empreinte de la préparation et de l'occlusion, puis on réalise la CAO et on lance la FAO.

On obtient la prothèse que l'on glace et elle subit une préparation thermique (Four à céramique avec un programme précis en fonction du matériau utilisé). Il ne reste plus qu'à coller en bouche.

La séance unique dure en moyenne 45 minutes pour un praticien expérimenté.

Les actes de CFAO direct concernent les inlays/onlays, les facettes et les couronnes unitaires.

En 2009, seul moins de 2% des praticiens possèdent un système de CFAO directe.

### 3.2. AU LABORATOIRE OU INTERNALISEE, LA CFAO INDIRECTE :

Dans ce cas, l'empreinte optique n'est pas faite en bouche par le chirurgien-dentiste. Le chirurgien fait une empreinte classique qui sera envoyée au laboratoire.

C'est le prothésiste qui, après avoir coulé le modèle en plâtre, le scanne lui-même.

L'intérêt de ces techniques pour le prothésiste réside dans le fait qu'il y a très peu de travail sur le modèle en plâtre, et donc peu de risques de l'altérer, cependant il doit maîtriser l'outil informatique ainsi que les logiciels.

### 3. EXTERNALISEE :

Ici, le scannage et l'élaboration de la maquette numérique sont toujours réalisés par le laboratoire (bien qu'il puisse aussi réaliser une maquette en cire s'il ne possède pas le matériel nécessaire), mais la FAO est réalisée par un autre laboratoire qui possède un équipement spécifique plus performant demandant un investissement lourd.

Ainsi les laboratoires se doivent de visiter régulièrement les différents centres d'usinage et de bien contrôler le retour de la prothèse.

#### IV. LES PROCÉDES DE FABRICATION ASSISTÉE PAR ORDINATEUR

On distingue pour la production d'éléments prothétiques, deux types de systèmes : les systèmes analogiques et les systèmes numériques.

-Les systèmes analogiques : ils ont uniquement la fabrication qui est réalisée par ordinateur. C'est le prothésiste qui réalise un support en cire ou résine.

Il existe deux types de système analogique.

# Le pantographe : Un bras de transmission pantographique relie le système de lecture, scannant, par micro-palpage, une pièce à reproduire en matériau provisoire, à un système d'usinage, par fraisage, qui va reproduire la pièce scannée en matériau définitif (métal, céramique, ...)

C'est donc une machine à deux bras articulés, et la pièce usinée est la copie de la pièce provisoire.

# L'électroérosion ou usinage par étincelage est un procédé d'usinage par soustraction de matière par décharge électrique. Il faut que le matériau soit conducteur comme le titane et il faut réaliser un modèle en négatif de l'intrados et de l'extrados de la pièce prothétique à réaliser.

-Les systèmes numériques : il existe trois catégories de systèmes de CFAO dentaire

##### 1. PROCÉDES SOUSTRUCTIFS A PARTIR D'UN BLOC DE MATERIAU

C'est le procédé le plus courant pour les systèmes de CFAO. Une pièce prothétique est usinée par fraisage (fig.8), donc soustraction de matière, à partir d'un bloc de matériau pré fabriqué.

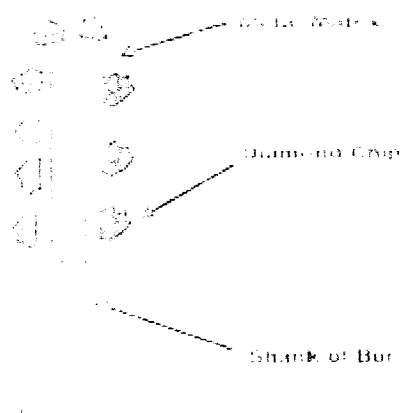


Fig.8 : Schéma d'une fraise diamantée utilisée pour l'usinage.

Les techniques d'usinages développées correspondent à des machines-outils d'enlèvement de matière par coupe ou par meulage.

Après avoir importé la modélisation 3D de la pièce prothétique à fabriquer, le logiciel de FAO transforme les données numériques en mouvement analogique que réalise une machine outil.

Le programmeur élabore les parcours d'outils. Les outils de coupe sont alors pilotés par la machine dans les trois sens de l'espace, combinaison de déplacements latéraux, verticaux, d'avance ou de recul.

A partir d'un bloc de matière la pièce prothétique est fabriquée. Le principe de cet usinage est de produire directement la structure prothétique dans la bonne matière (zircone, titane, métal), la même machine permettant souvent de mettre en forme différents matériaux. Avec cette méthode les étapes de coulée des armatures métalliques sont supprimées et les retouches de finition très limitées.

Cependant ces techniques parfaitement adaptées à la fabrication des chapes de prothèse fixée ne permettent pas de production de châssis de prothèse partielle amovible en cobalt- chrome.

Les pièces métalliques à usiner nécessiteraient des blocs trop volumineux avec d'importante perte de matière brute. Le temps d'usinage serait trop long, l'usure des outils de coupe trop rapide. De plus l'usinage n'est pas toujours un procédé de mise en forme approprié du fait de la complexité de formes notamment au niveau des crochets. Pour l'usinage de pièces prothétiques aux formes aussi complexes les machines-outils utilisées doivent être à 4 ou 5 axes. Seules les possibilités de rotation combinée du plateau portant la pièce à usiner ainsi que de la broche porte-outil permettent tous les angles d'attaque pour la structure.

Malgré cela, l'usinage est utilisé pour la fabrication de châssis en prothèse partielle amovible.

Il est alors réalisé à partir de blocs de titane.

### **Technique par usinage de blocs de Titane :**

Certains laboratoires commencent à proposer des châssis usinés mécaniquement par CFAO en titane.

Le titane possède des caractéristiques qui font de lui et de ses alliages des métaux très attractifs pour la réalisation de châssis: faible masse volumique (prothèses légères), excellente mouillabilité, comportement élastique unique, résistance à la corrosion, biocompatibilité qui n'est plus à démontrer, possibilité de réaliser des restaurations composites homo-métalliques.

Il présente de nombreux avantages tels que la précision, l'absence de porosité et d'impuretés.

Il permet la suppression de la coulée. Malheureusement son usinage est délicat : production de copeaux inflammables, arrosage à haute pression obligatoire, usure rapide des outils de coupe. Son usinage nécessite encore des temps assez importants et surtout un outillage coûteux. Cette technologie novatrice est prometteuse mais encore peu pratiquée, notamment en raison du coût de production à l'unité conséquent.

### Usinage de châssis en matériaux calcinables (cire ou résine) :

C'est une méthode alternative de plus en plus retenue par les laboratoires. Le modèle prothétique est usiné en cire ou en résine calcinable pour reprendre ensuite les procédés traditionnels de fabrication.

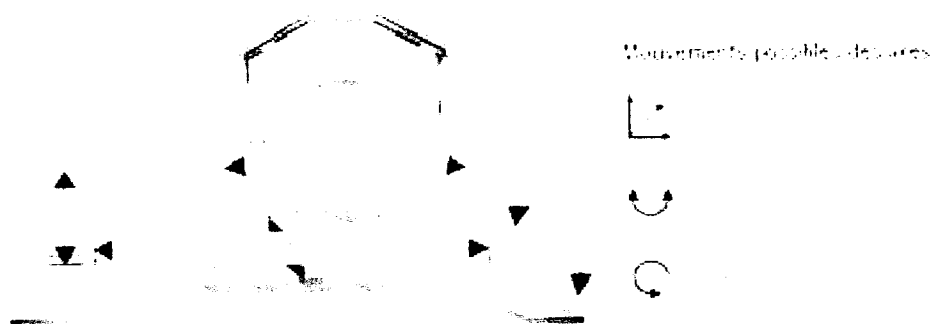
L'intérêt de cette technique est dû au gain en précision d'exécution et en temps dans les séquences de conception de l'armature en évitant des séquences fastidieuses de duplication, de confection des maquettes d'occlusion ainsi que le positionnement des tiges de coulée.

Cependant à la fin de l'usinage, le processus de fabrication reste traditionnel : la coulée traditionnelle est toujours nécessaire. L'apport de la CFAO reste cependant conséquent, en permettant au laboratoire une production en interne plus rapide et de meilleure qualité, grâce à la précision de la maquette calcinable de départ.

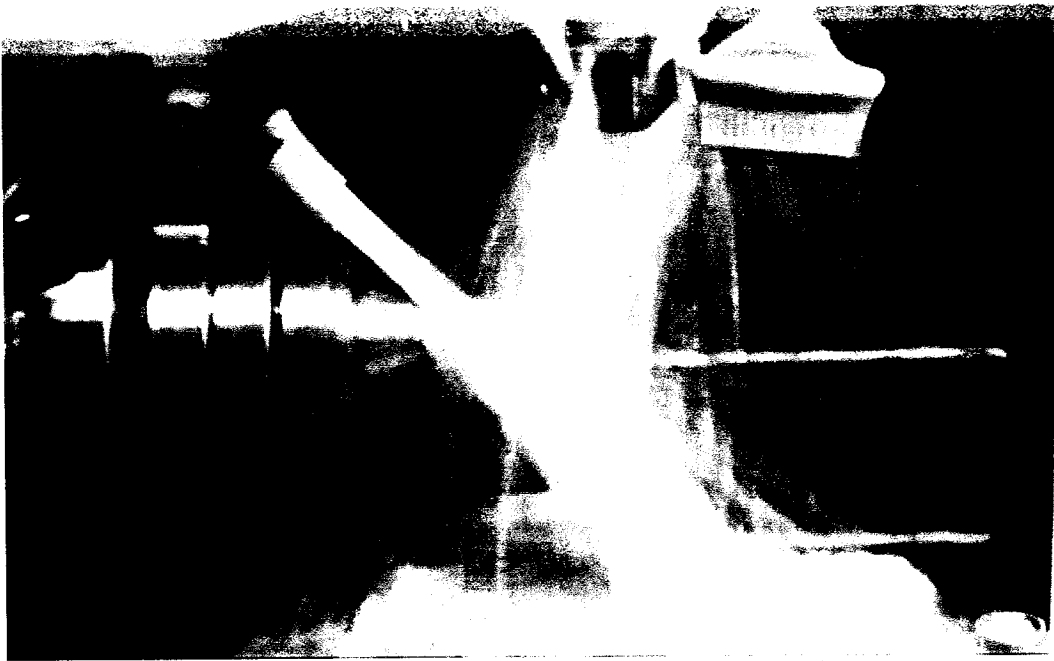


Exemple d'un parcours d'usinage généré avec le logiciel de FAO WorkNC

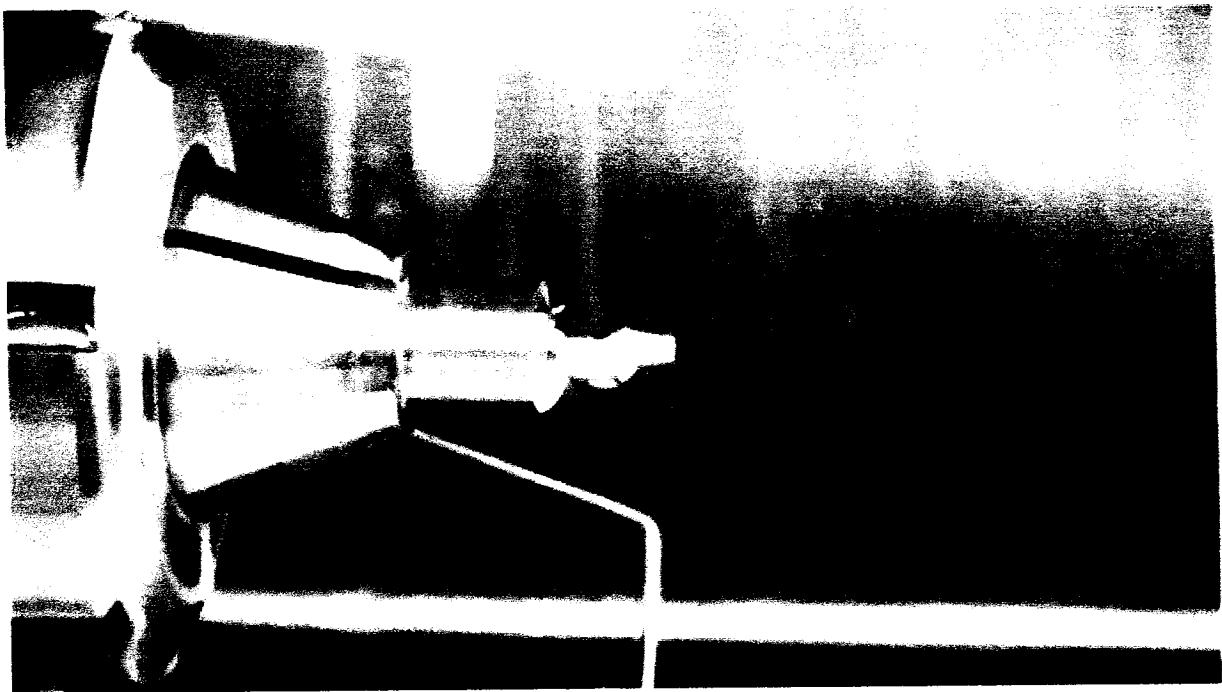
Source : Sescor



Exemple de mouvements 5 axes sur la machine Everest de kavo



Unité d'usinage Astra pour piliers Atlantis en titane en Suède.



Pilier Atlantis (Astra) usiné en Suède à partir d'un cylindre de titane.



## 2. PROCÉDES ADDITIFS SUR UNE REPLIQUE DE MOIGNON :

La méthode de fabrication la plus appropriée d'un châssis à partir d'une maquette numérique est la fabrication additive (principalement avec les imprimantes 3D de maquettes calcinables), mais il est également possible de produire des châssis directement en métal par procédé additif, avec les techniques de micro-fusion de poudres par laser. La principale difficulté réside dans la métallurgie des crochets qui peuvent être cassants.

### **Fabrication de modèle calcinable :**

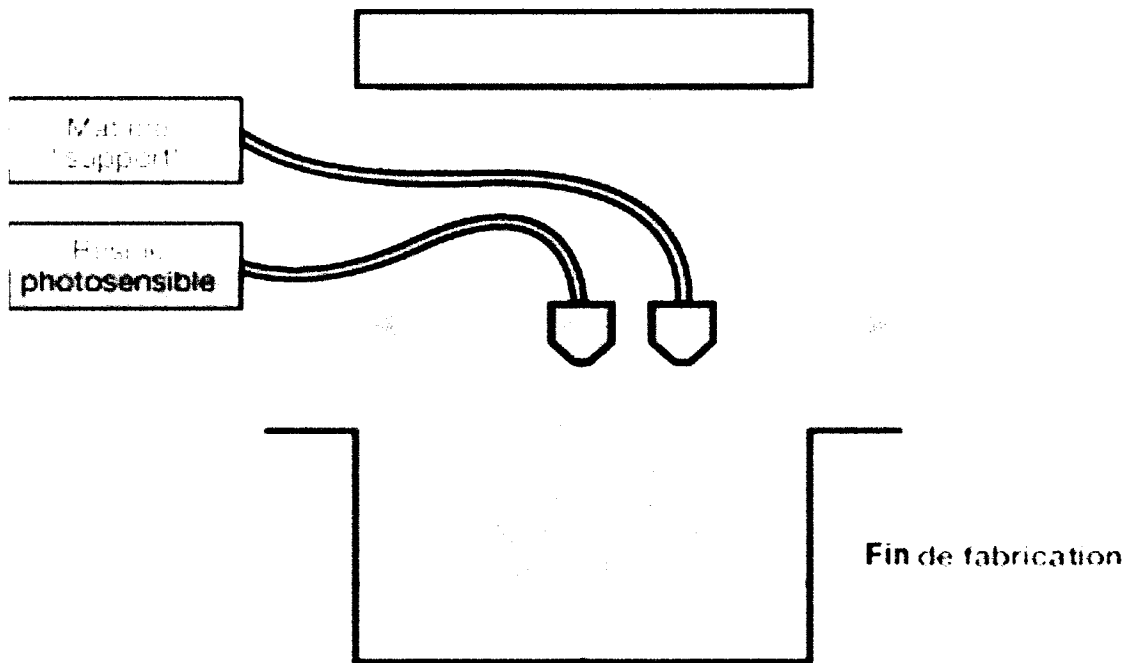
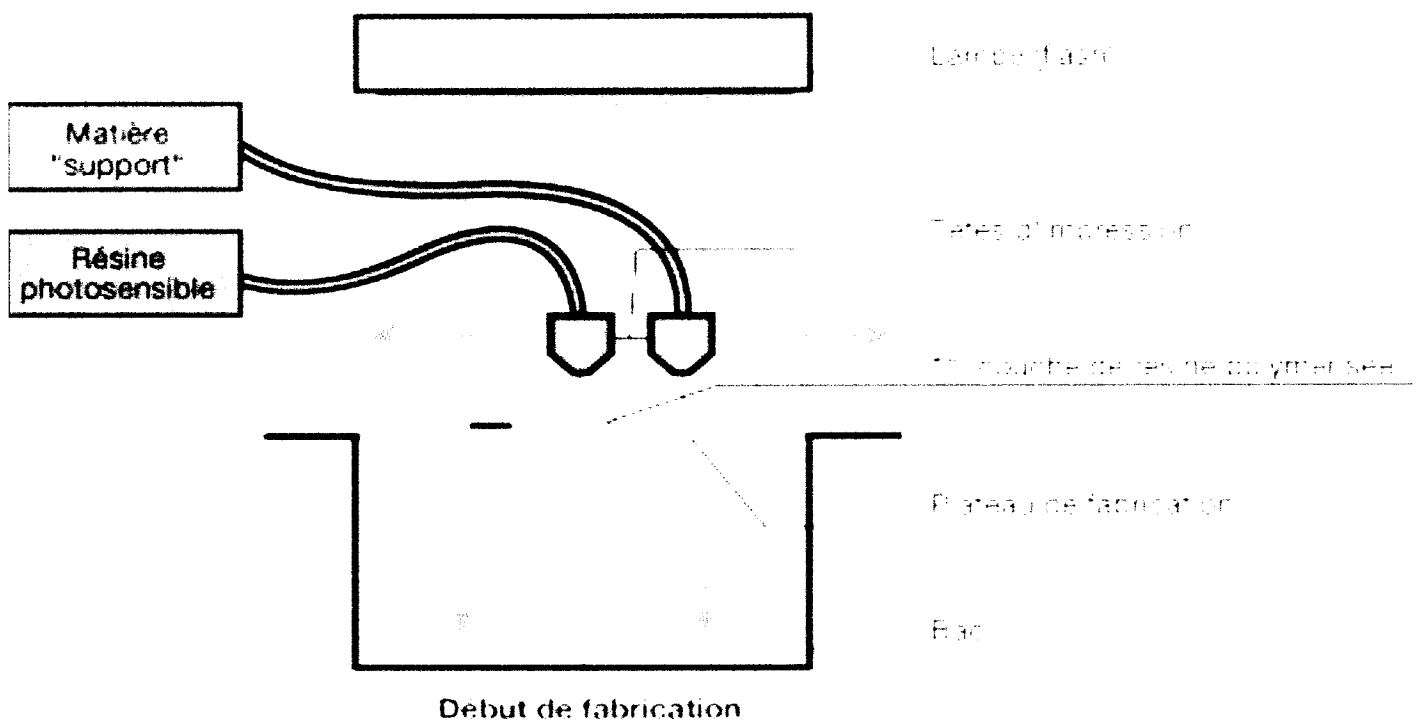
La fabrication additive de maquettes calcinables est la technique de fabrication numérique la plus simple d'emploi. Elle permet le modelage de toutes les maquettes 3D créées en CAO avec une précision machine de 20 à 50  $\mu\text{m}$ . La fabrication additive est la seule technique éprouvée pour produire les maquettes calcinables de châssis à partir de leur modélisation numérique. Cette technique s'inscrit dans les procédés traditionnels de fabrication métallique par fonderie à cire perdue. Le gain de précision procuré par l'utilisation de la CAO couplée à la fabrication numérique est important. Deux techniques de modelage numérique sont proposées : l'impression 3D (modelage par dépôt sélectif en jets multiples de cire ou de résine) et la stéréolithographie par UV sélectifs.

### **L'impression 3D ou modelage par dépôt en jets multiples :**

L'objet ou la série d'objets sont construits sur un plateau. Une tête d'impression comprenant plusieurs buses se déplace sur le plan horizontal et projette de manière sélective le matériau pour construire chaque couche de la pièce. Pour réaliser une autre strate, le plateau descend de la valeur de l'épaisseur de la couche suivante, puis une nouvelle couche de matériau est déposée. Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir l'objet.

La fabrication d'un objet ou d'un ensemble d'objets nécessite la construction d'un support pour que les parois ne s'effondrent pas. Ces supports sont réalisés avec un matériau soluble, ce qui facilite leur suppression, dans un bain ou par projection d'une solution liquide. Les pièces obtenues sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue.

Deux techniques d'impression 3D sont proposées : par injection de cires ou bien par injection de résine.



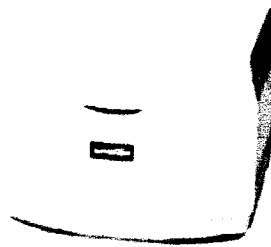
### Impression 3D par injection de cires :

L'injection simultanée de deux cires, celle du modèle et un servant de support de construction, est nécessaire pour la création des couches (de 13 à 76  $\mu\text{m}$ ). Un surfacage par fraisage est réalisé après chaque génération de couche pour obtenir une bonne planéité et améliorer la précision des pièces obtenues. La cire support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température.

Cette méthode présente des avantages tels que la facilité de la mise en œuvre (support de construction généré automatiquement). Les modèles en cire sont d'une très grande finesse et précision. Mais elle présente également des inconvénients, notamment un temps de fabrication important, même pour des pièces de petites dimensions.



Exemple de production  
de modèles en cire



Machine D76+ de Solidscape

### **Impression 3D par injection de résines et polymérisation par UV :**

Les couches successives (de 16 à 32  $\mu\text{m}$ ) sont créées par l'injection simultanée de deux résines, celle du modèle et une autre qui sert de support de construction. A chaque couche déposée, une source UV est utilisée pour solidifier par polymérisation la résine photosensible.

La résine support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température ou par jet d'un solvant. Les objets finis sont ensuite nettoyés puis mis au four pour finaliser la polymérisation.

Cette méthode présente des avantages intéressants comme la facilité de la mise en œuvre (support de construction généré automatiquement), une importante productivité : jusqu'à 160 éléments ou 20 châssis par plateau.

Mais chaque machine est paramétrée pour un seul matériau. Le coût du matériau dédié est généralement élevé. Les têtes d'impression ont tendance à se boucher quand la machine est peu utilisée. Il faut donc prévoir un contrat d'entretien ou apprendre à déboucher soi-même les têtes d'impression.

## **Stéréolithographie : modelage par polymérisation UV sélective d'un mélange cire et résine liquide photosensible contenue dans une cuve.**

Le procédé SLA (stereo-lithography apparatus) a été historiquement le premier procédé de prototypage rapide à avoir été développé dans les années 1980 par l'industrie. Depuis, les applications en odontologie ne cessent de se multiplier.

Son principe général de fonctionnement repose sur la récupération du fichier STL de l'objet 3D par le logiciel de la machine qui le découpe ensuite en strates et crée une image bitmap.

Une image bitmap est une image pixellisée, c'est-à-dire un ensemble de points (pixels) contenus dans un tableau, chacun de ces points possédant une ou plusieurs valeurs décrivant sa couleur. de chaque strate.

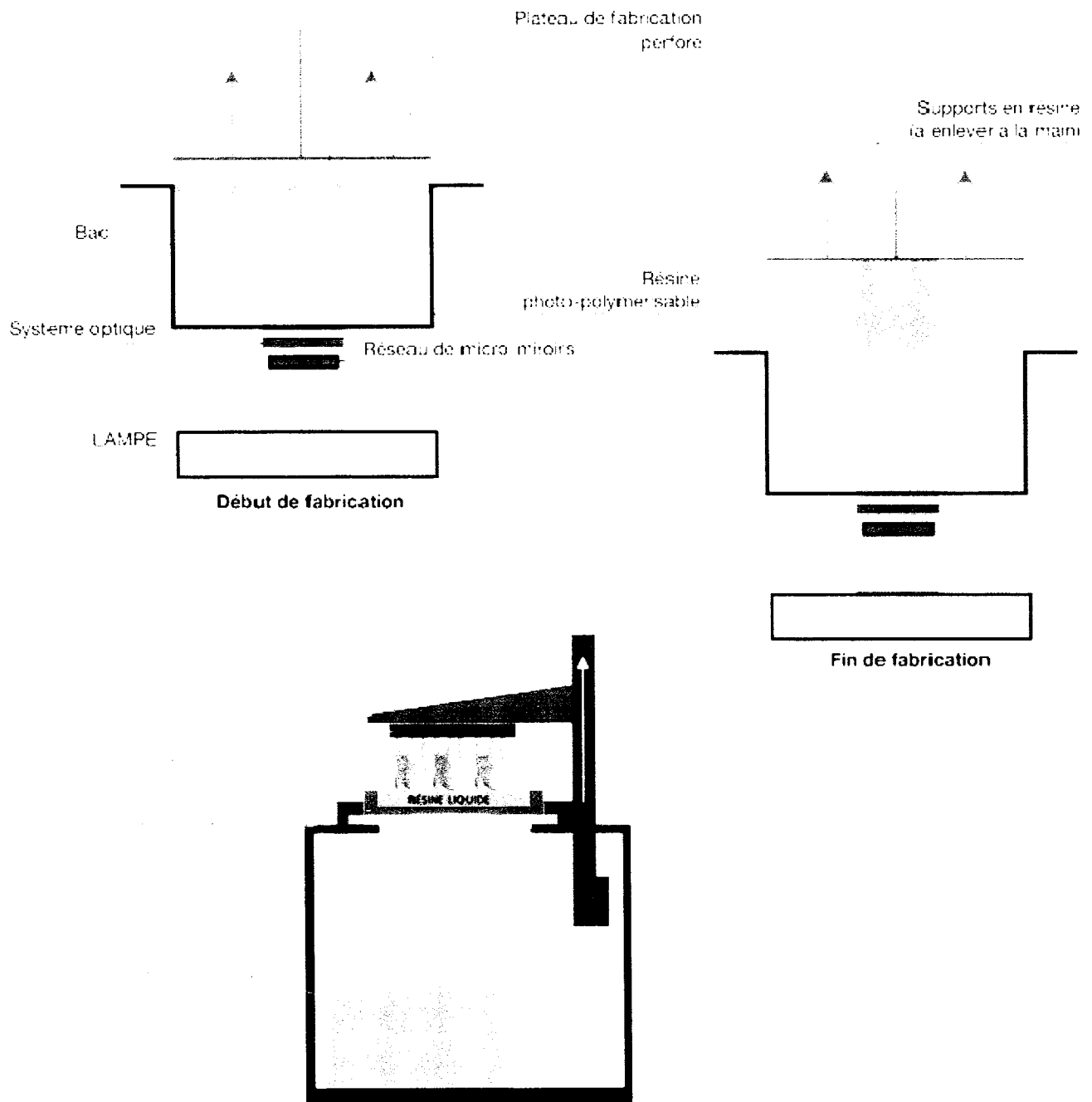
Une plate-forme horizontale est plongée dans une cuve de résine liquide photosensible.

L'image bitmap d'une strate est projetée en surface du bain de résine. La résine est alors photopolymérisée selon l'image bitmap projetée. Cela est réalisé grâce à une matrice constituée de miroirs numériques contenus dans le processeur de lumière numérique. Les miroirs sont orientés différemment selon le but recherché (polymérisation ou non). Ils sont orientés en direction de la source de lumière pour effectuer la polymérisation (par réflexion) ou loin de la source, de manière à bloquer la lumière. Pour réaliser une autre strate, le plateau de construction monte ou descend de la valeur de l'épaisseur d'une nouvelle couche (de 25 à 150  $\mu\text{m}$ ). Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir l'objet.

La fabrication d'un objet nécessite la construction de supports pour que les parois ne s'effondrent pas. Ces supports sont réalisés sous forme de tiges dans le même matériau que les pièces, ce qui nécessite de les enlever manuellement. Que se soit par impression 3D ou par stéréolithographie, les pièces calcinables obtenues sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue. Le processus de fabrication reprend alors la chaîne traditionnelle : mise en revêtement, coulée de l'alliage et finitions.

Les avantages de cette technique sont nombreux : il est possible de mettre en forme différents matériaux avec la même machine, il suffit de changer la cuve. La machine est fiable et facile d'entretien. Les matériaux utilisés ont un coût compétitif. La maintenance peut être réalisée à faible coût, à condition de ne pas prendre le contrat de maintenance proposé par le constructeur.

Mais elle présente également des inconvénients : la technique de fabrication nécessite une préparation à partir des maquettes 3D pour la mise en place des supports de construction, non automatisée pour les châssis. Il existe une distorsion des pièces sur les côtés à cause du dispositif optique. Le retrait des étais est délicat. Le prix de la machine est élevé au regard de la technologie mise en oeuvre. La durée de vie de la lampe UV est d'environ 1500 heures ; pour éviter l'usure inutile de la lampe (hors production) il faut éteindre la machine, or à chaque démarrage, il faut calibrer la machine. La durée d'un cycle de fabrication est la même pour un seul élément que pour un plateau complet.



**Le frittage de poudre ou micro-fusion de poudre métallique :**

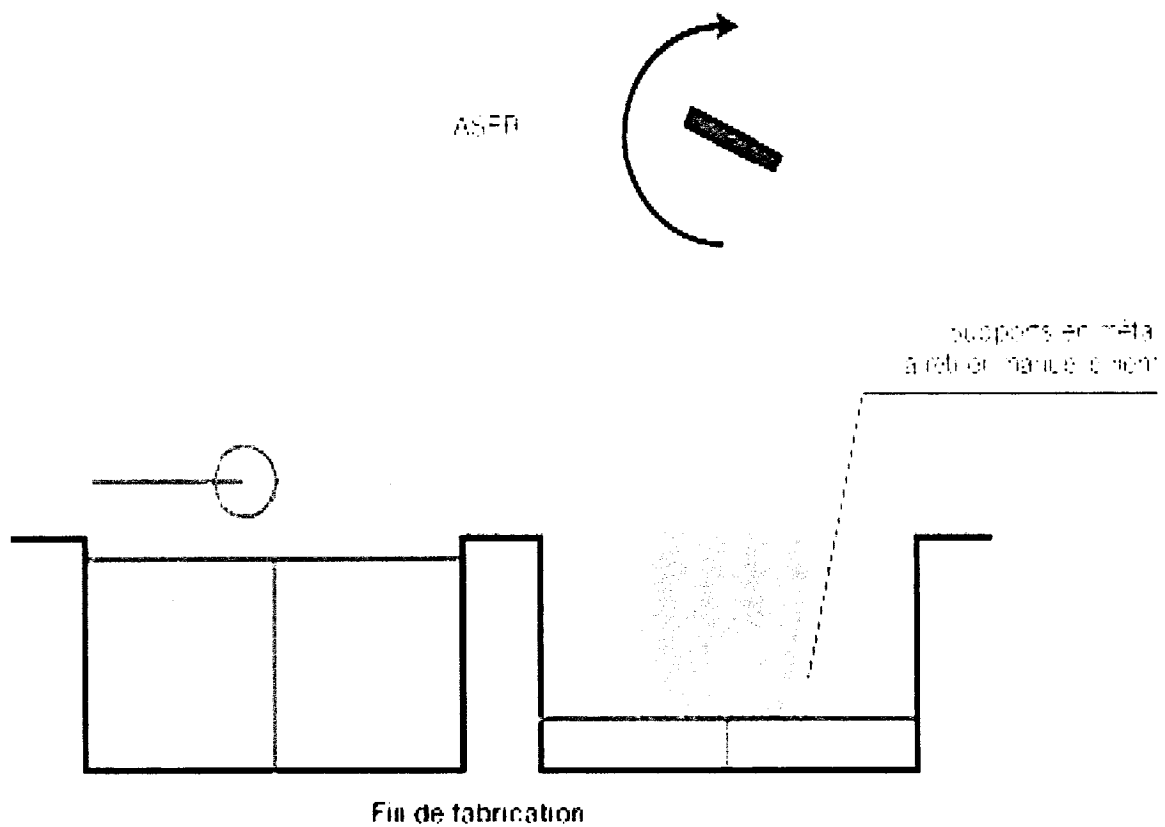
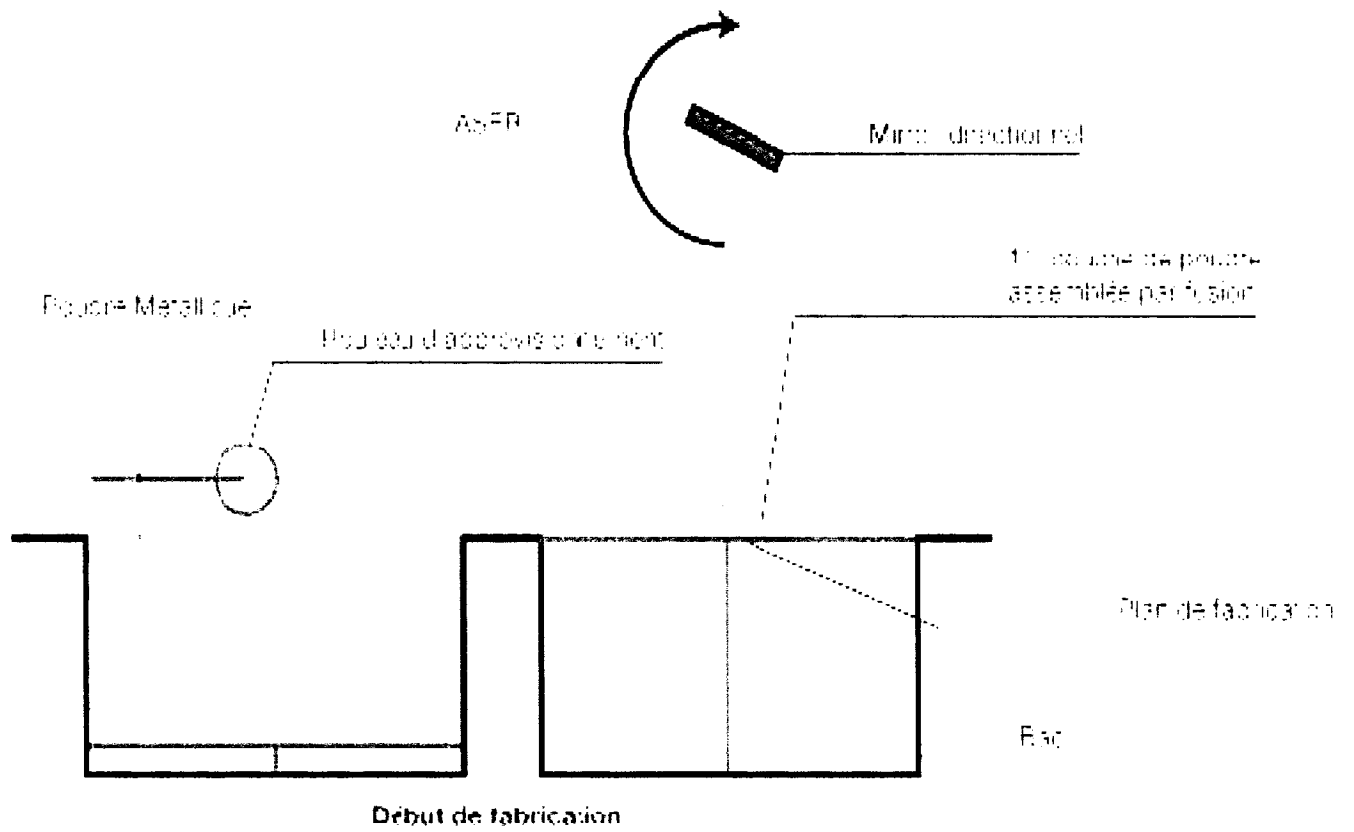
Il s'agit d'une fabrication directe d'armatures métalliques. Elle utilise le même processus numérique que l'impression 3D (mise en forme couche par couche à partir de la stratification de la maquette virtuelle), sauf qu'au lieu de fabriquer des maquettes en cire ou en résine calcinable, on fabrique directement des armatures en métal, essentiellement en Cobalt-Chrome.

La fabrication additive a fait une avancée importante avec la micro-fusion de poudres métalliques par laser ou par faisceau d'électrons. Le procédé consiste à fondre la poudre selon les paramètres géométriques définis à partir d'un fichier CAO, puis la poudre fondue est solidifiée rapidement formant des cordons de matière solide.

La micro-fusion sur lit de poudre consiste à déposer sur une plaque support un lit de poudre d'épaisseur de quelques dizaines de micromètres, puis un faisceau laser ou d'électrons, contrôlé par un système optique, vient chauffer les grains de poudre jusqu'à leur température de fonte. La poudre est fondue de manière sélective, selon les paramètres géométriques définis à partir d'un fichier CAO. La poudre fondue est solidifiée rapidement formant des cordons de matière solides. A la fin de cette étape, le plateau support descend d'une épaisseur de couche et une nouvelle couche de poudre est déposée, puis le processus démarre à nouveau pour consolider une nouvelle strate de matière sur la précédente. Ceci se répète jusqu'au produit fini. Pour éviter toute oxydation à haute température, le travail s'effectue en environnement contrôlé (Azote, Argon). Les avantages sont multiples : il n'y a pas d'usure d'outils de coupe et peu de perte de matière (recyclage de la poudre non solidifiée). Ceci rend cette technique de fabrication très compétitive. La précision est haute.

Cependant, elle ne permet que la fabrication exclusive de couronnes, chapes et bridges en cobalt-chrome ; de plus elle nécessite un post-traitement des pièces fabriquées pour le retrait des supports de construction grattage et polissage par micro-grenaillage (facultatif) ainsi qu'un passage au four dans certains cas. Le prix des machines est relativement élevé, ce qui en fait une technologie réservée aux centres de production ou aux très grands laboratoires.

Des difficultés persistent dans la métallurgie des crochets.



## V. MATERIAUX

Ensemble des matériaux accessibles par CFAO (métaux, céramiques, composites et résines)

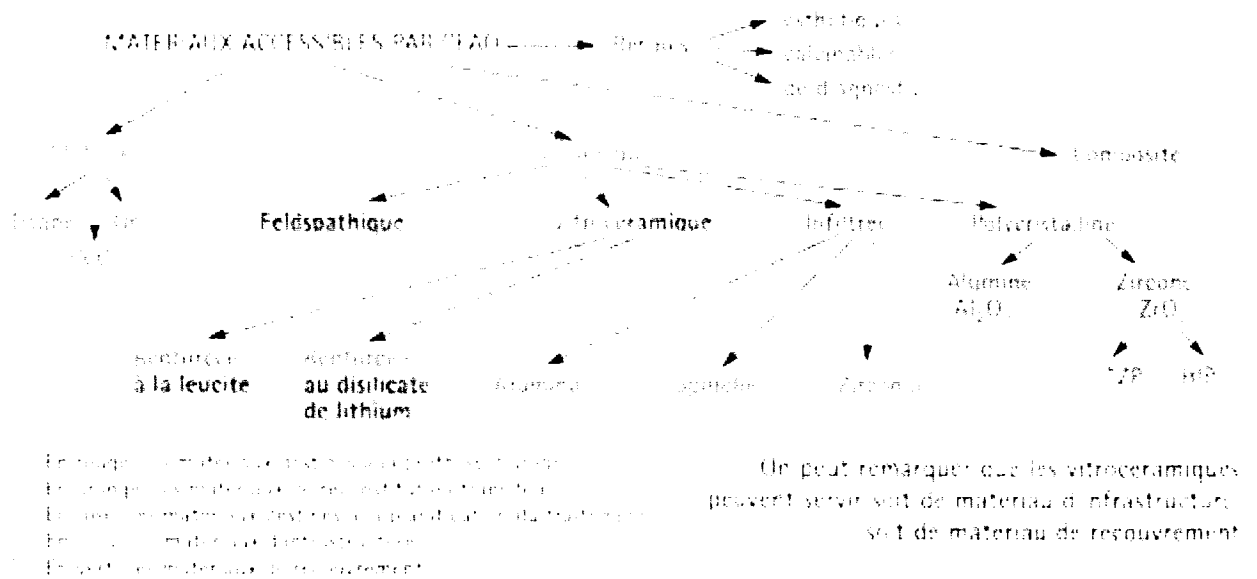


Fig. 9 : Ensemble des matériaux accessibles par CFAO et leurs utilisations.

Presque tous les matériaux les plus souvent utilisés en prothèse conventionnelle sont accessibles à la CFAO (fig. 9). Cependant, tous les systèmes actuels de FAO sur le marché ne donnent pas accès à tous les matériaux.

### 1. METAUX

Les alliages précieux sont peu utilisés en CFAO en raison de leur important coût financier. En revanche, le titane et le chrome-cobalt sont eux, plus répandus. Leurs indications et utilisations sont les mêmes qu'en prothèse traditionnelle (fig. 10).

Il n'y a pas de modification entre le Chrome-cobalt utilisé pour la CFAO et pour les techniques traditionnelles. Seul son procédé d'élaboration va changer.





Le titane est, soit pur, soit sous forme d'alliages.

Le titane « commercialement pur » est, en fait, un alliage titane-oxygène contenant au maximum 0,5% d'oxygène. Il est constitué dans sa microstructure d'une phase alpha.

Il existe quatre types de titane commercialement pur en fonction du taux d'oxygène qui le compose, allant de 0,12% au minimum à 0,35% au maximum. Cette variation d'oxygène implique des variations de propriétés mécaniques et physiques (fig. 12 et 13).

Grade	Composition chimique (en poids)				
	Fe max	O max	N max	C max	H max
Grade 1	0,15	0,12	0,01	0,01	0,01
Grade 2	0,15	0,15	0,01	0,01	0,01
Grade 3	0,15	0,20	0,01	0,01	0,01
Grade 4	0,15	0,25	0,01	0,01	0,01

**Fig. 12 :** composition chimiques des différents types de titane.

	Titane commercialement pur	Alliage Ti-6Al-4V	Alliage Ti-6Al-2Sn-2Zr-0,2Mo
Densité (g/cm <sup>3</sup> )	4,5	4,43	4,5
Module d'élasticité (GPa)	105	105-110	105-110
Limite de rupture (MPa)	240	800-900	800-900
Limite de rupture (ksi)	35	115-130	115-130
Module d'élasticité (ksi)	30.000	150.000	150.000
Allongement (%)	20	10	10
Impact (J/cm <sup>2</sup> )	100	100-150	100-150
Impact (ft-lb/in)	7.37	7.37-11.0	7.37-11.0
Température de transition (°C)	-196	-196-100	-196-100
Température de transition (°F)	-321	-321-212	-321-212
Module de rupture (GPa)	105	105-110	105-110
Module de rupture (ksi)	15.1	15.1-15.8	15.1-15.8
Température de rupture (°C)	300	300-350	300-350
Température de rupture (°F)	572	572-662	572-662

**Fig. 13 :** Comparaison des propriétés mécaniques et physiques du titane et des alliages dentaires conventionnels (d'après Meyer et Degrange, 1992, Degorge, 1994).

Le titane se présente sous deux formes allotropiques : ici, deux structures cristallines différentes : alpha et beta.

En dessous de 882°C, le titane a une structure hexagonale compacte : le titane alpha.

Au-dessus de 882 °C, le titane a une structure cubique centrée : le titane beta.

Le titane peut également se présenter sous forme d'alliages. Selon les éléments d'additions possibles au titane, on distingue les éléments alphagènes qui favorisent la structure hexagonale : Al, B, C, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> ; et les éléments betagènes qui favorisent la structure cubique : Mo, Va, Nb, Fe, Cr.

Certains éléments d'additions sont considérés comme neutres tel que le zirconium ou encore l'étain.

Les alliages beta se soudent et s'usinent plus facilement, ce qui est intéressant pour un usage dentaire.

Il existe également des alliages à structures mixtes : alpha+beta. Ils sont plus résistants que les précédents, et s'usinent plus facilement que les alliages alpha.

Parmi ces alliages à structure mixte, on trouve le TA6V4 (fig. 14) (6% d'aluminium et 4% de vanadium), mais aussi le titane-palladium, le titane-cuivre-nickel, ou encore le nickel-titane (utilisé en orthodontie ou en endodontie).

Fig. 14 : Modification des propriétés mécaniques du titane « commercialement pur » par les éléments d'addition (D'après Wang, 1996).

Il existe donc différentes combinaisons possibles pour le titane et donc, autant d'indications en fonction des propriétés relatives du titane et de ses indications (fig. 15).

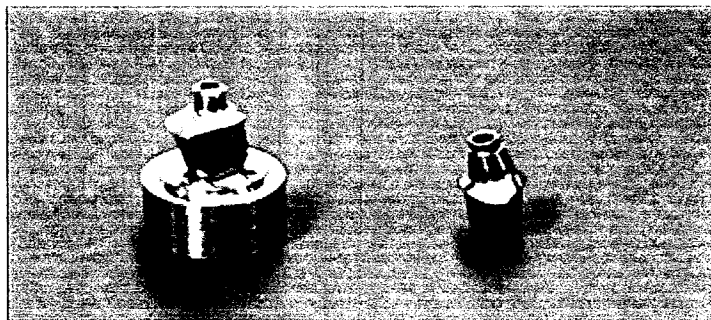


Fig. 15 : Piliers implantaires en titane (Atlantis, Astra) avant et après la séparation du cylindre de titane dans lequel il a été usiné.

## 2. CERAMIQUES

L'ancienne classification se basait sur la température de fusion. En effet, quatre grandes classes se démarquaient, les céramiques à haute « fusion », à moyenne « fusion », à basse « fusion », et enfin à très basse « fusion ».

Aujourd'hui, on sait que les propriétés finales d'une prothèse céramique (résistance mécanique, microstructure, précision d'adaptation et propriétés optiques) sont la conséquence de la nature chimique du matériau et de son procédé de mise en forme. Les classifications actuelles se basent donc, soit sur la nature chimique des matériaux céramiques, soit sur les différents procédés de mise en forme.

Je détaillerai ici les céramiques utilisables pour la CFAO en fonction de la nature chimique de leur phase cristalline. En effet, c'est pour les céramiques que la CFAO a apporté le maximum de recherche en développant surtout les céramiques à haute résistance.

Toutes les prothèses en céramique doivent avant tout respecter certaines normes, comme la norme ISO 6872.

### 2.1 LES CERAMIQUES FELDSPATHIQUES



Fig. 16 : Plot de céramique feldspathique pour l'usinage avec vue en transparence de la future prothèse.

Le plus souvent présentées sous forme de blocs (fig. 16), les céramiques feldspathiques sont souvent renforcées à la leucite ( $K_2Al_2Si_8O_{12}$ ) (pro CAD Ivoclar) : un feldspath moins riche en silice, ou encore à l'albite ( $Na_2Al_2SiO_6$ ) : un feldspath sodique. De plus elles sont renforcées par l'ajout de cristal de sanidine dans leur matrice vitreuse ( $KAlSi_3O_8$ ) (Vita Celay, Vita Mark II, Vita Triluxe)

Elles possèdent de très bonnes propriétés optiques. Cependant, pour encore améliorer ces propriétés, et éviter un maquillage trop important après l'usinage, pour mieux reproduire la stratification naturelle de la dent, on a vu débarquer sur le marché des blocs multicouches (Vitabloc triluxs, IPS empress CAD multi).

Ces blocs ont comme indications les inlays/onlays, les facettes, et les couronnes unitaires du secteur antérieur.

Un maquillage, un traitement thermique et un polissage sont réalisés après l'usinage.

## 2.2 LES VITROCERAMIQUES.



Fig. 17 : Plots de vitrocéramique pour l'usinage. (111)

Ce sont des blocs de céramique au disilicate de lithium (fig. 17) (IPS e. max CAD, Ivoclar).

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre, puis ils subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel.

Ils présentent des propriétés optiques similaires aux céramiques feldspathiques (à relativiser) avec des propriétés mécaniques supérieures.

Utilisable avec ou sans infrastructure, en CFAO direct comme indirect, un traitement thermique spécifique est nécessaire après l'usinage avec un polissage.

On utilise ses blocs pour les facettes, ainsi que pour les couronnes unitaires antérieures sur dents pulpées. Pour augmenter leurs indications, Ivoclar propose quatre niveaux de translucidité : HT (haute translucidité), LT (Basse translucidité), MO (moyenne opacité), HO (haute opacité).

Elles sont, comme les céramiques feldspathiques, aptes au collage, et leur assemblage doit obligatoirement faire appel au collage.

## 2.3 LES CERAMIQUES INFILTREES.

Cette technique mise au point par Michael SADOON, permet d'obtenir d'excellents résultats cliniques. Ces céramiques accessibles artisanalement par le procédé de la barbotine, se sont démocratisées grâce à la CFAO. Il existe des blocs de céramique infiltrés poreux, et après l'usinage, l'infrastructure est infiltrée par un verre, puis subit un traitement thermique.

Il existe trois formes de céramique infiltrée utilisables pour la CFAO comme infrastructures pour les couronnes céramo-céramiques.

### 2.3.1 IN CERAM SPINELL (MgAL2O4)

C'est une céramique très translucide, avec d'excellentes propriétés optiques pour les dents antérieures très lumineuses.

### 2.3.2 IN CERAM ALUINA (AL2O3)

Cette céramique est surtout utilisée pour la réalisation d'infrastructures pour couronnes unitaires.

Elle est opaque, mais possède de très bonnes propriétés mécaniques.

### 2.3.3 IN CERAM ZIRCONIA (33% De Zr et 66% D'alumine)

Ce sont des blocs de céramique pré frittés infiltrés de verre après l'usinage

Différente de la Zircone, cette céramique possède d'excellentes propriétés mécaniques, mais de moins bonnes propriétés optiques.

Elle est surtout utilisée pour cacher un support coloré, ou par exemple un inlay core, ou dans le cas où les propriétés mécaniques doivent être renforcées (infrastructures unitaires postérieures, petits bridges).

## 2.4 LES CERAMIQUES POLYCRISTALLINES.

C'est l'exemple parfait de matériaux qui n'étaient pas accessibles avant l'apparition de la CFAO.

Elles possèdent des propriétés mécaniques exceptionnelles, mais la qualité de la liaison avec la céramique cosmétique reste à améliorer.

On distingue dans cette catégorie, l'Alumine et la Zircone.

### 2.4.1 L'ALUMINE PURE

Ce sont des blocs d'alumine pure préfrittée.

Elle possède d'excellentes propriétés mécaniques et elle est semi-translucide.

Elle est utilisée pour les couronnes unitaires et les petits bridges

## 2.4.2 LA ZIRCONE PURE : $ZrSiO_4$

- LA ZIRCONE TZP (fig. 18).

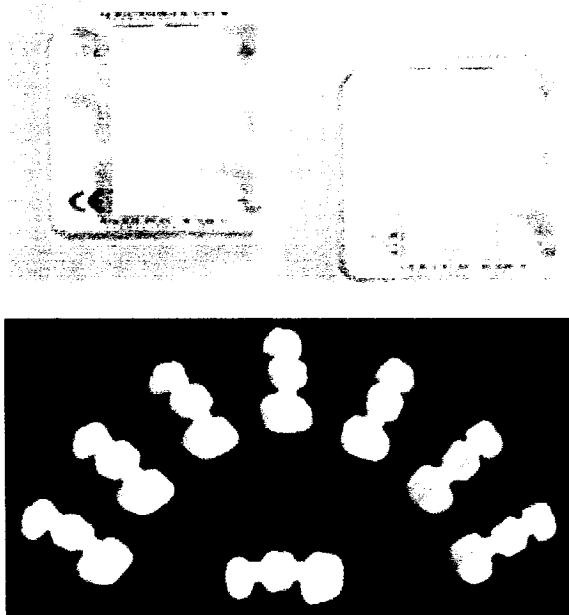


Fig. 18 : Exemples de pièces prothétiques en zircone obtenues par CFAO à partir d'un bloc, puis nettoyées après l'usinage, avec 7 teintes disponibles qui sont obtenues par un bain approprié.

Elle n'est pas totalement pure, on lui ajoute 3% à 5% d'oxyde d'Yttrium ce qui stabilise la zircone dans sa phase tétragonale (plus stable que dans la phase monoclinique) d'où son nom : zircone oxyde TZP (TetragonalZirconiaPolycrystal) (exemple : Lava Frame, Cercon Smart Ceramics, InCeram YZ) avec les propriétés mécaniques suivantes, (norme ISO 6872)

Densité : 6,08 g/cm<sup>3</sup>

Résistance à la flexion : sup à 1200 Mpa

Résistance à la propagation des fissures, tenacité : 15 Mpa/m

Module d'élasticité (Young) : 210 Gpa

CTE : 10 ppm

Point de fusion : 2700°C

Taille des grains : 0,5 microns

Dureté Vickers : 1250 HV

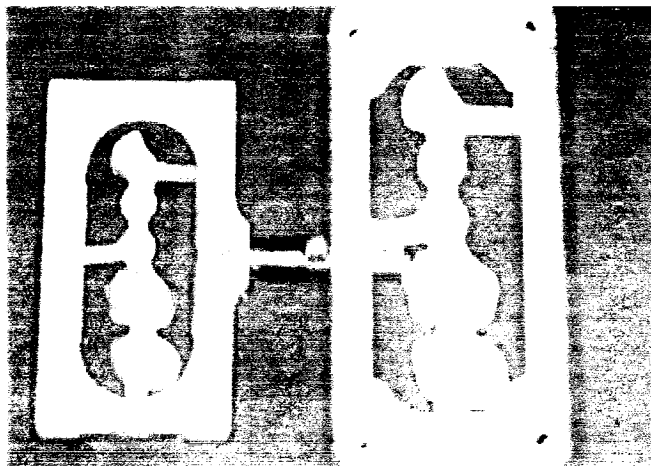


Fig. 19 : Côte à côte, la maquette scannée et le bloc obtenu correspondant surdimensionné.

Ce sont des blocs le plus souvent préfrittés, ce qui facilite l'usinage (fig. 19). Elle nécessite également un second frittage, après l'usinage, pour atteindre ses qualités mécaniques optimales. Cette étape provoque une réduction volumique de l'ordre de 25 à 30% qui doit donc être prise en compte par les logiciels de CFAO. Une traçabilité précise par code barre permet de gérer les modalités de cuisson de la pièce usinée (fig. 20).

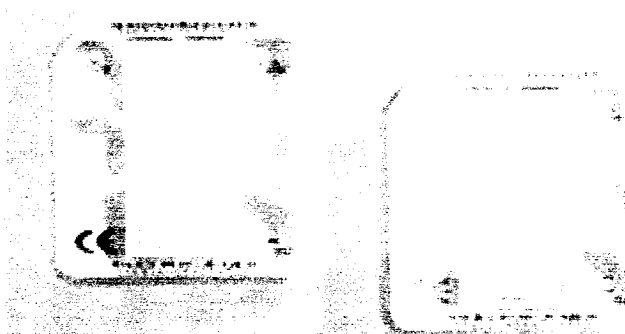


Fig. 20 : Plots de zircone référencés pour une meilleure traçabilité.

Elle possède d'excellentes propriétés mécaniques, ainsi qu'un pouvoir réflecteur important. Elles sont maintenant colorables, ce qui atténue ses faibles propriétés optiques.

Elle est utilisée pour les couronnes unitaires, les bridges de trois à quatre éléments, ainsi que les piliers implantaires.



### --- LA ZIRCONE HIP (fig. 21)

Elle est dite pure : son taux de zirconium est au minimum de 93,6%

La zirconium doit être réduite en poudre homogène, qui est alors compactée à chaud sous une pression isostatique de 1000 bars transmise par fluide. C'est donc une zirconium obtenue par une technique HIP : Hot Isostatique Pressing.

Ce sont donc des blocs ou des disques de zirconium HIP prêts à l'usinage par des machines plus puissantes que la zirconium TZP, à cause de sa haute résistance mécanique.

Ces propriétés mécaniques permettent la réalisation d'armatures de bridges de grande étendue, voir de bridges complets monoblocs. La zirconium HIP permet également la réalisation de pièces très fines et originales, telles que des attelles ou des attachements.

Le système DCS Precident utilise la zirconium HIP de TKT Metoxit AG, Thayngen qui est un mélange pur à 99,9% de ZRO<sub>2</sub> (95%) et Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (5%) avec les caractéristiques suivantes :

Densité : sup à 6,08g/cm<sup>3</sup>

Porosité : 0%

Grain : inf à 0,6 microns

Dureté Vickers : 1200 HV

Résistance à la compression : 2000Mpa

Résistance à la flexion : sup à 90Mpa

Module d'élasticité (Young) : 210 Gpa

Résistance à la rupture : 7MpaVm

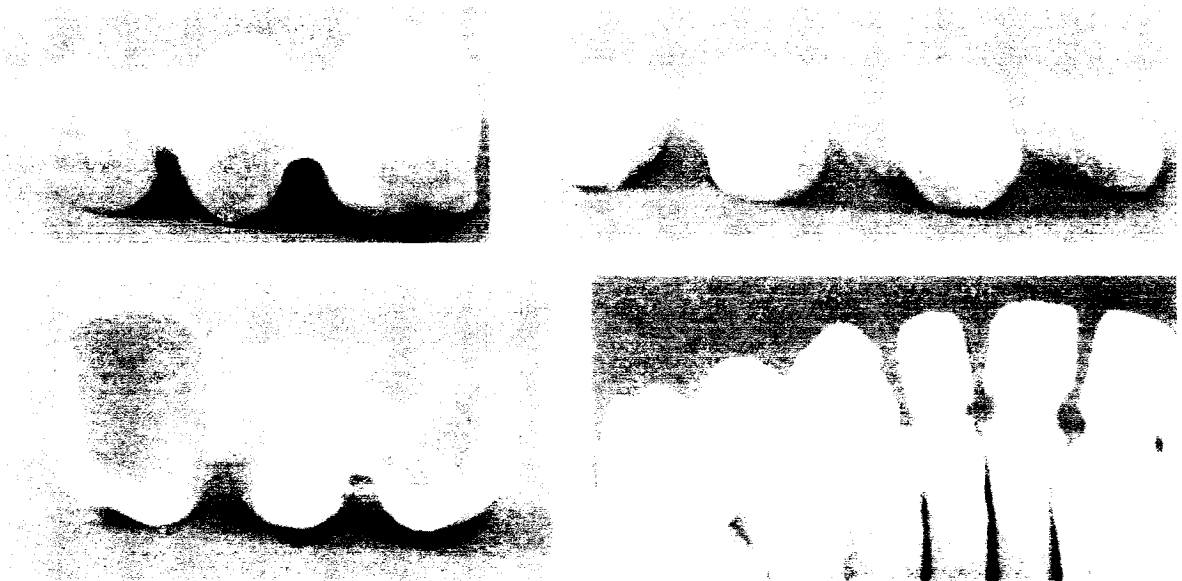


Fig. 21: Exemples d'infrastructures en zirconium obtenues par CFAO.

Les différentes sortes de zircons sont recouvertes de céramiques cosmétiques correspondantes afin de masquer la zircone et de s'intégrer esthétiquement dans la bouche du patient avec ses caractéristiques esthétiques propres. De même que les propriétés mécaniques des différents types de zircons sont trop importantes pour un contact zircone-dent qui serait néfaste pour la dent, il convient donc de la recouvrir de céramique qui possède des propriétés mécaniques plus proches d'une dent naturelle.

Les propriétés de la zircone permettent le remplacement des procédés céramo-métalliques par les procédés céramo-céramiques et favorisent donc la disparition souhaitée du métal par les praticiens et les patients.

On peut résumer les différents types de céramiques en fonction de leurs indications, leurs propriétés physiques, mécaniques, optiques et des systèmes qui permettent de l'obtenir : (fig. 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28 et 29)

Matériau	Sous-catégorie	Indication
Céramique feldspathique		Inlay onlay, facette, empilage dentaire unitaire antérieure
Céramique vitrocéramique		Inlay onlay, facette ou couronne unitaire antérieure jusqu'aux PM dent d'apex de préférence
Céramique infusée	full ceramic Spinel	infrastructure de couronne unitaire antérieure ou postérieure
	all-ceramic Alumina	infrastructure de couronne unitaire antérieure et postérieure ou de petit bridge antérieur 1 intermédiaire
	all-ceramic Zirconia	infrastructure unitaire postérieure ou petit bridge ant 2 intermédiaires. Bridge collé pont zircon possible
Céramique polycristalline	alumina pure	infrastructure unitaire ou petit bridge antérieur ou postérieur
	zirconium pure	infrastructure unitaire ou bridge
Verreux	full ceramic	même utilisation qu'en prothèse totale dentaire
	céramo-céramique	même utilisation qu'en prothèse totale dentaire
Résine		inlay onlay onlay
		inlay onlay de bridge composite ou résine

**Fig. 22 :** Indications des différents matériaux de restauration prothétique développés en CFAO.

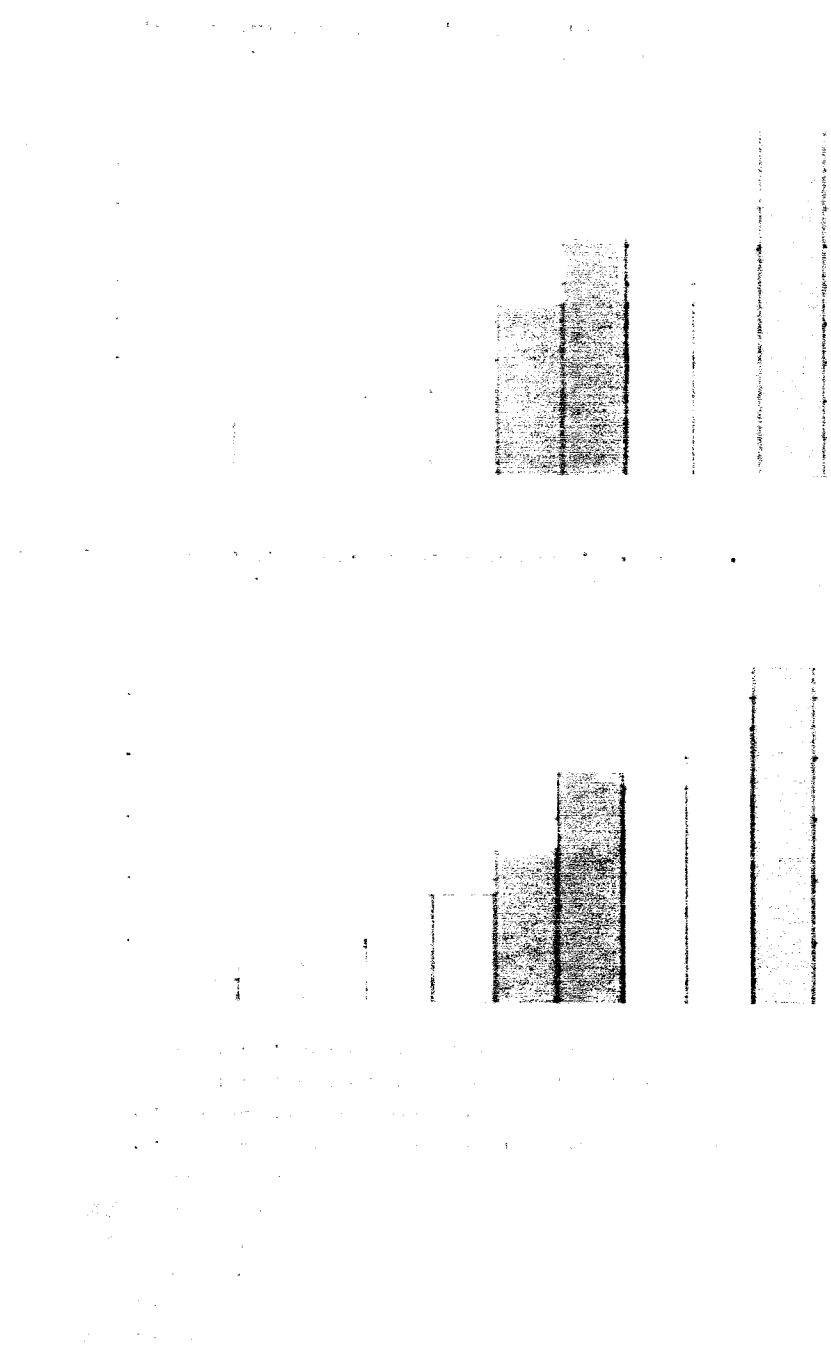


Fig. 23 : Ténacité et résistance des céramiques produites par CFAO.



CAD-CAM			
Presintered	Cercon (Dentsply) <sup>a</sup>	Partially stabilized zirconia	
	DC-Zirkon (DCS) <sup>f</sup>	Partially stabilized zirconia	
	Everest ZS-Blanks (Kavo) <sup>h</sup>	Partially stabilized zirconia	
	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent) <sup>b</sup>	Partially stabilized zirconia	
	LAVA Frame (3M ESPE) <sup>c</sup>	Partially stabilized zirconia	
	Procera AllCeram (Nobel Biocare) <sup>i</sup>	Alumina	
	Procera AllZirkon (Nobel Biocare) <sup>i</sup>	Partially stabilized zirconia	
	Vita YZ (Vita Zahnfabrik) <sup>d</sup>	Partially stabilized zirconia	
	Densely sintered	Denzir (Cad.esthetics) <sup>j</sup>	Partially stabilized zirconia
		Digiceram L (Digident) <sup>k</sup>	Leucite-glass
Digizon (Digident) <sup>k</sup>		Partially stabilized zirconia	
Everest G-Blanks (Kavo) <sup>h</sup>		Leucite-glass	
Everest ZH-Blanks (Kavo) <sup>h</sup>		Partially stabilized zirconia	
IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) <sup>b</sup>		Lithium disilicate-glass	
ProCAD (Ivoclar-Vivadent) <sup>b</sup>		Leucite-glass	
Vitabloes Mark II (Vita Zahnfabrik) <sup>d</sup>		Leucite-glass	
Vitabloes TriLuxe (Vita Zahnfabrik) <sup>d</sup>		Leucite-glass	
ZirKon (Cynovad) <sup>l</sup>		Partially stabilized zirconia	
Glass infiltrated	In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik) <sup>d</sup>	Glass-alumina	
	In-Ceram Spinel (Vita Zahnfabrik) <sup>d</sup>	Glass-alumina-spinel	
	In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik) <sup>d</sup>	Glass-alumina-PS zirconia	

**Fig. 25 :** Méthodes de fabrication et exemples commerciaux avec la composition des différents types de céramiques pour prothèses.



Bloc de céramique usinable	Type de céramique	indications	système	Resistance à la flexion (MPa)
VITABLOCS Mark II	feldspathique	Antérieures (postérieures) inlay/onlay facettes	Cerec	150
VITABLOCS TriLux et TriLux Forte (2009)	feldspathique	Antérieures (postérieures) inlay/onlay facettes	Cerec	150
IPS Empress CAD	Feldspathique renforcée à la leucite	Antérieures inlay/onlay facettes	Cerec	160
IPS e.max CAD	Feldspathique renforcée disilicate de lithium	Antérieures postérieures inlay/onlay bridges antérieurs	Cerec*, Evrest*	360
VITA In-Ceram SPINELL	Spinelle infiltré par du verre	Antérieures inlay/onlay	cerec*	350
VITA In-Ceram ALUMINE	Alumine infiltrée de verre	Antérieures postérieures bridges antérieurs	Cerec*, etkon*, bienair*	500
VITA In-Ceram ZIRCON	Alumine renforcée par zircon infiltrée de verre	postérieures bridges postérieurs	Cerec*, etkon*, bienair*	650
VITA In-Ceram AL	Alumine	Antérieures postérieures bridges antérieurs 3 éléments	cerec*	650
VITA In-Ceram YZ	Zircone YTZP	postérieures bridges postérieurs + 3 éléments	Cerec*	950
IPS e.max ZirCAD	Zircone YTZP	postérieures bridges postérieurs 3 éléments	Cerec*	900
Zircone préfrittée	Zircone YTZP	postérieures bridges postérieurs + 3 élément)	Cerec*, cercon*, evrest*, bienair*, etkon*, Lava™	≥1000
Zircone HIP	Zircone HIP	postérieures bridges postérieurs + 3 éléments	Bienair*, evrest*, cynovad*	≥1000

Fig. 28 : caractéristiques des différents blocs de céramiques pour l'usinage par CFAO.

Céramiques	Propriétés	Propriétés mécaniques	Manufacture
<b>CFAO</b>	<b>optiques</b>		
<b>Feldspathiques</b>	Très translucide	Faibles	Soustractif
<b>Vitrocéramiques</b>	Bonne translucidité	Faibles/Moyennes	Soustractif
<b>Infiltrée :</b>			
- <b>Spinnelle</b>	Translucide	Moyennes	*Soustractif nécessitant une infiltration de verre dans l'ouvrage.
- <b>Alumina</b>	1/2translucide	Très Bonnes	
- <b>Zirconia</b>	Très opaque (peut être colorée)	Bonnes	*Additive
<b>Alumine</b>	1/2translucide	Tres Bonnes	Additive
<b>Zircone</b>	1/2translucide (peut être colorée)	Excellentes  (les propriétés mécaniques peuvent être altérer en cas de retouches trop importantes)	Soustractif  *pré-frittée (Y-TZP) *frittée (HIP Z) *HIP Z et TZP

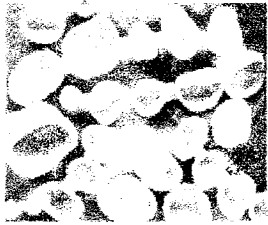
Fig. 29 : propriétés de céramiques utilisables pour la CFAO et types d'obtention.

### 3. RESINES ET COMPOSITES

Les résines sont utilisées dans trois indications essentiellement :

-Les résines calcinables (fig. 30), mises en forme et coulées dans un deuxième temps à la cire perdue. L'intérêt, ici, réside dans le fait qu'il n'y a plus d'étape de réalisation de cire. Cependant, c'est un intérêt discutable, vu que les prothésistes sont extrêmement rapides lors de la réalisation de cette étape, et peuvent concurrencer les machines-outils.





Exemples de production d'armatures usinées par fabrication additive avec la machine Perfactory DDP d'Envisage AG.  
Source: Envisage Medical



Exemples de production d'armatures usinées par fabrication additive avec la machine Perfactory DDP de la 3D Systems.  
Source: 3D Systems

Fig. 30 : Exemples d'armatures calcinables par fabrication additive.

-Les résines peuvent également servir à la réalisation de bridges provisoires, voire même de couronnes provisoires. Elles peuvent se présenter sous forme de blocs (fig. 31) ou de disques prêts à être usinés avec différents choix de teintes possibles.

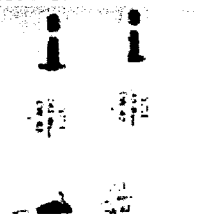


Fig. 31: Plots de résine et composite pour l'usinage.

-Les résines chargées en fibres de verre (fig. 32) avec comme indication la réalisation d'armatures de bridges composite ou résine grâce à leurs propriétés (fig. 33).

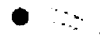


Fig. 32 : Disque de composite usiné pour un bridge provisoire.

Tableau 1 Propriétés des matériaux.		
Matériau	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient de Poisson
Alumine	380	0,2
Zirconium oxyde	200	0,2
Composite	10-20	0,3
Porcelaine	60-70	0,2
Verre	70	0,2
Acier	200	0,3
Aluminium	70	0,3
Titane	100	0,3
Émail	80	0,2
Dentine	18	0,3
Os	13	0,3

Fig. 33 : Propriétés du composite et de la céramique comparées aux matériaux naturels.

## VI.INDICATIONS DE LA FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN PROTHESE

Presque toutes les disciplines de la dentisterie se tournent vers la CFAO et son futur prometteur. De nombreux domaines sont déjà acquis à la cause de la CFAO (dentisterie restauratrice, prothèse conjointe, prothèse supra implantaire). Dans les domaines qui ne sont pas encore développés, la recherche est intense afin de mettre au point le système révolutionnaire (implantologie, prothèse adjointe).

Un des arguments principaux de l'utilisation de la CFAO est la précision, acceptant des erreurs de l'ordre de quelques microns. De plus, n'ayant plus de transport physique des empreintes, il n'y a plus de perte d'information due aux matériaux à empreinte.

Un des autres arguments principaux est le gain de temps, tant au niveau du temps entre les acteurs de la réalisation de la prothèse qu'au niveau du temps de réalisation de la prothèse elle-même. En effet, l'empreinte est envoyée par mail, donc le laboratoire la reçoit en quelques secondes, de plus les machines fabriquent une prothèse en quelques minutes. Le délai entre le départ d'une empreinte depuis le cabinet du chirurgien-dentiste jusqu'à la livraison de la prothèse finie chez ce même chirurgien-dentiste est donc considérablement réduit.

Je vais détailler les indications en prothèse uniquement, laissant certaines disciplines de la dentisterie où la CFAO est déjà présente, comme l'orthodontie, la chirurgie, la prothèse maxillo-faciale, etc....

### 1. PROTHESE CONJOINTE ET LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

Grâce au développement de la dentisterie adhésive, le « tout céramique » prend une place primordiale dans la dentisterie actuelle.

Ainsi la CFAO qui dépend directement du développement de l'adhésion de ces éléments prothétiques a pu accroître considérablement ses indications en prothèse (fig. 61).

On note cinq grandes indications dans ce domaine :

- Inlays/onlays
- Facettes
- Couronnes
- Endocouronnes
- Bridges

Le tout céramique, parallèlement au développement de l'adhésion des céramiques aux tissus dentaires permet notamment une économie tissulaire importante ainsi que des règles de reconstitutions et des principes de préparations permettant dans de nombreux cas de préserver la vitalité pulpaire.

Il n'est plus question d'adapter d'anciennes techniques de préparations et d'adapter la prothèse avec ces nouveaux matériaux, mais l'inverse.

Afin d'assurer des résultats satisfaisants aussi bien de la pièce prothétique que de la, ou des dents supports, il est nécessaire de respecter des principes de préparations strictes de la dent, des critères cliniques stricts, de respecter les indications de chaque matériau, le mode d'assemblage des céramiques, le collage, etc....

En fonction de la situation clinique initiale, il faut poser à chaque fois les indications aussi bien pour le type de restauration que pour les matériaux utilisés et la technique de CFAO à utiliser.

Il faut respecter des règles strictes pour ne pas risquer la fracture de la prothèse, voire même le délabrement de la dent support. En effet dans le cas d'une fracture de l'élément prothétique, le collage de la prothèse à la dent étant tellement résistant, il y a un risque de fracture plus ou moins important de la dent support.

La pérennité des restaurations dépend de plusieurs facteurs :

- De la qualité de la préparation
- De la précision d'adaptation
- De la forme de la restauration
- De l'état de surface de la restauration
- Du choix du ciment de scellement ou collage.

Les reconstitutions en céramique nécessitent donc de règles de préparations strictes sachant que la céramique est très résistante en compression, mais fragile en flexion (fig. 34,35,36, 37et38 ).

Les bords de la préparation ne doivent pas se trouver au niveau des contacts occlusaux (inlays/onlays/facettes) de même que les surplombs importants doivent être évités (inférieure à 1,5mm, indice de Le Huche).

L'épaisseur de la céramique en occlusal ne doit pas être inférieure à 1.5mm. Il ne faut pas de zones de contraintes internes à la préparation : tous les angles doivent être arrondies, pas de contre dépouilles, mais une dépouille suffisante (10 à 15°), une forme générale simple, un recouvrement des parois fragiles (inférieure à 1,5 mm), une géométrie assurant la stabilité primaire, le respect des formes de la préparation (inlays/onlays : Largeur=Profondeur=2mm).

Grâce aux travaux effectués par Griffith, on sait que la fracture d'une céramique est le résultat de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial de surface, or les machines-outils ne réalisent pas de surfaces parfaitement lisses.

Ainsi l'opérateur, tant pour des raisons de résistance à la fatigue qui provoque ces fractures que pour des raisons de biocompatibilité (irritation du parodonte), doit veiller au polissage des céramiques ou à leur glaçage.

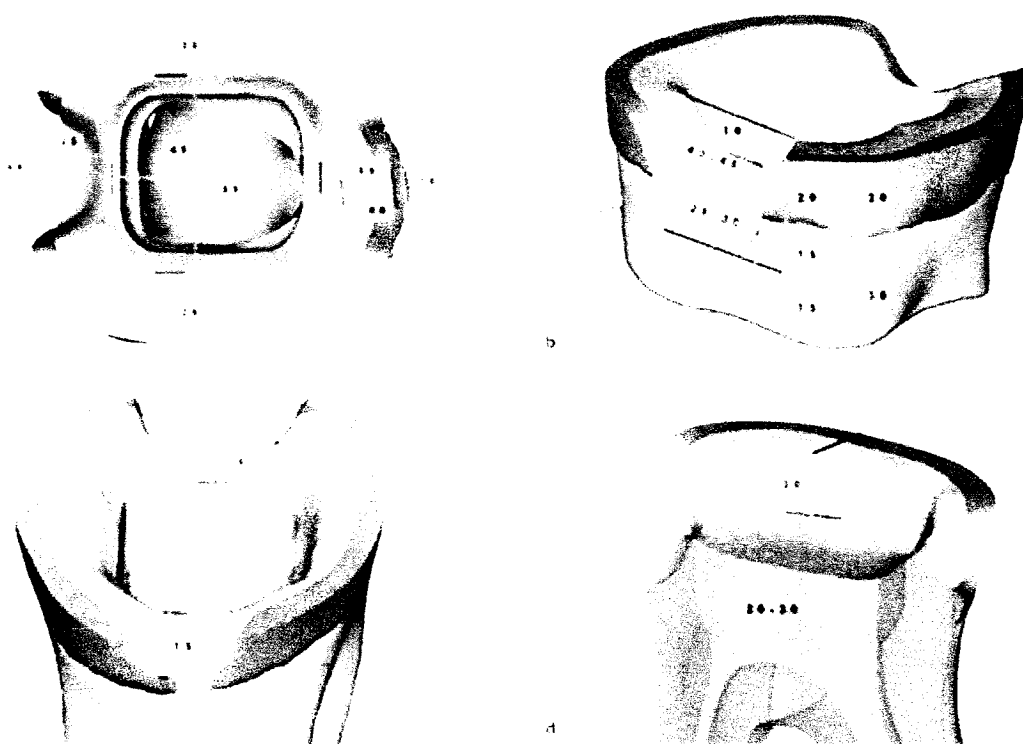


Fig. 34 : Exemple de préparation pour une endocouronne.

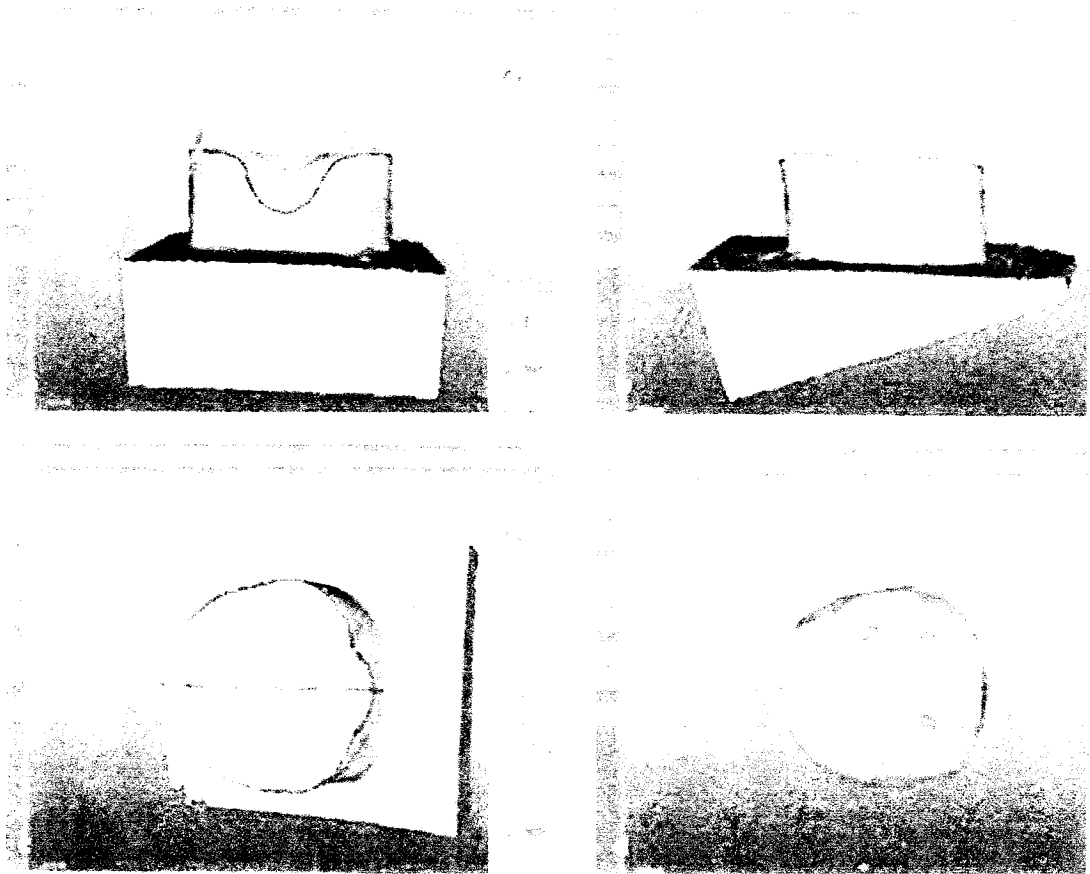
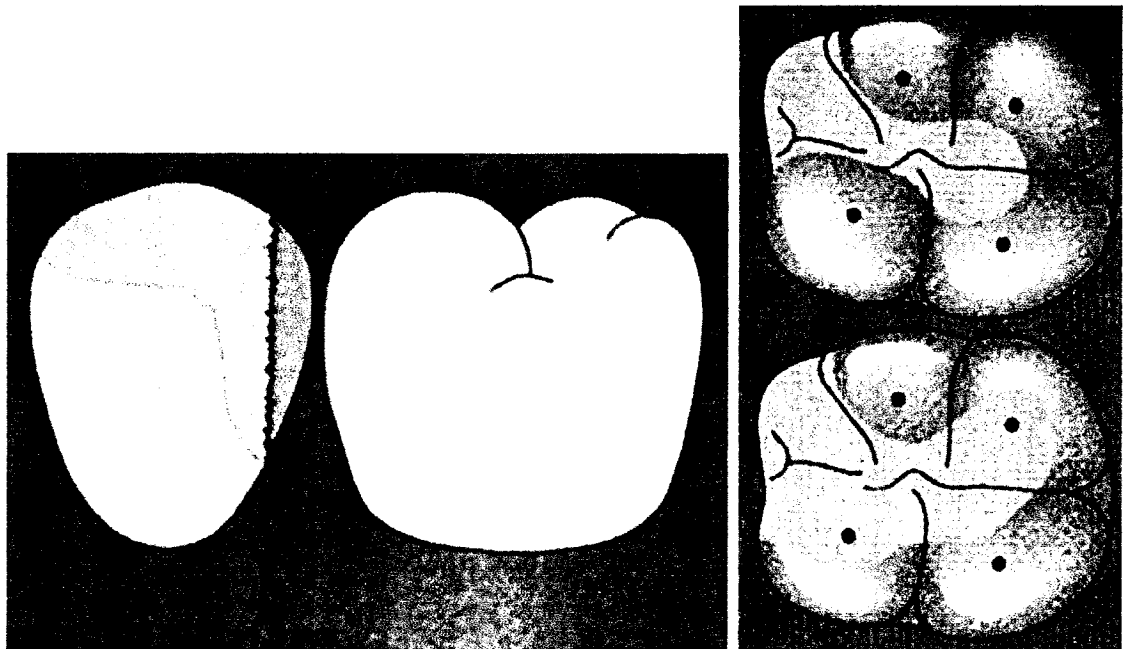


Fig. 35 : Réalisation par CAO de l'endocouronne.



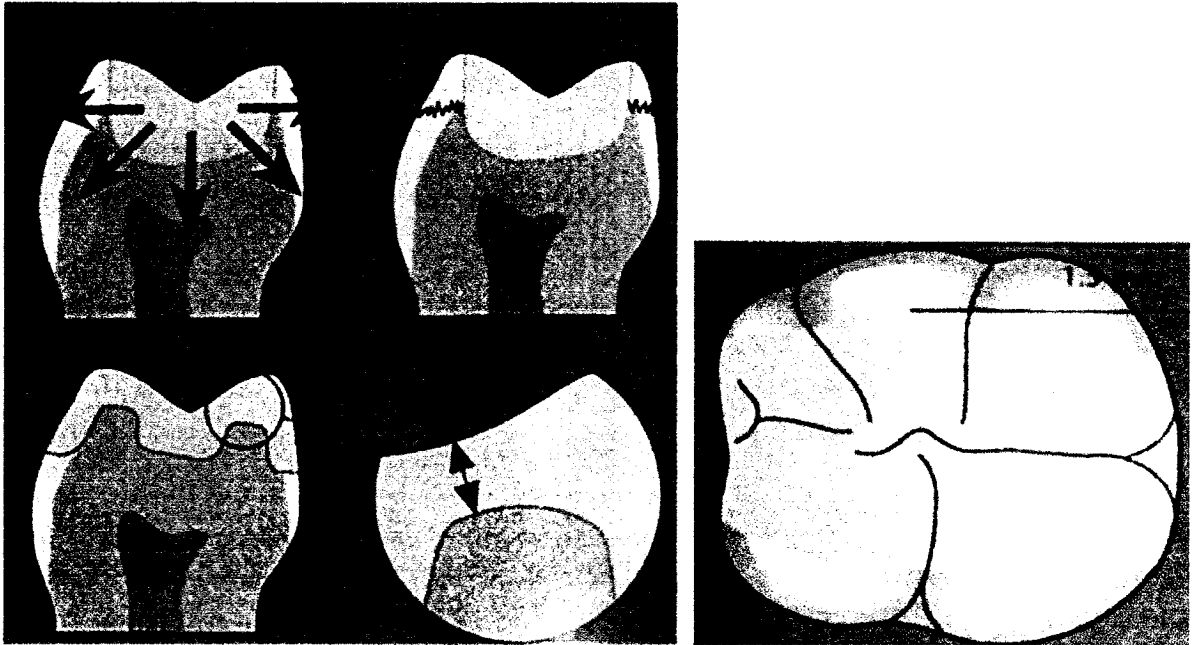
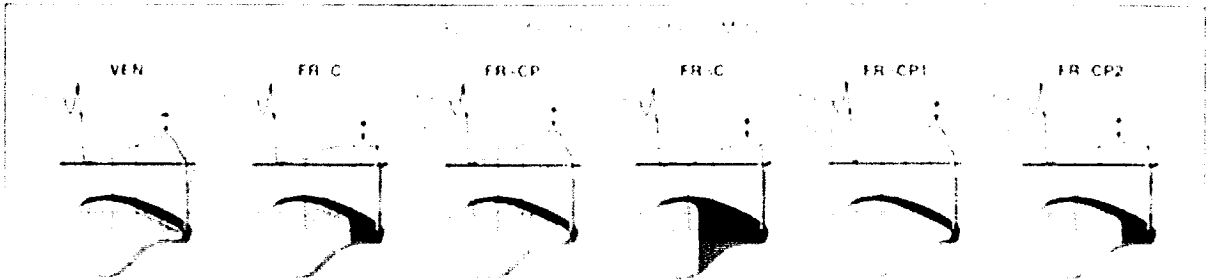


Fig. 36: Principes de taille d'un inlay/onlay céramique.



**Tableau I - Specificités des préparations d'inlay/onlay par CFAO**

	Largeur minimale des isthmes : 2mm
Liées aux inlays céramiques (figures 8 et 9):	Largeur minimale des boîtes : 1,2mm Surpion le proximal inférieur ou la largeur de la boîte et inférieur à 2mm Profondeur de système de 1,5 à 2mm au niveau du S.I ou médian Angles internes arrondis et finis de la préparation en apical et
	Sélectionner des fraises avec deux hauteurs de travail différentes : type épaulement à angle interne avec diamètre 145KR314111 - S0845KR314010 chez Komet Brasseler. Ainsi que les fraises hélicoïdales en grande longueur bagues coupes. D'autres fraises type diamant peuvent aussi être utilisées lors de la réalisation des boîtes proximales.
Liées à la FAO	Un degré de finition élevé sera requis pour la CAO impliquant utilisation de fraises bagues coupes permettant obtention de surfaces nettes des parois planes et élimination des prismes d'embarasement. Elles sont d'une grande précision et sont travaillées avec la résolution de la caméra 3D.  Les angles liés à la forme des formes de contour ne peuvent pas être usinés. Un angle saillant cavé parfait ne pourra être usiné correctement et va compromettre l'insertion passive de la restauration (2) (Fig. 39).

**Fig. 38 : Spécificités des préparations d'inlay/onlay céramique par CFAO.**

Pour les bridges, le matériau de choix pour l'infrastructure est la zircone grâce à sa grande résistance à la flexion. Ses caractéristiques mécaniques permettent de minorer la préparation des dents supports, et les surfaces de connexions sont moins importantes que les autres céramiques (les embrasures sont toujours en forme de U) (fig. 39).

Système d'infrastructure	Types de céramique	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa/m <sup>1/2</sup> )	Surface de connexion en mm <sup>2</sup>
E max press <sup>®</sup>	Disilicate de lithium	300-400	2,8-3,5	17-20 mm <sup>2</sup>
Incéram <sup>®</sup>	Céramique alumineuse	420-600	6-8	12-20 mm <sup>2</sup>
Alumina zirconia	infiltrée de verre + 35% zirconium			
Cercon <sup>®</sup>	Y-TZP	900-1200	9-10	7-11 mm <sup>2</sup>
DCS-Precident <sup>®</sup>	Y-TZP	800-1200	9-10	15 mm <sup>2</sup>
Lava <sup>™</sup>	Y-TZP	900-1200	9-10	9 mm <sup>2</sup>

**Fig.39 : Propriétés des différents systèmes d'infrastructure.**

Si le prothésiste possède l’empreinte, il peut monter lui-même la céramique sur l’infrastructure (fig. 40). S’il reçoit uniquement une empreinte optique, il doit élaborer la céramique par CAO puis faire la FAO et coller cette dernière sur l’infrastructure, il en est de même pour une couronne unitaire. En effet, le prothésiste en recevant uniquement une empreinte optique ne peut donc pas faire de vérification sur le modèle car il n’y a pas de modèle physique. Il crée alors par CFAO l’armature de la prothèse puis il crée la céramique dite cosmétique également par CFAO ce qui lui permet de faire toutes les vérifications dont il a besoin sur les modèles virtuels.

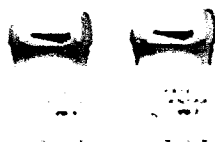


Fig. 40 : Produits pour la réalisation des céramiques cosmétiques.

## 2. PROTHESE ADJOINTE

Délaissé dans un premier temps au profit de la prothèse conjointe, la prothèse adjointe arrive petit à petit dans l’univers de la CFAO.

On peut distinguer en prothèse adjointe, la prothèse adjointe partielle et totale.

### 2.1 LA PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE

C’est David NEGREL qui a en premier développé le « stellite » assisté par ordinateur avec le logiciel Digistell (Digilea et Cynovad) (fig. 40, 43, 44, 45 et 47).

Tout commence par des techniques conventionnelles : empreinte primaire puis secondaire.

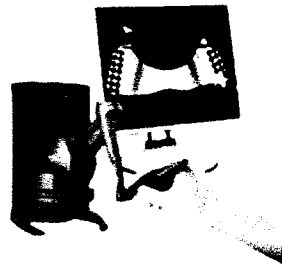
Le modèle coulé en plâtre est d’abord scanné (fig.42) (Ovascan, Comet 250 laser) puis on passe à la CAO en trois dimensions dans un fichier au format STL.

On utilise pour la CAO une spatule numérique à retour de force (fig. 41). Cet outil est développé par Sensable Technologie Inc. spécialisée dans les technologies haptiques. Cette technologie permet le transfert des mouvements de la spatule dans un environnement virtuel et, en retour, la sensation de toucher l’objet réellement à travers la spatule.

Comme pour la prothèse conjointe, tous les éléments du châssis métallique peuvent être prédéterminés : épaisseur, diamètre, etc.

De même, des modifications peuvent être apportées, après la proposition du stellite par le logiciel de CAO.





Le Dental Lab System de Sensable  
avec la bras de retour d'effort  
Phantom Desktop associé au  
logiciel de CAO Freeform ;  
commercialisé en France  
par Byosys.

Source : Sensable

Fig.41.

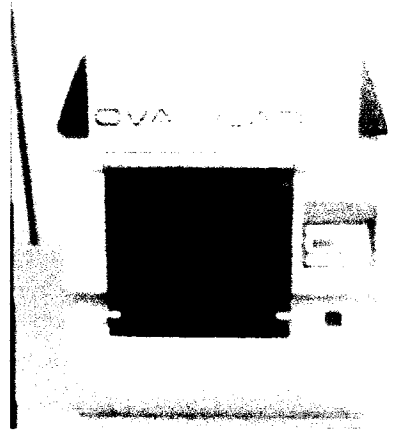


Fig. 42: Scanner Ovascan.



Fig. 43 : programme d'identification de la ligne de plus grand contour et de la ligne guide.

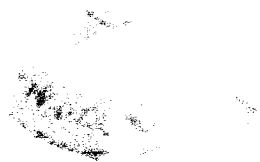
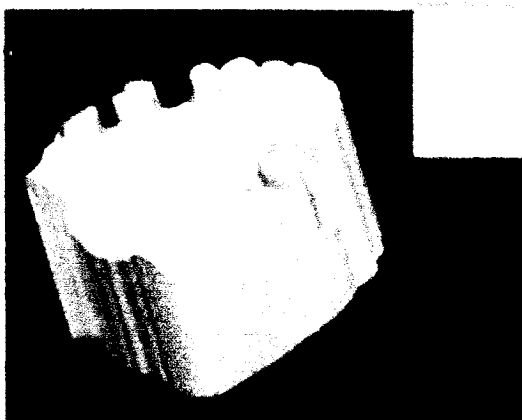
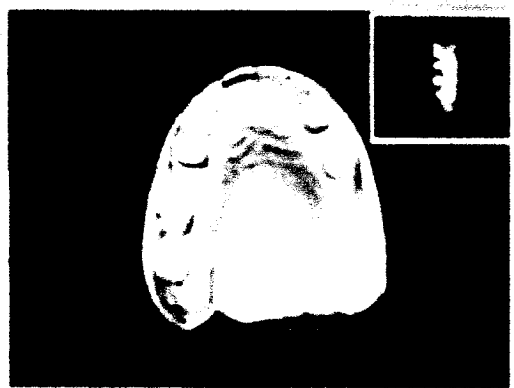
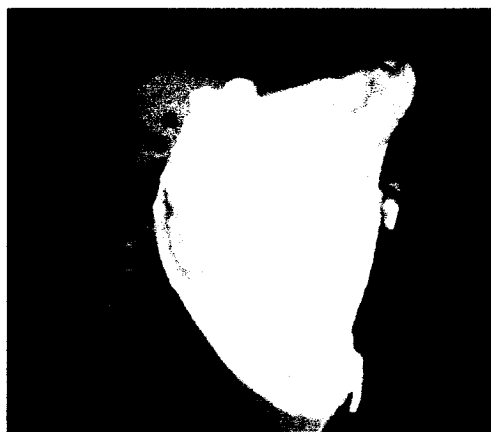


Fig. 44 : zones de contre dépouilles identifiées en fonction de l'axe d'insertion de la future prothèse.



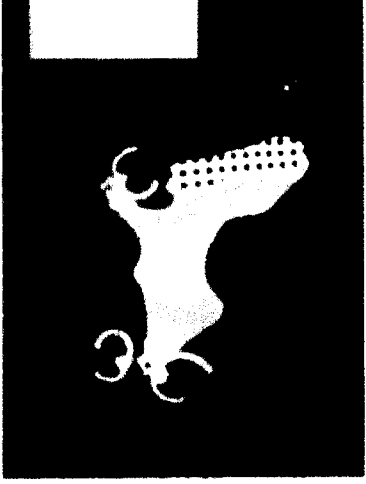
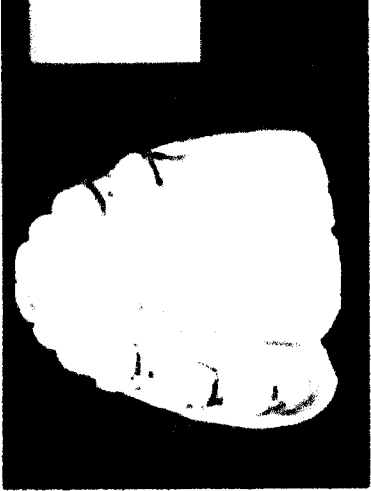
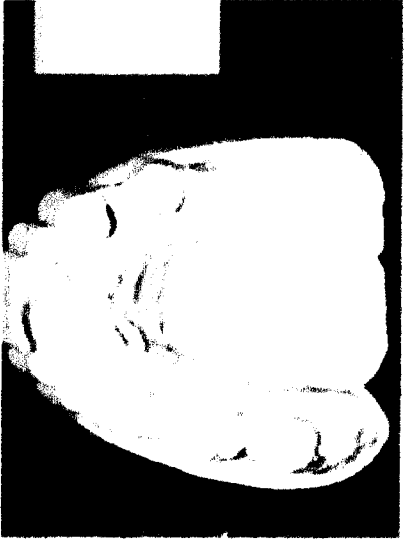
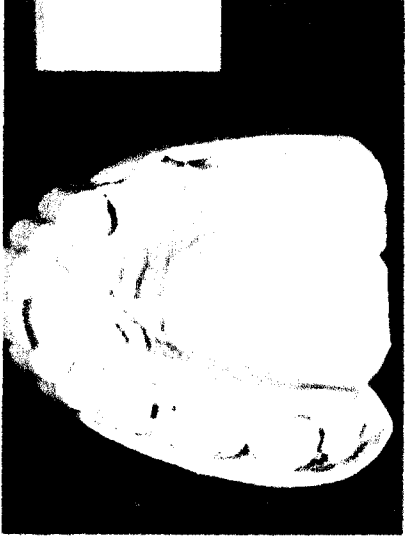




Fig. 45 : Diferentes etapes de la conception assistée par ordinateur de la plaque base d'un stellite par Digistell.

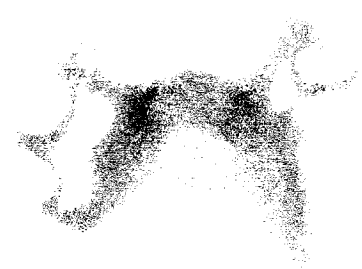
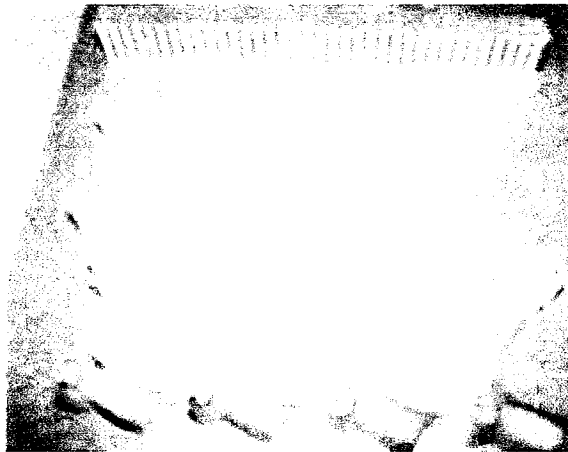


Fig. 46 : Modèles en résine obtenues par la Fabrication assistée par ordinateur.



Nouvelle version  
du logiciel Digistell (V2)  
pour la conception de  
châssis avec une souris  
Source : C4W / Digitea SA

Fig. 47.



Fig. 48 : Plaque base coulée puis vérifiée en bouche.