

Année : 2004

N°43

LE TOUT-CERAMIQUE EN PROTHESE FIXEE PAR C.F.A.O.

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée
et soutenue publiquement par*

ETOUBLEAU Antoine

le 25/10/2004 devant le jury ci-dessous

<i>Président</i>	M. GIUMELLI
<i>Assesseur</i>	M. DANIEL
<i>Assesseur</i>	Mme DESFONTAINE

Directeur de thèse M. LOGET

TABLES DES MATIERES

1. NOTIONS DE C.F.A.O.....	8
1.1. INTRODUCTION.....	9
1.2. HISTORIQUE	10
1.3. CARACTERISTIQUES COMMUNES DES DIFFERENTS SYSTEMES DE CFAO DENTAIRE	12
1.3.1. Le système d'enregistrement	14
1.3.2. La modélisation	15
1.3.3. Le système d'acquisition	16
2. PANORAMA DES DIFFERENTS PROCEDES CFAO	17
2.1. INTRODUCTION.....	18
2.2. LES SYSTEMES DE CFAO POUR CABINET DENTAIRE	18
2.2.1. LE SYSTEME CEREC 3.....	19
2.2.2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DU CEREC3	20
2.2.2.1. Enregistrement des données et modélisation de la maquette.....	21
2.2.2.2. Usinage.....	23
2.3. LES SYSTEMES POUR LABORATOIRE DE PROTHESE DENTAIRE	24
2.3.1. SELON LA NATURE DE LA MAQUETTE PROTHETIQUE.....	24
2.3.1.1. Les système avec modélisation de la maquette prothétique	25
2.3.1.2. Les systèmes sans modélisation de la maquette prothétique.....	26
Description du système CERCON®.....	26
2.3.2.. EN FONCTION DE LOCALISATION D'USINAGE	29
2.3.2.1. Les systèmes à fraisage délocalisé	29
2.3.2.2.. Les systèmes à fraisage non délocalisé	31
2.3.3. SELON LA NATURE DU SCANNAGE.....	31
2.3.4. SELON LE PROCESSUS D'USINAGE	33
Les procédés soustractifs	33
Les procédés par addition	33
2.3.5. SELON LA NATURE DES MATERIAUX.....	34
3. LES MATERIAUX TOUT CERAMIQUE UTILISES EN C.F.A.O.....	36
3.1. GÉNÉRALITÉS.....	37
3.2. LES CÉRAMIQUES DENTAIRES	37
3.2.1. RAPPEL DES PROPRIÉTÉS DES CÉRAMIQUES DENTAIRES.....	38
3.2.1.1. Les propriétés biologiques et optiques des céramiques	38
3.2.1.2. Les propriétés mécaniques des céramiques dentaires :	38
3.2.1.2.1. Généralités	38
3.2.1.2.2. Module élastique ou d'élasticité	39
3.2.1.2.3. Module de rupture en flexion	39
3.2.1.2.4. Ténacité à la fracture	40
3.2.1.2.5. Dureté.....	40
3.3. ÉVOLUTION DES CÉRAMIQUES DENTAIRES: DE LA CÉRAMIQUE FELDSPATHIQUE A LA CÉRAMIQUE ZIRCON	41
3.3.1. INTRODUCTION.....	41
3.3.2. LES CERAMIQUES POUR PROCEDE TOUT CERAMIQUE	43

3.3.2.1.	<i>Les céramiques feldspathiques.....</i>	43
3.3.2.2.	<i>Les céramiques alumineuses</i>	44
3.3.2.3.	<i>Les vitrocéramiques</i>	45
3.3.2.4.	<i>Les céramiques d'infiltrations</i>	46
3.3.2.5.	<i>La zircone</i>	47
	<i>Caractéristiques physico-chimique de la zircone.....</i>	47
3.4.	LES DIFFERENTES FORMES DE LA ZIRCON EN ODONTOLOGIE....	49
3.5.	LES CÉRAMIQUES POUR CFAO	50
3.5.1.	GENERALITES ET CLASSIFICATION DES CERAMIQUES POUR CFAO.....	50
3.5.2.	LES MATERIAUX DENSES.....	51
3.5.2.1.	<i>La céramique feldspathique : Les Vitablocs Mark I et II.....</i>	51
3.5.2.2.	<i>Les vitrocéramiques: Dicor MGC et ProCAD</i>	53
3.5.3.	LES MATERIAUX POREUX.....	58
3.5.3.1.	<i>Les blocs à infiltration de verre</i>	59
3.5.3.1.1.	<i>Généralités</i>	59
3.5.3.1.2.	<i>L'alumine (Al₂O₃) : Vita Alumina Blanks.....</i>	60
3.5.3.1.3.	<i>L'alumine/zircone (Al₂O₃/ZrO₂) : Vita Zirconia Blanks</i>	61
3.5.3.1.4.	<i>Le spinelle (MgAl₂O₄) : Vita Spinell Blanks</i>	62
3.5.3.2.	<i>Les blocs usinés en préfritté à frittage final.....</i>	63
	<i>La zircone préfrittée, poreuse : Cercon Base AllZirkon Everest</i>	63
4.	ACQUISITION DES DONNEES.....	64
4.1.	CONSIDERATIONS GENERALES.....	65
4.2.	CONSIDERATIONS APPLIQUEES EN CHIRURGIE DENTAIRE.....	66
4.2.1.	La méthode par contact surfacique.....	66
4.2.2.	La méthode par contact ponctuel	67
	<i>Exemple du système PROCERA®</i>	67
4.2.3.	La méthode par empreinte optique.....	70
4.2.4.	METHODES DITE PAR TRIANGULATION	72
4.2.4.1.	<i>La méthode par projection d'un point lumineux.....</i>	72
4.2.4.2.	<i>La méthode par projection de lignes.....</i>	73
4.2.4.3.	<i>La méthode par projection de lumière structurée.....</i>	74
4.2.4.3.1.	PRINCIPE DE LA MODULATION DE PHASE	77
4.2.4.3.2.	PRINCIPE DE RECONVERSION DE PHASE	79
4.2.5.	EFFET MOIRE	81
	<i>Ombre moiré</i>	82
4.2.6.	<i>La méthode dite par temps de vol.....</i>	84
4.3.	METHODES UTILISEES PAR LES DIFFERENTS SYSTEMES DE CFAO	85
5.	CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR.....	86
5.1.	INTRODUCTION.....	87
5.2.	CAS DU SYSTEME LAVA® (3M ESPE)	88
5.3.	CAS DU SYSTEME CEREC	91
5.4.	PARTICULARITE DU SYSTEME CICERO®	92
5.4.2.	<i>Procédure</i>	92
5.5.	MODELISATION DE LA SURFACE OCCLUSALE	96
5.5.1.	Articulateur virtuel	97

5.5.2.	<i>Modélisation des surfaces antagonistes</i>	98
5.5.3.	<i>Cas du système DCS Precident®</i>	99
5.5.4.	<i>Le système CONDYLOCOMP-KAVO®</i>	100
5.5.4.1.	<i>Etude du CONDYLOCOMP-KAVO</i>	102
5.5.4.2..	Résultats	103

6. FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR106

6.1.	<i>INTRODUCTION</i>	107
6.2.	<i>USINAGE PAR FRAISAGE NUMERIQUE A CINQ AXES</i>	110
	Conclusion.....	114
6.3.	<i>SYSTEME WOLCERAM</i>	115
6.4.	PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT	116

INTRODUCTION

Depuis quelques années, les procédés de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) ont progressivement investi l'ensemble des secteurs industriels. Ces procédés novateurs ont permis d'éviter la répétition de certaines tâches, l'optimisation et la simplification des processus de fabrication d'un bien.

Ainsi, la robotique et ses machines-outils à commande numérique, la conception d'objets virtuels numériques sur des écrans informatiques occupent désormais une place prépondérante au sein de l'industrie au 21^{ème} siècle. Cette automatisation permet donc la réalisation d'une production en masse à des coûts qui peuvent être minimisés. Il semble difficile, voire paradoxal, d'appliquer ces notions au domaine odontologique. En effet, la réalisation de pièces prothétiques dentaires se caractérise par leur unicité, chaque couronne devant s'intégrer parfaitement à un système stomatognathique propre et spécifique. La production en masse sous-entendue par la CFAO présentait jusqu'à un passé très récent, peu de chance de trouver place au sein du domaine de la chirurgie dentaire. Pourtant la persévérance et l'opiniâtreté de certains chercheurs, de chirurgiens-dentistes ont permis la présence de plus en plus marqué des systèmes de CFAO dans quelques cabinets dentaires et surtout au sein de l'exercice de prothésistes dentaires. Cependant, la réalisation de pièces prothétiques par CFAO n'aurait pu se développer sans, d'une part, le progrès de puissance de calcul informatique et de miniaturisation des machines-outils à commande numérique, et, d'autre part, l'essor des restaurations prothétiques à infrastructure céramique. La nécessité d'une bio-intégration parfaite, d'une esthétique toujours plus poussée amène progressivement l'avènement de restaurations prothétiques entièrement céramique sans infrastructure métallique. C'est ainsi que la CFAO dentaire trouve tout son intérêt dans la réalisation prothétique. En effet, la production de masse permise par la CFAO peut être dévolue à la production de chapes céramiques, laissant aux techniciens de laboratoire plus de temps à consacrer au montage de la céramique cosmétique.

Nous étudierons, après avoir rappelé des notions générales de CFAO, un panel non exhaustif des différents systèmes de CFAO dentaires en 2004, puis les divers matériaux tout-céramique utilisés, et enfin les phases d'acquisition des données de conception assistée par ordinateur et d'usinage à travers quelques systèmes de CFAO modernes en vue de la réalisation de pièces prothétiques tout-céramique.

1. NOTIONS DE C.F.A.O

1.1. INTRODUCTION

La CFAO dentaire est l'application au domaine de la chirurgie dentaire de la Conception et de la Fabrication Assistée par Ordinateur, utilisée dans l'industrie dans le but d'optimiser, de simplifier et d'automatiser les tâches répétitives. La robotique et ses machines-outils à commande numérique, la conception de structures virtuelles sur un écran d'informatique sont de plus en plus présents au sein de l'industrie à l'aube du vingt-et-unième siècle. L'automatisation, l'informatisation semblent dès lors nécessaires à la production en série d'un grand nombre de biens à des coûts raisonnables.

La réalisation de pièces prothétiques ne semblait pas, jusqu'à un passé relativement récent, en adéquation avec les concepts de CFAO. En effet, il s'agit de concilier des impératifs d'une production en masse générés par les processus de CFAO avec l'unicité de chaque pièce prothétique :

- face occlusale,
- anatomie,
- la nature du matériau employé.

Il était donc probable que les techniques de CFAO dans le domaine odontologique n'étaient pas promises à un grand avenir. Pourtant certains professionnels ont cru dès le début dans le succès à long terme de ces systèmes. Ces pionniers de la CFAO dentaire ont concouru à la présence de plus en plus marquée de ces systèmes au sein des laboratoires de prothèse dentaire en 2004.

1.2. HISTORIQUE

Les différents travaux sur la CFAO dentaire ont véritablement débuté dans les années 1970. Ces travaux ont été essentiellement initiés par F. Duret ; celui-ci peut être considéré, à juste titre, comme le concepteur et l'inventeur de la CFAO dentaire. Ses nombreux travaux sur les empreintes optiques marquent la naissance de cette nouvelle technique dentaire.

En 1983, Duret présente, aux entretiens de Garancières, le premier prototype d'un système de CFAO dentaire, puis deux années plus tard, il réalise la première couronne usinée lors du congrès mondial de l'Association Dentaire Française à Paris devant 800 praticiens.

Malgré l'échec commercial du système DURET, l'association de l'évolution des technologies informatiques et des techniques d'usinage ont permis de rendre crédibles les résultats obtenus pour une application CFAO spécifiquement dentaire. [19]

Depuis, de nombreux systèmes de CFAO dentaire ont vu le jour avec parfois, il est vrai, des résultats mitigés tant au niveau technique qu'au niveau commercial.

Ainsi, en Suisse, le professeur Morman et l'ingénieur Brandestini en collaboration développent la première application de CFAO réellement réussie commercialement : le système CEREC®, dans les années 80.

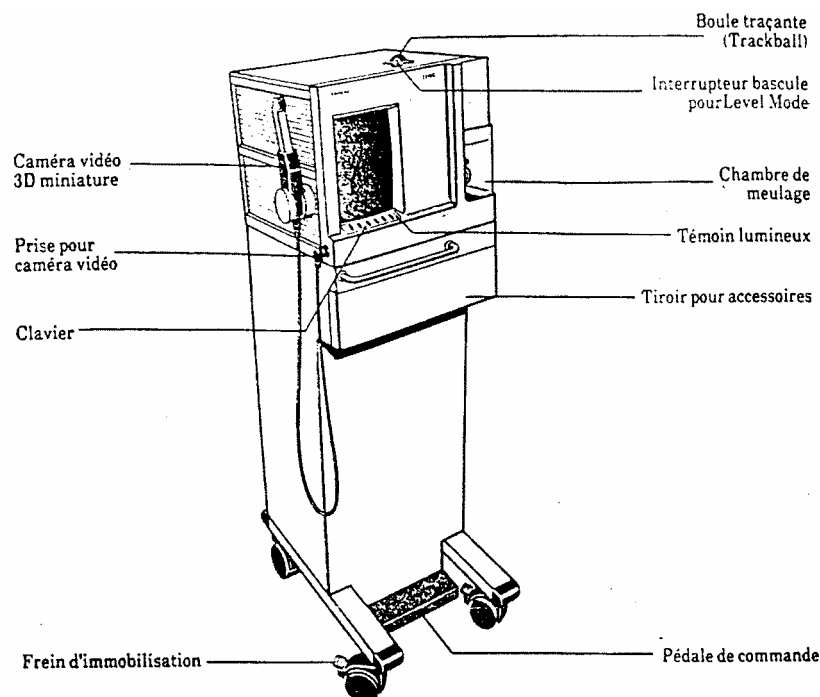


Figure 1 Système CEREC

En Suède, Andersson met au point le système PROCERA® peu de temps après. De nombreux autres systèmes sont présents aujourd'hui sur le marché. [3]

La CFAO dentaire n'en n'est donc plus à ses balbutiements initiaux et est présente dans l'exercice d'un certain nombre de praticiens et de prothésistes dentaires. En réalité, deux faits majeurs ont contribué au développement de la CFAO dentaire : d'une part, on l'a vu plus haut, les innovations technologiques, la puissance de calcul des ordinateurs, la précision et la miniaturisation des machines-outils à commandes numériques, d'autre part, la mise au point des restaurations céramo-céramiques. En effet, la recherche d'une esthétique toujours plus parfaite ainsi qu'une plus grande biocompatibilité ont permis la réalisation de restaurations tout en céramique, sans infrastructure métallique.



Figure 2 Infrastructure céramique pour restauration tout-céramique

La réalisation de ces infrastructures prothétiques en céramique, le plus souvent en céramique par infiltration de verre type In-ceram (alumineuse, spinelle ou renforcé à la zircone) est particulièrement intéressante à effectuer par des techniques de CFAO. [29,14,17]

Le processus de CFAO permet ainsi de réaliser « en masse » notamment des infrastructures céramique selon des paramètres standardisés et laisse au prothésiste dentaire plus de temps pour le montage manuel de la céramique cosmétique, d'émaillage sur la chape usinée.

1.3. CARACTERISTIQUES COMMUNES DES DIFFERENTS SYSTEMES DE CFAO DENTAIRE

La CFAO dentaire regroupe de nombreux systèmes avec des techniques différentes. Cependant, la dénomination de CFAO appelle un certain de caractéristiques communes.

La CFAO dentaire se caractérise par l'association de trois composants :

1. *Un système d'enregistrement ou de captage d'information.* Le système de captage est soit une caméra, soit tout dispositif permettant la numérisation tridimensionnelle de l'information recueillie directement dans la bouche du patient ou sur un modèle de travail.
2. *Un logiciel de modélisation.* Après traitement des données, le programme de conception propose une maquette numérique de la future prothèse. Cette dernière est modélisée sur un moniteur d'ordinateur avec l'intervention du prothésiste ou seul dans le futur.
3. *Un système d'exécution.* Il s'agit généralement d'une machine-outil à commande numérique. [12]

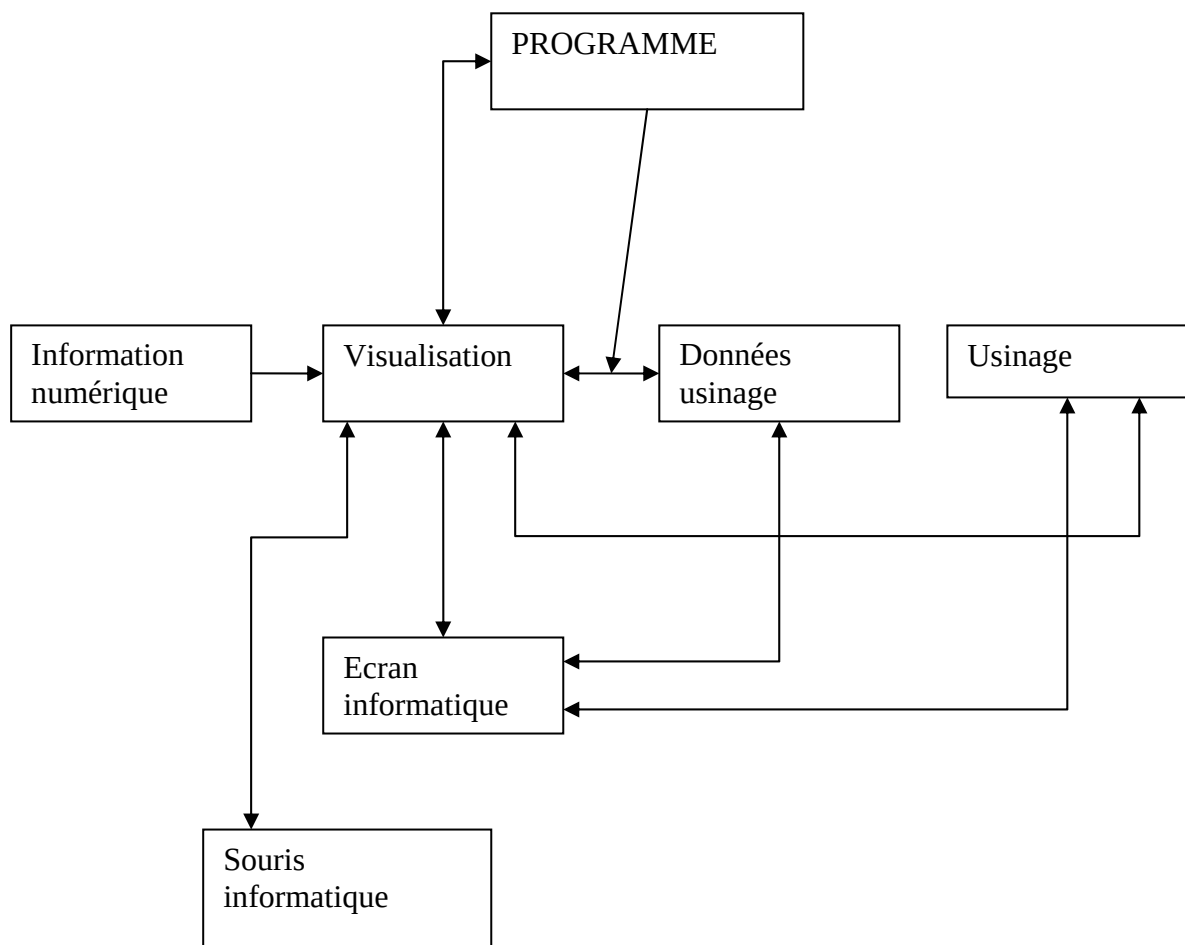


Figure 3 Schéma de principe de fonctionnement de CFAO en prothèse dentaire

1.3.1. LE SYSTEME D' ENREGISTREMENT

Ce système d'enregistrement ou de scannage va permettre de relever les dimensions du support de la prothèse, ou de la maquette prothétique elle-même.

En prothèse traditionnelle, à partir d'un matériau d'empreinte qu'on laisse durcir sur la surface des dents, on obtient une réplique en plâtre qui servira de modèle de travail. Mais, on peut imaginer d'autres empreintes, comme des empreintes optiques ou des empreintes par micro-palpation. Ces deux types novateurs d'empreinte vont enregistrer les volumes du support de la prothèse en mesurant la déformation induite par la surface de l'objet, soit sur une source lumineuse (empreinte optique), soit sur des contacts ponctuels mécaniques (empreinte par micro-palpation)

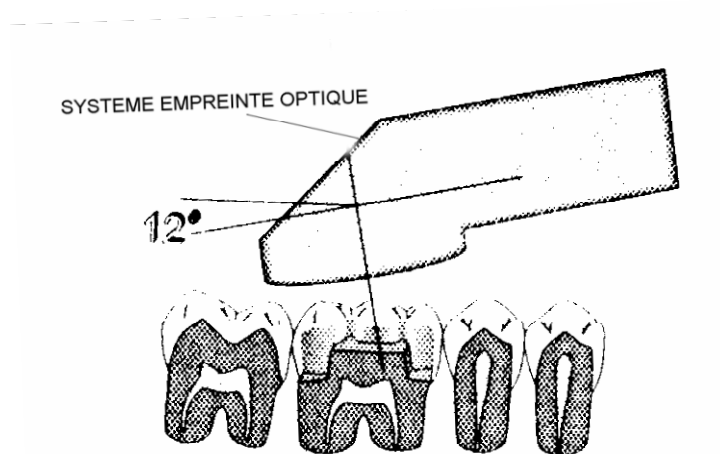


Figure 4 Empreinte optique du système CEREC

Dans les systèmes de CFAO dentaire, on utilise en fait plusieurs empreintes. On réalise une première empreinte traditionnelle en bouche, le moulage obtenu peut être scanné par un système optique ou par un micro-palpeur pouvant être également utilisé pour numériser la maquette en cire de l'élément prothétique envisagé (troisième empreinte).

1.3.2. LA MODELISATION

En réalité, cette étape regroupe véritablement deux phases.

La première a pour objectif de modéliser les modèles positifs unitaires (MPU) afin d'obtenir un modèle de travail numérisé virtuel sur l'écran de l'unité informatique à partir des données issues du scannage.

Cette phase terminée, la deuxième étape peut dès lors débiter. Celle-ci consiste en la modélisation de la future prothèse : il s'agit ici de la phase de conception assistée par ordinateur (CAO) proprement dite. Un prothésiste préalablement formé à ces nouvelles techniques, réalise *via* un logiciel spécifique une maquette prothétique virtuelle sur ce modèle de travail numérique. Il existe un logiciel propre à chaque système de CFAO dentaire. Cependant, de nombreuses fonctionnalités sont communes à ces différents systèmes. Ainsi, le prothésiste peut visualiser sur l'écran le modèle de travail sous une multitude d'angles ; il dispose également de préformes numériques contenues dans une bibliothèque de dents aux forme standardisées, qui seront positionnées sur les modèles positifs unitaires (MPU) puis déformées pour être adaptées aux volumes, limites cervicales de ces MPU.

Le logiciel permet aussi de créer des connexions pour intermédiaires de bridges, de choisir l'épaisseur du ciment de scellement, *et cetera*.

La fin de cette étape porte la maquette de la future prothèse sur l'écran informatique, ses dimensions étant parfaitement contrôlées et calculées par le programme numérique.

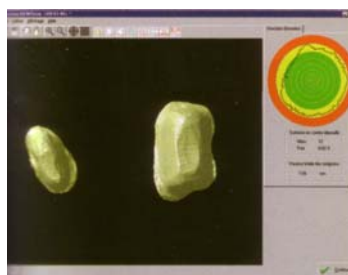


Figure 5 Deux MPU sont visualisés sur l'écran de CAO

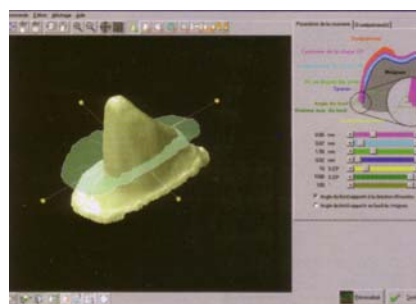


Figure 6 Elaboration d'une maquette prothétique sur le modèle de travail virtuel

1.3.3. LE SYSTEME D'EXECUTION

Il est le plus souvent représenté par une machine-outil à commande numérique. Cette phase correspond à l'usinage de la pièce prothétique créée. Il s'agit, en général, d'un mode d'usinage mettant en jeu différents degrés dans l'échelle technologique, allant du simple appareil de reproduction pantographique, au véritable centre d'usinage trois axes ou plus avec changement d'outils automatique et contrôle informatique.

En effet, mis à part le système pantographique, les machines-outils sont miniaturisées et sont le plus fréquemment constituées d'un moteur, associé à une fraise, qui va découper et sculpter la prothèse dans un bloc de matériau choisi. C'est le mouvement relatif du bloc de matériau et de la fraise qui va réaliser la sculpture de la pièce prothétique. [15]

Ce déplacement relatif peut être plus ou moins sophistiqué, allant des *machines-outils trois axes* avec un axe de déplacement latéral (droite/gauche), un axe d'avancement (avant/arrière) et un axe de déplacement vertical (haut/bas), à des *machines-outils dites à cinq axes* (trois axes, plus des rotations autour de ces axes eux-mêmes).



Figure 7 Machine à trois axes en cours d'usinage

2.PANORAMA DES DIFFERENTS PROCEDES CFAO

2.1. INTRODUCTION

La dénomination des systèmes de CFAO dentaire inclut en réalité de nombreuses techniques différentes. Il est dès lors difficile d'établir une liste exhaustive de l'ensemble des systèmes présents en 2004 et quasi impossible de vouloir comparer les systèmes proposés entre eux. *Nonobstant*, il est possible d'envisager une classification des différents systèmes.

Il existe deux catégories de système de CFAO dentaire :

- Les systèmes pour cabinet dentaire,
- Les systèmes pour laboratoire.

2.2. .LES SYSTEMES DE CFAO POUR CABINET DENTAIRE

Ils sont les plus anciens : ce sont eux, historiquement, les premiers procédés de CFAO. Il s'agit aujourd'hui essentiellement des systèmes CEREC de génération 1,2 et 3.

Ce système permet en théorie de s'affranchir d'un travail réalisé au sein d'un laboratoire de prothèse dentaire traditionnelle. La conception, l'usinage des différentes pièces prothétiques se fait directement devant le patient, en un seul et même temps, comme l'évoque d'ailleurs le nom du procédé CEREC. Celui-ci en effet est l'acronyme en anglais de *Chairside Electronic Restoration Economic Crown*, c'est-à-dire un système de fabrication de couronnes électronique, économique et réalisé au fauteuil.

2.2.1. LE SYSTEME CEREC 3

Le système Cerec est l'un des procédés CFAO les plus anciens. La première restauration Cerec est posée par le Pr. Mörmann en 1985 à l'université de Zürich.

Toutefois, la mise sur le marché du système Cerec se fait en 1989. L'objectif de cette machine est de permettre la réalisation, au cabinet dentaire, de restaurations esthétiques par méthode directe en une seule séance. Le Cerec2 est mis en vente en 1994. Il se différencie de la précédente version par l'amélioration du logiciel de conception. La dernière version du Cerec, le Cerec3, a été introduite sur le marché en 2000. Les améliorations portent sur la modélisation de la face occlusale et sur le mécanisme d'usinage.

Le Cerec3, comme les précédentes versions, permet de réaliser des restaurations incrustées (inlays, onlays). Toutefois, le logiciel Cerec3 étend les applications aux couronnes (antérieures et postérieures) et aux facettes. Si avec le Cerec2, les indications pour couronnes étaient plus ou moins envisageables, elles sont aujourd'hui réalisables avec le Cerec3. Cependant, le logiciel de mise à jour du Cerec2, le Cerec Link, permet à ce dernier de couvrir le même champ d'applications que le Cerec3.

Il s'agit du système de CFAO dentaire, à travers ses trois générations, qui bénéficie du plus grand recul clinique. Bon nombre d'études lui ont été consacrées, notamment en ce qui concerne la réalisation d'inlay/onlays en céramiques, confortant le sérieux et la qualité technique obtenus par ce procédé. Cependant, il est à noter le manque manifeste d'études réellement indépendantes concernant la création de couronnes tout-céramiques via ce processus. [6]

2.2.2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DU CEREC3

Le Cerec3 se compose de deux unités mobiles :

- Une unité d'acquisition d'images,
- Une unité de fraisage (Figure 3).

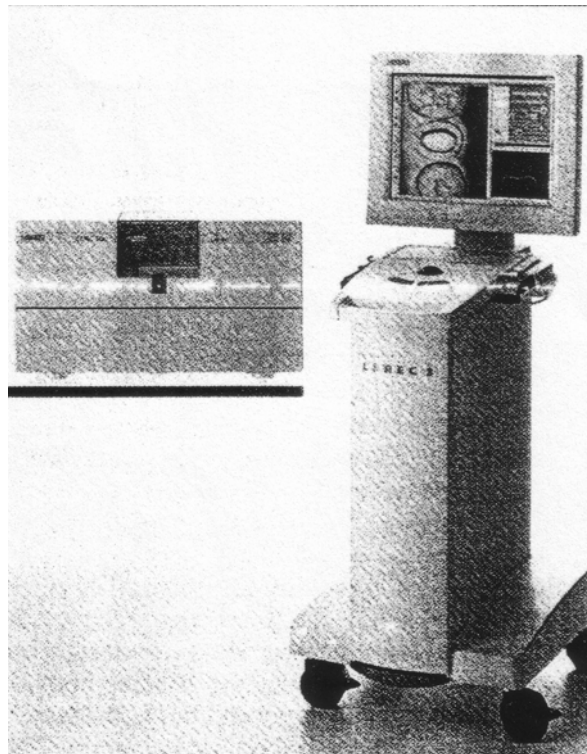


Figure 8 CEREC 3: unité d'acquisition d'image et d'usinage, reliés par connexion

Les champs d'applications du Cerec3 sont déterminés par les programmes qui lui sont incorporés. Les programmes sont installés en fonction du type d'exercice et des besoins du praticien.

2.2.2.1. *Enregistrement des données et modélisation de la maquette*

L'unité d'acquisition du Cerec3 se compose d'une caméra buccale à éléments CCD reliée à un ordinateur (un simple PC). On parle de capture optique intraorale. La numérisation de la préparation est faite en bouche mais elle peut également être faite sur un modèle de travail pour les praticiens qui choisissent la technique indirecte.

La caméra Cerec contient un émetteur et un récepteur :

- L'émetteur projette un faisceau lumineux, cohérent ou non, qui éclaire la dent et permet l'acquisition de l'image par le récepteur,
- Le récepteur numérise et transmet l'image de la dent à l'ordinateur.

Le Cerec3 est équipé d'un logiciel de base destiné à la modélisation des inlays et onlays. Il est possible d'adjoindre au système la composante « Cerec3 Crown », pour la modélisation de couronnes. Le logiciel « Cerec3 Crown » renferme une bibliothèque des formes de dents mais aussi un programme de « Corrélation et de Fonction ». En option également, le praticien peut adjoindre au logiciel de base une composante destinée à la modélisation de facettes et de couronnes partielles antérieures : le « Cerec3 Veneer ».

A partir du modèle optique, le praticien rentre dans l'ordinateur le type de restauration (inlay, onlay, couronne, facette), choisit le programme de conception (extrapolation, base de donnée dentaire, corrélation et fonction) et indique le numéro de la dent à restaurer. Une fois les paramètres sélectionnés, le praticien délimite les dents adjacentes et trace la ligne de finition sur le modèle optique. L'ordinateur propose la forme de restauration la plus en harmonie avec l'anatomie des dents adjacentes.

L'orientation de la couronne et la largeur des embrasures cervicales sont définies par rapport à la distance interdentaire. La position et la largeur des pointes cuspidiennes sont calculées par rapport à celles des dents adjacentes avant d'être ajustées. Toutes les

autres lignes de contour sont déterminées automatiquement. La conception est dès lors terminée et la restauration peut être usinée.

Tout au long du processus de conception, une fenêtre permet à l'opérateur de contrôler, dans les trois directions de l'espace, les modifications qu'il apporte. Le praticien a la possibilité de vérifier et modifier la position de la ligne de plus grand contour et la position des points de contact. Différentes vues et sections permettent de contrôler les aires de surfaces de contacts interproximaux. Le praticien peut aussi modifier l'épaisseur de céramique des différentes parois.

2.2.2.2. Usinage

L'unité d'acquisition du Cerec3 est reliée à l'unité d'usinage soit par un câble, soit par une connexion radio.

Les informations sont transmises au logiciel d'usinage simultanément au processus de conception. En cliquant sur l'icône d'usinage, le logiciel Cerec3 indique au praticien la taille du bloc de céramique la mieux adaptée.

Très souvent, les éléments incrustés sont usinés dans une céramique feldspathique. Il s'agit des blocs Vita Mark II. Ils peuvent également être usinés dans des blocs vitrocéramique, Vita MUC. Les facettes et les couronnes sont usinées dans des blocs Alumina ou Spinell Blanks de Vita. Les caractéristiques de ces matériaux seront étudiées ultérieurement. Une fois le bloc installé sur son support et inséré dans l'unité d'usinage, le praticien déclenche l'usinage.

Il s'agit bien d'un système de CFAO dentaire permettant de réaliser différentes configurations de pièces prothétiques, pour un chirurgien dentiste, au fauteuil et dans un temps minimum. L'ensemble de ces réalisations en céramiques via le système CEREC® ne nécessite donc pas de phase de travail par un technicien de laboratoire.

Cependant, la réalisation de ces différents types de pièces prothétiques nécessite, de la part du praticien, une formation spécifique à l'utilisation du logiciel de CAO et une dépense importante pour l'acquisition de l'ensemble de l'unité CEREC®.

De plus, l'esthétique de la pièce prothétique usinée reste relative étant donnée la monochromaticité des blocs de matériau utilisé, bien que certains industriels semblent aujourd'hui en mesure de proposer des blocs céramiques usinables avec différentes tonalités chromatiques. Certains blocs de matériau se présentent sous la forme d'un cube de céramique à usiner avec un système de teinte stratifiée, à savoir une première couche de matériau, avec une teinte de base, superposée à une seconde couche, dotée d'une teinte de céramique dentinaire, et enfin une dernière et troisième strate, de tonalité correspondant à celle d'une céramique dite incisale, à l'instar de la stratification utilisée en prothèse traditionnelle.

2.3. LES SYSTEMES POUR LABORATOIRE DE PROTHESE DENTAIRE

Ils sont les plus diversifiés. Ils représentent vraisemblablement la voie d'avenir de la CFAO en odontologie tandis que les systèmes pour cabinet étaient plutôt des pionniers dans l'ère numérique en chirurgie dentaire. Ces systèmes pour laboratoires peuvent être classés en de multiples catégories :

- selon la nature de la maquette prothétique (virtuelle ou non),
- selon la localisation du centre d'usinage,
- selon la nature du scannage,
- selon le processus d'usinage,
- selon la nature des matériaux tout-céramique usinés.

2.3.1. SELON LA NATURE DE LA MAQUETTE PROTHETIQUE

Il faut distinguer les systèmes CAO/FAO avec modélisation de la maquette prothétique, des systèmes ne permettant pas cette modélisation (uniquement Fabrication Assistée par Ordinateur).

2.3.1.1. LES SYSTEMES AVEC MODELISATION DE LA MAQUETTE PROTHETIQUE

On retrouve dans ce groupe la plupart des systèmes. Ce groupe constitue les systèmes de CFAO vrais. Dans le processus de CFAO, il s'agit de l'étape de Conception Assistée par Ordinateur. Le système informatique ayant récupéré les éléments numériques obtenus lors du scannage, il peut élaborer un modèle positif unitaire virtuel. Sur ce MPU numérisé, un prothésiste qualifié et formé à la CAO va pouvoir façonner une armature virtuelle, ou maquette, comme une maquette en cire dans le cas de prothèse conventionnelle. (Figure 9 et Figure 10)

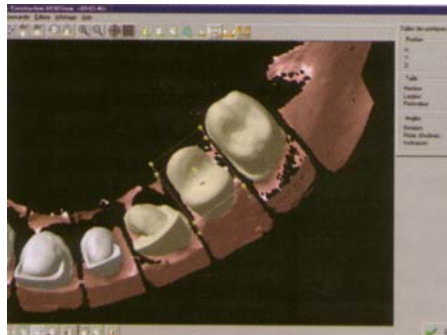


Figure 9 Construction de maquette prothétique virtuelle sur des MPU

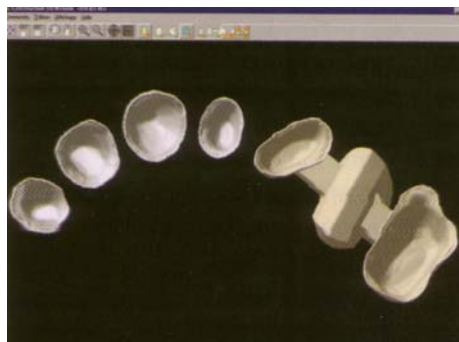


Figure 10 Vue de l'intrados des maquettes prothétiques modélisée.

2.3.1.2. LES SYSTEMES SANS MODELISATION DE LA MAQUETTE PROTHETIQUE

Les systèmes FAO ne prennent pas en charge l'étape de la modélisation. La maquette en cire est réalisée de manière traditionnelle par un technicien de laboratoire et est ensuite numérisée en vue de l'usinage de l'élément prothétique. C'est le cas des systèmes Cercon® et Diadem® ; ceux-ci n'intègrent pas de phase CAO. [31]

DESCRIPTION DU SYSTEME CERCON®

Le Cercon® est une machine compacte en deux parties :

- Une unité de modélisation et d'usinage le Cercon brain,
- Un four intégré le Cercon heat.



Figure 11 Cercon Brain sous le capot mobile le bras mobile porte d'un côté la maquette dans son cadre spécifique pour la lecture laser, et de l'autre le bloc à usiner

Sur des préparations destinées à recevoir des restaurations céramiques, une maquette en cire de l'infrastructure est préalablement réalisée par le prothésiste, comme dans la technique céramo-métallique conventionnelle.

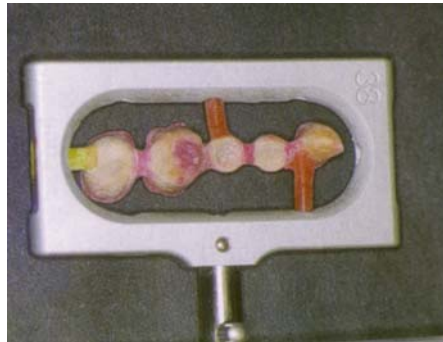


Figure 12 Maquette en cire réalisée de façon conventionnelle et fixée à son cadre support spécifique

La maquette en cire et son cadre spécifique sont portés par le bras mobile, piloté par le programme numérique, vers le scanner qui est placé à la face avant de l'unité Cercon brain, assurant l'ensemble des opérations ; la lecture *recto verso* de la maquette en cire par le scanner laser (dont le principe sera étudié dans la partie correspondante) dure moins de 10 minutes pour un bridge de 3 éléments ; ce scannage fournit la totalité des éléments nécessaires à l'usinage , sans aucun travail numérique supplémentaire .[20]



Figure 13 Vue du bras automatique du Cercon Brain

Il existe aussi un système sans aucune numérisation, le système CELAY®, qui utilise le principe du pantographe. [19]

Ce système ne constitue pas véritablement un procédé de CFAO, puisqu'il ne fait intervenir, à un quelconque moment, une étape de modélisation virtuelle de la future prothèse. Il s'agit d'un processus de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) pur. La procédure d'usinage de pièce prothétique est la suivante :

A partir d'un modèle de travail coulé en plâtre, le technicien de laboratoire modèle sur les modèles positifs unitaires une cire spéciale, la CELAY-TECH®. Cette cire de consistance plastique est déformée manuellement et mise à la forme de la future chape céramique de la restauration envisagée. Cette chape est ensuite placée au cœur de la machine CELAY® ; un système de pointeau, mobile selon plusieurs axes, va se déplacer et parcourir l'ensemble de la chape et, dans le même temps, une fraise montée sur un moteur va usiner un bloc de matériau selon le principe du pantographe. La pantographie consiste en la solidarisation du pointeau et de la fraise de manière à usiner la chape en céramique aux volumes définis lors du modelage de la cire.

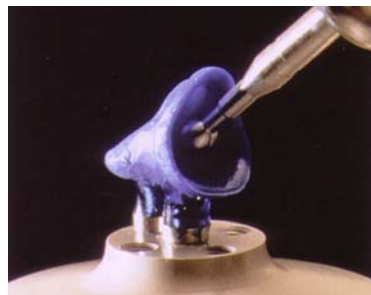


Figure 14 Chape en cire lue par le pointeau pantographique



Figure 15 Bloc de matériau destiné à être usiner

2.3.2. En fonction de la localisation du centre d'usinage

2.3.2.1. Les systèmes à fraisage délocalisé

L'usinage n'est pas réalisé au laboratoire de prothèse mais centralisé dans un centre unique de production. Selon les systèmes, la conception de l'infrastructure est faite, soit au laboratoire, soit au centre d'usinage auquel est rattaché le laboratoire. Après la numérisation du die et, éventuellement, la conception de la maquette numérique, les informations sont envoyées *via* internet au centre de production. On retrouve des systèmes comme CICERO® de Dental System, ETKON® de Ekton AG, PRO50® de Cynovad, PROCERA® de Nobel Biocare et Diadem.

Par exemple, pour le procédé PROCERA, le modèle de travail issu d'une empreinte classique est traité par un scanner qui va permettre la numérisation du moignon (préparé selon des modalités qui seront étudiées dans la partie *acquisition des données*). Le travail de conception par ordinateur est, dans ce cas, traité par le laboratoire de prothèse classique (visualisation de la ligne de finition, volume du moignon et future chape à réaliser) puis l'ensemble de ces données numériques sont envoyées au centre d'usinage *via* modem. Ce centre d'usinage réalisera la chape alumineuse et la renverra au laboratoire pour le montage de la céramique cosmétique. [11] (Figure 16) [19]

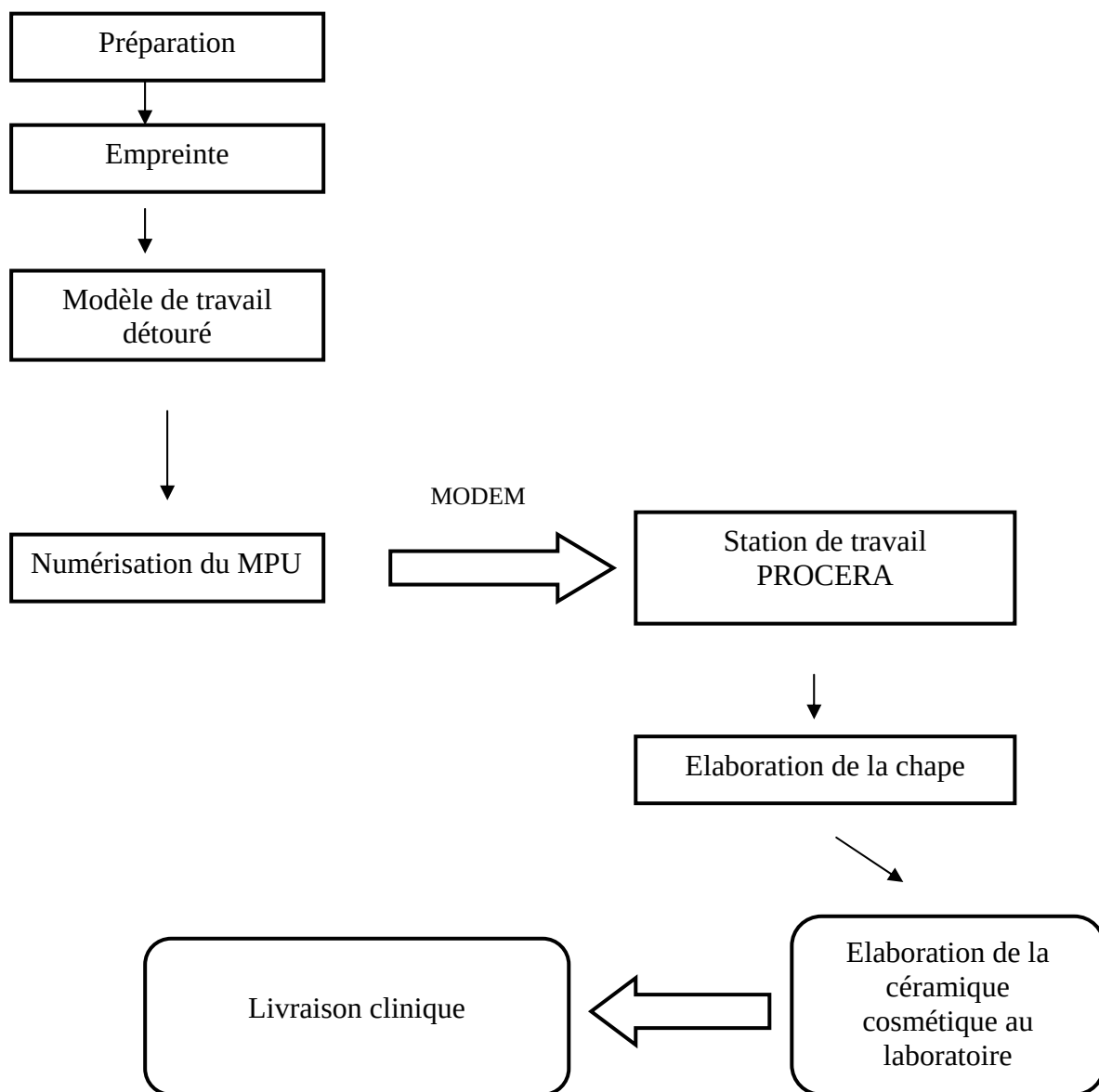


Figure 16 Diverses étapes pour la réalisation de couronne PROCERA all-céram

2.3.2.2. Les systèmes à fraisage non délocalisé

L'usinage de l'élément prothétique est réalisé au laboratoire de prothèse. Il s'agit de systèmes autonomes. Ce sont donc des systèmes de CFAO complets, comprenant une unité d'acquisition des données, un logiciel de modélisation et une unité d'usinage indépendante.

On retrouve les systèmes CEREC inLab® (Sirona), Digident® (Girrbach), Everest® (Kavo), LAVA® (3M ESPE), Precident® (DCS) et Wol-ceram® (Wol-ceram).



Figure 17 Système DigiDENT complet avec scanner, unité de CAO et unité d'usinage

2.3.3. SELON LA NATURE DU SCANNAGE

Le scannage des modèles positifs unitaires conduit à l'obtention d'un modèle de travail virtuel sur lequel les maquettes virtuelles seront élaborées. Il existe deux principales méthodes pour acquérir les données des MPU :

- les méthodes sans contact, assimilées, dans le domaine odontologique, à l'empreinte optique,
- les méthodes avec contact, dites tactiles par micropalpage.

Ces deux méthodes sont cependant basées sur un principe commun de mesure de la déformation d'une information (soit lumineuse soit tactile) à la surface des modèles positifs unitaires. Ces différents principes seront longuement développés dans la partie correspondante.



Figure 18 Projection d'un réseau de franges (méthode optique)

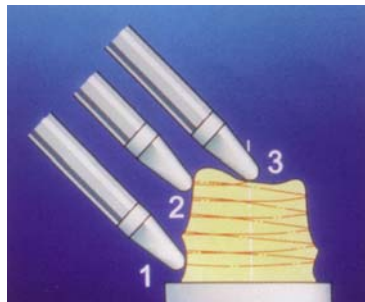


Figure 19 Scannage par micropalpeur (méthode tactile)

2.3.4. SELON LE PROCESSUS D'USINAGE

Une fois l'élaboration de la maquette prothétique virtuelle ou sa numérisation achevée, le processus d'usinage peut dès lors débuter.

Il existe actuellement 2 grands procédés d'usinage :

- Les procédés soustractifs,
- Les procédés par addition.

Les procédés soustractifs

Ils permettent d'usiner des blocs de matériaux par enlèvement de matière. De nombreux systèmes fonctionnent selon ce principe, toutes les opérations étant réalisables dans un laboratoire traditionnel à partir de matériaux standardisés, notamment par la firme allemande Vita : in-céram alumina, spinel ou zirconia ou bien à partir de blocs de matériau à base de zircone, préfrittée ou non.



Figure 20 Bloc de matériau en cours d'usinage

Les procédés par addition

Ces procédés se divisent eux-mêmes en deux catégories :

- D'un côté, les procédés additifs nécessitant une réplique de moignon.

Deux principaux systèmes utilisent ces procédés.

Le système Procera® déjà partiellement décrit ci-dessus ; après transmission des données numériques par modem au centre de production, celui-ci élabore un moignon spécial agrandi de 12-20 % pour contrebalancer la rétraction ultérieure lors du frittage de la chape alumineuse. Puis, on applique sur ce moignon de la poudre d'alumine à très haute pression, pour l'obtention d'une chape alumineuse qui sera ensuite renvoyée dans un laboratoire conventionnel pour l'émaillage esthétique.

Le second système utilisant ce procédé est le système Wol-Ceram dont l'addition se fait par électrophorèse.

- D'un autre côté, les systèmes ne nécessitant pas de réplique de modèle positif unitaire.

Ce sont des procédés par :

- Stéréolithographie,
- Frittage sélectif par laser,
- Impression tridimensionnelle.

Cependant, ces systèmes seront uniquement cités car bien que faisant partie des techniques CFAO, ils ne permettent que la fabrication d'armature et de prothèses métalliques.

2.3.5. Selon la nature des matériaux

Le système de CFAO peut usiner un seul ou plusieurs matériaux. Certains systèmes ont la possibilité d'usiner soit des blocs de céramique à infiltrer de type In-céram, soit des blocs de zircone Hot IP, soit de la zircone préfritée (TZP).

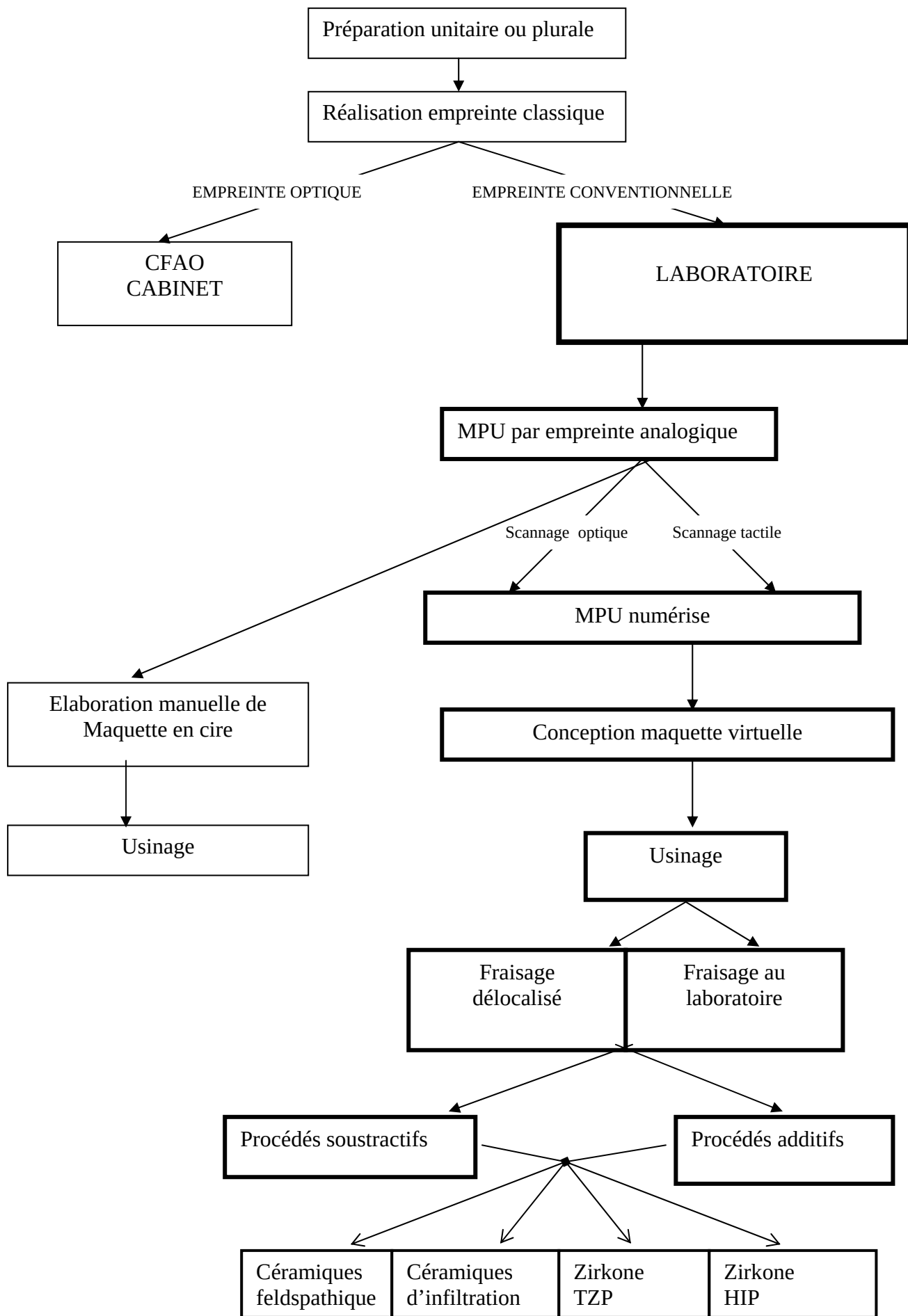


Figure 21 Schéma récapitulatif des différents systèmes de CFAO dentaire

Tableau 1 Vue synthétique des modes de fonctionnements des différents systèmes de CFAO

1. Système	cabinet	Laboratoire	Scannage optique	Scannage Tactile	Maquette Virtuelle par CFAO	Maquette en cire	Usinage Localisé	Usinage Délocalisé	Usinage par procédés additifs	Usinage par procédés soustractifs	Céramique Feldspathique	Céramique pressé	Céramique à infiltrer Incéram	Zircone TZP	Zircone HIP
Cercon® (Dentsply)		•	•			•	•			•				•	
Cerec 3	•		•		•		•			•	•		•		
CEREC inLab® (Sirona)		•	•		•		•			•	•		•		
Cicero® (Dental System)		•	•		•			•		•		•			
DigiDENT® (Girrbach)		•	•		•		•			•			•	•	•
Everest® (Kavo)		•	•				•			•			•	•	
LAVA® (3M ESPE)		•	•		•		•			•				•	
Précident® (DCS)		•	•		•		•			•			•	•	•
Pro 50® (Cynovad)		•	•		•			•					•		
Procera® (Nobel Biocare)		•		•	•			•	•			•			
Wol-ceram® (Wol-ceram)		•	•				•		•				•		

3.LES MATERIAUX TOUT CERAMIQUE UTILISES EN C.F.A.O.

3.1. GÉNÉRALITÉS

En technologie CFAO, il est théoriquement possible d'usiner tous les matériaux de restauration dentaire, depuis les alliages métalliques (précieux ou non), jusqu'aux céramiques, en passant par les résines composites. Cependant, l'usinage de métaux précieux n'a que peu d'intérêt, d'une part à cause des pertes de matériaux et d'autre part, parce que les alliages métalliques précieux et non précieux sont facilement mis en oeuvre par la technique de la coulée à cire perdue. Par contre, la difficulté de mise en oeuvre du titane par la technique conventionnelle justifie sa mise en forme par usinage (DCS Precident, Dental CAD/CAM, Digident, Procera).

Ces dernières années, parallèlement à l'évolution de la CFAO dentaire, nous avons assisté à la mise au point de nouveaux matériaux céramiques dentaires, permettant notamment l'apparition de couronne tout céramique.

3.2. LES CÉRAMIQUES DENTAIRES

La céramique est un matériau utilisé en dentisterie depuis deux siècles. La première dent en porcelaine est fabriquée par Nicolas Duchâteau en 1774.

La céramique dentaire est « *un solide de synthèse inorganique à liaisons chimiques ioniques, covalentes ou iono-covalentes, dont la mise en forme et la consolidation sont obtenues par traitement thermique à haute température* ».

3.2.1. RAPPEL DES PROPRIÉTÉS DES CÉRAMIQUES DENTAIRES

3.2.1.1 Les propriétés biologiques et optiques des céramiques

Les liaisons chimiques entre les composants des céramiques leur confèrent une très grande stabilité chimique et par conséquent une très grande biocompatibilité par inertie. La composition des céramiques dentaires, avec 99.5 % en poids d'oxyde métalliques, fait de ces matériaux, des isolants thermiques et électriques.

La phase vitreuse de la céramique lui confère des propriétés optiques excellentes. La transparence et l'aptitude à la coloration des verres feldspathiques permettent de réaliser des restaurations esthétiques mimant la teinte, la translucidité et la fluorescence des dents naturelles.

3.2.1.2 Les propriétés mécaniques des céramiques dentaires

3.2.1.2.1. Généralités

Les propriétés mécaniques des céramiques dentaires dépendent de leurs caractéristiques microstructurales. La microstructure des céramiques est étroitement liée à la nature chimique de leurs composants et aux procédés de mise en forme. Néanmoins, d'une façon générale, la caractéristique mécanique principale des céramiques est leur rupture de type fragile. Les liaisons ioniques entre les composants chimiques empêchent le glissement des différents plans atomiques. Quand la céramique est soumise à une contrainte importante, il n'y a pas de répartition de la contrainte au sein du matériau, comme c'est le cas pour les métaux. Sous la contrainte critique, la céramique se fracture, sans déformation plastique, dans le domaine élastique.

3.2.1.2.2. Module élastique ou d'élasticité

Le module élastique ou de Young caractérise la déformation du matériau sous une contrainte. Plus le module est bas, plus le matériau est déformable. C'est la notion de rigidité du matériau. Le module d'élasticité des céramiques dentaires est de l'ordre 60 à 295 GPa. Les plus rigides sont les céramiques d'infrastructure In-Ceram avec des modules élastiques supérieurs à 200 GPa.

3.2.1.2.3. Module de rupture en flexion

Le module de rupture en flexion d'une céramique correspond à la contrainte en flexion à partir de laquelle survient la rupture. Il est aussi connu sous le terme de résistance à la flexion. La résistance à la flexion peut être mesurée suivant différentes méthodes. La méthode la plus répandue est celle de la flexion en trois points.

Le module de rupture des céramiques dentaires anciennes (céramiques feldspathiques) est très bas. Depuis le modèle de Griffith, il est admis que la fracture d'une céramique résulte de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initiateur. L'incorporation de charges cristallines à la matrice vitreuse permet ainsi d'augmenter considérablement la résistance mécanique des céramiques nouvelles. Les charges cristallines s'opposent à la propagation de fissures.

La phase cristalline des céramiques nouvelles est constituée, soit :

- d'alumine, on parle alors de céramiques alumineuses (Cerestore, In-Ceram),
- de leucites, ce sont les céramiques feldspathiques nouvelles (Empress),
- de mica tétrafluorosilicate pour les vitrocéramiques (Dicor).

La résistance à la flexion des céramiques nouvelles (150 MPa pour le Dicor et 580 MPa pour l'In-Ceram) est plus importante que celle des céramiques feldspathiques (70 MPa pour Vitadur).

Le module de rupture en flexion n'est pas une caractéristique intrinsèque des céramiques puisqu'il dépend de la taille des défauts initiés par la mise en forme, et du type de finition de l'état de surface de la céramique.

3.2.1.2.4. Ténacité à la fracture

La ténacité (K_{ic}) est le facteur de concentration de contrainte critique en mode I à partir duquel va s'amorcer une fissure « catastrophique ». La ténacité caractérise pour la céramique, son aptitude à résister à l'amorçage et à la propagation brutale ou catastrophique d'une fissure. C'est une caractéristique intrinsèque du matériau.

3.2.1.2.5. Dureté

La dureté est la résistance qu'un corps oppose à la pénétration d'un autre corps plus dur. Elle peut être déterminée suivant différentes méthodes. La méthode la plus connue est celle de Vickers. La dureté Vickers est obtenue par impactage à l'aide d'un poinçon en diamant de forme pyramidale et à base carrée.

La dureté d'un matériau est l'une des composantes de sa résistance à l'abrasion. La résistance à l'abrasion dépend, en outre de la dureté du matériau, de l'état de surface et de la ductilité du matériau. La ductilité d'un matériau définit son aptitude à la déformation plastique. Cette caractéristique concerne surtout les alliages métalliques.

3.3. ÉVOLUTION DES CÉRAMIQUES DENTAIRES: DE LA CÉRAMIQUE FELDSPATHIQUE A LA CÉRAMIQUE ZIRCON

3.3.1. INTRODUCTION

En 1958, pour améliorer l'esthétique des restaurations dentaires métalliques, les procédés céramo-métalliques ont été mis au point. Par ces procédés, sont fabriquées des prothèses esthétiques constituées d'une infrastructure métallique, plus ou moins visible, recouverte d'une céramique cosmétique. La céramique utilisée pour l'émaillage du métal est une céramique feldspathique. L'infrastructure métallique peut être réalisée suivant différents procédés. On distingue la technique de la feuille, la technique de coulée à cire perdue (la plus répandue), l'électrodéposition, mais également l'usinage par CFAO pour le titane.

Dans la technologie céramo-métallique l'infrastructure métallique assure la bonne tenue mécanique de la prothèse tandis que la céramique garantit l'esthétique. Le métal permet de corriger la moindre résistance à la flexion mais aussi la faible ténacité de la céramique. La ténacité à la fracture des alliages métalliques dentaires est de l'ordre de $100 \text{ MPa.m}^{1/2}$ contre $0.7 \text{ à } 0.9 \text{ MPa.m}^{1/2}$ pour les céramiques feldspathiques [17, 18]

Les procédés céramo-métalliques présentent quelques inconvénients en rapport avec le métal des infrastructures. L'opacité des alliages métalliques affecte le rendu esthétique des restaurations. La faible stabilité chimique des alliages métalliques en milieu humide entraîne des phénomènes de corrosion et quelquefois des réactions allergiques ou d'autres sensibilités.

Dans le milieu buccal, la libération d'ions métalliques par corrosion est susceptible de produire des discolorations gingivales et/ou dentaires.

Les inconvénients des prothèses céramo-métalliques et les besoins esthétiques croissants ont incité à la mise au point de nouveaux procédés céramo-céramiques avec des matériaux aux propriétés mécaniques améliorées et une précision d'adaptation comparable à celle du procédé céramo-métallique. Néanmoins, certaines conditions cliniques nécessitent encore aujourd'hui un renforcement de la structure des prothèses par le métal. C'est le cas des bridges longue-portée et des attelles collées. Les procédés céramo-métalliques sont aussi des indications pour les prothèses composites ou des prothèses implanto-portées avec attachements.

3.3.2. *Les céramiques pour procédés « tout céramique »*

3.3.2.1. Les céramiques feldspathiques

La céramique feldspathique est la première céramique utilisée avec succès en dentisterie. Les céramiques d'émaillage pour les infrastructures métalliques ou en céramiques sont des céramiques feldspathiques. À travers le procédé céramo-métallique, la céramique feldspathique est de loin la céramique la plus utilisée.

Les céramiques feldspathiques sont des matériaux à base de feldspath et feldspathoïdes, composés ternaires en aluminosilicates alcalins. Elles se regroupent en deux catégories :

- *Les céramiques feldspathiques traditionnelles* qui servent essentiellement à l'émaillage des infrastructures.

- *Les céramiques feldspathiques à haute teneur en leucite.* Elles sont utilisées pour les restaurations « tout céramique ». Ce sont des céramiques d'infrastructures. Les charges cristallines, ici les leucites, en s'opposant à la propagation de fissures, améliorent les propriétés mécaniques de la céramique. Ce matériau est utilisé dans le système « tout céramique » Empress. A partir d'une maquette en cire, l'infrastructure Empress est mise en forme par injection à haute température de céramique à haute teneur en leucite, avant d'être ensuite émaillée d'une céramique « très basse fusion ».

3.3.2.2. Les céramiques alumineuses

En 1965, McLean et Hugues préconisent un renforcement de la céramique dentaire par l'incorporation d'alumine. De leurs travaux, ils mettent au point la première forme de céramiques alumineuses avec 40% d'alumine en poids. Cette céramique sert d'infrastructure à une céramique d'émaillage pour la réalisation de couronnes jacket. [34]

En 1983, un nouveau procédé céramo-céramique « Cerestore » est commercialisé par Johnson & Johnson. Il fait suite aux travaux de Sozio et Ridley publiés en 1977. [45] Le matériau est une céramique alumineuse essentiellement cristalline avec 65 % en poids d'alumine. Le procédé Cerestore permet de fabriquer des prothèses « tout céramique » avec infrastructures en céramique alumineuse. Les infrastructures sont mises en forme par injection à basse température. Après les finitions, les infrastructures sont recouvertes d'une céramique cosmétique.

3.3.2.3. Les vitrocéramiques

Parallèlement au développement des céramiques alumineuses, les vitrocéramiques sont mises au point. Ce sont des céramiques mises en forme à l'état de verre et qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel. Les composants matriciels, constitués en grandes parties d'oxydes, cristallisent par traitement thermique en présence de catalyseurs de germination. [17]

Les vitrocéramiques dentaires ont été mises au point sur la base des travaux de Stookey (Corning glass work) en 1947. Dans son étude, il montre que la fine dispersion de centres de nucléation (dans la matrice vitreuse) génère un matériau dont les charges cristallines de faible taille et uniformément réparties s'opposent à la propagation des fissures. La première application des vitrocéramiques dans le domaine dentaire est proposée par McCulluoch en 1968 [33]. Les principaux systèmes vitrocéramiques commercialisés sont le Dicor et le Cerapearl.

Le Dicor est une vitrocéramique à base de mica tétrafluorosilicate mis au point en 1977 suite aux travaux de Adair et Grossman [1]. L'infrastructure vitrocéramique est mise en forme par la technique de coulée à cire perdue. Elle est ensuite recouverte d'une céramique d'émaillage adaptée en coefficient de dilatation.

Malgré toutes ces améliorations, avant les années 80, les procédés céramo-céramique souffrent toujours de critiques en rapport avec leurs propriétés mécaniques très médiocres. La faiblesse mécanique des vitrocéramiques et des autres céramiques alumineuses limite leurs indications aux restaurations partielles et aux couronnes antérieures collées.

3.3.2.4. Les céramiques d'infiltrations

Dès 1985, arrivent sur le marché dentaire de nouveaux systèmes céramiques dont l'«In-Ceram ». Le système In-Ceram mis au point par M. Sadoun en 1985 [10] est un système céramique nouveau par le procédé de mise en oeuvre et par le matériau. Le procédé de mise en oeuvre est dérivé du slip casting (coulée en barbotine). Le matériau est une céramique d'infrastructure à microstructure essentiellement cristalline, comprenant 85 % en poids d'alumine. La phase vitreuse est secondairement dispersée dans la matrice cristalline, préalablement frittée, par traitement thermique. L'infrastructure frittée et infiltrée de verre est ensuite émaillée d'une céramique cosmétique à coefficient de dilatation thermique compatible.

Les caractéristiques mécaniques du matériau In-Ceram sont supérieures à celles des céramiques dentaires disponibles sur le marché à l'époque. Pour la première fois une céramique dentaire présente une résistance à la flexion de 580 MPa soit 8 fois supérieure à celle des céramiques feldspathiques (70 MPa pour le Vitadur) et 3 à 4 fois supérieure aux vitrocéramiques (150 pour Dicor et Cerapearl) [18]. J.-L. Ferrari et M. Sadoun, comparant la ténacité de quatre céramiques (Optec, Vitadur, Dicor, et In-Ceram), montrent que l'In-Ceram a une ténacité 2,5 à 3 fois supérieure à celles des céramiques feldspathiques (Optec, Vitadur) et des vitrocéramiques (Dicor) [18]. Le module élastique de l'In-Ceram est de 295 GPa en moyenne contre 70 GPa pour les procédés Dicor, Empress, Optec. [17].

Bien qu'elles soient encore inférieures à celles des restaurations céramo-métalliques, les caractéristiques mécaniques des restaurations In-Ceram permettent désormais d'envisager des restaurations céramiques plurales antérieures et des couronnes postérieures « tout céramique ».

Afin d'étendre les applications cliniques de l'In-Ceram et de répondre à des situations cliniques particulières, au matériau In-Ceram classique viennent s'ajouter deux autres matériaux : l'In-Ceram Zirconia en 1989 et l'In-Ceram Spinell en 1994.

3.3.2.5. La zirconie

A partir du zirconium absorbant de l'oxygène (oxydation par brûlage qui aboutit à une céramique), on obtient du dioxyde de zirconium ZrO_2 . C'est cet oxyde qui est à la base de presque tous les produits dénommés «zirconie». Le nom de zirconie désigne donc, en règle générale, le dioxyde de zirconium, sachant qu'en anglais sa traduction est «zirconia».

Caractéristiques physico-chimiques de la zirconie

La zirconie est un oxyde céramique polycristallin dans lequel de très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques. La structure cristallographique de la zirconie explique ses propriétés particulières.

La zirconie ZrO_2 , en fonction de la température, présente trois phases structurales différentes :

- Jusqu'à 1170° , le matériau est stable. Sa structure cristalline est composée de tétraèdres à côtés parallélépipédiques ; c'est la phase *monoclinique*,
- Avec l'augmentation de température la zirconie s'organise en structure métastable (de 1170° à 2370°), avec des cristaux tétraonaux à angles droits ; c'est la phase *quadratique* (Figure 22)
- A partir de 2370° apparaissent les cristaux cubiques ; c'est la phase *cubique*, qui se maintient jusqu'au point de fusion à 2690° .

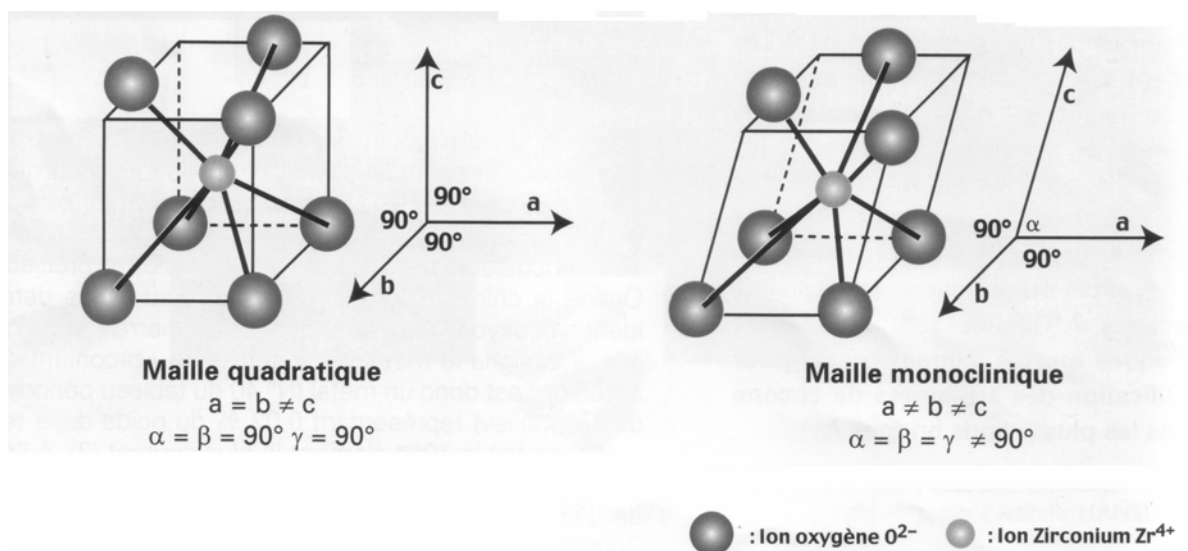


Figure 22 Schéma des structures cristallographiques quadratique et monoclinique

Les propriétés mécaniques de la zircone dépendent de la phase sous laquelle elle se présente : assez modestes pour les phases monoclinique et cubique, elles deviennent très importantes pour la phase quadratique.

Par l'addition de faibles quantités (de 3 à 5 %) d'oxydes tels que MgO, CaO ou Y₂O₃ (l'oxyde d'yttrium est le plus utilisé pour les zircons dentaires), on peut partiellement stabiliser la phase quadratique métastable jusqu'à la température ambiante : on parle de zircone partiellement stabilisée. La zircone partiellement stabilisée présente une propriété physique particulièrement intéressante, appelée «renforcement par micro-fissuration», qui est liée à la différence de volume entre la phase monoclinique plus volumineuse de (3 à 5 %) que la phase quadratique. Lors d'un apport d'énergie, à la pointe d'une fissuration par exemple, la phase quadratique se transforme instantanément en phase monoclinique stable et plus volumineuse. L'énergie de propagation de la fissure est absorbée et la fissuration est stoppée, coincée par l'augmentation du volume de la zircone monoclinique [32]. Ce procédé de renforcement par micro fissuration donne à la zircone une ténacité de 15 Mpa.m^{1/2} contre environ 1 pour une vitro céramique. (Figure 23)

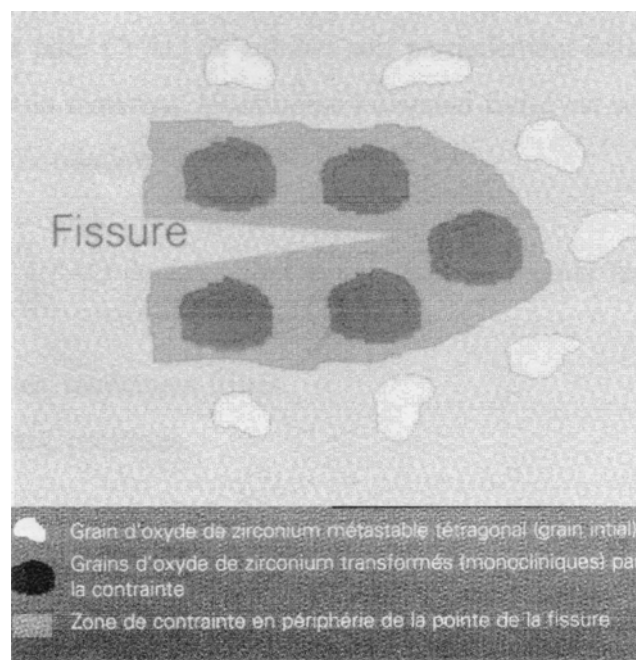


Figure 23 Transformation de phase de la Zircone

Le procédé qui permet d'obtenir des matériaux extrêmement stables nécessite de recourir à de l'oxyde de zirconium très pur et d'adjoindre de l'oxyde d'yttrium, l'ensemble étant d'une granulométrie très fine, inférieure au micron, et d'une distribution très serrée. C'est là que se décline, en particulier le savoir-faire des industriels de la zircone.

Il est ainsi possible d'envisager des produits dont résistance en flexion dépasse couramment 1000 Mpa, ce qui était impossible avec les matériaux conventionnels pour prothèses.

3.4. *LES DIFFERENTES FORMES DE LA ZIRCON* ***EN ODONTOLOGIE***

- La zircone comme *additif* utilisée pour renforcer l'alumine que l'on retrouve dans le procédé in-ceram zirconia,
- La zircone *pure* ou zircon dite HIP,
- La zircone préfritée dite TZP.

Ces différentes formes seront étudiées dans les parties ad hoc.

3.5. LES CÉRAMIQUES POUR CFAO

3.5.1. *Généralités et classification des céramiques pour CFAO*

Comme nous l'avons évoqué, l'objectif des premiers systèmes CFAO (pour cabinet) est de réaliser des restaurations directes en une seule séance. Pour remplir cet objectif, le matériau utilisé doit être « fini ». Les matériaux pour CFAO de cabinet doivent donc d'emblée contenir toutes les caractéristiques optiques et mécaniques en rapport avec la situation clinique.

Avec la CFAO pour laboratoire, le problème des matériaux se pose différemment à cause d'une gestion de temps différente. Les blocs de matériaux sont soit totalement frittés comme les matériaux pour CFAO de cabinet, soit partiellement frittés. Le frittage partiel améliore l'usinabilité du matériau. Néanmoins, l'élément fraisé est secondairement soumis à un traitement de consolidation.

Les céramiques pour CFAO dentaire sont ainsi classées en deux familles en fonction de leur usinabilité :

- Les matériaux denses totalement frittés,
- Les matériaux poreux

3.5.2. Les matériaux denses

Dans cette catégorie nous trouvons : les céramiques feldspathiques, les vitrocéramiques et la zircone partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium. Ce sont des matériaux complètement frittés. Les éléments usinés ne nécessitent pas un traitement thermique de consolidation. Le matériau contient déjà toutes les caractéristiques mécaniques et optiques du futur élément prothétique. Cependant les propriétés mécaniques de la prothèse sont légèrement inférieures à celles du bloc à cause des défauts d'usinage créés dans la microstructure du matériau.

3.5.2.1. La céramique feldspathique : Les Vitablocs Mark I et II

Les céramiques feldspathiques Vita MK I sont introduites sur le marché en 1987, avec la commercialisation du premier système Cerec. Ils sont fabriqués à partir d'une céramique à granulométrie moyenne ce qui leur confère un état de surface rugueux même après polissage. Les Vita MK I provoquent une usure prématurée par abrasion de l'émail des dents antagonistes.

Les blocs Vita MK II arrivent sur le marché dès 1990. Ces blocs sont fabriqués à partir d'une céramique feldspathique à granulométrie fine. Ils se caractérisent par une abrasion et une usure similaire à celles de l'émail. Ils sont moins abrasifs pour l'émail que les blocs Vita MK I et les céramiques feldspathiques d'émaillage Alpha, Omega.

Les Vita MK II présentent des propriétés mécaniques améliorées et supérieures à celles des céramiques feldspathiques traditionnelles et des Vitablocs MK I.

La résistance à la flexion, des céramiques feldspathiques traditionnelles est de l'ordre de 56.5 MPa avec des variations comprises entre 46.4 et 66.7 MPa. Alors que le module de rupture en flexion du Vita MK II est de l'ordre de 123 +/- 15 MPa contre 66 à 71 MPa pour le Vitablocs MK I selon les études [42]

La ténacité à la fracture du Vita MK II est évaluée à 1.91 MPa $\sqrt{m}$ contre 1 MPa $\sqrt{m}$ pour le Vita MKI [43]. (Tableau 2)

<i>CARACTERISTIQUE</i>	<i>Vita MK I</i>	<i>Vita MK II</i>
<i>Ténacité à la fracture</i>	<i>1</i>	<i>1.91</i>
<i>Résistance à la flexion</i>	<i>66-71</i>	<i>123+/-15</i>
<i>Module d'élasticité</i>	<i>60-70</i>	<i>60-70</i>
<i>Dureté Vickers</i>	<i>460</i>	<i>460</i>

Tableau 2 Caractéristiques mécaniques des céramiques feldspathiques pour CFAO (Vitablocs MK) * flexion en 3 points

Les céramiques Vita MK ont une dureté (460 VH) supérieure à celle de l'émail (340 VH) [17]. La céramique Vita MK I est toutefois plus abrasive pour l'émail humain que la Vita MK II à cause de sa granulométrie moyenne.

Le faible module élastique et la dureté relative des Vitablocs facilitent leur fraisage.

La faible granulométrie des Vita MK II facilite les finitions et leur confère une bonne aptitude au polissage. [2]

Les caractéristiques mécaniques des blocs Vita MK montrent les limites des céramiques feldspathiques. C'est pourquoi, l'indication de la céramique feldspathique est restreinte aux restaurations peu sollicitées en flexion (facettes) et aux restaurations incrustées de faible volume. Les blocs Vita MK II sont disponibles pour les systèmes Cerec et Celay. Les blocs Vita MK I ont été retirés du marché.

3.5.2.2. Les vitrocéramiques: Dicor MGC et ProCAD

Les blocs Dicor MGC (ou Dicor Machinable Glass Ceramic) commercialisés par Denstply sont des vitrocéramiques mises en oeuvre par un traitement thermique industriel et dérivées du procédé Dicor. Le Dicor MGC est un matériau non poreux.

Les propriétés physiques (densité, conduction thermique) et optiques (translucidité, indice de réfraction de la lumière) du Dicor MGC sont proches de celles de l'émail. La dureté Vickers du même ordre que celle de l'émail (340VH) et la faible granulométrie du Dicor MGC font de lui un matériau peu abrasif pour l'émail. La faible taille des grains ($2\mu\text{m}$) lui confère d'excellentes aptitudes au polissage. La faible dureté et le haut pourcentage en volume de la phase cristalline (70 %) facilitent l'usinage du Dicor.

Les caractéristiques mécaniques des Dicor MGC sont similaires à celle des Vitablocs MK II. La résistance à la flexion du Dicor MGC varie entre 120 et 150 MPa (123 +/- 15 MPa pour Vita MK II) et sa ténacité à la fracture est de $1.2\text{ MPam}^{\frac{1}{2}}$ ($1.91\text{ MPam}^{\frac{1}{2}}$ pour Vita MK II). [17]

D'après leurs caractéristiques mécaniques, les vitrocéramiques sont limitées aux restaurations de faible volume. Les excellentes qualités esthétiques (propriétés optiques similaires à celle de l'émail, bon état de surface) du Dicor MGC font de lui un matériau de choix pour les restaurations esthétiques antérieures mais peu sollicitées en traction et flexion (facettes). Les blocs de céramique Dicor MGC existent pour les systèmes Cerec et Celay.

Dans les vitrocéramiques pour CFAO, est aussi commercialisé le ProCAD d'Ivoclar. Cependant le manque de publications sur ce produit ne nous permet pas de donner ses caractéristiques. (Tableau 3)

<i>Caractéristique</i>	<i>Dicor MGC</i>	<i>Procad (Ivoclar)</i>
<i>Ténacité à la fracture</i> $MPam^{1/2}$	<i>1.2</i>	<i>NC</i>
<i>Résistance à la flexion*</i> <i>(MPa)</i>	<i>120-150</i>	<i>NC</i>
<i>Module élasticité (GPa)</i>	<i>70</i>	<i>NC</i>
<i>Dureté Vickers</i>	<i>340</i>	<i>NC</i>

Tableau 3 Caractéristiques mécaniques des vitrocéramiques CFAO (NC= non communiqué) * = flexion en 3 points

3.5.2.3. *La zircone : DC-Zirkon*

La zircone-HIP est une céramique principalement développée par la société DCS AG pour le système DCS Precident. Elle est commercialisée sous le nom de DC-Zirkon. Nouvelle dans le domaine dentaire, la zircone-HIP est une biocéramique utilisée depuis de nombreuses années pour la fabrication de prothèses de hanche en chirurgie orthopédique.

Il s'agit ici de zircone «pure». La poudre de zircone est purifiée par des opérations de dissolutions-précipitations. Les impuretés doivent être éliminées avec en général un solde d'environ 0.5% d'Al₂O₃, le taux de ZrO₂ devant être d'au moins 93,6 %.

Pour que la zircone soit la plus résistante possible, il faut s'approcher au plus près de sa densité maximale théorique de 6.1, situation dans laquelle les grains sont les plus proches les uns des autres (absence de porosité). Pour ce faire, la zircone doit être réduite en poudre homogène de granulométrie submicronique. Cette poudre est alors compactée, à chaud, dans un moule en matériau déformable, sous une pression isostatique de 1000 bars transmise par un fluide. On parle de technique HIP, Hot Isostatic Pressing. Pendant le frittage, le matériau est réarrangé, en général par contraction linéaire, de 15 à 25 % (dépendant de la méthode de fabrication) avec augmentation correspondante de la densité. Ceci aboutit à un volume de contraction supérieur à 40 %. La zircone obtenue après frittage compris entre 1400 et 1500 degrés est extrêmement résistante. Son usinage nécessite des machines puissantes et fait appel à des outils diamantés adaptés ; mais la pièce obtenue est prête à être céramisée sans nécessiter de frittage complémentaire.

Ce matériau présente une microstructure organisée, homogène et indemne de porosité. Elle se caractérise par une très grande biocompatibilité et surtout par d'excellentes qualités mécaniques. (Tableau 4)-[23]

Densité	6.08g/cm
Porosité	0 %
Taille des grains	0.4μ
Ténacité à la fracture	7 à 9 Mpa.m ^{1/2}
Résistance à la flexion	900 MPa
Module élasticité	210 GPa
Dureté Vickers	1200 VH
Abrasion	≤ 0.002mm/h
Résistance à la corrosion dans la solution Ringer (37°)	≤ 0.1mg/ m ² *24h

Tableau 4 Propriétés physiques et mécaniques de la Zircone-HIP

La zircone HIP est un matériau très tenace. Sa ténacité à la fracture est de 9 Mpa.m^{1/2} soit 2 fois supérieure à celle de l'In-Ceram Alumina. Elle présente une forte résistance à la flexion avec un module de rupture en flexion s'élevant à 900 MPa soit 1.5 fois celui de l'In-Ceram alumina. Le module élastique de la zircone-HIP est inférieur à celui des céramiques d'infiltration [23, 30] (Tableaux 3,4et 5)

La zircone partiellement stabilisée présente une grande dureté, 1200 VH contre 340 VH pour l'émail. La faible taille des particules (0.6μm) et la microstructure essentiellement cristalline sans porosité font de la zircone-HIP un matériau peu abrasif pour l'émail, et ce malgré une dureté élevée.

Ces propriétés mécaniques font de la zircone-HIP un matériau de choix pour des restaurations esthétiques des secteurs postérieurs. Le DC-zirkon est ainsi utilisé pour la fabrication de bridges céramo-céramiques de grande étendue avec plus de 2 intermédiaires dans les secteurs postérieurs. Cependant, comparées aux autres céramiques pour CFAO, les caractéristiques esthétiques de la zircone-HIP sont moyennes. Elle possède une faible translucidité (pratiquement opaque). Ceci est en partie dû à son taux de porosité nul. La zircone-HIP n'est donc pas indiquée dans des situations cliniques à forte exigence esthétique.

La zircone-HIP est un matériau peu usinable à cause de sa dureté. Le fraisage d'une infrastructure DC-zirkon dure 2 à 3 heures voire 3h30. Il est cependant possible de programmer l'usinage aux heures de fermeture du laboratoire puisque la présence de l'opérateur n'est pas indispensable. Toutefois, la programmation de l'usinage aux heures de fermeture du laboratoire a un coût non négligeable pour le laboratoire. La longue durée d'usinage entraîne une usure rapide des outils.

Propriété	Unité de mesure	valeur
ZrO2/Y2O3	%	95/5
Pureté	%	99.9
Masse volumétrique	g/cm^3	6.08
Taux porosité	%	0
Taille grain moyen	μm	0.6
Dureté Vickers	VH	1200
Résistance à la compression	MPa	2000
Résistance à la flexion	MPa	900
Module élasticité	GPa	210
Ténacité à la fracture	$Mpa.m^{1/2}$	7

Tableau 5 Caractéristiques physico-chimiques du DC-Zirkon (doc. DCS)

3.5.3. *Les matériaux poreux*

Dans cette catégorie de matériaux se trouvent les blocs « Vita Blanks » dérivés de l'InCeram et la Zirconie préfritée. Le traitement industriel génère des matériaux à porosité contrôlée et homogène. La porosité contrôlée de ces matériaux leur confère une texture crayeuse d'où une grande usinabilité. Par contre les éléments usinés doivent être secondairement soumis à un traitement de consolidation au terme duquel ils acquièrent les propriétés du matériau brut. Le traitement de consolidation est soit un traitement thermique simple soit une infiltration de verre associée à un traitement thermique

Indifféremment des systèmes qui utilisent ces matériaux, la durée d'usinage d'une infrastructure de couronne est de l'ordre de 10 minutes et celle d'une armature de bridge 3 éléments est d'environ 40 minutes. La durée de la cuisson d'infiltration est d'environ 33 minutes pour une infrastructure de couronne et de 2 fois 40 minutes pour l'armature de bridge (Vita Alumina Blanks; doc. Vita 2). Si nous cumulons la durée d'usinage à celle de la cuisson d'infiltration, la durée totale est de 40 minutes à 2 heures maximum. A cette durée nous pouvons rajouter le temps d'application du verre sur l'infrastructure : 5 à 10 minutes. Au bout du compte le temps nécessaire pour la fabrication d'une infrastructure usinée In-Ceram reste nettement inférieur aux 3h30 nécessaire pour l'usinage d'une armature DC-Zirkon.

3.5.3.1. Les blocs à infiltration de verre

3.5.3.1.1 Généralités

Ils sont commercialisés par la société Vita. Ce sont des blocs de céramiques d'infrastructures dérivés des procédés In-Ceram alumina, Zirconia et Spinell. Les blocs Vita Blanks ont une microstructure essentiellement cristalline. Le traitement industriel confère à la microstructure une porosité homogène.

La porosité des blocs Vita Blanks leur donne une consistance crayeuse et une grande usinabilité.

La phase vitreuse résiduelle est secondairement dispersée dans l'infrastructure usinée. Avec la cuisson d'infiltration, les particules de verre à l'état liquide remplissent les pores de la microstructure.

Le préfrittage industriel élimine les 2 heures de frittage et réduit à 40 minutes les 4 heures de cuisson d'infiltration de verre de la technique In-Ceram conventionnelle.

Les restaurations In-Ceram usinées bénéficient du recul clinique des systèmes In-Ceram classiques soit 16 ans pour l'In-Ceram, 12 ans pour l'In-Ceram zirconia et 8 ans pour l'In-Ceram Spinell. Le choix du matériau In-Ceram dépend de la situation clinique et des propriétés optiques recherchées.

3.5.3.1.2 L'alumine (Al_2O_3) : Vita Alumina Blanks

Les blocs d'alumines d'infiltration sont commercialisés sous le nom de Vita Alumina Blanks. Ils sont utilisés pour les systèmes Celay, Cerec et DCS.

La microstructure du Vita alumina Blank est une trame alumineuse poreuse. Après infiltration de verre, la microstructure de l'infrastructure est constituée de 85 % en poids d'alumine (phase cristalline) et de 15 % de verre. L'infrastructure acquiert dès lors ses caractéristiques mécaniques et ses propriétés optiques finales. Les particules de verre teintées, en remplissant les porosités de la matrice cristalline alumineuse, déterminent la teinte de base de la future couronne ou bridge. L'infrastructure détermine la teinte et la luminosité de base.

La résistance à la flexion d'une infrastructure In-Ceram usinée varie entre 400 et 500 MPa d'après différentes études [19, 41, doc.Vita 2]

Luthi trouve que la résistance à la flexion des In-Ceram Cerec Alumina (547 +/- 13 MPa) est supérieure à celle des In-Ceram conventionnels (419 +/- 82 MPa)

La ténacité à la fracture des infrastructures In-Ceram usinées ($3.55 \pm 0.18 \text{ MPa.m}^{1/2}$) est similaire à celle des In-Ceram conventionnelles[w]. La ténacité à la fracture des In-Ceram conventionnelles varie entre 3.3 et 4.5 $\text{MPa.m}^{1/2}$ d'après différentes études [16, 18 51] Tableau 6)

Caractéristique	Valeurs
<i>Ténacité à la fracture ($\text{MPa.m}^{1/2}$)</i>	<i>3.55 +/- 0.18</i>
<i>Résistance à la flexion*(MPa)</i>	<i>547 +/- 13</i>
<i>Module élasticité(GPa)</i>	<i>380</i>
<i>Dureté Vickers</i>	<i>?</i>

Tableau 6 Caractéristiques des blocs Alumina blanks (doc. Vita 2) * flexion en 3 points

3.5.3.1.3. L'alumine/zircone (Al_2O_3/ZrO_2) : Vita Zirconia Blanks

Les blocs d'alumine/zircone sont dérivés du procédé In-Ceram Zirconia. Ces blocs sont commercialisés par la société Vita, sous le nom de Vita Zirconia Blanks, pour les systèmes Cerec inLab, Celay et DCS Precident.

L'In-Ceram Zirconia est une céramique alumineuse d'infiltration renforcée par l'ajout de 30 % de zircone partiellement stabilisée. Les étapes de fabrication d'une infrastructure Zirconia usinée sont similaires à celles d'une infrastructure Alumina usinée. La zircone comme additif améliore la ténacité mais peut contribuer à une chute de résistance mécanique. C'est aujourd'hui la forme de zircone la plus utilisée en prothèse et celle qui bénéficie du plus grand recul en bouche (15 ans) [9]. Un tel système n'a pas d'équivalent dans les techniques céramiques de l'industrie.

Au terme de l'infiltration de verre, la résistance à la flexion d'une infrastructure In-Ceram Zirconia usinée est de 700 MPa avec une ténacité à la fracture de 7.5 MPa.m^{1/2}.

Tableau 7).

CARACTERISTIQUE	VALEURS
<i>Ténacité à la fracture (MPa.m^{1/2})</i>	<i>7.5</i>
<i>Résistance à la flexion* (MPa)</i>	<i>700</i>
<i>Module élasticité (GPa)</i>	<i>210</i>
<i>Dureté Vickers</i>	<i>?</i>

Tableau 7 Caractéristiques des blocs Zirconia Blanks (doc Vita 2) * flexion en 3 points

3.5.3.1.4. Le spinelle ($MgAl_2O_4$) : Vita Spinell Blanks

L'In-Ceram Spinell conventionnelle est une céramique d'infiltration mise sur le marché en 1994. C'est un matériau plus translucide et moins réflecteur que l'In-Ceram Alumina et l'In-Ceram Zirconia. Les premiers blocs Celay Spinell Blanks ont été introduits sur le marché en 1995. Aujourd'hui, ils sont également disponibles pour le système Cerec.

Le Spinell possède une microstructure essentiellement cristalline constituée d'oxydes mixtes. Sa formule chimique est $MgAl_2O_4$. Comme toutes les céramiques dentaires, c'est un matériau chimiquement stable et biocompatible. L'In-Ceram Spinell est mécaniquement moins résistant que l'In-Ceram Alumina (Tableaux 9 et 11). Sa ténacité à la fracture est de $3 \text{ MPa.m}^{1/2}$ contre $3.55 \pm 18 \text{ MPa.m}^{1/2}$ pour l'InCeram (Doc. Vita 2) avec un module de rupture en flexion d'environ 300 MPa contre 500 MPa pour l'In-Ceram.

La fabrication industrielle améliore légèrement les propriétés mécaniques (

Tableau 8) des restaurations Spinell usinées par rapport aux restaurations In-Ceram Spinell conventionnelles. D'après ses caractéristiques optiques et mécaniques, l'In-Ceram Spinell est recommandé pour les restaurations incrustées (1 ou 2 faces) et les couronnes antérieures, en particulier sur dents pulpées.

<i>Caractéristique</i>	<i>Valeurs</i>
<i>Ténacité à la fracture</i> $\text{MPa.m}^{1/2}$	3
<i>Résistance à la flexion*</i> (MPa)	292 +/- 37
<i>Module élasticité</i> (GPa)	?
<i>Dureté Vickers</i>	?

Tableau 8 Caractéristiques des blocs Spinnell blanks (doc. Vita 2) * flexion en 3 points

3.5.3.2. Les blocs usinés en préfritté à frittage final

La zircone préfrittée, poreuse : Cercon Bas®, AllZirkon® Everest®.

Afin d'obtenir une zircone plus tendre à usiner, on a mis au point des blocs de zircone pressés isostatiquement, mais à une température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau. On parle alors de zircone préfrittée ou micro-poreuse, ou crue. Il s'agit en fait de zircone polycristalline tétragonale (TZP) partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP). Après usinage, ce matériau de consistance crayeuse, est fritté une seconde fois à une température de 1300° à 1500° pendant 6 à 7 heures pour lui donner ses qualités mécaniques optimales [22, 26]. Lors de ce second frittage, la densification des grains peut conduire à une réduction de volume par rétraction de l'ordre de 20 à 30 %. Cette rétraction doit être prise en compte par les logiciels de CAO/FAO.

La résistance à la flexion du Cercon Base est égale à celle du DC-Zirkon soit 900 MPa. Par contre, sa ténacité à la fracture (9MPavm) est supérieure à celle du DC-zirkon (7 MPa $\sqrt{m}$)

Le Cercon Base tout comme le DC-Zirkon permet donc de réaliser des restaurations en zircone.

4. ACQUISITION DES DONNEES

4.1. CONSIDERATIONS GENERALES

Il existe différentes méthodes pour acquérir des informations tridimensionnelles d'une surface donnée. Cependant, toutes sont basées sur des mécanismes d'interaction avec la surface de l'objet considéré. Le but de ces toutes différentes méthodes est la numérisation de l'objet afin de permettre à un logiciel informatique de le modéliser. On peut distinguer deux principales techniques à savoir les méthodes tactiles et les méthodes sans contacts. (Figure 24) .Dans les méthodes tactiles, la mesure s'effectue à l'aide d'un palpeur qui vient au contact de la surface, tandis que dans les méthodes sans contact, on utilise des phénomènes optiques, acoustiques ou magnétiques.[47]

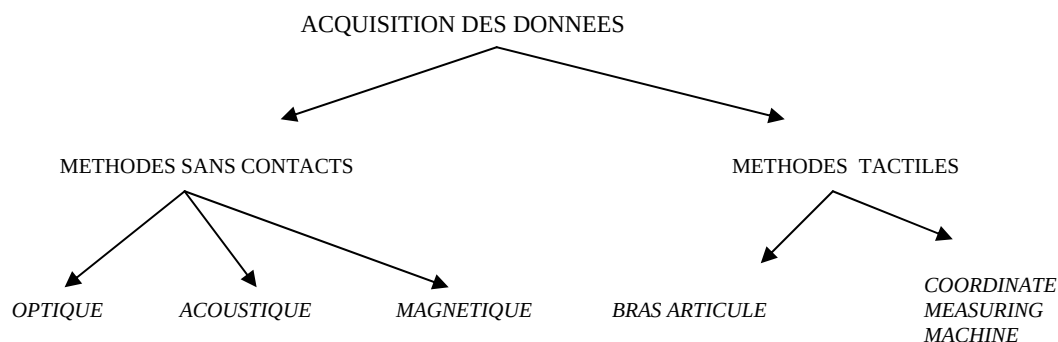


Figure 24 Classification des méthodes d'acquisition des données

Dans le domaine odontologique, toutes ces méthodes ne sont pas applicables. Seules les techniques optiques et les techniques tactiles sont utilisées, comme nous l'étudierons dans la partie suivante.

4.2. CONSIDERATIONS APPLIQUEES EN CHIRURGIE DENTAIRE

Dans le cas de la chirurgie dentaire, l'acquisition des données a pour but de relever les dimensions du support de la prothèse ou de la maquette prothétique.

Pour la réalisation de prothèse fixe, cette acquisition de données est réalisée par une prise d'empreinte. Il existe actuellement trois méthodes permettant la prise d'empreinte en odontologie [13] :

- La méthode par *contact surfacique* (ou méthode chimico-manuelle par prise d'empreinte classique)
- La méthode par *contact ponctuel* (ou méthode tactile)
- La méthode par *empreinte optique* (ou méthode sans contact)

4.2.1. LA METHODE PAR CONTACT SURFACIQUE

Cette méthode est utilisée depuis deux cent ans. L'empreinte est ici réalisée par l'intermédiaire d'une pâte qui, de par sa déformation, va enregistrer la bouche du patient (Figure 25) .Cette mesure est transmise sur un modèle en plâtre qui servira de support d'information. Elle sera, soit lue par un système de CFAO, soit utilisée de manière traditionnelle de réalisation de prothèse fixée.

Ainsi, cette méthode est utilisée en CFAO pour suppléer l'impossibilité de faire des empreintes optiques directement en bouche. De fait, la méthode décrite ci-dessus ne constitue qu'une étape dans le processus CFAO, car elle n'aboutit qu'à la réalisation d'un modèle analogique qui devra être ensuite numérisé. [13]

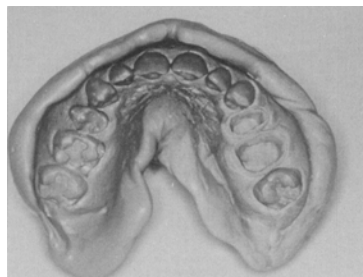


Figure 25 Modèle d'empreinte analogique

4.2.2. LA METHODE PAR CONTACT PONCTUEL

Dans cette méthode, la mesure se fait à l'aide d'un micropalpeur qui vient toucher et balayer la surface de l'empreinte en envoyant sa position tridimensionnelle à l'ordinateur de pilotage et d'enregistrement. Classiquement, on distingue deux variantes :

- la lecture dite universelle, où le balayage de la surface s'effectue de façon automatique, c'est-à-dire sans intervention directe de l'opérateur, si ce n'est pour repositionner le modèle en respectant l'axe du balayage du palpeur.
- la lecture dite à la volée, dont le principe consiste à manipuler un bras articulé venant toucher l'objet à mesurer.

Dans les deux cas, les informations sont digitales, ce qui signifie que la connaissance des points sur la surface de l'empreinte est directement amenée à l'ordinateur en valeur numérique correspondant à la position en x,y,z de la pointe du palpeur par rapport à la position de référence. Cette méthode de recueil des données est utilisée dans le système Procera®. [4]

EXEMPLE DU SYSTEME PROCERA®

Soit, l'empreinte analogique d'une dent préparée, destinée à recevoir une restauration unitaire fixe tout céramique par le système Procera®. Cette empreinte analogique ayant été traitée suivant différentes techniques pour obtenir un modèle positif unitaire ou die qui est alors orienté verticalement sur le support du scanner.(Figure 26) [4]

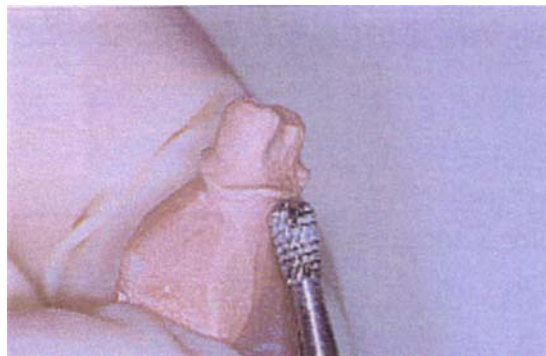


Figure 26 Die détourné

Le scanner est muni d'une sonde d'enregistrement (Figure 27) dont la tête de lecture est équipée d'un saphir. L'opération débute par le positionnement du die sur une table rotative (Figure 28) [4] qui permet d'orienter le die dans les différents plans de l'espace ; cette table tournante s'agrége sur un plateau grâce à un aimant. Une diode laser disposée au-dessus en permet le centrage. La lecture de la préparation par contact avec la tête de lecture s'effectue grâce à la rotation autour d'un axe vertical de cet ensemble face à la sonde d'enregistrement mobile dans le sens vertical et dont l'extrémité est disposée, au départ, au niveau jugé le plus apical de la limite cervicale. Une pression extrêmement légère de 20 grammes maintient la sonde en contact avec le die en rotation.



Figure 27 Scanner Procera®



Figure 28 Le die est posé sur une table tournant, permettant ainsi la lecture de la préparation par le palpeur

Pendant que la plate-forme tourne, une donnée est enregistrée à chaque degré de rotation autour de 360 degrés de la circonférence du die. Pendant chaque rotation du die, la sonde est automatiquement et continuellement élevée de $200\text{ }\mu\text{m}$ par l'ordinateur en un mouvement hélicoïdal jusqu'à ce que la totalité de la surface de contour soit enregistrée, décrivant ainsi la dent à travers l'enregistrement en spirale de 20000 à 50000 valeurs suivant la dent. (Figure 29) .

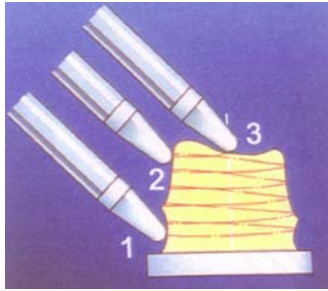


Figure 29 L'enregistrement de la préparation par rotation du die autour d'un axe vertical

Une jauge de contrôle permet de tester régulièrement la fiabilité du scanner dont l'extrême précision a été établie par PERSSON et coll. [57]. Cette procédure, qui dure selon les cas entre 3 et 5 minutes, s'arrête automatiquement lorsque l'intégralité des données de la préparation ont été enregistrées. Ces données sont transférées à un pc pour la modélisation du die. (Figure 30et 31)[4]

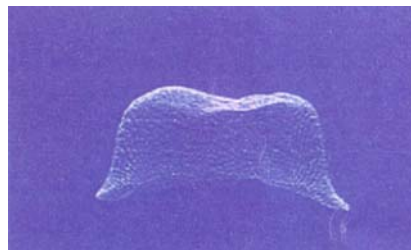


Figure 30 La lecture par le scanner se traduit par l'enregistrement de 20000 à 30000 données suivant la dent



Figure 31 Vue tridimensionnelle de l'enregistrement

4.2.3. LA METHODE PAR EMPREINTE OPTIQUE

Le principe de l'ensemble de ces techniques regroupées sous la notion d'empreinte optique consiste, d'une manière générale, en la projection sur l'objet d'un rayonnement que l'on connaît et de mesurer la déformation provoqué par l'objet à notre rayonnement de référence. Il s'agit de techniques évidemment appartenant aux méthodes sans contact qui peuvent être extrêmement précises et rapides. C'est la seule méthode permettant d'envisager une empreinte directement en bouche. [4] C'est donc une méthode de mesure de déformation qui nécessite, pour la réaliser, de connaître le rayon incident ou de référence non déformé par l'empreinte et de le comparer à celui portant l'information. Pour mettre en œuvre cette technologie d'empreinte, il faut :

- Un émetteur de lumière cohérent (laser) ou non.
- Un récepteur associé à un convertisseur transformant l'information optique en information numérique.
- Un système de traitement d'informations d'images. (Figure 32) [57]

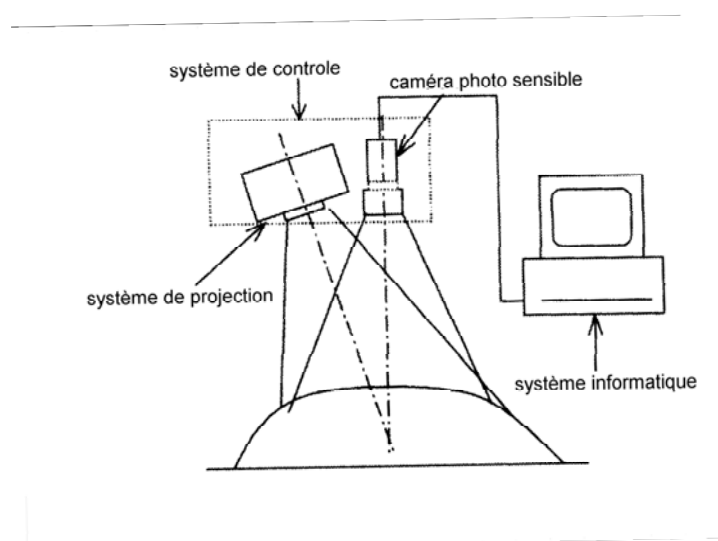


Figure 32 Diagramme schématique des méthodes optiques

Parmi les différentes techniques d'empreinte optique 2 grandes catégories sont appliquées à l'odontologie :

- La méthode dite par triangulation.
- La méthode dite par temps de vol.

La méthode dite par triangulation, regroupe elle-même différentes variantes basées sur le même principe commun, avec un degré de sophistication plus ou moins marquée. [47] Ce principe repose sur le fait que la détermination d'un point de la surface d'un objet peut être obtenue par des relations trigonométriques entre le récepteur et l'émetteur du rayonnement.

Ces différentes variantes sont (Figure 33) :

- La méthode par projection d'un point lumineux et lecture par une caméra
- La méthode par projection d'une ligne lumineuse
- par projection de lumière structurée
- par effet moiré

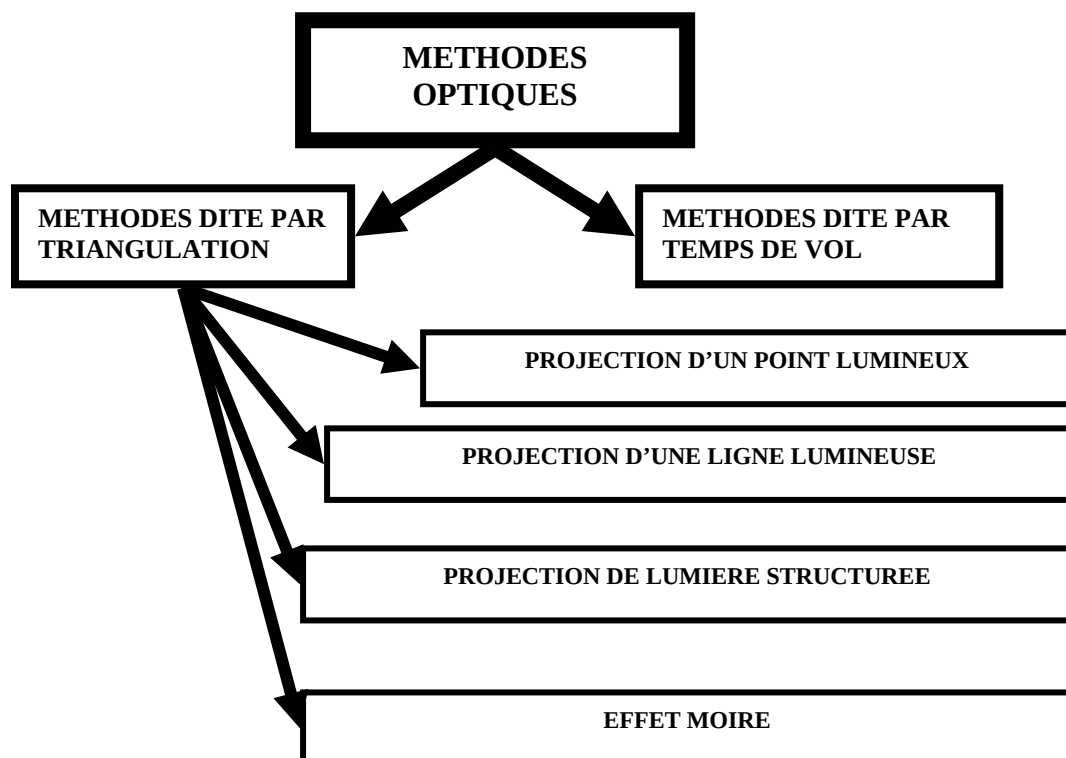


Figure 33 Organigramme des différentes variantes de méthodes optiques

4.2.4. METHODES DITE PAR TRIANGULATION

4.2.4.1. LA METHODE PAR PROJECTION D' UN POINT LUMINEUX

Cette méthode consiste en la projection sur l'objet donc, sur la préparation d'un point lumineux qui va balayer l'empreinte. Lorsque ce point lumineux rencontre la surface de la préparation, il se reflète sur le pourtour (se déforme) et c'est ce décalage par rapport au rayon initial qui permet la position de chaque point de la surface de l'objet. (Figure 34)

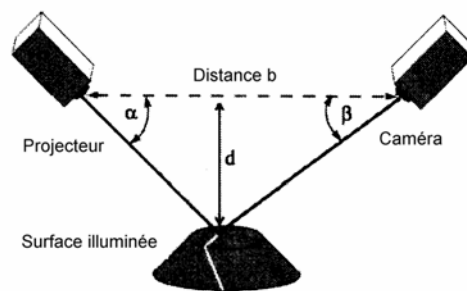


Figure 34 Principe de la méthode par projection d' un point lumineux

A partir de relations trigonométriques simples, on peut déterminer pour un point quelconque dans le plan (x, y) son altitude d

$$d = b \frac{\sin \alpha \sin \beta}{\sin(\alpha + \beta)}$$

$$d = b \tan^{-1}(\alpha + \beta)$$

En répétant ce calcul pour l'ensemble de la surface balayée par la projection de points, on peut ainsi obtenir les dimensions tridimensionnelles de l'objet considéré. [52]

4.2.4.2. LA METHODE PAR PROJECTION DE LIGNES

Elle repose sur le même principe que la méthode décrite ci-dessus, mais cette fois-ci, il s'agit de la projection d'une ligne lumineuse. Ainsi le nombre de points à scanner est bien moindre.

[52]

(Figure 35)

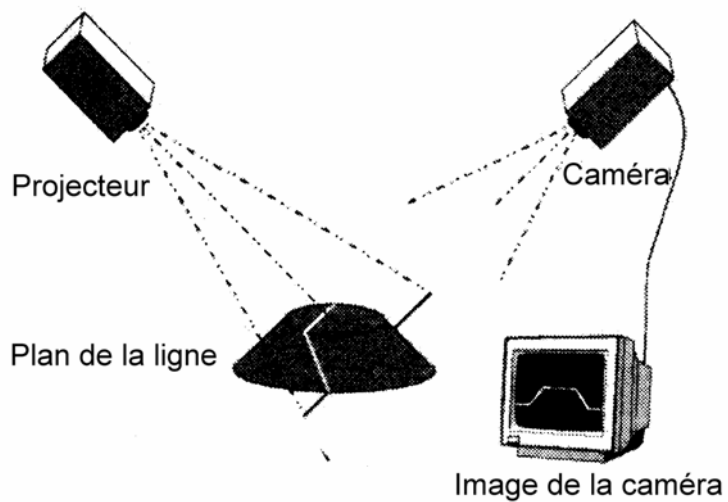


Figure 35 Principe de la méthode de projection d'une ligne lumineuse

4.2.4.3 .LA METHODE PAR PROJECTION DE LUMIERE STRUCTUREE

Cette méthode est aussi appelée projection d'un réseau de franges, ou *structured lighting*. Elle consiste en l'illumination d'une surface par une source lumineuse après passage de celle-ci dans un réseau. (Figure 36)[37]

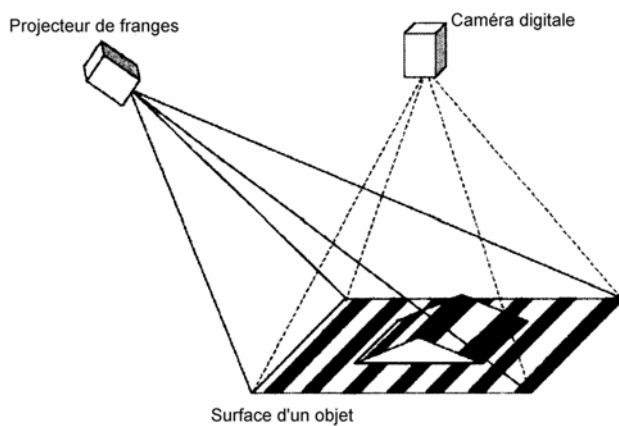


Figure 36 Principe de projection de lumière structurée

Les variations d'intensité lumineuse après diffraction par le réseau seront de type sinusoïdale de forme générique. [57] :

$$I = A [\cos(x, y) + \phi] \quad (1)$$

Où A désigne l'amplitude
Et ϕ représente la phase

La projection de cette variation d'intensité lumineuse sur la surface de l'objet va subir une déformation. (Figure 37) Cette déformation se traduit par un décalage de phase $\Delta\Phi$ de la variation d'intensité lumineuse, étant donné la composante tridimensionnelle de l'objet. La formule 1 s'exprime donc à la surface de l'objet :

$$I_p = A [\cos(\phi(x, y) + \Delta\Phi)] \quad (2)$$

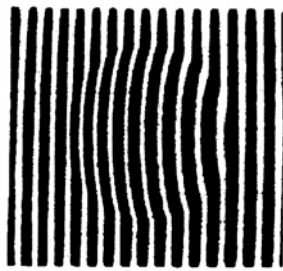


Figure 37 Déformation de lumière structurée par la surface d'un objet

C'est ce décalage, lié à l'altitude d'un point de la surface (x, y) , qui va permettre de trouver les trois dimensions de la surface. (Figure 38). Pour résoudre l'inconnu $\Delta\Phi$ dans l'équation (2), il faut faire appel au principe de la triangulation. Pour ce faire, on utilise une caméra sensible aux variations d'intensité lumineuse, placée à un angle et à une distance connus et définis par rapport à la surface de l'objet. Ce capteur va donc enregistrer les variations d'intensité et permettre par des relations mathématiques (développées dans la partie suivante) de connaître $\Delta\Phi$ et ainsi de trouver la troisième dimension.

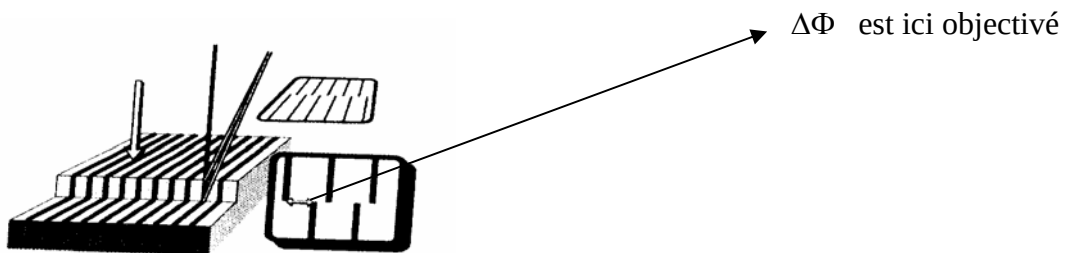


Figure 38 Visualisation du décalage de phase sur un volume simple

En fait cette méthode peut s'apparenter à un processus en deux étapes. Premièrement, on objective un décalage de phase des franges du réseau sur la surface de l'objet, celle-ci agissant comme un modulateur de phase. Deuxièmement, on va calculer pour chaque frange du réseau projeté « son propre décalage de phase » afin de pouvoir calculer le différentiel $\Delta\Phi$ entre des franges du réseau projeté. (Figure 39) [53]

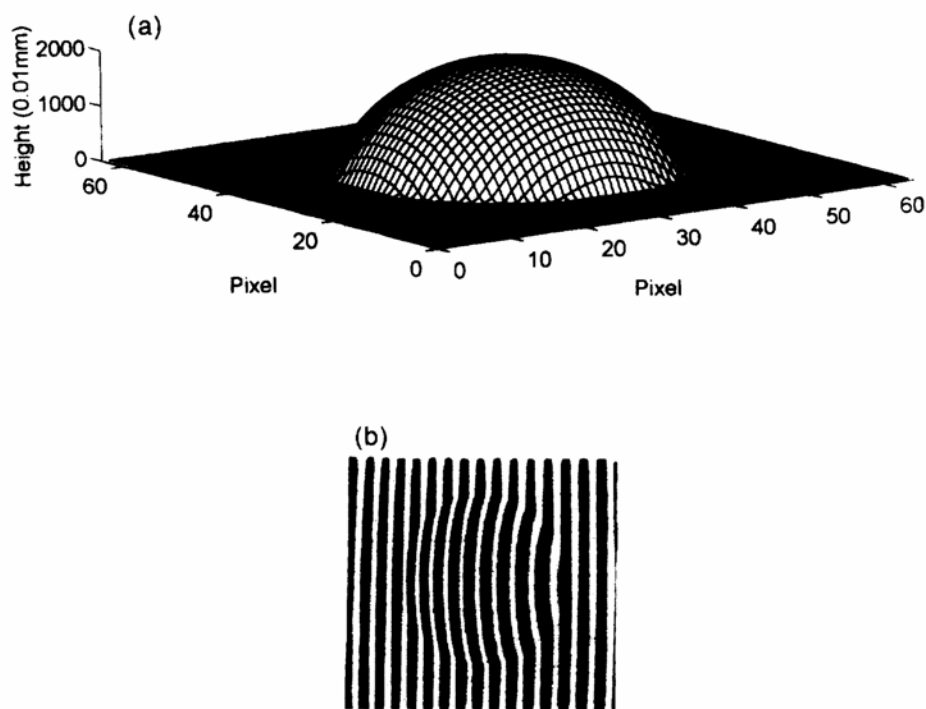


Figure 39 la distribution des hauteurs d'une sphère partielle (a) la projection déformée (b)

La surface agit donc comme un modulateur de phase du réseau de franges d'où l'explication du

4.2.4.3.1 PRINCIPE DE LA MODULATION DE PHASE

Soit une surface plane, (Figure 40) [25] illuminée à un angle θ_i , avec une variation d'intensité sinusoïdale, et vue selon un angle θ_v . Si les variations d'intensité lumineuse sont de période x , alors la période y sur la surface plane sera donnée par la relation :

$$y = \frac{x}{\cos(\theta_i)}$$

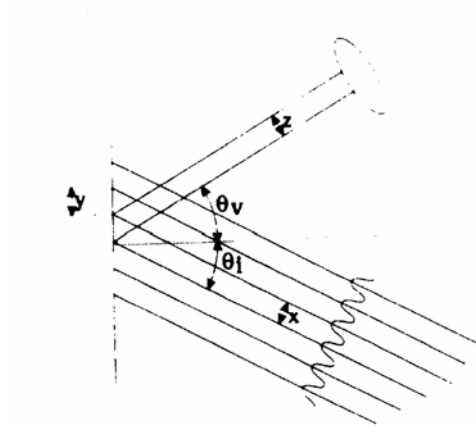


Figure 40 illumination structurée d'une surface

La lumière vue par la caméra aura des variations d'intensité lumineuse de période :

$$z = y \cos(\theta_v)$$

D'où :

$$z = \frac{x \cdot \cos(\theta_v)}{\cos(\theta_i)}$$

Maintenant, (Figure 41) [25] supposons que la surface est déplacée à une distance Δh , il y aura un changement, Δz , de la position de vue de la caméra qui sera équivalent à un décalage de phase $\Delta\phi$:

$$\Delta\phi = 2\pi k = 2\pi \cdot \frac{\Delta z}{\lambda}$$

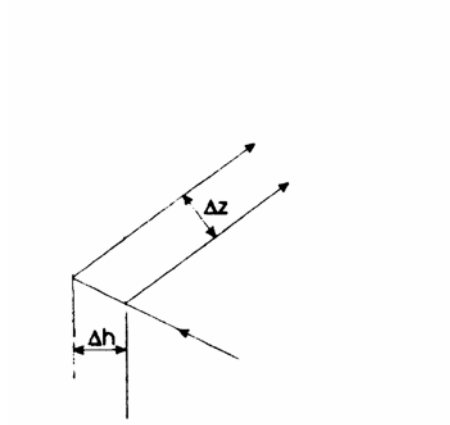


Figure 41 Changement de hauteur à la surface

La distance Δz peut se formuler :

$$\Delta z = \Delta h [\tan(\theta_i) + \tan(\theta_v)] \cos(\theta_v)$$

Donc :

$$\Delta\phi = \frac{2\pi \cdot \Delta h [\tan(\theta_i) + \tan(\theta_v)] \cos(\theta_v)}{\lambda}$$

Cette équation permet de connaître la variation d'altitude Δz , d'un point sur une surface, à partir de l'évaluation du changement de phase $\Delta\phi$ d'un réseau de lumière structuré sinusoïdal, qui a été projeté sur cette surface. Avec une lentille parallèle au plan de l'objet considéré, θ_v est nul, donc :

$$\Delta h = \frac{\lambda \cdot \Delta\phi}{2\pi \sin(\theta_i)}$$

4.2.4.3.2. PRINCIPE DE RECONVERSION DE PHASE

Pour déterminer un Δh entre deux franges, il faut donc connaître le $\Delta\phi$ entre ces deux franges. Ce différentiel $\Delta\phi$ n'est calculable que dans la mesure où l'on connaît la phase propre de chaque phase.

Il existe deux méthodes pour déterminer la phase d'une frange :

- La transformée de Fourier
- Le principe de décalage de phase

Seul le second principe sera développé ici afin de ne pas compliquer l'exposé.

Le principe de décalage de phase repose sur l'enregistrement par la caméra d'un nombre compris entre 3 et l'infini d'images de la variation d'intensité lumineuse projeté sur la surface de l'objet décalé d'une certaine phase Ψ .

Ainsi pour 3 projections décalées respectivement de Ψ_0, Ψ_1, Ψ_2 les différentes intensités s'expriment pour un même point de la surface (x,y) :

$$\begin{aligned}I_0(x, y) &= I_0(x, y) + B(x, y)\cos(\phi(x, y)) \\I_1(x, y) &= I_1(x, y) + B(x, y)\cos(\phi(x, y) + \Psi_1) \\I_2(x, y) &= I_2(x, y) + B(x, y)\cos(\phi(x, y) + \Psi_2)\end{aligned}$$

$I(x, y)$ représente l'intensité lumineuse dans le plan de l'image correspondant à un point de l'objet éclairé

$B(x, y)$ désigne le contraste local de l'image

Ψ est le décalage de phase

L'inconnu dans 3 ces équations est la phase ϕ d'où la nécessité de l'isoler :

$$\tan \phi = \frac{(I_2 - I_1) + (I_0 - I_2) \cos \Psi_1 + (I_1 - I_0) \cos \Psi_2}{(I_0 - I_2) \sin \Psi_1 + (I_1 - I_0) \sin \Psi_2}$$

$$\boxed{\phi = \tan^{-1} \frac{(I_2 - I_1) + (I_0 - I_2) \cos \Psi_1 + (I_1 - I_0) \cos \Psi_2}{(I_0 - I_2) \sin \Psi_1 + (I_1 - I_0) \sin \Psi_2}}$$

On peut ainsi trouver la phase pour un point de la surface donné appartenant à une frange, calculer ensuite $\Delta\phi$ par rapport à une autre frange et en déduire Δh

.

4.2.5. *EFFET MOIRE*

C'est une variante de la méthode précédente. Elle consiste en la projection d'interférences lumineuses sur la surface de l'objet à analyser. Ces interférences sont obtenues en superposant deux sources lumineuses, chacune diffractée par un réseau. (Figure 42) [12].

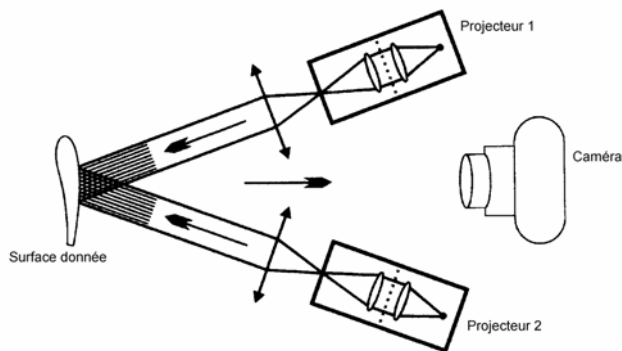


Figure 42 Principe de la projection moiré

Ces interférences produisent sur la surface tridimensionnelle de l'objet un champ de phase, (Figure 43) [55] c'est-à-dire que l'on obtient des courbes de niveau (dont les limites sont les franges noires) à espacements déterminables mathématiquement.

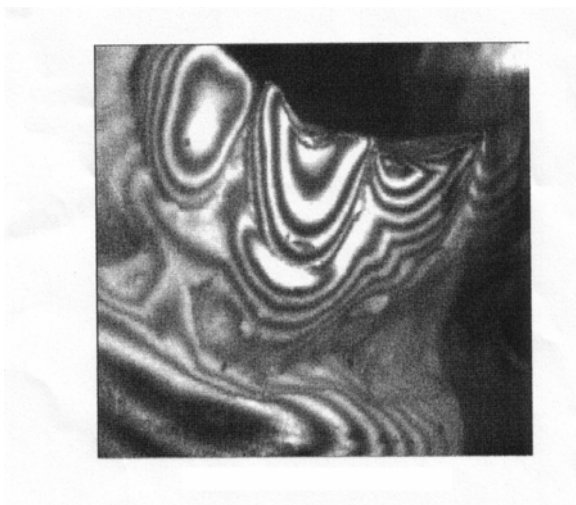


Figure 43 Courbes de niveau obtenues par effet moiré sur la surface d'une dent

L'effet moiré est donc une méthode topographique particulièrement efficace car elle permet, par la superposition de deux réseaux, la formation de courbes de niveaux portant la troisième dimension.

En fait il existe deux variantes principales pour l'acquisition des données :

- L'ombre moiré
- La projection moiré

Nous allons étudier uniquement l'ombre moiré pour une explication un peu plus détaillée de cette technique d'acquisition.

OMBRE MOIRE

Dans cette variante, l'interférence est créée entre « l'ombre du réseau » projetée sur la surface de l'objet et sa vision à travers le même réseau. (Figure 44) [54] A la surface de l'objet, il se produit l'apparition de courbes de niveau, à partir desquelles, on peut déterminer la profondeur entre ces différentes courbes par la relation mathématique suivante :

$$\Delta z = ph(N_2 - N_1) / [(d - pN_2)(d - pN_1)] \quad (1)$$

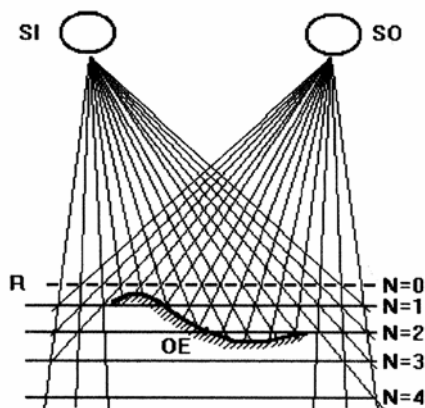


Figure 44 Diagramme du système d'ombre moiré

N_I représente l'ordre des franges

p est la période du réseau

d est la distance entre l'observateur et la projection

h est la distance entre le plan du réseau et le plan de l'observateur-projection

La distribution de l'intensité lumineuse observée dans la technique d'ombre moiré peut être décrite, là aussi, grâce à une fonction sinusoïdale :

$$I = I_0 + A \cos \phi(x, y)$$

avec $\phi(x, y) = 2\pi N(x, y)$, ce qui représente le fait d'obtention de courbe de niveau,

$$\text{d'où, } N(x, y) = \frac{\phi(x, y)}{2\pi}$$

Dès lors il suffit de déterminer, pour un point de N donné, sa phase $\phi(x, y)$, puis de le réinjecter dans l'équation (1) et ainsi en déduire la troisième dimension Δz .

Le calcul de $\phi(x, y)$ s'effectue selon le même principe déjà étudié dans la projection de franges, à savoir le décalage de phase.

On va décaler la distribution de l'intensité lumineuse d'une certaine phase Ψ_n . Pour quatre décalages de phase, on obtient quatre équations, dont on isolera $\phi(x, y)$.

$$\phi(x, y) = \arctan[(I_4 - I_2)/(I_1 - I_3)] \quad (2)$$

La caméra va enregistrer 4 images, pour un même point de la surface (x, y) , d'ordre N , avec une intensité différente obtenue grâce au principe de décalage de phase. En utilisant la formule mathématique (2) on obtient la phase de ce point ce qui permet au vu de l'équation (1) de retrouver le Δz .

4.2.6. LA METHODE DITE PAR TEMPS DE VOL

Le principe est de mesurer le temps que met le rayon pour partir et revenir au niveau du récepteur. Plus le point est éloigné, plus le temps de vol est élevé.

L'intérêt de cette méthode est de permettre d'aligner la rayon incident et le rayon réfléchi (ils peuvent être confondus sur la même ligne) alors que par la méthode de triangulation, un angle minimum de 8 ° est toujours obligatoire si l'on désire obtenir une précision adéquate.

Cet avantage est très important puisqu'il permet de résoudre les problèmes de projections d'ombre si pénalisant dans l'analyse des détails et des contre-dépouilles.(Figure 45) [8] En effet, dans le système CEREC utilisant le principe de triangulation, il existe de fréquents problèmes de projection d'ombre en distal de la préparation.

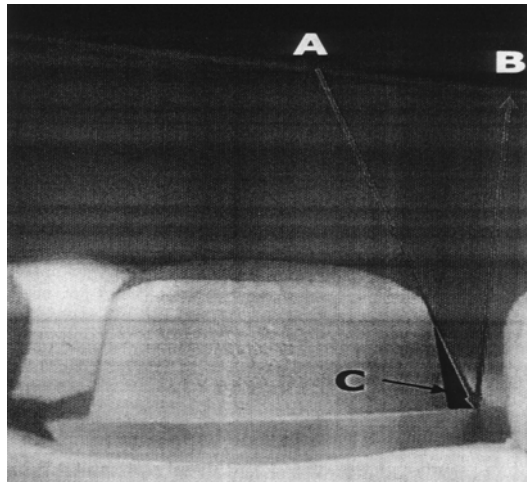


Figure 45 Ombre distale causé par la caméra cerc utilisant une méthode optique

A incidence du rayon projeté

B imaging of tooth through second aperture

C ombre distale

Cela dit, malgré son avantage, cette méthode reste très peu utilisée en dentisterie. C'est un processus certainement promis à un grand avenir, à la condition que le coût de cette technologie devienne abordable.

4.3. METHODES UTILISEES PAR LES DIFFERENTS SYSTEMES DE CFAO

Il s'agit ici de préciser la méthode employée pour l'acquisition des données parmi les principaux systèmes de C.F.A.O dentaire. Le tableau suivant n'est pas exhaustif, en raison de la difficulté à obtenir des informations précises sur le fonctionnement des systèmes de CFAO eu égard à la présence de brevets.

Tableau 9 Tableau récapitulatif des différentes méthodes d'acquisition selon les différent système CFAO

	Analyse				
	Optique				Mécanique
	Point lumineux	Ligne lumineuse	Projection de frange	Effet moire	
Systèmes de C.F.A.O				CEREC[®] (Sirona dental)	
				PRO 50[®] (Cynovad)	
			Digident[®] (Girrbach)		
			Everest[®] (Kavo)		
			LAVA[®] (3M ESPE)		
		Cercon[®] (Dentsply)			
		DCS Precident[®] (DCS Dental)			
	DENTAL CAD[®] (GC Corporation)				
					Procera[®] (Nobel Biocare)

5. CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR

5.1. INTRODUCTION

Il s'agit ici de l'étape de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) proprement dite.

L'ordinateur à travers un logiciel de conception, une fois les éléments numériques de la prise d'empreinte optique récupérés, va élaborer un modèle de travail numérique en positionnant très précisément les uns par rapport aux autres les dents préparées (MPU numériques), les limites cervicales, les crêtes édentées. A partir de ce modèle virtuel intervient un prothésiste dentaire chargé de la conception de l'armature sur l'écran informatique, on peut qualifier ce technicien de laboratoire qualifié d' « infoprothésiste ». A l'instar de la prothèse dentaire traditionnelle qui utilise des boîtes de pontics en cire pour fabriquer des armatures de bridges, cet infoprothésiste dispose via le logiciel de préformes de dents génériques standardisées regroupées dans une bibliothèque numérique. [49]

Ces préformes numériques vont être positionnées sur les MPU numériques pour y être déformées par la souris afin de s'adapter au volume des MPU, aux limites cervicales Figure 46 .

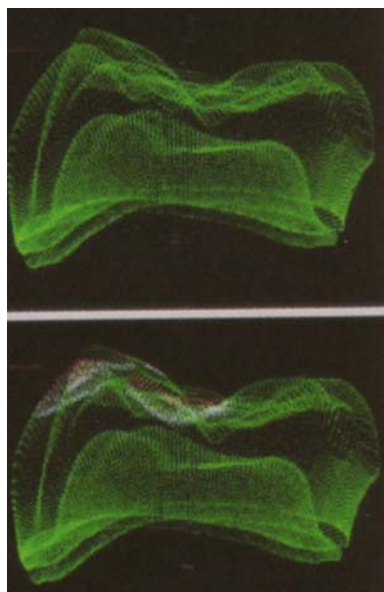


Figure 46 Modèle de dent générique sur MPU numériques

Le problème principal auquel doit faire face tout logiciel de CAO dentaire est la modélisation des surfaces occlusales, car la bibliothèque des formes doit être adaptée aux faces occlusales antagonistes et sera étudié ultérieurement.

5.2. CAS DU SYSTEME LAVA® (3M ESPE)

Le logiciel propre à ce système permet de définir, à partir des données issues du scannage, les volumes, les limites cervicales des préparations. Ce logiciel permet également de modifier les formes pour obtenir une certaine homothétie de formes entre la chape et la forme finale de la couronne afin d'éviter les volumes de la céramique cosmétique non soutenue. (Figure 47, Figure 48, Figure 49 et Figure 50)



Figure 47 Scannage des dents préparées



Figure 48 Scannage des surfaces antagonistes

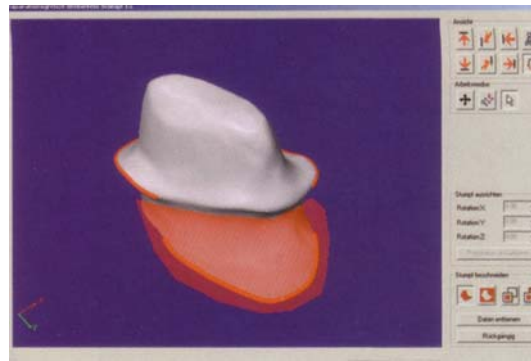


Figure 49 Délimitation des préparations numérique

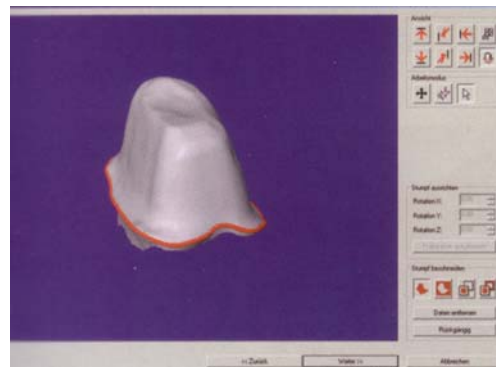


Figure 50 Elaboration des chapes et de leurs limites cervicales adaptées aux MPU

Le logiciel permet aussi la conception d'armatures virtuelles de bridge tout céramique. Le volume de la crête édentée ainsi que les volumes des MPU sont numérisés puis un intermédiaire issu de la bibliothèque des formes est choisi et positionné et les connexions sont installées. (Figure 51, Figure 52) [56]

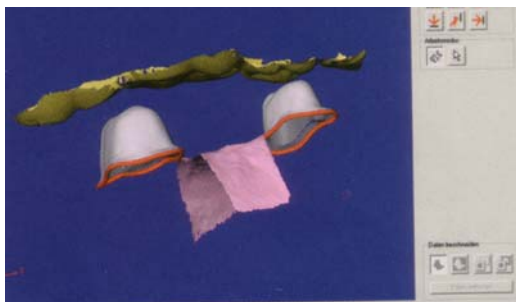


Figure 51 Volume des crêtes édentées et des MPU

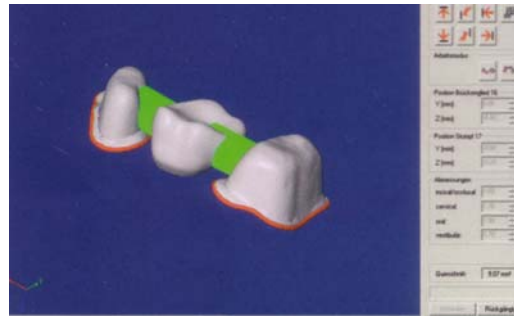


Figure 52 Intermédiaire et mise en place des connexions

5.3. CAS DU SYSTEME CEREC

Différentes possibilités sont offertes par le logiciel pour l'élaboration des morphologies des futures couronnes, inlay-onlays.

- L'extrapolation : l'ensemble des volumes prothétiques est calculé à partir d'une banque de données incorporée au système, sachant que l'opérateur peut modifier à volonté les éléments morphologiques de la dent (emplacement de cuspides, ligne de plus grand contour, contacts proximaux...) selon ses *desiderata*. Ce mode de réalisation, qui fait appel, à la fois au calcul personnalisé de l'empreinte optique, à la banque de données morphologiques, et aux modifications apportées par l'opérateur, est dit par extrapolation. Il ne prend en compte que la morphologie des dents adjacentes
- corrélation : il est aussi possible de réaliser la future prothèse à partir d'une empreinte optique du moignon, associée à l'image de la dent avant sa préparation (si elle morphologiquement correcte) ou à partir d'une prothèse provisoire ; on parle alors de mode corrélation
- mode fonction : il s'agit ici toujours à partir d'une image du moignon et d'une image de la morphologie des dents antagonistes, de faire calculer le programme informatique pour obtenir l'anatomie de la prothèse à venir. [11]

5.4. PARTICULARITE DU SYSTEME CICERO®

La méthode CICERO® de fabrication de couronne consiste en la digitalisation d'un MPU en plâtre, la conception de plusieurs couches de céramique de la couronne (couches pressées et frittées) et l'usinage des différentes couches successives de noyau teinté à base d'alumine de haute densité, puis l'application de couche de céramique dentine et enfin de céramique incisale.

La production de ces couronnes est centralisée au sein d'un laboratoire délocalisé. Tandis que l'usinage à partir d'un bloc de céramique monochromatique ne permet pas l'obtention de restaurations esthétiques parfaites ni de résistance mécanique adéquate, seul la fabrication d'une couronne tout céramique avec un noyau de haute densité puis sa stratification ultérieure permet d'améliorer les qualités esthétiques et mécaniques. [46]

PROCEDURE

La dent destinée à recevoir une restauration tout céramique est préparée, puis une empreinte avec des silicones est réalisée de manière traditionnelle ainsi que l'empreinte des dents antagonistes. Le MPU en plâtre issu de l'empreinte ainsi que le mordue occlusal sont scannés à l'aide d'un faisceau laser.

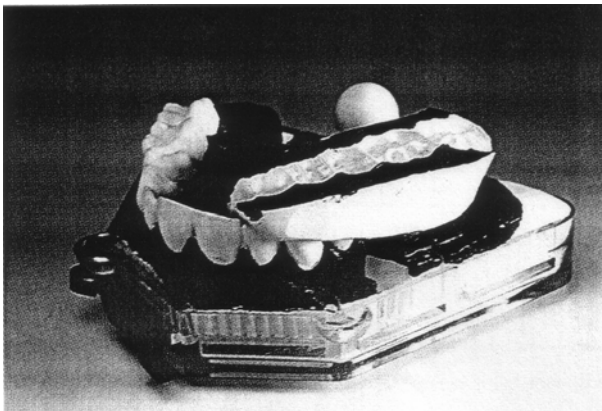


Figure 53 modèle destiné à être scanné et mordue occlusal

La forme de la couronne est sélectionnée à partir d'un élément approprié dans la bibliothèque des formes théoriques proposée par le logiciel de CAO par l'infoprothésiste.

Quand il existe une dent antagoniste intacte de l'arcade opposée, celle-ci est scannée et utilisée comme un dent standard. Les contacts mésiaux et distaux indiqués par l'opérateur dans le plan occlusal et sur les vues buccolinguales du scannage constituent la première étape de l'ajustement de la couronne générique. La ligne cervicale de préparation de la nouvelle couronne est ajustée sur la ligne de préparation qui a été automatiquement isolée sur le MPU scanné.

Les dimensions linguales et buccales sont ajustées par l'opérateur avec la souris informatique en modifiant la forme virtuelle générique afin de les mettre en harmonie avec les dents adjacentes. Les contours externes de la nouvelle couronne sont donc ajustés de façon interactive avec la souris, de manière similaire au montage de la céramique traditionnelle effectué avec des pinceaux ou des spatules. Une fois la couronne ajustée dans l'espace dévolu le programme informatique ajuste automatiquement les contacts proximaux avec les dents adjacentes.

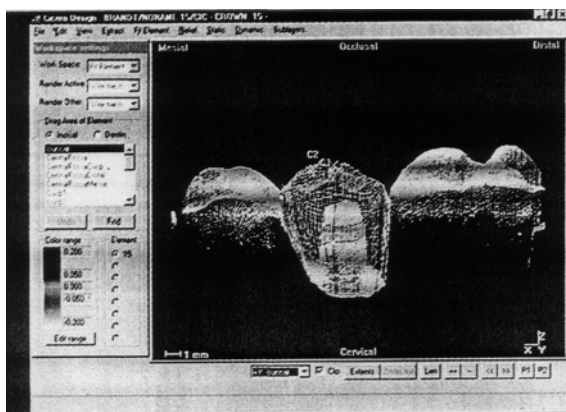


Figure 54 Forme générique de la nouvelle couronne sur le MPU numérique

La nouvelle couronne est alors superposée au scannage des dents antagonistes. Le logiciel de CAO déforme la couronne générique (avec conservation de la forme) en accord avec les principes occlusaux. Les différents paramétrages occlusaux seront étudiés dans une partie suivante grâce à l'aide du Condylcomp-KAVO (système optoélectronique d'enregistrement de rapport intermaxillaire) développé pour le système CICERO®. [46]

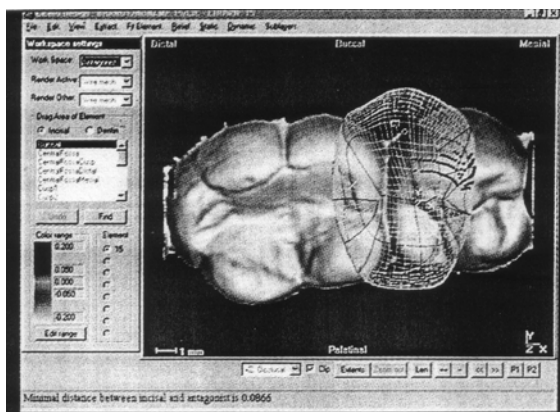


Figure 55 Couronne virtuelle en occlusion [ah]

Le processus d'usinage peut dès lors débuter. Un bloc standardisé CICERO® est fixé dans la chambre d'usinage de manière à obtenir un bloc préparé en négatif de l'empreinte de la dent à couronner avec l'intérieur de couronne. (Figure 56, Figure 57) Ensuite un noyau à haute densité d'oxyde d'alumine est pressé sur ce bloc préparé puis fritté. L'étape suivante consiste en l'application de céramique dentinaire sur le noyau de céramique à base d'alumine, puis se poursuit par son frittage, et enfin l'usinage de cette couche de façon à aménager un espace pour la céramique incisale. [5] (Figure 58)

La dernière phase débute par l'application de la couche incisale, son frittage puis son usinage d'après les paramètres préalablement défini par l'infoprothésiste.

Il ne reste plus alors qu'à renvoyer la couronne tout céramique au laboratoire de prothèse locale pour finaliser la couronne c'est-à-dire son glaçage.

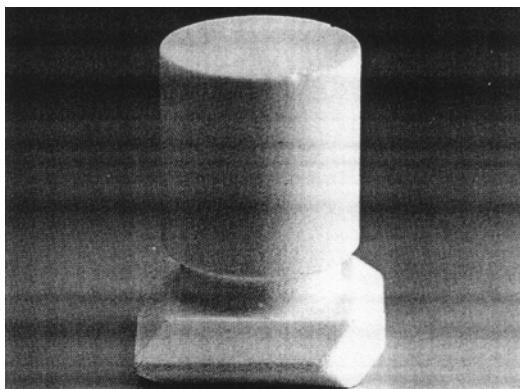


Figure 56 bloc de matériau CICERO destiné a être usiné

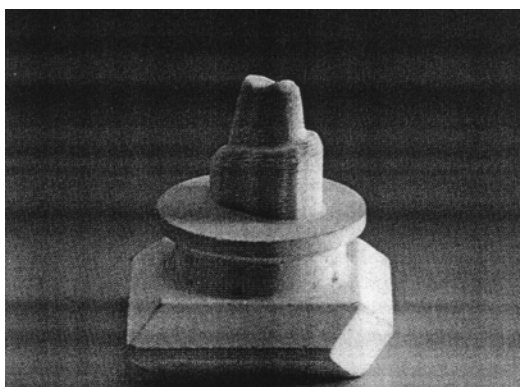


Figure 57 Bloc de matériau après usinage

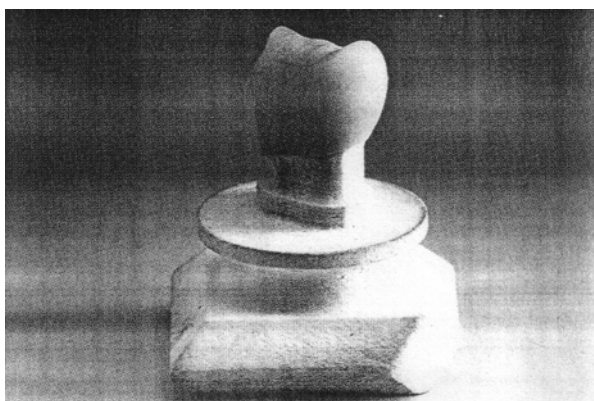


Figure 58 Couronne CICERO après usinage de la céramique incisale

5.5. *MODELISATION DE LA SURFACE OCCLUSALE*

La modélisation des surfaces occlusales constitue à l'heure actuelle le principal inconvénient des systèmes de CFAO dentaire actuels. Bon nombre de ces systèmes de CFAO ne prennent pas en compte la surface des dents antagonistes ni l'analyse des mouvements mandibulaires et dès lors de nombreuses rectifications occlusales sont nécessaires pour l'intégration adéquate de la prothèse au sein de la cavité buccale.

Ainsi seuls certains systèmes DCS precident ®, CEREC®, LAVA®, Digident ® et CICERO ® proposent une première approche des mouvements mandibulaires.

En effet la complexité de la cinétique mandibulaire et de ses différents paramètres (angle de Bennett, pente incisive, pente condylienne...) influe sur l'anatomie fonctionnelle d'une restauration prothétique aussi bien en prothèse traditionnelle qu'en prothèse assistée par informatique. Différents types d'articulateur ont été développés pour copier les mouvements individuels tridimensionnels de la mandibule en prothèse traditionnelle, et ce afin d'améliorer l'intégrité de la future restauration tout céramique ou autre dans la dynamique occlusale du patient. [24] Ces préoccupations au sujet de la relation occlusale représentent il faut bien l'avouer la véritable limite des systèmes de CFAO dentaire à l'heure actuelle.

5.5.1. *ARTICULATEUR VIRTUEL*

Le système DigiDENT® propose un articulateur virtuel au sein de son logiciel de CAO mais celui-ci ne semble pas aussi performant et fiable qu'un articulateur non virtuel, ceci étant dû à la difficulté de créer un programme informatique capable de générer une dynamique occlusale avec une précision millimétrique. [28]

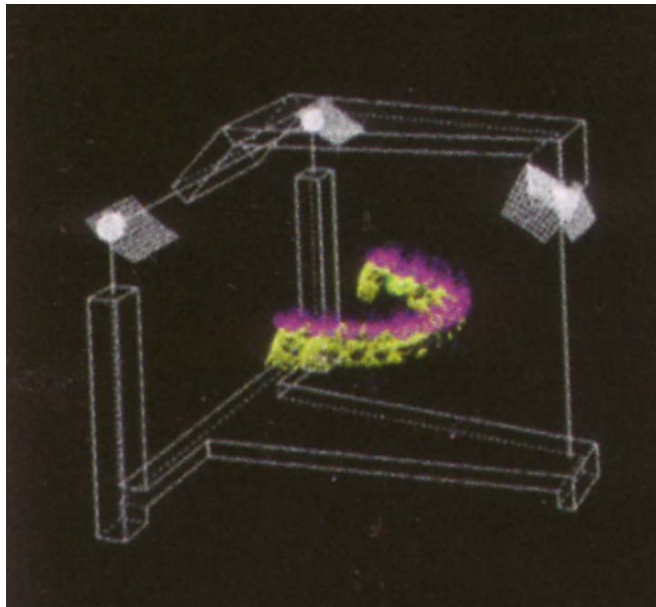


Figure 59 Articulateur virtuel du système DigiDENT

5.5.2. MODELISATION SURFACES ANTAGONISTES

Le système LAVA® permet de mettre en relation les armatures virtuelles et les surfaces des dents antagonistes préalablement digitalisées. [56]

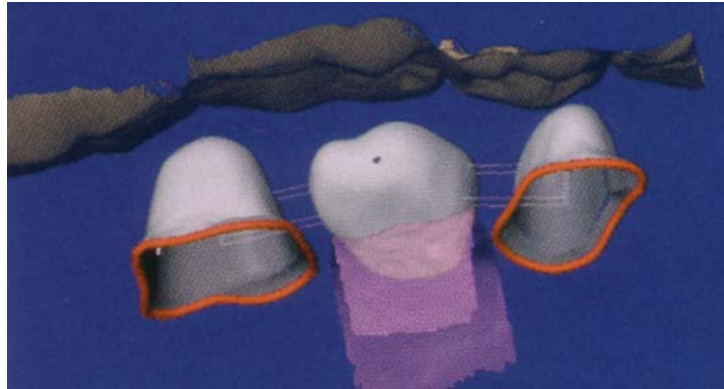


Figure 60 Armature virtuelle en relation avec la surface des dents antagonistes

5.5.3. CAS DU SYSTEME DCS Precident®

Dans le système DCS Precident® le logiciel permet lui aussi de modéliser les surfaces occlusales des dents antagonistes.

Pour la réalisation de bridges sur le modèle des préparations avant le scannage on place une petite tige en cire afin de donner la hauteur maximale pour la face occlusale de l'intermédiaire à construire sur cet emplacement.

Lors de la conception de l'intermédiaire via le logiciel de CAO, l'intermédiaire de bridge issu de la bibliothèque de forme sera placé et modifié pour respecter la hauteur de la tige en cire. [22]



Figure 61 Tige en cire visible sur la modélisation des préparations

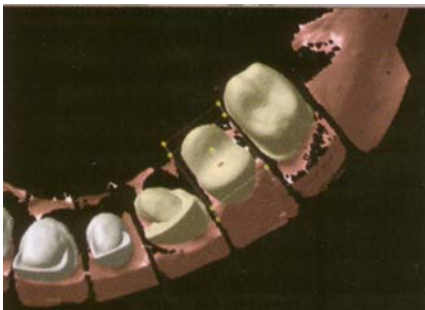


Figure 62 Intermédiaire adapté à la hauteur de la tige en cire

5.5.4. LE SYSTEME CONDYLOCOMP-KAVO®

Il s'agit d'un appareil commercialisé par la firme KAVO permettant d'enregistrer la cinétique manibulaire, de façon optoélectronique, propre à chaque patient et de transférer ces données personnalisées à un logiciel de CAO. Cela permet donc de paramétrer de manière individualisée les différentes composantes de la relation intermaxillaire afin de proposer via le logiciel de CAO la reconstruction d'une couronne tout céramique à la morphologie parfaitement adaptée à la dynamique occlusale propre à ce patient.

Le Condylcomp-KAVO est donc un système d'enregistrement informatisé de la cinétique mandibulaire. Les mouvements rotationnels et translationnels d'un réflecteur relié à la mandibule et positionné latéralement à droite et à gauche de l'articulation temporo-mandibulaire sont mesurés par un appareil relié à la tête. Le réflecteur est connecté à la mandibule via un clip fixé sur les surfaces labiales des éléments antérieurs et inférieurs. Le cadre du système est positionné selon l'axe intercondylien et par rapport au plan de Camper. Les mouvements protrusifs et latéraux sont alors enregistrés. (Figure 63)

Les mouvements individuels des points dextres ou sénestres situés près de l'axe du condyle sont déterminés dans un plan X, Y, Z . Les mouvements des deux condyles sont également enregistrés dans ce plan (Figure 64).

Enfin la valeur de l'angle formé par le plan comprenant les condyles droit et gauche et le point incisif inférieur et le plan représenté par l'axe de rotation intercondylien est enregistré.

Les valeurs obtenues par l'enregistrement du condylcomp dans les trois directions sont donc exprimées dans un système à axe cartésien. Ces valeurs seront transférées dans un logiciel de CAO dentaire (comme celui de CICERO par exemple) et

permettront de réaliser le dessin de couronne virtuelle en adéquation avec la dynamique occlusale. [35]



Figure 63 Vue d'ensemble du système Condylomp-KAVO

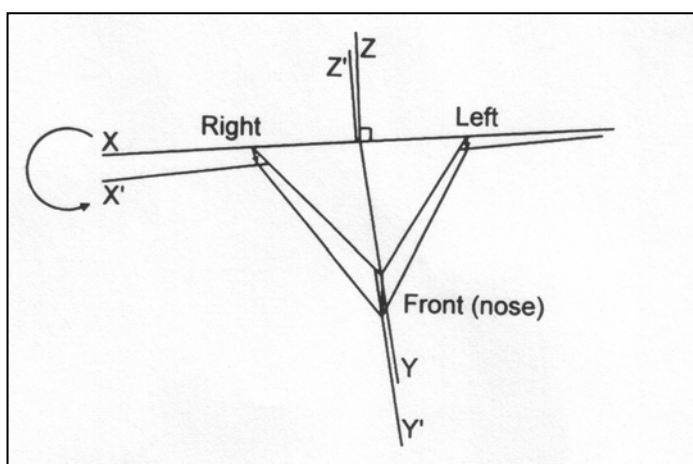


Figure 64 L'ensemble des positions des deux condyles et du point incisif mandibulaire sont exprimés dans un système cartésien

5.5.4.1. ETUDE DU CONDYLOCOMP-KAVO

Ce système d'enregistrement de la cinétique mandibulaire a fait l'objet d'une étude menée par le docteur Olthoff et collaborateurs en 2000. Le but de cette étude est de mettre en évidence les différences de morphologie entre une couronne réalisée par un logiciel de CAO (ici il s'agit du logiciel de CICERO) en occlusion statique (STatic occlusion= STA) et une couronne réalisée selon une certaine dynamique occlusale. Cette dynamique occlusale sera paramétrée soit :

- en fonction des valeurs individualisées enregistrées par l'intermédiaire du système Condylcomp-KAVO on parlera dans au sein de cette étude de couronne à l'anatomie CON
- en fonction des valeurs par défaut utilisées par le logiciel à l'instar de l'utilisation fréquente de valeurs moyennes lors de l'emploi d'un articulateur semi-adaptable en prothèse traditionnelle. On parlera dans ce cas de couronne DEF (DEFault setting)
- en fonction de données enregistrées lors de contacts occasionnés lors de certains mouvements. Il s'agit ici d'une technique proche de celle utilisée de manière traditionnelle consistant en l'enregistrement de cire de propulsion, de latéralité afin de permettre la programmation d'un articulateur. On parlera ici de couronne à l'anatomie OGP (Occlusal Generated Path)

Pour objectiver ces différences d'anatomie on utilise une méthode et un matériel spécifique

Quatorze dents en résine sont placées sur l'arcade supérieure et inférieure d'un modèle de simulation de patient humain (patient simulator, KAVO EWL). La relation intermaxillaire peut être définie comme une classe 1 d'Angle et l'overjet est de 1 millimètre. On prépare la première molaire mandibulaire avec un épaulement à angle interne arrondi, on enregistre le volume de la préparation au moyen d'une empreinte au

silicone ainsi que la surface des dents antagonistes. Le modèle en plâtre de la dent préparée va être digitalisé ainsi que les surfaces occlusales antagonistes.

La couronne créée via le logiciel de CAO en occlusion statique est élaborée à partir d'une forme anatomique standard de la première molaire mandibulaire issue de la banque de données du logiciel. Cette forme générique est ensuite adaptée à l'anatomie de la dent antagoniste en occlusion statique.

Les couronnes qualifiées de CON sont donc construites par le logiciel de CAO sur des valeurs propres au patient comme dans le cas de la programmation d'un articulateur entièrement programmable en prothèse traditionnelle.

Les couronnes dites DEF sont créées d'après les valeurs par défaut, présentes au sein du logiciel de CAO

Enfin les couronnes appelées OGP s'apparentent à la technique d'enregistrement de cire de latéralité de protrusion en prothèse classique. [35]

5.5.4.2. *RESULTATS*

Une vue en perspective illustre les différences morphologiques entre les différents types de couronne CON, DEF, STA et OGP. Les différences principales entre ces variantes sont situées dans la partie distobuccale de la couronne. La différence est telle que l'occlusion dynamique serait grandement perturbée si les couronnes STA n'étaient pas modifiées. (Figure 65)

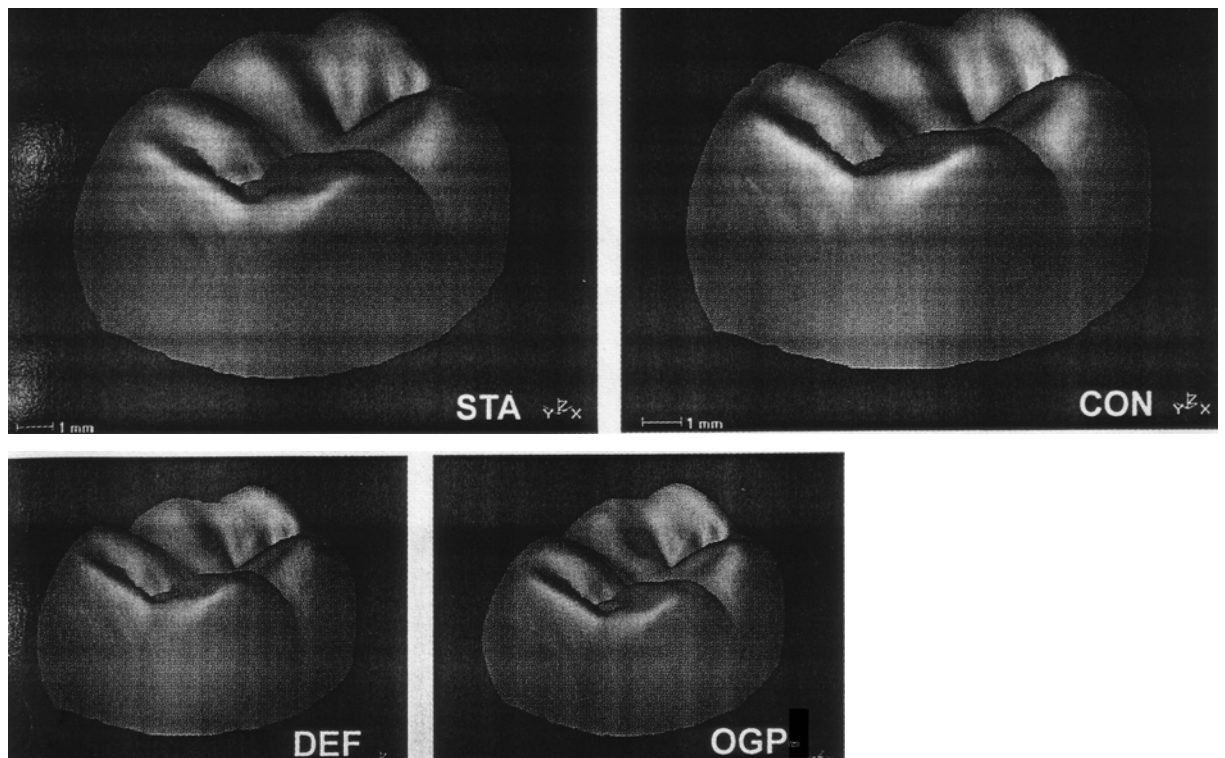


Figure 65 STA, CON, DEF, OGP couronne des molaires mandibulaires

Sur des coupes buccolinguales associant première molaire maxillaire et mandibulaire on peut aussi mettre en évidence d'importantes modifications sur l'anatomie des couronnes selon la type de programmation occlusale. Les changements à apporter au niveau de la couronne STA sont indiquées en superposant les contours des couronnes DEF , OGP et CON. De la figure il apparaît que la couronne à adapter le moins est la couronne CON suivi de OGP puis de DEF. [41]

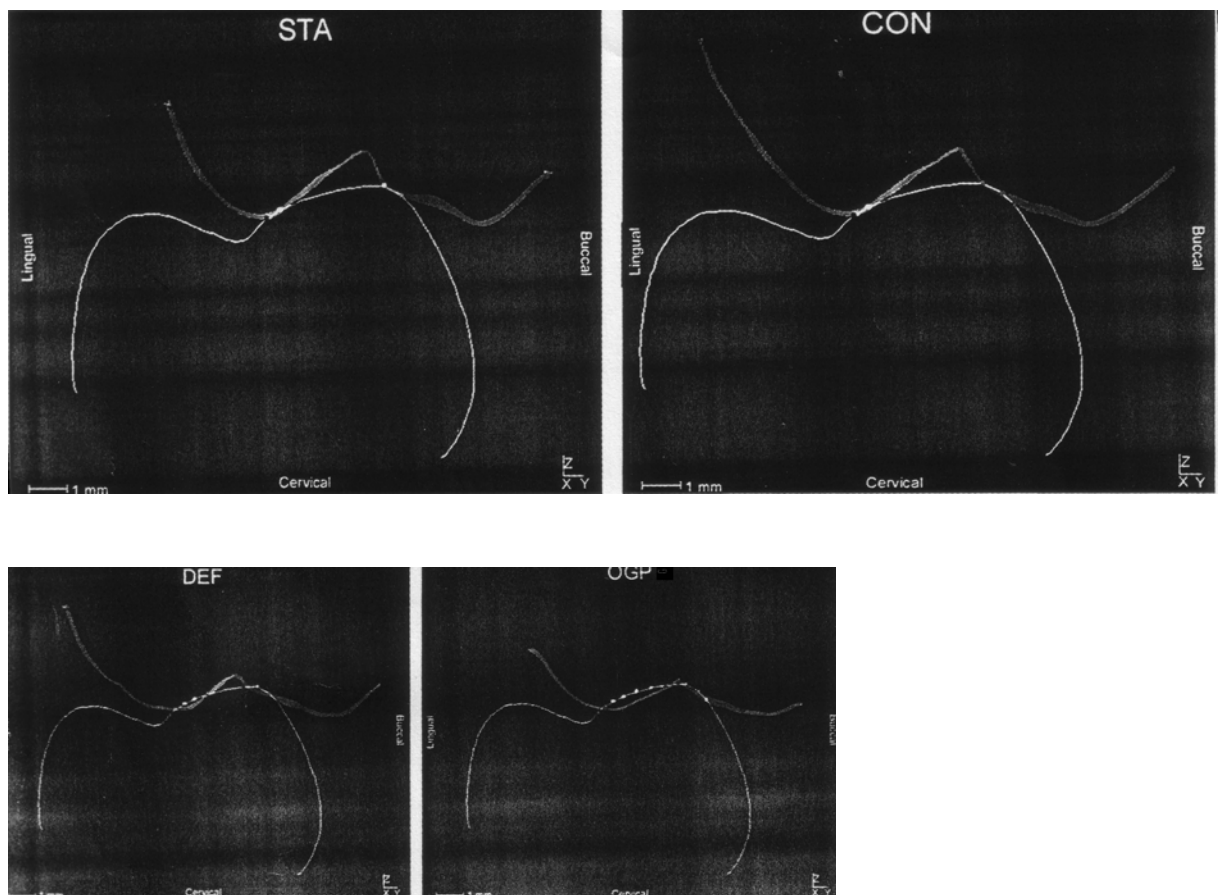


Figure 66 Vue buccolinguale des différences anatomiques selon la programmation occlusale

Il apparaît donc évident l'importance de la programmation de la dynamique occlusale pour la bonne intégration de la couronne modélisée par CAO au sein du système stomatognathique du patient.

6. FABRICATION ASSITEE PAR ORDINATEUR

6.1. INTRODUCTION

La Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) constitue la phase ultime de la création d'une couronne tout céramique par une méthode de CFAO quelle qu'elle soit. Cela constitue également l'étape la plus impressionnante. Afin d'usiner les couronnes modélisées via le logiciel de CAO il faut faire appel à des machines outils adaptées. Ces machines outil se sont considérablement miniaturisées en passant du domaine général industriel au domaine de la chirurgie dentaire. Il convient de rappeler ici les deux grands types d'usinage que proposent les différents systèmes de CFAO dentaire, à savoir :

- les procédés d'usinage soustractifs,
- les procédés d'usinage par addition.

Les procédés d'usinage par soustraction de matériau sont les plus fréquemment rencontrés dans le système CFAO. Ils consistent en l'enlèvement, à partir d'un bloc de matériau standardisé, d'un certain volume de ce matériau afin de sculpter la prothèse telle qu'elle apparaît sur l'écran de CAO ou selon les dimensions de la maquette en cire élaborée. Ces soustractions de matériau sont effectués par l'intermédiaire de ces machines outils pilotées par ordinateur associées à un moteur entraînant une fraise qui découpe et sculpte la future prothèse. Le déplacement relatif de la fraise et du bloc de matériau dans lequel la machine sculpte la prothèse est géré par un logiciel spécifique qui transforme les valeurs numériques de la maquette CAO en mouvement analogique. De façon générale , on peut concevoir le déplacement relatif des pièces selon trois axes :

1. un axe haut/bas
2. un axe latéral droit/gauche
3. une avant/arrière

Ces déplacements relatifs permettent d'obtenir toutes les formes souhaitées. En fait dans un souci d'amélioration dans la finesse de la sculpture de la pièce prothétique, on peut ajouter des rotations autour des trois axes eux-mêmes.

Selon le degré de sophistication de la machine outil apparaît donc la possibilité d'obtenir des prothèses plus ou moins complexes et surtout plus ou moins finies. Ainsi on peut distinguer au sein des différents systèmes de CFAO dentaire, des machines utilisant trois axes (les plus fréquents) pour des déplacements sur trois plans et des machines de cinq ou six axes quand elle dispose de deux ou trois axes de rotation supplémentaires. A l'heure actuelle seul le système Everest propose un usinage selon cinq axes et sera étudié dans une partie suivante.

Les procédés d'usinage par addition sont plus marginaux. Ils ne semblent pas constituer la voie d'avenir des systèmes de CFAO dentaire notamment en ce qui concerne la réalisation de couronne tout céramique. Ils sont surtout représentés par le système PROCERA® et par le système WOL-CERAM®.

Le tableau récapitule les différents procédés d'usinage proposés par les systèmes de CFAO dentaire en vue de réalisation de couronne tout céramique

SYSTEME CFAO	USINAGE PAR SOUSTRACTION		USINAGE PAR ADDITION	
	3-4 AXES	5 AXES	ELECTROPHORESE	
Cercon®	•			
CEREC in LAB®	•			
Digident®	•			
Everest®		•		
LAVA®	•			
Precident®	•			
Pro 50®	•			
Procera®				•
Wol-ceram®			•	

6.2. USINAGE PAR FRAISAGE NUMERIQUE A CINQ AXES

Afin d'illustrer notre propos sur les procédés d'usinage, nous allons étudier le système doté de la machine outil proposant l'outil le plus complexe et le plus performant dans la technique d'usinage par soustraction, à savoir le système Everest. Ce système d'usinage propose de sculpter la future prothèse selon cinq axes de rotation.

Pour tout procédé d'usinage par soustraction, l'usinage de pièce prothétique constitue un véritable défi. En effet il faut concilier la production en série, en masse, introduite par la conception d'usinage CFAO avec l'unicité, les particularités anatomiques, de chaque pièce prothétique. Tous les travaux de prothèse appellent des caractéristiques communes :

- une complexité de forme
- une face cavitaire souvent profonde
- une face occlusale avec des sillons pouvant être anfractueux
- une zone de dépouille et une zone de contre-dépouille séparées l'une de l'autre par la ligne guide
- une très faible épaisseur de la pièce prothétique (pouvant atteindre le dixième de millimètre)
- un volume de matière enlevée important

Les conséquences techniques ont conduit la société KAVO à élaborer une machine à usiner selon cinq axes.

Cette machine à usiner les prothèses se compose d'une enceinte (en général massive) parfaitement stable quant à sa forme, protégée des vibrations et insonorisée autant que possible. Elle comporte le plus souvent, une chambre d'usinage isolée, avec système de refroidissement et de lubrification fonctionnant en

circuit fermé. La filtration du liquide d'usinage permet de récupérer les particules solides issues de l'enlèvement de matière. Dans cette chambre : usinage, on trouve une broche porte-fraise et un support normalisé destiné à recevoir les blocs de matériaux qui sont usinés. Les déplacements relatifs des outils par rapport aux blocs en cours d'usinage dépend des caractéristiques mécaniques des mouvements des pièces (nombre d'axes) et du logiciel de gestion de ces mouvements. L'usinage des pièces prothétiques se fait en général par des machines bénéficiant de trois à quatre axes de déplacements. On parle de machine trois axes quand la pièce à usiner peut se déplacer par rapport à l'outil selon les trois sens de l'espace :

- axe X est celui des déplacements latéraux (droite/gauche),
- axe Y est celui du déplacement d'avancement (avant/arrière),)
- l'axe Z est celui du déplacement vertical (haut/bas)

Cependant, la complexité des pièces prothétiques (contre-dépouilles, sillons des faces occlusales...) et la finesse des détails de finition sont tels qu'une machine trois axes s'avère insuffisante. C'est pourquoi, l'usinage selon cinq axes est mis en oeuvre par Kavo.

Avec ses cinq axes, la fraiseuse dispose d'une liberté de mouvement maximal (angles de travail et déplacement) pour les différentes étapes d'usinage de la pièce. Les amplitudes des translations et rotations pour les cinq axes de la machine Everest® sont données ci-dessous :

Axe X.....	250 millimètres
Axe Y.....	100 mm
Axe Z.....	70 mm
Rotation de la pièce A.....	420°
Pivotement de l'outil.....	240°

Aux trois axes de translation classiques (X, Y, Z) s'ajoutent deux axes de rotation :

- l'axe A est celui de la rotation du plateau portant les pièces en cours d'usinage, ce qui permet de les faire pivoter de 420° ,
- l'axe B est celui de la rotation de la broche porte outil (pivotement de 240°) (Figure 67).



Figure 67 Fonctionnement schématique de la machine outil Everest

Le principal avantage de l'usinage cinq axes est que le positionnement de l'outil (fraise) par rapport à la pièce à usiner (angle d'attaque) est toujours optimal du fait des mouvements de pivotement que permet cette technique. De ce fait, la vitesse de coupe est, comparée à une fraiseuse trois ou quatre axes, mieux respectée. Ce qui se traduit non seulement par une meilleure qualité de surface de la pièce mais aussi par une moindre usure des outils de coupe et, dans bien des cas, par des temps d'usinage plus courts.

Les trois axes linéaires sont montés sur des tiges filetées à billes (tiges de haute précision et surdimensionnées), et les deux axes rotatifs équipés de réducteurs eux aussi de haute précision. Ces modules reposent sur un socle en béton polymère, avec éléments de liaison en fonte grise. Ces deux matériaux amortissant les vibrations, les mouvements d'usinage ne sont pas perturbés. Tous les axes de la machine sont entraînés par des moteurs pilotés par signal.

La mobilité est optimale du fait que les cinq axes sont déplaçables simultanément, permettant de réaliser divers mouvements complexes en translation et rotation. On a ainsi la possibilité d'usiner toutes les pièces sans avoir à changer leur place sur le plateau d'usinage. En outre, plusieurs pièces peuvent être disposées le long de l'axe A (quatre éléments unitaires ou deux bridges). Elles sont usinées les unes à la suite des autres. Sur le devant de l'axe Z est fixé le support de l'axe rotatif B du système double broche sur poupée mobile. Cette broche pivotante porte simultanément deux outils : un de dégrossissage, et l'autre de finition. Il n'y a donc pas de perte de temps par interruption du cycle d'usinage pour interchanger les fraises. Par ailleurs, la vitesse de rotation de l'outil est modulable (5000 à 80000 tours/minutes) en fonction du matériau à usiner. Enfin, les fraises sont calibrées par laser. [7]



Figure 68 Détail de la fraiseuse Everest

Ce système de mesure par laser des outils à l'intérieur de l'enceinte d'usinage enregistre leur position, leur géométrie et leur niveau d'usure. Les données sont prises en compte pour la transposition cinq axes. Sont également prises en compte les éventuelles variations (d'origine thermique) de la longueur de l'axe Z ou de la broche, excluant tout risque d'imprécision. Les fraises à partir d'un certain niveau d'usure sont éliminées. Pour effectuer simultanément et avec une précision de l'ordre du micron les mouvements linéaires, rotatifs et de pivotement - et ce, de façon dynamique et quelle que soit la forme de la pièce - la programmation de la machine ne peut, comme dans un atelier classique, se faire manuellement. La fiabilité du système devant être incontestable, la solution consiste à intégrer directement la géométrie CAO de la pièce prothétique à réaliser dans le module FAO. Dans ce module sont alors calculés, par rapport à la forme de la pièce (armature de bridge par exemple), les déplacements requis pour les étapes de dégrossissage et de finition, lesquels s'effectueront à l'intérieur de l'enceinte d'usinage sans aucun risque de collision (système de contrôle automatique) entre la pièce, l'outil et des composants de la machine.

Ces conditions d'usinage sont les seules actuellement capable de reproduire tous les détails scannés d'une maquette en cire d'une face occlusale complexe, et qui plus est, avec un niveau d'état de surface quasiment fini.

6.2.1. CONCLUSION

Différents choix technologiques ont été faits par les sociétés diffusant les systèmes CFAO destinés aux prothèses dentaires. Dès lors que l'ambition est de pouvoir usiner tous les matériaux actuellement en cours d'utilisation en odontologie, et de reproduire les détails les plus fins des faces occlusales et des bords cervicaux avec un état de finition comparable à celui d'une maquette coulée, il apparaît clairement que l'unité d'usinage doit être une fraiseuse-rectifieuse dotée de cinq axes opérant simultanément.

6.3. SYSTEME WOLCERAM

Ce système constitue l'un des rares procédés de CFAO dentaire proposant l'usinage de pièces prothétiques selon un mode d'addition. La particularité de ce système en l'élaboration d'une chape céramique par infiltration (In-ceram®) recouverte ultérieurement par de la céramique d'émaillage cosmétique au sein d'un laboratoire de prothèse traditionnel.

Cette élaboration de chape céramique est réalisée via un système automatisé et informatisé consistant en le dépôt d'in-ceram® en barbotine par électrophorèse directement sur les MPU du modèle de travail. [40, 44]



Figure 69 Vue d'ensemble la machine WOLCERAM

6.4. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

Les MPU des dents préparées sont fractionnés individuellement et détournés. Ces MPU unitaires sont dès lors, sans duplication, placés sur des supports dans la chambre d'usinage de la machine selon un axe adapté à l'ensemble des opérations automatisées. En effet chaque MPU via son support est fixé sur la partie supérieure mobile de la machine. Il est déplacé de façon séquentielle, pour effectuer automatiquement toutes les manipulations qui conduisent à l'obtention de la chape céramique avant son frittage et son infiltration.

Le processus de dépôt par électrophorèse sur le MPU s'effectue en deux étapes. Dans un premier temps, le MPU sera lu par un scanner qui déterminera sa forme et sa longueur. L'ensemble de ces données permettra de déterminer pour chaque MPU, la profondeur de trempage dans la barbotine.

Dans un deuxième temps le MPU sera recouvert d'un film électrolytique par trempage et séchage puis amené dans la solution de barbotine afin de réaliser le dépôt de céramique par électrophorèse. Ce dépôt s'effectue en 25 secondes, ce qui correspond à l'obtention d'une chape d'épaisseur de 0.5 +/- 0.1 millimètre. [21]



Figure 70 Au premier plan à gauche la céramique en barbotine et l'électrode d'électrophorèse, au centre le récipient contenant le liquide électrolytique . la sortie d'air chaud sous la flèche jaune pour le séchage.



Figure 71 Trempage dans la solution de barbotine d'un MPU

Pour expliquer succinctement le principe de dépôt par électrophorèse : il s'agit de la séparation de particules chargées placées au sein d'un champs électrique généré par une tension continu. Ces particules se déplacent vers le pôle de signe opposé à leur charge à une vitesse proportionnelle à cette charge. Les particules séparées par électrophorèse peuvent être de nature et de taille différentes : des composées organiques ou minéraux, de la taille d'une cellule ou de celle d'un ion.

Les particules négatives de céramiques migrent vers le pôle positif. Ce pôle positif représente le MPU en plâtre traité avec une cire spéciale conductrice ainsi qu'un électrolyte. La barbotine s'électrodépose uniformément sur toute la surface du MPU.

Les matériaux utilisés sont exclusivement les céramiques In-ceram. L'IN-ceram alumina est indiquée dans la majorité des cas car l'électrophorèse lui confère des propriétés mécaniques comparables à celle de l'In-ceram zirconia. En effet l'utilisation de l'électrophorèse pour le dépôt de la barbotine permet d'augmenter la densité de la céramique, ce qui conduit à une moindre proportion de verre lors de l'infiltration. La résistance finale est augmentée de 30 % par rapport au matériau obtenu à partir d'une barbotine déposée manuellement. [36]

Pour usiner des bridges (maximum trois éléments), il faut utiliser une électrode particulière. Cette électrode en métal basse fusion est placée entre les deux MPU piliers afin de soutenir le volume de céramique en barbotine qui préfigurera l'intermédiaire de bridge.

L'ensemble MPU + électrode basse fusion suivront les mêmes étapes pour le dépôt de barbotine déjà décrites ci-dessus. La tige de l'armature sera sectionnée après le dépôt puis l'ensemble de l'armature sera fritté, ce qui permettra lors de cette opération l'élimination de l'électrode basse fusion par évaporation.



Figure 72 Ensemble MPU pilier et électrode basse fusion plongés dans le bain de barbotine

CONCLUSION

Les restaurations tout-céramiques bénéficient désormais d'un certain recul clinique et représentent, à n'en point douter, l'avenir des restaurations prothétiques, tant au niveau esthétique, qu'au niveau de l'intégration biologique. Elles sont appelées à remplacer progressivement les restaurations métallo-céramiques. A côté de cette innovation technologique, la conception et fabrication assistée par ordinateur, appliquée au domaine de la chirurgie dentaire, n'en est plus à ses balbutiements et sa fiabilité est désormais avérée, notamment, en ce qui concerne le système CFAO pour laboratoire de prothèse dentaire.

En effet, bien qu'il existe des systèmes CFAO conçus pour le cabinet dentaire permettant la réalisation de prothèse céramo-céramique sans nécessiter de travail de prothésiste dentaire, ceux-ci ne présentent pas encore des qualités de restaurations totalement satisfaisantes. Ainsi, ces restaurations tout-céramiques obtenues par ces procédés sont d'une esthétique médiocre, due à la monochromaticité des blocs de matériaux usinés. Leur indication est en outre limitée aux inlay-onlay et aux couronnes unitaires, et leur coût reste élevé. Les systèmes de CFAO pour laboratoires de prothèse dentaire sont d'un intérêt tout autre. La CFAO pour laboratoire de prothèse et les restaurations prothétiques entièrement céramiques sont deux technologies relativement nouvelles qui s'avèrent être complémentaires. Ainsi, la CFAO pour laboratoires de prothèse est particulièrement intéressante à mettre en œuvre pour les restaurations tout-céramique. Elle permet une production automatisée standardisée en grand nombre d'infrastructures céramisées sur lesquelles le technicien de laboratoire montera une céramique cosmétique.

La CFAO dentaire permet donc au technicien de laboratoire d'affiner la personnalisation tout-céramique sur les infrastructures non métalliques obtenues par le système CFAO. Les infrastructures céramiques obtenues lors de techniques traditionnelles sont longues et délicates. La CFAO permet de s'affranchir de cette étape longue et laborieuse en automatisant l'élaboration des chapes, et laisse plus de temps au prothésiste dentaire pour l'expression pleine de son travail de caractérisation.

Le recours à ces innovations dans la production prothétique semble inévitable. Leur développement appelle des mutations profondes dans l'organisation du travail et dans les activités liées à la prothèse dentaire. Malgré les avantages de la prothèse dentaire issue de la CFAO, tous les laboratoires de prothèse pourront-ils s'équiper en raison des coûts générés par l'acquisition de ces systèmes haute technologie. Va-t-on assister à l'émergence de centres de production délocalisés de prothèse CFAO ? Assistera-t-on à une évolution vers une spécialisation prothétique ? Et enfin, l'empreinte optique directement en bouche va-t-elle révolutionner la prothèse dentaire à l'avenir ?

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

FIGURE 1 SYSTEME CEREC	10
FIGURE 2 INFRASTRUCTURE CERAMIQUE POUR RESTAURATION TOUT-CERAMIQUE	11
FIGURE 3 SCHEMA DE PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE CFAO EN PROTHESE DENTAIRE.....	13
FIGURE 4 EMPREINTE OPTIQUE DU SYSTEME CEREC	14
FIGURE 5 DEUX MPU SONT VISUALISES SUR L'ECRAN DE CAO	15
FIGURE 6 ELABORATION D'UNE MAQUETTE PROTHETIQUE SUR LE MODELE DE TRAVAIL VIRTUEL	15
FIGURE 7 MACHINE A TROIS AXES EN COURS D'USINAGE	16
FIGURE 8 CEREC 3: UNITE D'ACQUISITION D'IMAGE ET D'USINAGE, RELIES PAR CONNEXION ..	20
FIGURE 9 CONSTRUCTION DE MAQUETTE PROTHETIQUE VIRTUELLE SUR DES MPU	25
FIGURE 10 VUE DE L'INTRADOS DES MAQUETTES PROTHETIQUES MODELISEE	25
FIGURE 11 CERCON BRAIN SOUS LE CAPOT MOBILE LE BRAS MOBILE PORTE D'UN COTE LA MAQUETTE DANS SON CADRE SPECIFIQUE POUR LA LECTURE LASER, ET DE L'AUTRE LE BLOC A USINER	26
FIGURE 12 MAQUETTE EN CIRE REALISEE DE FAÇON CONVENTIONNELLE ET FIXEE A SON CADRE SUPPORT SPECIFIQUE.....	27
FIGURE 13 VUE DU BRAS AUTOMATIQUE DU CERCON BRAIN	27
FIGURE 14 CHAPE EN CIRE LUE PAR LE POINTEAU PANTOGRAPHIQUE.....	28
FIGURE 15 BLOC DE MATERIAU DESTINE A ETRE USINER.....	28
FIGURE 16 DIVERSES ETAPES POUR LA REALISATION DE COURONNE PROCERA ALL-CERAM..	30
FIGURE 17 SYSTEME DIGIDENT COMPLET AVEC SCANNER, UNITE DE CAO ET UNITE D'USINAGE	31
FIGURE 18 PROJECTION D'UN RESEAU DE FRANGES (METHODE OPTIQUE)	32
FIGURE 19 SCANNAGE PAR MICROPALPEUR (METHODE TACTILE).....	32
FIGURE 20 BLOC DE MATERIAU EN COURS D'USINAGE.....	33
FIGURE 21 SCHEMA RECAPITULATIF DES DIFFERENTS SYSTEMES DE CFAO DENTAIRE	35
FIGURE 22 SCHEMA DES STRUCTURES CRISTALLOGRAPHIQUES QUADRATIQUE ET MONOCLINIQUE	47
FIGURE 23 TRANSFORMATION DE PHASE DE LA ZIRCONNE	48
FIGURE 24 CLASSIFICATION DES METHODES D'ACQUISITION DES DONNEES.....	65
FIGURE 25 MODÈLE D'EMPREINTE ANALOGIQUE.....	66
FIGURE 26 DIE DETOURE	67
FIGURE 27 SCANNER PROCERA®	68
FIGURE 28 LE DIE EST POSE SUR UNE TABLE TOURNANT, PERMETTANT AINSI LA LECTURE DE LA PREPARATION PAR LE PALPEUR	68
FIGURE 29 L'ENREGISTREMENT DE LA PREPARATION PAR ROTATION DU DIE AUTOUR D'UN AXE VERTICAL	69
FIGURE 30 LA LECTURE PAR LE SCANNER SE TRADUIT PAR L'ENREGISTREMENT DE 20000 A 30000 DONNEES SUIVANT LA DENT	69
FIGURE 31 VUE TRIDIMENSIONNELLE DE L'ENREGISTREMENT	69
FIGURE 32 DIAGRAMME SCHEMATIQUE DES METHODES OPTIQUES.....	70
FIGURE 33 ORGANIGRAMME DES DIFFERENTES VARIANTES DE METHODES OPTIQUES.....	71
FIGURE 34 PRINCIPE DE LA METHODE PAR PROJECTION D' UN POINT LUMINEUX.....	72
FIGURE 35 PRINCIPE DE LA METHODE DE PROJECTION D'UNE LIGNE LUMINEUSE.....	73
FIGURE 36 PRINCIPE DE PROJECTION DE LUMIERE STRUCTUREE	74
FIGURE 37 DEFORMATION DE LUMIERE STRUCTUREE PAR LA SURFACE D'UN OBJET	75
FIGURE 38 VISUALISATION DU DECALAGE DE PHASE SUR UN VOLUME SIMPLE	75
FIGURE 39 LA DISTRIBUTION DES HAUTEURS D'UNE SPHERE PARTIELLE (A) LA PROJECTION DEFORMEE (B)	76
FIGURE 40 ILLUMINATION STRUCTUREE D'UNE SURFACE.....	77
FIGURE 41 CHANGEMENT DE HAUTEUR A LA SURFACE	78
FIGURE 42 PRINCIPE DE LA PROJECTION MOIRE	81
FIGURE 43 COURBES DE NIVEAU OBTENUES PAR EFFET MOIRE SUR LA SURFACE D'UNE DENT	81
FIGURE 44 DIAGRAMME DU SYSTEME D'OMBRE MOIRE	82
FIGURE 45 OMBRE DISTALE CAUSE PAR LA CAMERA CEREC UTILISANT UNE METHODE OPTIQUE	84
FIGURE 46 MODELE DE DENT GENERIQUE SUR MPU NUMERIQUES[AF]	87
FIGURE 47 SCANNAGE DES DENTS PREPAREES	88
FIGURE 48 SCANNAGE DES SURFACES ANTAGONISTES.....	88

FIGURE 49 DELIMITATION DES PREPARATIONS NUMERIQUE.....	89
FIGURE 50 ELABORATION DES CHAPES ET DE LEURS LIMITES CERVICALES ADAPTEES AUX MPU	89
FIGURE 51 VOLUME DES CRETES EDENTEEES ET DES MPU	89
FIGURE 52 INTERMEDIAIRE ET MISE EN PLACE DES CONNEXIONS.....	90
FIGURE 53 MODELE DESTINE A ETRE SCANNE ET MORDE OCCLUSAL	92
FIGURE 54 FORME GENERIQUE DE LA NOUVELLE COURONNE SUR LE MPU NUMERIQUE	93
FIGURE 55 COURONNE VIRTUELLE EN OCCLUSION [AH].....	94
FIGURE 56 BLOC DE MATERIAU CICERO DESTINE A ETRE USINE.....	95
FIGURE 57 BLOC DE MATERIAU APRES USINAGE.....	95
FIGURE 58 COURONNE CICERO APRES USINAGE DE LA CERAMIQUE INCISALE.....	95
FIGURE 59 ARTICULATEUR VIRTUEL DU SYSTEME DIGIDENT[AM].....	97
FIGURE 60 ARMATURE VIRTUELLE EN RELATION AVEC LA SURFACE DES DENTS ANTAGONISTES.....	98
FIGURE 61 TIGE EN CIRE VISIBLE SUR LA MODELISATION DES PREPARATIONS.....	99
FIGURE 62 INTERMEDIAIRE ADAPTE A LA HAUTEUR DE LA TIGE EN CIRE [AO].....	99
FIGURE 63 VUE D'ENSEMBLE DU SYSTEME CONDYLOMP-KAVO.....	101
FIGURE 64 L'ENSEMBLE DES POSITIONS DES DEUX CONDYLES ET DU POINT INCISIF MANDIBULAIRE SONT EXPRIMES DANS UN SYSTEME CARTESIEN	101
FIGURE 65 STA, CON, DEF, OGP COURONNE DES MOLAIRES MANDIBULAIRES	104
FIGURE 66 VUE BUCCOLINGUALE DES DIFFERENCES ANATOMIQUES SELON LA PROGRAMMATION OCCLUSALE	105
FIGURE 67 FONCTIONNEMENT SCHEMATIQUE DE LA MACHINE OUTIL EVEREST.....	112
FIGURE 68 DETAIL DE LA FRAISEUSE EVEREST.....	113
FIGURE 69 VUE D'ENSEMBLE LA MACHINE WOLCERAM.....	115
FIGURE 70 AU PREMIER PLAN A GAUCHE LA CERAMIQUE EN BARBOTINE ET L'ELECTRODE D'ELECTROPHORESE, AU CENTRE LE RECIPIENT CONTENANT LE LIQUIDE ELECTOLYTIQUE . LA SORTIE D'AIR CHAUD SOUS LA FLECHE JAUNE POUR LE SECHAGE.	117
FIGURE 71 TREMPAGE DANS LA SOLUTION DE BARBOTINE D'UN MPU	117
FIGURE 72 ENSEMBLE MPU PILIER ET ELECTRODE BASSE FUSION PLONGES DANS LE BAIN DE BARBOTINE	118

BIBLIOGRAPHIE

- [1] **ADAIR PJ, GROSSMAN DG.**
The castable ceramic crown.
Int J Periodont Rest Dent 1984;**4**(2):32-46.
- [2] **AL-HIYASAT AS, SAUNDERS WP, SHARKEY SW, SMITH GM.**
Investigation of enamel wear against four dental ceramics and gold.
J Dent 1998;**26**:487-495.
- [3] **ANDERSSON M, ODEN A.**
A new all-ceramic crown.
Acta Odontol Scand 1993;**47**:279-286.
- [4] **ANDERSSON M, RAZZOG M, ODEN A.**
Procera :a new way to achieve an all ceramic crown.
Quintessence Int 1998;**29**:285-296.
- [5] **ANDERSSON M et coll.**
Procera an all-ceramic crown.
Quintessence Int 1998;**29**:290-310.
- [6] **BINDL A, MORMANN WH.**
Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair side CAD/CAM generated partials crowns.
Eur J Oral Sci 2003;**111**:163-169.
- [7] **BODENMILLER A.**
Usinage 5 axes.
Strat Proth 2003;**3**:365-370.
- [8] **BOHM U.**
CAD/CAM contra Gieben.
Quintessenz Zahntech 2002;**28**:114-220.
- [9] **DANIEL X, COURANT G.**
In ceram zirconia, la nouvelle dimension ceramo-ceramique.
Syn Proth 1999;**1**,1:1-15.

- [10] **DEZILE B, JOUDON P.**
CEREC 2.
Strat Proth 2000;**2**:151-155.
- [11] **DUBOWSKY S et coll.**
Design optimization of moiré interferometers for rapid 3D manufacturing inspection.
Optics Lasers Engng 2003;**12**:15-21.
- [12] **DURET F et coll.**
Principes de fonctionnement et applications techniques de l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet.
Cah Proth 1985;**50**:73-111.
- [13] **DURET F.**
Les empreintes optiques.
Strat Proth 2003;**3**:343-349.
- [14] **DURET F.**
Quand l'ordinateur se fait prothésiste.
Tonus1982;**16**:13-15.
- [15] **EDELHOFF D, ABUZAEDA M, YILDRIM M, SIEKERMANN H, Marx R.**
Adhasion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher oberflächenbehandlung.
Dtsch Zahnarztl Z 2000;**55**:617-623.
- [16] **ESQUIVELI-UPSHAW JF, CHAI J, SANSONO S, SHONBERG D.**
Resistance to staining flexural strength, and chemical solubility of core porecelains for all-ceramic crowns.
Int J Prosth 2001;**14**(3):284-288.
- [17] **FERRARI JL, SADOON M.**
Céramiques dentaires.
Encycl Méd et Chir (paris), Stomatologie-ODONTOLOGIE II, 1995;**23**:065-G610.
- [18] **FERRARI JL, SADOON M.**
Etude comparative de la tenacité de quatre céramiques dentaires de nouvelle génération.
J Biomat Dent 1993;**23**:329-338.

[19] FILSERF, EGLIN M.

FEA study of DCM machined zirconia vs VITA CELAY in ceram bridges.
J Dent Res 1999;**78**: 204-206.

[20] FILSER F, LUTHY H, SCHARER P, GAUCKLER L.

All ceramic restorations by new direct ceramic machining process.(DCM)
J Dent Res 1998;**65**:256-267.

[21] GOUPILI A, GRYNFAS S.

Systeme Digident.
Strat Proth 2004;**4**:57-68.

[22] GOURRIER Y et coll.

Le système DCS Precident.
Strat proth 2004;**4**:17-25.

[23] GRABER G, BESIMO C.

Le système céramique performant DCS.
Art et Technique Dentaire,1995;**6**(5):309-313.

[24] HEYMANN HO et coll.

The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study.
J Am Dent Assoc 1996;**127**:1171-1181.

[25] HOBSON C et coll.

The application of digital filtering to phase recovery when surface contouring using fringe projection techniques.
Optics lasers Engng 1997;**27**:355-368.

[26] ICHIKAWA Y, AKAGAWA Y, NIKAI H, TSURU H.

Tissue compability and stability of a new zirconia ceramic in vivo.
J Prosthet Dent 1992;**68**:322-326.

[27] LEBRAS A.

Quelle Zircone pour quelle prothèse dentaire?
Strat Proth 2003;**5**:351-362.

[28] LUTHARD R, KERN M.

Ist CAD/CAM für die Zahntechnik zukunftsreich ?
Schweiz Monatsschr Zahn med 2002;**06**:14-21.

[29] LUTHARD R, RUDOLPH H, SANDKHUL O, WALTER M.

Aktuelle CAD/CAM systeme zur Herstellung von Keramischem Zahnersatz
Schweiz Monatsschr Zahn med 2001;**110**:747-754.

[30] LUTHARD RG, SANDKUL O, REITZ B.

Zirconia TZP and Alumina-Advanced Technologies for the manufacturing of single crowns.
Euro J Prosth Rest Dent 1999;**7**(4):113-119.

[31] MAHIAT Y.

Le service Diadem.
Strat proth 2004;**4**:37-45.

[32] MARX R.

Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 1993;**48**:229-236.

[33] MC CULLOCH WT.

Advances in dental ceramics.
Brit Dent J 1968;**124**(8):361-365.

[34] MCLEAN JW, HUGUES MI.

The reinforcement of dental porcelaine with ceramic oxides.
Brit Dent J 1965;**119**:251-267.

[35] OLTHOFF W et coll.

Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system.
J Prosthet Dent 2000;**84**:154-162.

[36] PEREMULTER S.

Le concept In-ceram.
Paris, edition CdP 1993

- [37] **PIERACCINI M et coll.**
3D digitizing of culture heritage.
J Cult heritage 2001;2:63-70.
- [38] **PIWOWARSKY A, OTTL P, KURETZKI T, LAUER HC.**
LAVA an innovative all ceramic system.
J Am Dent Assoc 1997;126:1125-1236.
- [39] **PRESTIPINO V, INGBER A.**
Esthetic high-strength implant abutments-part 1.
J Esthet Dent 1993a;5:36-38.
- [40] **PROBSTERL, DIEHL J.**
Slip casting alumina ceramic for crown and bridge restorations.
Quintessence Int 1992;1:23-31.
- [41] **RIZKALLA AS, JONES DW, SUTOW EJ, HALL GC.**
Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials.
J Dent Res 1994;73:197-210.
- [42] **ROBERT KELLY J, NISHIMURA I, CAMPBELL SD.**
Ceramics in dentistry :Historical roots and current perspectives.
J Prosth Dent 1996;75:18-22.
- [43] **ROSENTIEL SF, PORTER SS.**
Apparent Fracture Toughness of all-ceramic crown systems.
J Prosth Dent 1989;62(5):529-532.
- [44] **SORENSEN JA, KNODE H, TORRES T.**
In-ceram All ceramic bridge Technology.
Quintessence Dent tech 1992;6:41-46.
- [45] **SOZIO B, RILEY J.**
A precision ceramo-metal restoration with a facial butted joint.
J Prosth Dent 1977;37(5):517-521.
- [46] **SUTTOR D, HAUPTMANN H, FRANCK S, HOESCHELER H.**
Fracture resistance of posterior segmented all ceramic zirconia bridges (abst.910)
J Dent Res 2001;80:1018-1026.

- [47] TAMAS V et coll.**
Reverse engineering of geometric models.
Computer-aided design 1997;**29**:255-268.
- [48] THIRY J.**
System CERCON.
Strat proth 2004;**1**:27-36.
- [49] UNGER F.**
La CFAO Dentaire.
Strat Proth 2003;**5**:327-341.
- [50] VAN DER ZEL et coll.**
The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns.
J Prosth Dent 2001;**85**:261-267.
- [51] WAGNER WC, CHU TM.**
Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core . . .
ceramics.
J Prosth Dent 1996;**72**(2):140-144.
- [52] WOLF K et coll.**
An approach to computer-aided quality control based on 3D coordinate metrology.
J Mat Process Tech 2000;**107**:95-110.
- [53] XIANG-PIN L, XIAN-SU S.**
Computer simulation of a 3D sensing system with structured illumination.
Optics lasers engng 1997;**27**:379-393.
- [54] YERAS M, PENA G.**
Moiré topography:an alternative technique in health care
Appl Optics 2003;**40**:105-116.
- [55] YERAS M.**
Moiré topography in odontology.
Optics lasers engng 2003;**410**:143-152.

[56] ZEBOULON S et coll.

Systeme LAVA.

Strat Proth 2004;**4**:7-15.

[57] ZHANG Z et coll.

Performance analysis of 3D full-field sensor based on fringe projection.

Optics lasers engng 2003;**12**:1-13.

ETOUBLEAU (Antoine). – Le Tout-céramique en prothèse fixée par C.F.A.O. .- 131f., ill., tabl., 30 cm.- (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2004 ; 33). N° 22.22.22.33.

La réalisation de pièces prothétiques dentaires tout-céramique à infrastructure non métallique constitue la voie d'avenir des restaurations prothétiques. La conception et fabrication assistée par ordinateur, issue du domaine industriel, est désormais fiable, transposée à la création de pièces prothétiques dentaires, depuis quelques années. La C.F.A.O. dentaire permet ainsi de générer en masse, de manière standardisée, des chapes céramiques *via* la numérisation, le travail sur chape virtuelle et l'usinage par des machines-outils. Les prothésistes dentaires disposent alors d'un temps accru pour la personnalisation de ces réalisations. Cependant, le vocable de C.F.A.O. dentaire regroupe en réalité des systèmes différents. Ceux-ci varient selon la nature de la céramique utilisée, la méthode d'acquisition des données et le processus d'usinage des chapes, mais concourent tous à un gain de temps pour la production, une certaine réduction des coûts, une normalisation des matériaux et une traçabilité accrue du travail.

Rubrique de classement : PROTHESE CONJOINTE

Mots-clés : C.F.A.O.
Restauration prothétique
Tout-céramique
Prothèse fixée

Mots-clés anglais : C.A.D/C.A.M.
Fixed prosthodontics
All ceram

JURY :

Président : M. GIUMELLI

Directeur : M. DANIEL

Assesseur : M. LOGET

Assesseur : Mme DESFONTAINE

Adresse de l'auteur : 21, rue Louis Lumière
44000 NANTES