

UNIVERSITE DE NANTES  
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE  
-----

ANNEE : 2007

THESE N°34

# **La prothèse fixée usinée par machine-outil.**

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

Présentée  
et soutenue publiquement par

**M. DURANT de La PASTELLIÈRE Maxence**

né le 8 décembre 1980

Le 31 mai 2007 devant le jury ci-dessous

Président : M. le Professeur Luc HAMEL  
Assesseur : M. le Docteur François BODIC  
Assesseur : Mme le Docteur Brigitte PERON

Directeur de thèse : M. le Docteur Yves AMOUR

## TABLE DES MATIÈRES

1. Introduction.....	5
2. Historique de la C.F.A.O. dentaire.....	6
2.1. Introduction.....	6
2.2. La période des pionniers.....	6
2.3. La période de recherche dans le domaine de la C.F.A.O.....	7
2.4. La période d'industrialisation des multiples systèmes de C.F.A.O.....	8
2.5. Conclusion.....	9
3. Les différents matériaux.....	10
3.1. Introduction.....	10
3.2. Les alliages non précieux.....	11
3.2.1. Généralités sur les alliages.....	11
3.2.2. Composition des alliages Ni/Cr et Co/Cr.....	12
3.2.3. Les propriétés physiques du Ni/Cr et du Co/Cr.....	12
3.2.4. Les propriétés mécaniques du Ni/Cr et du Co/Cr.....	14
3.2.5. Les propriétés chimiques et électrochimiques.....	15
3.2.6. Les propriétés biologiques du Ni/Cr et du Co/Cr.....	16
3.3. Les alliages précieux.....	17
3.3.1. Composition.....	17
3.3.2. Classification.....	18
3.3.3. Les propriétés des alliages précieux.....	19
3.4. Le titane et ses alliages.....	21
3.4.1. Introduction.....	21
3.4.2. Classification.....	21
3.4.3. Les propriétés physiques.....	23
3.4.4. Les propriétés mécaniques.....	24
3.4.5. Les propriétés chimiques et électrochimiques.....	25
3.4.6. Les propriétés biologiques.....	26
3.4.7. La liaison titane / céramique.....	26
3.4.8. Conclusion.....	27
3.5. Les céramiques dentaires.....	27
3.5.1. Généralités.....	27
3.5.2. Classification.....	29
3.5.3. Les propriétés des céramiques.....	33
3.5.4. La zircono.....	36
3.5.5. Conclusion.....	41
3.6. Quels matériaux peuvent être usinés ?.....	42
3.7. Conclusion.....	44
4. La C.F.A.O.....	45
4.1. Généralité.....	45
4.1.1. Définition.....	45
4.1.2. Analogie entre la technique traditionnelle et la technique de la C.F.A.O.....	46
4.1.3. L'intérêt recherché de la C.F.A.O.....	48
4.1.4. Classification des différents systèmes de C.F.A.O.....	50
4.1.5. Comparaison entre la C.F.A.O. et la méthode traditionnelle.....	52
4.2. L'acquisition et la conception.....	53
4.2.1. Introduction.....	53
4.2.2. La méthode par contact ponctuel : le palpato [26].....	55
4.2.3. La méthode par empreinte optique [26].....	56
4.2.4. La conception.....	58
4.2.5. L'occlusion pour une prothèse réalisée par C.F.A.O.....	60
4.3. La F.A.O.....	61

4.3.1. Introduction.....	61
4.3.2. Les procédés soustractifs.....	62
4.3.3. Les procédés additifs.....	63
4.3.4. La stéréolithographie [78].....	65
4.3.5. Précision sur les axes de fraisages.....	66
5. Une méthode directe : exemple du système CEREC3-3D®.....	68
5.1 Introduction.....	68
5.2. La C.F.A.O. par le CEREC3-3D.....	70
5.2.1. L’empreinte optique en bouche.....	70
5.2.2. La conception.....	72
5.2.3. L’usinage.....	75
5.3. Avantages et inconvénients propre à ce système.....	76
5.3.1. Les avantages de l’empreinte optique en bouche.....	76
5.3.2. Les avantages de réaliser une couronne en une seule séance.....	77
5.3.3. Les inconvénients.....	77
5.4. Les résultats. ....	79
5.5. Conclusion.....	81
6. Un système décentralisé : exemple du système PROCERA®.....	82
6.1. Introduction.....	82
6.2. La C.F.A.O. par le système PROCERA®.....	83
6.2.1. L’acquisition et la conception.....	83
6.2.2. L’usinage décentralisé.....	85
6.2.3. La réalisation terminale de la prothèse. ....	86
6.2.4. Les avantages.....	87
6.3. Le cas de l’implantologie avec le système PROCERA®.....	88
6.3.1. La prothèse fixée scellée sur implant [39, 49].....	88
6.3.2. L’armature implantaire par le système PROCERA®.....	89
6.3.3. Le guide implantaire par Nobel Guide® [70].....	91
6.4. Les résultats.....	93
7. Les autres systèmes de la C.F.A.O.....	94
7.1. Remarque.....	94
7.2. Les systèmes centralisés.....	95
7.2.1. CERCON® de Degussa.....	96
7.2.2. WOLCERAM® de Rotec.....	98
7.2.3. CEREC inLab® de Sirona.....	101
7.3. Les systèmes mixtes.....	105
7.3.1. DCS Précident® de Scheuder and Co.....	106
7.3.2. DigiDENT® de Girrbach.....	108
7.3.3. EVEREST® de Kavo.....	111
7.3.4. PRO 50® de Cynovad.....	117
7.4. Les systèmes décentralisés.....	120
7.4.1. Diadem® de Diatomic.....	120
7.4.2. Lava® de 3M ESPE.....	123
7.4.3. BEGO MEDIFACTURING® de Bego.....	125
8. L’évolution.....	130
8.1. Introduction. ....	130
8.2. La communication.....	131
8.2.1. L’évolution de la relation patient/praticien.....	131
8.2.2. L’évolution de la relation praticien/prothésiste.....	133
8.2.3. L’apport d’Internet.....	134
8.2.4. Les autres outils numériques.....	136
8.3. Les progrès futurs.....	139
8.3.1. L’acquisition.....	139
8.3.2. La conception et l’usinage.....	140
8.3.3. Allons-nous vers la disparition du prothésiste ? .....	142

8.3.4. Le cabinet dentaire de demain. ....	144
9. Cas clinique.....	145
10. Conclusion.....	154
Table des abréviations :.....	155
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	156
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	158

## 1. Introduction.

L'idée de remplacer la main d'œuvre par la machine, pour augmenter la production, améliorer la précision et diminuer les coûts, se retrouve dans tous les domaines. Le premier secteur à en bénéficier fut l'industrie. Pour cela, l'homme invente des concepts, essaie de les concevoir et fait évoluer la technique. Ainsi, par son souci de substituer l'homme à la machine dans le travail manuel, il contribue inexorablement à une évolution perpétuelle, ce qui constitue le progrès.

La prothèse fixée n'échappe pas à ce phénomène. Le but était de remplacer le prothésiste, dans l'élaboration des couronnes en cire, réalisées au goutte à goutte. Mais le problème rencontré est que chaque pièce prothétique est unique et donc, fabriquer des pièces particulières à la chaîne, s'avère compliqué. C'est F. DURET qui mis en place le concept de C.F.A.O. (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) dentaire en 1973.

La mise en place de la C.F.A.O. dentaire imposait un travail multi-sectoriel dans l'acquisition des données, la conception informatique et l'usinage. En effet, l'acquisition de l'empreinte de la préparation devait permettre une transposition de données physiques en données numériques. Seul l'optique, le laser ou le micro-palpation pouvait le réaliser. Ensuite, une évolution du traitement des données était nécessaire et donc aussi une connaissance en informatique. C'est l'évolution de l'informatique et des logiciels qui a permis cette avancée. Enfin, l'usinage nécessitait des connaissances dans le domaine de l'industrie et des matériaux.

L'évolution des matériaux, et plus particulièrement la découverte de la zircone, donna toute la reconnaissance à la C.F.A.O. dentaire. En effet, le besoin de supprimer les alliages métalliques dans les restaurations prothétiques, dans le but d'obtenir des matériaux de plus en plus biocompatibles et esthétiques, a imposé le développement du tout céramique. La recherche de céramique de plus en plus résistante a débouché sur la zircone qui est le seul matériau qui peut être mis en forme uniquement par usinage. Cela a donc permis de développer la C.F.A.O. dentaire.

Après, une présentation des différents matériaux disponibles en prothèse fixée, nous nous intéresserons aux différentes étapes de la C.F.A.O. dentaire, à son intérêt, à son apport en chirurgie-dentaire et aussi aux évolutions qu'il impose. Puis, nous décrirons les différents systèmes et les diverses solutions qui existent pour les chirurgiens-dentistes et les laboratoires de prothèses dentaires. Ensuite, nous essaierons de nous projeter dans les évolutions et les progrès futurs que cette nouvelle technique apportera.

## **2. HISTORIQUE DE LA C.F.A.O. DENTAIRE.**

### **2.1. INTRODUCTION.**

La C.F.A.O. a été développée pour simplifier et standardiser les techniques industrielles dans les tâches répétitives. Mais en prothèse fixée, chaque pièce est unique, et est un prototype fabriqué en un seul exemplaire. Donc l'application des techniques de la C.F.A.O. en chirurgie-dentaire pouvait paraître compromise [75].

Avant la naissance de la C.F.A.O. dentaire, des chercheurs utilisaient l'optique pour réaliser des mesures de dents (1968, Université du Michigan) ou pour usiner des couronnes (1973, A. SCHULLER ou SWINSON).

La naissance de la C.F.A.O. s'est faite entre 1971 et 1973 dans les laboratoires français, et le premier document qui en parle est la thèse « empreintes optiques » de 1973 soutenue à Lyon par F.DURET et décrivant la C.F.A.O. d'aujourd'hui. A partir de ce document a commencé la véritable histoire de la C.F.A.O. On peut dire que c'est F. DURET qui est le concepteur et l'inventeur de la C.F.A.O. dentaire [23, 75]. En effet, son travail sur les empreintes optiques a permis, en 1982, de structurer l'équipe de chercheurs et la chaîne technologique qui ont réalisé la première démonstration de C.F.A.O. puis les premières couronnes unitaires en 1985 [75].

On peut diviser l'histoire de la C.F.A.O. en trois parties : tout d'abord la période des pionniers, puis la période de recherche dans le domaine de la C.F.A.O. dentaire, et enfin la période d'industrialisation des multiples systèmes de C.F.A.O.

### **2.2. LA PÉRIODE DES PIONNIERS.**

Elle se déroule de 1975 à 1985. En France, l'équipe de F.DURET fait quelques présentations et, à partir de 1980, s'associe avec Thomson puis Matra pour créer une structure de recherche et de développement qui deviendra la société Henson. L'équipe publie plusieurs articles et fait la première démonstration de C.F.A.O au monde lors des « entretiens de Garancière » en 1982 [23].

Aux Etats-Unis, des travaux sont menés par l'équipe de D. REKO dans ce domaine et aboutissent à des publications. Au Japon, la société Tsutsumi effectue de multiples travaux et publications qui permettent de faire avancer la C.F.A.O., non pas globalement, mais par secteur d'activité (étude des usinages des matériaux mous et durs, étude de modélisation de couronnes simples et complexes, prise d'empreintes par micro-palpation ou par laser...) [23, 75].

Mais l'équipe française était la seule à présenter un appareil complet pour la réalisation de prothèse par la C.F.A.O. dès 1982.

La France est donc le pays berceau de cette nouvelle technologie.

### **2.3. LA PÉRIODE DE RECHERCHE DANS LE DOMAINE DE LA C.F.A.O.**

En 1985, sont apparues deux nouvelles équipes qui allaient développer les systèmes aujourd'hui les plus importants du marché :

- Le CEREC, système développé à Zurich par MOERMAN et BRANDESTINI.
- Le PROCERA développé par ANDERSON en Suède.

Cette période est marquée par une lutte scientifique menée par quatre équipes jusqu'en 1990 [23].

L'équipe de MOERMAN rejoint Siemens et démontre la convivialité de son petit système transportable.

Celle d'ANDERSON s'oriente vers l'usinage et l'électroformage des titanes et est la première à proposer de déporter la fabrication hors des laboratoires de prothèse.

Aux Etats-Unis, D. REKO concentre son activité sur la modélisation et l'optimisation de l'occlusion après un bref passage chez BEGO.

Enfin l'équipe de F.DURET continue son ascension au sein de la société Henson, multiplie les présentations et les démonstrations, et propose l'occlusion statique et dynamique (Access Articulator), l'analyse de teintes par ordinateur (Shade Master de Bertin) et les reconstitutions simples et

complexes permettant de présenter à Berlin en 1989 la réalisation et l'usinage des premiers bridges par C.F.A.O. [23, 75].

## **2.4. LA PÉRIODE D'INDUSTRIALISATION DES MULTIPLES SYSTÈMES DE C.F.A.O.**

Elle commence à partir de 1990 et est dominée par l'impact du groupe industriel décidant ou non de soutenir les travaux de laboratoire [23].

En France, nous assistons, en 1992, à l'implosion financière de la société Henson.

MOERMAN, grâce à l'université Zurich et Siemens, évolue d'une façon remarquable vers un système de plus en plus performant (le CEREC 2 remplace bientôt le CEREC 1) au milieu des années 1990. Ce système devient le leader incontesté de la C.F.A.O. dentaire dans le monde.

Le système PROCERA s'étoffe grâce au soutien de Nobel Pharma/Biocare.

G.C., la grande compagnie japonaise, rejoint le pool des industriels de la C.F.A.O. en chirurgie dentaire avec l'appui des groupes Nikon et Hitachi. F. DURET rejoint cette équipe 1993 [23].

C'est dans cette période que sont apparus les systèmes purement manuels tels que le CELAY, le CERAMATIC, plus récemment le WOL CERAM, et des systèmes compacts comme le CERCON de Degussa ou le CEREC 3.

Parallèlement, des systèmes spécifiquement orientés se sont imposés auprès des laboratoires grâce à une grande capacité évolutive, et ont démontré leur efficacité, sans cesser d'évoluer vers des réalisations

prothétiques de plus en plus complexes comme le DCS en Allemagne et les systèmes de Nissan-photo ou Cadin au Japon.

Ces deux derniers systèmes ont évolués vers une machine de plus en plus compacte. Les unités de scannage et de fraisage sont totalement miniaturisées, alors que le DCS s'est au contraire orienté vers une machine de conception universelle en offrant un large panel de matériaux et évoluant récemment vers l'implantologie, domaine qui était jusque là réservée au PROCERA [23].

Une troisième catégorie d'appareils s'est différenciée des précédents. En effet, l'empreinte et la modélisation sont réalisées chez le prothésiste tandis que l'usinage est réalisé dans des centres spécialisés. Il s'agit de FUTUR-DENT de Bégo, de PRO 50 de Cynovad, et de PROCERA. Cette évolution vers un éclatement du système est motivée par le coût de l'usinage et de sa maintenance ainsi que la possibilité de procéder à l'usinage de matériaux de plus en plus complexes [23].

## **2.5. CONCLUSION.**

La C.F.A.O est maintenant bien lancée. Elle est sortie de l'ère des pionniers. Elle est rentrée dans une logique commerciale. Nous pouvons affirmer que plus personne ne doute aujourd'hui de son avenir. Il est légitime que plusieurs voies soient actuellement explorées pour optimiser le rapport entre l'offre et la demande et pour anticiper concrètement l'avenir de la prothèse dentaire dans le monde. Le recours à ces innovations dans la production prothétique qui modifie profondément la profession dentaire, semble être un mouvement logique et inéluctable.

### **3. LES DIFFÉRENTS MATÉRIAUX.**

#### **3.1. INTRODUCTION.**

En prothèse fixée, différents matériaux s'offrent aux praticiens lors de l'élaboration d'une prothèse d'usage. Le praticien a le choix entre les alliages non noble (laiton, Ni/Cr, Co/Cr), les alliages précieux, le titane et ses alliages, les céramiques, les résines et composites de laboratoire.

Les résines utilisées comme matériaux provisoires et les composites de laboratoire peu indiqués en prothèse fixée ne seront pas traités dans ce chapitre. Le laiton alliage de zinc et de cuivre (ex : le screw post) qui ne devrait plus être utilisé en bouche en raison de sa corrosion importante ne sera pas non plus abordé [15].

Il est impératif lors de la réalisation du devis de choisir le matériau le plus adapté en fonction de l'examen clinique, la demande d'esthétique et les moyens financiers du patient. Le choix du matériau sera expliqué et compris par le patient. Il pourra ainsi choisir le matériau le plus adapté à ses besoins tant biologiques, fonctionnels, esthétiques et financiers.

## **3.2. LES ALLIAGES NON PRÉCIEUX.**

Les alliages non nobles à base de cobalt /chrome et nickel/chrome se sont développés à partir de la fin de la deuxième guerre mondiale et ont été proposés en alternative aux métaux précieux, essentiellement en raison de leur faible coût [56].

### *3.2.1. Généralités sur les alliages.*

Les biomatériaux métalliques utilisés en prothèse dentaire sont tous (à l'exception du titane « commercialement pur ») constitués d'un mélange de plusieurs métaux purs qui forment un alliage.

#### 3.2.1.1. Définitions des alliages.

- Un alliage est composé d'au moins deux métaux qui ont été fondus l'un dans l'autre.

Selon LE PETIT LAROUSSE, un alliage est un produit de caractère métallique résultant de l'incorporation d'un ou plusieurs éléments (métalliques ou non) à un métal.

On utilise des alliages en odontologie car les métaux purs ne présentent pas toutes les propriétés nécessaires pour réaliser les prothèses. L'utilisation d'alliage permet ainsi d'optimiser les propriétés des métaux [15, 56].

La composition chimique générale, des principaux alliages utilisés en prothèse dentaire, est constituée de métaux principaux (éléments majeurs) auxquelles sont rajoutés une faible quantité d'éléments mineurs qui modifient favorablement les protocoles d'élaboration au laboratoire ou les propriétés du matériau [15].

### 3.2.1.2. Classification.

- Il est habituel de distinguer les alliages « nobles », à base d'or ou de palladium, présentant une stabilité thermodynamique élevée, des alliages « non nobles », à base de nickel ou de cobalt, chimiquement plus réactifs.
- Les alliages « non nobles » regroupent le cobalt/chrome, le nickel/chrome tandis que les alliages « nobles » regroupent les alliages précieux ou semi précieux selon leur concentration en or.
- Une place à part est réservée au titane et à ses alliages, relativement récents  
dans le domaine de la prothèse dentaire, dont le développement grandissant  
est dû notamment à leurs propriétés biologiques très intéressantes en matière  
de biocompatibilité.

### 3.2.2. Composition des alliages Ni/Cr et Co/Cr.

Le Ni/Cr est composé de 70 à 90% de nickel et de 10 à 25% de chrome. Le Co/Cr est composé de 60 à 66 % de cobalt et de 27 à 31% de chrome. Le cobalt assure la résistance, la rigidité et la dureté. Le chrome garantit une résistance à la corrosion grâce à sa passivité. Le nickel diminue la température de coulée et la dureté.

A cette composition s'ajoute en moindre quantité : du molybdène qui augmente la résistance à la corrosion, améliore la ductilité et la finesse des grains de l'alliage ; du manganèse et du silicium qui améliorent la coulabilité ; du carbone et du bore qui forment des phases de durcissement avec le chrome et le molybdène ; du béryllium qui améliore la résistance de la liaison métal-céramique, et contribue à abaisser sensiblement l'intervalle de fusion, facilitant ainsi les opérations de fonderie et limitant le retrait [15].

On peut ajouter aussi du titane et de l'aluminium (pour la passivation), du niobium, du tantale, du tungstène, du fer.

### 3.2.3. Les propriétés physiques du Ni/Cr et du Co/Cr.

La masse volumique :

La masse volumique du Ni/Cr est faible, de l'ordre de 8 g/cm<sup>3</sup>. Celle du Co/Cr est de 8 à 8,5 g/cm<sup>3</sup>. Elle est deux fois plus faible que la masse volumique de l'or. La conséquence pratique est que lors de la coulée d'une couronne en Co/Cr ou Ni/Cr, il faudra utiliser plus d'alliage que le volume nécessaire pour remplir le moule afin d'obtenir une pression d'injection suffisante lors de la centrifugation.

L'intervalle de fusion :

Les alliages ont plusieurs points de fusion, selon leurs différents constituants, ce que l'on appelle un domaine de fusion. Un domaine de fusion réduit est souhaitable car le grain de la matière est plus fin ce qui améliore les propriétés mécaniques de l'alliage. Mais un intervalle de fusion élevé a tendance à simplifier la coulée de l'alliage. Il est élevé pour le Ni/Cr, Co/Cr et compris entre 1 300° C et 1 400° C. Pour la coulée, les températures de fusion sont élevées, il est donc nécessaire d'utiliser un revêtement compensateur à liant réfractaire, le plus souvent à liant phosphate.

Le coefficient de dilatation thermique :

Il est de  $15 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$  pour le Ni/Cr, un peu supérieur à celui des alliages précieux. Il est compatible à celui des céramiques ; on peut donc réaliser des couronnes céramo-métallique sur une chape en Ni/Cr car la dilatation de la chape n'entraînera pas de fracture de la céramique.

Le coefficient de dilatation thermique est de  $13 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$  pour le Co/Cr, il n'est pas très éloigné de celui de la dent qui est de  $11,4 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ .

La conductibilité thermique :

Elle est de 14,6 J/m. s° C pour le Ni/Cr (soit deux fois plus faible que pour les alliages d'or) et de 8 J/m. s° C pour le Co/Cr. Ces alliages conduisent mal la chaleur. Cela signifie que les différences de température seront transmises moins vite qu'avec les alliages d'or, ce qui est un avantage pour les couronnes réalisées sur dents vitales.

### 3.2.4. Les propriétés mécaniques du Ni/Cr et du Co/Cr.

La rigidité :

Le module d'élasticité (ou module de YOUNG) est de 170 à 220 GPa pour le Ni/Cr et de 210 à 250 GPa pour le Co/Cr. Il est deux fois plus élevé que celui des alliages d'or de type IV (les plus rigides). Les alliages Ni/Cr et Co/Cr sont donc les plus rigides des matériaux disponibles.

On peut donc réaliser un bridge de longue portée tout en limitant le volume de la prothèse, et ainsi confectionner des embrasures plus dégagées. Les bridges en alliage d'or sont plus massifs, les embrasures sont moins importantes et l'hygiène est alors plus difficile.

L'élasticité :

La limite élastique est de 220 à 340 MPa pour le Ni/Cr et de 390 à 640 MPa pour le Co/Cr.

La ténacité :

La résistance à la rupture est de 550 à 800 MPa pour le Ni/Cr et de 680 à 840 MPa pour le Co/Cr.

La ductilité :

L'allongement à la rupture est de 6 à 7 % pour le Ni/Cr et de 3 à 4 % pour le Co/Cr. Il est très faible et de ce fait l'absence de malléabilité rend difficile le brunissage des limites périphériques (ex : pour les inlays/onlay) [56].

La dureté Vickers :

La dureté dépend de la composition des alliages mais aussi des traitements thermiques qu'ils peuvent avoir subis. Elle est de 200 à 300 V.H.N. pour le Ni/Cr et de 360 à 390 V.H.N. pour le Co/Cr.

Les alliages Co/Cr sont plus durs que les tissus dentaires (320 pour l'émail) ce qui pose un problème dans leur utilisation en prothèse fixée du fait de l'abrasion des dents antagonistes [56].

Les propriétés mécaniques des alliages non nobles sont excellentes et sont supérieures à celles des alliages nobles.

### *3.2.5. Les propriétés chimiques et électrochimiques.*

L'oxydation :

Avec le temps, la réactivité chimique de l'alliage diminue. Il se forme une couche d'oxyde qui va protéger l'alliage. Pour le Ni/Cr par exemple, il se forme d'abord du  $\text{Cr}_2\text{O}_3$  qui apparaît aux joints des grains ; puis du  $\text{NiO}$  qui recouvre la totalité de l'alliage. Enfin ces deux molécules réagissent pour former du  $\text{NiCr}_2\text{O}_3$ .

Cette couche d'oxyde de chrome (essentiellement  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ), adhérant à la surface du matériau, réduit les possibilités d'échanges électroniques. Elle est donc peu réactive. C'est le phénomène de passivation [15, 56].

Lors de la coulée, l'oxydation de l'alliage est responsable de la formation d'une peau d'oxyde et de porosités. Or une surface rugueuse favorise le processus de corrosion, et la colonisation par la plaque bactérienne. Pour limiter ce phénomène d'oxydation lors de la coulée, il faut que la fusion se fasse à l'abri de l'air, soit sous vide, soit sous atmosphère contrôlée (utilisation d'un gaz rare, l'argon). Par ailleurs, plus la surface de la pièce prothétique est polie meilleure sera l'homogénéité de la surface [15].

Les propriétés électrochimiques :

L'activité électrochimique conduit à la libération par les alliages de produits de corrosion. Les alliages Co/Cr sont susceptibles de libérer des dérivés de cobalt et de chrome, mis en évidence notamment chez les patients porteurs de châssis métalliques. Les alliages Ni/Cr libèrent du nickel, du béryllium, du molybdène et du chrome, mais l'élément majoritairement extrait reste le nickel [15].

Mais ces alliages se comportent quand même assez bien vis à vis de la corrosion au niveau buccal, le chrome jouant un rôle important dans la passivation de l'alliage, l'isolant ainsi du milieu buccal.

### *3.2.6. Les propriétés biologiques du Ni/Cr et du Co/Cr.*

Les réactions biologiques induites par les éléments libérés dépendent essentiellement de leur forme électrochimique et de leur potentiel à réagir avec l'environnement. La libération de produits de corrosion au niveau buccal peut entraîner des réactions cytotoxiques ou/et des réactions allergiques [15].

L'allergie :

Les sensibilisations les plus fréquentes sont celles dues au nickel majoritairement, mais aussi au chrome et au cobalt. Les allergies provoquées par des restaurations dentaires sont bien plus rares que celles provoquées par le contact avec un de ces alliages dans la vie courante [15, 2]. L'interrogatoire devra apporter une réponse sur la possibilité d'allergie du patient aux différents alliages.

La toxicité :

Les effets toxiques des métaux utilisés en odontologie comme le chrome, le nickel ou le béryllium sont déjà bien connus, notamment au laboratoire de prothèse [16]. Mais la toxicité des alliages, faisant intervenir plusieurs paramètres (composition, mise en œuvre au laboratoire, état de surface, capacité de passivation, contrainte mécanique) dans le milieu buccal, est plus difficile à caractériser.

De nombreuses études ont montré que les alliages Ni/Cr et Co/Cr par le phénomène de passivation affichent une tolérance comparable aux alliages les plus nobles. Mais il semblerait que, d'après une étude de Vuillème (extrait de l'article 15) réalisée selon les normes ISO, la concentration des éléments

extraits des alliages Ni/Cr et Co/Cr est 10 à 100 fois supérieurs à celle des alliages nobles. Le nickel est l'élément majoritairement extrait.

Le béryllium présent dans les alliages serait assez toxique. Cette toxicité est surtout valable pour les prothésistes qui polissent et meulent les couronnes Ni/Cr et Co/Cr [16]. On évite donc de plus en plus l'incorporation de béryllium dans les alliages.

Le bimétallisme :

Lorsque plusieurs métaux sont présents dans la bouche, il y a création d'une pile, l'alliage au plus bas potentiel électrochimique qui a le rôle de l'anode, subira une dissolution progressive par relargage d'ions métalliques. Les alliages Ni/Cr et Co/Cr ont un potentiel électrochimique plus faible que les alliages nobles. Il faudra donc limiter le nombre d'alliages différents présents en milieu buccal pour éviter les phénomènes de corrosion galvanique [15, 56].

### **3.3. LES ALLIAGES PRÉCIEUX.**

Les alliages d'or sont les plus anciens matériaux métalliques utilisés pour la réalisation des prothèses dentaires (depuis l'Antiquité).

#### *3.3.1. Composition.*

Légalement, pour qu'un alliage soit caractérisé de précieux, il doit contenir au moins 75% d'or platine et métaux du groupe platine en poids.

Selon la concentration en or d'un alliage, on parle soit d'alliage précieux, soit d'alliage semi-précieux. Un alliage est dit précieux lorsqu'il est composé d'au moins 18 carats c'est à dire 18 atomes d'or pour 24 atomes, soit 750 parties d'or pour 1000 parties. Les alliages semi-précieux sont des alliages souvent blancs qui possèdent les mêmes composants que les alliages précieux, avec une concentration beaucoup plus faible en or et parfois une absence d'or (alliage argent-palladium). Ils sont utilisés car ils sont moins coûteux mais l'inconvénient est que certains d'entre eux présentent une mauvaise résistance à la corrosion.

Les alliages d'or sont composés d'au moins cinq constituants : l'or, le cuivre, l'argent, le platine, le palladium et éventuellement de zinc, de fer,

d'étain et d'indium. L'or présente une excellente résistance à la corrosion, associé à une excellente coulabilité et ductilité. L'argent réduit sa densité, réduit l'intervalle de fusion et diminue la coloration rouge apportée par le cuivre. Le cuivre augmente les qualités mécaniques, la dureté en particulier, il donne à l'alliage une couleur blanchâtre et diminue l'intervalle de fusion. Le platine et le palladium augmente la résistance à la corrosion, la dureté et la rigidité, ils blanchissent l'alliage (à partir de 5% de platine et de palladium, il devient blanc) mais augmentent la température de fusion ce qui peut poser des problèmes lors de la coulée. Le zinc contribue à améliorer la dureté et la coulabilité. Le fer diminue le phénomène de fluage et favorise avec l'étain et l'indium la liaison céramo-métallique [15].

### 3.3.2. Classification.

On classe les alliages d'or selon leur dureté, d'après l'American Dental Association (A.D.A.)

Illustration n°1 : classification des alliages d'or d'après l'A.D.A.

Type	I	II	III	IV
Alliage	Mou	Moyen	Dur	Très dur
% d'or	83%	78%	78%	75%
Dureté Brinell	40-75	70-100	90-140	>140
Utilisation	Inlays du collet	Inlays en général	Prothèse fixée (couronnes, onlays, bridges)	Bridges et châssis métalliques

Remarques :

- les inlays du collet sont peu esthétiques et plutôt remplacés par des composites ;

- les alliages de type III sont très utilisés ; ils peuvent servir à réaliser des bridges de petites à moyennes portées ;

- les alliages de type IV sont peu utilisés en P.A.P car ils sont chers et sont remplacés par les alliages Co/Cr ; ils sont utilisés pour des bridges de moyennes à grandes portées.

### 3.3.3. *Les propriétés des alliages précieux.*

#### 3.3.3.1. Les propriétés physiques [76].

La masse volumique des alliages d'or et de platine est très élevée, de l'ordre de 15 à 18 g/cm<sup>3</sup> et selon leur teneur en or, celle des alliages semi-précieux est de l'ordre de 10 à 12 g/cm<sup>3</sup>.

L'intervalle de fusion est compris entre 900° C et 950° C.

Le coefficient de dilatation thermique varie de  $14,2 \times 10^{-6}$  à  $18 \times 10^{-6}$  /°C en fonction de la quantité d'or présent dans l'alliage. Les alliages nobles possèdent une excellente coulabilité, en particulierité pour les alliages de type III. Par contre lorsque le palladium dépasse 9%, la coulabilité est moins bonne.

La conductibilité thermique des alliages nobles est très élevée environ 250 w/m.K. Cela signifie que les différences de températures seront transmises plus vite qu'avec les autres alliages, ce qui peut être un inconvénient pour réaliser des couronnes en alliages précieux sur dents vitales.

### 3.3.3.2. Les propriétés mécaniques.

#### Illustration n°2 : propriétés des alliages de type II et III d'après l'A.D.A.

Type	Dureté Vickers VHN		Module d'élasticité en GPa	Limite élastique en MPa (moy)	Résistance à la rupture en MPa (moy)	Allongement en %	
	Min.	Max.				Min.	Max.
<b>II</b>	<b>90</b>	<b>120</b>	-	<b>160</b>	<b>345</b>	<b>12</b>	<b>24</b>
<b>III adouci</b>	<b>120</b>	<b>150</b>	<b>75</b>	<b>365</b>	<b>365</b>	<b>12</b>	<b>20</b>
<b>III durci</b>	-	-	<b>80</b>	<b>445</b>	<b>445</b>	-	<b>10</b>

L'or est le métal le plus ductile, donc le plus malléable. Il permet ainsi une excellente étanchéité marginale, un très bon sertissage et un bon brunissage des pièces prothétiques en alliages nobles.

La dureté de l'or est faible, ce qui est un inconvénient. On rajoute du cuivre, du platine, du palladium pour l'améliorer.

La rigidité des alliages nobles est plus faible que celle des alliages non nobles, ce qui impose une épaisseur de matériaux plus importante pour les pièces prothétiques. Ainsi les bridges collés sont contre indiqués en alliages nobles.

Les alliages nobles ont des propriétés mécaniques moyennes.

### 3.3.3.3. Les propriétés chimiques et biologiques.

Les alliages nobles ont une résistance élevée à la corrosion électrochimique car ils possèdent un haut potentiel électro-galvanique, mais ils peuvent induire la corrosion des autres alliages.

Les alliages nobles affichent les plus faibles taux de dissolution. On peut noter que ce sont essentiellement les éléments d'addition des alliages à haute teneur en métaux nobles qui subissent une dissolution. Mais l'or, le

zinc, le cuivre, l'argent et le palladium sont libérés à des doses bien inférieures à celle apportées par les sources naturelles [77].

Tout comme les alliages non nobles, il faut bien polir la pièce prothétique après la coulée pour éliminer le mieux possible la peau d'oxyde et les porosités. Ceci est particulièrement vrai pour les alliages nobles destinés à la technique céramo-métallique dont la surface est enrichie en métaux non nobles qui se dissolvent de manière privilégiée après oxydation [15].

Plusieurs études ont montré la meilleure tolérance des alliages nobles à haute teneur en or, palladium, et en platine, comparés aux alliages nobles comportant des proportions élevées d'argent et surtout de cuivre.

Les allergies aux métaux nobles sont rares.

La biocompatibilité des alliages nobles est bien supérieure aux alliages non nobles. Le choix d'un alliage noble doit privilégier les compositions à haut teneur en or, platine et palladium, plutôt que des alliages à forte proportion de cuivre ou d'argent [15].

## **3.4. LE TITANE ET SES ALLIAGES.**

### **3.4.1. Introduction.**

Le titane est connu depuis 1791, mais il est utilisé dans l'industrie que depuis une quarantaine d'années (difficulté d'usinage). Ses domaines d'application sont nombreux : aérospatiale, industrie chimique, médecine (prothèse de hanche, boîtier de stimulateur cardiaque), odontologie. Le titane et ses alliages connaissent actuellement un engouement majeur en médecine, liés à leurs propriétés biologiques et physico-chimiques remarquables [17]. Le titane est un élément très réactif, ce qui constitue à la fois la base de sa biocompatibilité mais aussi sa difficulté pour sa mise en forme [15].

### **3.4.2. Classification.**

#### **3.4.2.1. Cristallographie**

Le titane se présente sous différentes structures cristallographiques car il existe sous plusieurs formes allotropiques : on parle de polymorphisme.

La forme alpha qui est composée d'une structure hexagonale compacte et qui est stable à basse température.

La forme bêta qui présente une structure cubique centrée et qui est stable à haute température.

On peut passer d'une forme à l'autre en faisant varier la température, le seuil de transformation étant de 882,5°C. Cette transformation est réversible, elle existe pour le titane pur mais aussi pour ses alliages mais la température varie alors selon les éléments d'addition appelés stabilisants.

#### 3.4.2.2. Le titane commercialement pur (T.C.P.)

On parle de titane pur alors qu'en réalité il n'existe pas, car il contient entre 99,5% et 99,8% de titane. Le reste se compose de traces d'oxygène, d'azote, de fer et d'hydrogène. C'est surtout le pourcentage en oxygène résiduel (de 0,005% à 0,50%) qui va donner plusieurs types de titane dit « commercialement pur » qui ont des caractéristiques mécaniques différentes que l'on appelle grade selon la norme française [25]. Moins il y a d'oxygène et plus le titane est pur.

Le titane pur se décline donc en plusieurs grades en fonction de la quantité variable des différents éléments présents sous forme de traces.

Titane T 35 (norme ASTM-US) ou grade 1 (norme française) → 0,12% d'oxygène.

Titane T 40 (norme ASTM-US) ou grade 2 (norme française) → 0,18% d'oxygène.

Titane T 60 (norme ASTM-US) ou grade 4 (norme française) → 0,35% d'oxygène.

#### 3.4.2.3. Les alliages en titane.

Le titane pur a de bonnes propriétés mécaniques mais on peut les améliorer en utilisant des alliages, bien que l'on diminue la résistance à la corrosion [15]. La composition de ces alliages est très variée en fonction de leurs domaines d'application (médical, aéronautique, chimie). Les plus utilisés en médecine sont le TA6V et le TA6Nb7.

Le TA6V est composé de titane pur auquel on a rajouté 6% d'aluminium et 4% de vanadium.

### 3.4.3. Les propriétés physiques.

La masse volumique :

Elle est de 4,507 g/cm<sup>3</sup>. C'est la plus faible des métaux couramment utilisés en odontologie. La prothèse en titane, par son faible poids, procure un confort au patient, en revanche cela pose un problème pour la coulée du titane.

L'intervalle de fusion :

Il est de 1 660°C à 1 720°C et varie selon le degré d'impureté. Cette température de fusion est très élevée, ce qui constitue un problème pour la coulée du titane.

Le coefficient de dilatation thermique :

Il est de  $8,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$  et donc voisin de celui de la dentine. Mais il est plus bas que celui de la céramique ce qui impose, pour la réalisation de couronne céramo-métallique sur une chape en titane, une céramique adaptée. Les alliages en titane présentent un coefficient de dilatation thermique assez différent ce qui augmente le risque de fracture de céramique sur des couronnes céramo-métalliques sur titane [25].

La conductibilité thermique :

Elle est faible et représente une valeur intermédiaire entre celle des Ni/Cr, Co/Cr et celle des alliages d'or. Ce qui est un avantage pour les couronnes sur dents vitales en évitant des sensations désagréables de froid ou de chaud [17].

La radiotransparence :

La relative bonne transparence aux rayons X facilite le diagnostic en ce qui concerne les caries secondaires et peut éviter de démonter la prothèse d'usage [17].

#### *3.4.4. Les propriétés mécaniques.*

La rigidité :

Le module d'élasticité est de 80 à 100 GPa pour le T.C.P et de 107 pour le TA6V. Il est comparable à celui de l'or. C'est un inconvénient pour les bridges de longue portée car on est obligé d'augmenter l'épaisseur de la travée pour obtenir une rigidité satisfaisante. Ainsi les bridges collés en titane sont contre indiqués.

L'élasticité :

La limite élastique est de 750 MPa pour le T.C.P et de 960 MPa pour le TA6V. Elle est très élevée d'où l'utilisation du titane en endodontie.

L'élasticité du T.C.P. est moins importante que celle du TA6V. Une prothèse dentaire en TA6V sera plus apte à conserver sa forme originale en cas de contrainte [25].

La ténacité :

La résistance à la rupture est de 800 MPa pour le T.C.P. et de 980 MPa pour le TA6V. Elle est supérieure aux autres alliages.

La ductilité :

L'allongement à la rupture est de 10% pour le T.C.P. et de 14% pour le TA6V. Il est comparable à celui de l'or, donc le titane est un matériau malléable.

La dureté de VICKERS.

Elle est de 190 à 200 VHN pour le T.C.P. et de 300 VHN pour le TA6V. Elle est comprise entre celle de l'or et celle du Ni/Cr.

En ce qui concerne la comparaison entre le T.C.P. et les alliages de titane, d'après les expériences retranscrites dans le document 25, le TA6V possède des propriétés mécaniques bien supérieures à celle du titane de grade 2. Il ressort de cette étude que les alliages de titane sont proches au niveau des propriétés mécaniques des matériaux de référence tandis que les T.C.P. présentent des capacités mécaniques réduites.

### *3.4.5. Les propriétés chimiques et électrochimiques.*

L'oxydation :

Le titane est un matériau très électronégatif et il est très réactif au contact de l'air, de l'eau ou de tout autre électrolyte ; il s'oxyde et forme une fine couche oxydée en surface de 10 à 20nm : c'est la passivation. Cette couche d'oxyde de titane est très résistante et protège des attaques chimiques, en particulier des fluides biologiques. Le titane est donc inerte au contact des tissus. Son oxyde est insoluble et empêche la libération d'ions au contact des fluides biologiques [17]. Mais la présence d'ions fluor, libérés par exemple par les gels fluorés, est susceptible de perméabiliser la couche de TiO<sub>2</sub>. De même, l'agression mécanique peut détruire cette couche. La biocompatibilité remarquable du titane est due à cette couche d'oxyde de titane qui empêche le contact direct entre le métal et les tissus environnants. Donc le titane a une très bonne résistance à la corrosion chimique et électrochimique.

Les propriétés chimiques :

Le titane a une grande affinité pour les gaz, en particulier l'oxygène, l'azote et l'hydrogène. C'est pour cela que la soudure du titane se fait à l'abri de l'oxygène, sous atmosphère d'argon (gaz neutre).

L'utilisation courante du titane en prothèse dentaire reste encore modeste, en raison de contraintes de mises en œuvre au laboratoire de prothèse, notamment parce que sa température de fusion est élevée, sa masse volumique faible et sa forte réactivité à haute température implique des techniques de coulées spécifiques qui coûtent chères [15].

### 3.4.6. Les propriétés biologiques.

Les allergies :

Depuis quelques années, le titane pur est proposé en alternative aux alliages conventionnels, compte tenu de son très faible pouvoir allergogène. Mais quelques publications font état de réactions immunologiques et d'allergie au titane. Bien que rare, cela a été démontré chez quelques individus au moyen de tests épicutanés [41].

Le bimétallisme :

Le potentiel d'électrode du titane de -5 mV<sub>enH</sub> en milieu buccal permet de laisser le titane dans un état stable passivé. Grâce à sa totale passivité vis à vis des courants de corrosion, les prothèses fixées en titane ne crée pas de bimétallisme en contact avec d'autres métaux [25].

La toxicité :

Il possède une bonne tolérance tissulaire qui favorise son utilisation en tant que métal non irritant. De plus, il n'est pas rétentif pour les bactéries orales. Les expériences menées sur le titane utilisé en implantologie ont en effet contribué à prouver de façon décisive l'excellente biocompatibilité du titane [17].

### 3.4.7. La liaison titane / céramique.

En odontologie, la cuisson de la céramique sur le titane est une technique récente qui s'est développée dans les années 1990, parallèlement à la maîtrise de la coulée du titane [7]. Le coefficient de dilatation thermique du titane est particulièrement bas, ce qui impose une céramique qui lui soit adaptée. En effet, les industriels ont dû mettre au point des céramiques spécifiques compte tenu des propriétés physique et chimique du titane [17].

Plusieurs céramiques basse fusion sont proposées pour la cuisson du titane. Les études cliniques montrent des résultats satisfaisants, bien

qu'inférieurs à ceux des céramiques sur or avec notamment des fractures plus fréquentes et des modifications de teinte avec le temps [7].

Mais la génération actuelle de céramique pour le titane, comme la céramique TRICERAM ou le procédé ARV qui est un procédé de traitement de surface du titane pur et de ses alliages, montre une amélioration significative de leurs performances qui égale celle des céramiques conventionnelles [25,7]. Elles assurent des résistances à la flexion de 42 MPa pour la TRICERAM [17] et de 45MPa pour le procédé ARV [25] pour un minimal de 25 MPa selon la norme ISO. La stabilité de la teinte est également assurée [17].

Il faut garder à l'esprit que la céramique sur une chape en titane n'est actuellement possible que sur du T.C.P. aux propriétés mécaniques inférieures aux alliages de titane.

### *3.4.8. Conclusion.*

Le titane apparaît de plus en plus comme une alternative aux autres métaux, particulièrement en cas d'allergie au Ni/Cr ou Co/Cr. Sa biocompatibilité, dans le domaine dentaire, apparaît supérieure à celle de tous les autres alliages [15].

Mais la mise en forme du titane lors de la coulée doit répondre à un cahier des charges rigoureux et qui élève le coût de fabrication de la prothèse. C'est pourquoi la mise en forme du titane par usinage s'avère beaucoup plus intéressante, car plus fiable et plus précise que la technique coulée [36].

De plus la liaison entre le titane et la céramique reste moins solide qu'avec les autres métaux bien que des avancées dans ce domaine aient été faites.

Enfin, l'intérêt du titane est de plus en plus discuté pour des raisons esthétiques par rapport aux céramiques qui apparaissent comme le matériau privilégié [75].

## **3.5. LES CÉRAMIQUES DENTAIRES.**

### **3.5.1. Généralités.**

Les céramiques sont utilisées en chirurgie dentaire pour leurs qualités en matière de résistance, d'isolation thermique, de biocompatibilité et d'esthétique, mais sont dites fragiles mécaniquement [5]. Les céramiques dentaires sont considérées comme le matériau d'avenir et font donc l'objet de nombreuses recherches et publications. En effet, c'est une forte demande des patients pour un résultat esthétique qui a popularisé les restaurations céramiques, en incitant les chercheurs et industriels à la mise au point de nouveaux matériaux très esthétiques et performants [76].

Définition :

Selon LE PETIT LAROUSSE, la céramique est un matériau manufacturé qui n'est ni un métal ni un produit organique. En science des matériaux, les céramiques sont des matériaux inorganiques, non métalliques, à liaisons ioniques ou covalentes, mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise hydraulique [30].

**Composition :**

Les céramiques sont composées de silicates complexes, obtenues en mélangeant une poudre et un liquide qui donne une pâte crue de porcelaine. Le liquide est de l'eau distillée ou de l'eau mélangée à de la glycérine. La poudre est constituée d'oxydes métalliques de 3 catégories : les oxydes principaux, les oxydes modificateurs et les oxydes mineurs.

→ Les oxydes principaux sont l'oxyde de silicium (silice) et l'oxyde d'aluminium (alumine).

La silice est le constituant principal de la forme vitreuse ou cristallisée (quartz). La silice cristallisée améliore les propriétés mécaniques du verre.

L'alumine est également présente sous forme vitreuse ou cristallisée, elle augmente les propriétés mécaniques, élève la température de ramolissement du verre, diminue la translucidité du verre et abaisse son hydrosolubilité.

→ Les oxydes modificateurs sont des cations alcalins tels que l'oxyde de sodium, l'oxyde de potassium et l'oxyde de lithium. Ils modifient la composition de la matrice vitreuse et permettent de diminuer la température de ramolissement ainsi que la tension superficielle et la viscosité; ils augmentent également le coefficient de dilatation thermique.

→ Les oxydes mineurs sont des fondants comme l'oxyde de bore qui diminue la température de ramolissement du verre et la tension superficielle,

des opacifiants comme l'oxyde de zirconium, l'oxyde de titane et l'oxyde d'étain qui masquent l'infrastructure métallique, et des colorants.

### 3.5.2. Classification.

Les céramiques étaient d'abord classées selon leur température de cuisson. Cette classification, pratique au début pour déterminer la céramique à utiliser en fonction de la prothèse à réaliser, est insuffisante pour qualifier les multiples systèmes céramiques modernes. Une classification réactualisée doit définir la nature chimique du matériau céramique et son procédé de mise en forme [30]. Les céramiques dentaires regroupent aujourd'hui plusieurs familles de matériaux de compositions et de propriétés diverses qui peuvent être mise en forme par de multiples procédés [15].

#### 3.5.2.1. L'ancienne classification [30].

Les céramiques à haute fusion (de 1 280°C à 1 390°C) qui sont uniquement utilisées comme dents artificielles en P.A.C. ou P.A.P.

Les céramiques à moyenne fusion (de 1 090° à 1 260°C) qui sont employées pour la réalisation de couronnes uniquement en céramique (couronne céramo-céramique) cuitent sur une matrice platine ou sur un revêtement.

Les céramiques à basse fusion (de 870°C à 1 065°C) qui sont destinées à la réalisation de couronnes céramiques sur des chapes métalliques (couronne céramo-métallique). Ce sont les plus utilisées.

Les céramiques à très basse fusion (de 660°C à 780°C) qui sont utilisées pour réaliser soit des couronnes céramiques sur des chapes en titane ou en or à bas intervalle de fusion, des inlays/onlays, des joints céramique/dent, soit pour réparer des fractures de céramiques.

### 3.5.2.2. Classification selon la nature chimique.

Il existe quatre catégories : les céramiques feldspathiques, les céramiques alumineuses, les vitrocéramiques et les céramiques à base de zircone.

Les céramiques feldspathiques :

Les céramiques feldspathiques d'ancienne génération sont généralement utilisées pour l'émaillage d'infrastructures métalliques. La nouvelle génération est renforcée par une haute teneur en leucite qui permet d'augmenter le coefficient de dilatation thermique. Ainsi, elles ne sont plus utilisables pour élaborer des C.C.M. mais sont utilisées pour réaliser des couronnes entièrement en céramique. On distingue donc deux sous-catégories : les feldspathiques traditionnelles pour les C.C.M., et les feldspathiques à haute teneur en leucite pour le tout céramique. Leur mise en forme s'effectue par cuisson sur un revêtement chimiquement compatible ou par injection. Les céramiques feldspathiques sont composées essentiellement de composés ternaires aluminosilicates alcalins [30].

On peut citer comme céramiques feldspathiques, la céramique cosmétique « Vitadur N » créée en 1968 pour la couronne jacket alumineuse de MAC LEAN.

La céramique feldspathique a été vite abandonnée au profit des céramiques renforcées ou alumineuses, dont les phases d'élaboration au laboratoire sont plus simples, mais d'un rendu esthétique optimal plus délicat à obtenir. Elle ne doit pas être considérée comme obsolète pour cause de faible résistance mécanique notamment pour la réalisation de facettes céramiques car sa capacité à restaurer les effets lumineux de la dent est exceptionnelle [43].

Les céramiques alumineuses :

Ces céramiques sont composées d'un taux important d'alumine ou oxyde d'aluminium. L'alumine augmente les propriétés mécaniques de la céramique.

Le principe de ces céramiques alumineuses est de substituer la chape mécanique par une infrastructure uniquement en céramique avec des propriétés mécaniques supérieures aux céramiques traditionnelles grâce à l'alumine dont le pourcentage varie selon les fabricants. Cette infrastructure en alumine moins esthétique car plus opaque est recouverte d'une céramique cosmétique dont le coefficient de dilatation thermique est compatible [30].

On peut citer les céramiques de MAC LEAN (40% d'alumine), de CERESTORE à (65% d'alumine), d'IN-CERAM (85% d'alumine) et de PROCERA (99% d'alumine).

Les vitrocéramiques :

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verres qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel [30]. Le verre utilisé sous forme de lingot est composé de silice, d'oxyde de potassium, d'oxyde de magnésium et de fluorure de magnésium ainsi que de faibles quantités d'alumine, d'oxyde de zirconium et d'agents fluorescents. Le but est d'obtenir une cristallisation au sein du verre de façon à multiplier les interfaces verre/cristal. La cristallisation est contrôlée par un traitement thermique approprié en présence d'un catalyseur de germination. La cristallisation génère un retrait compensé lors de la mise en forme par des vernis d'espacement et l'expansion de prise du revêtement de céramisation. Elles ont l'avantage d'avoir un faible taux de porosité, une résistance mécanique augmentée et une limitation de la propagation des fissures.

On peut citer les céramiques de DICOR, CERPEARL, IPS EMPRESS 2.

Les céramiques à base de zirconium :

Ces céramiques sont constituées principalement d'oxyde de zirconium. La zirconium possède une structure cristallographique polymorphe qui lui confère des propriétés mécaniques excellentes. C'est le seul matériau céramique qui autorise une déformation avant rupture [54]. La zirconium constitue une exception puisqu'elle ne peut être mise en forme par une technique conventionnelle (pressée, barbotine, fronde) mais seulement par usinage. L'arrivée du zirconium en dentaire a donc permis le développement des systèmes de C.F.A.O. pour bénéficier des qualités exceptionnelles de ce matériau. C'est pourquoi le chapitre 3.5.4. lui sera consacré.

### 3.5.2.3. Classification selon le procédé de mise en forme.

On classe les céramiques en deux catégories selon la présence ou non d'un support métallique. Sa fonction est de renforcer mécaniquement la construction céramique et d'annuler la rétraction de frittage de la céramique.

Afin que la céramique et son support soient compatibles, il faut que la température de cuisson de la céramique soit nettement inférieure à la température de solidification de l'alliage et que les coefficients de dilatation thermique soient semblables [30]. Mais afin de s'affranchir des contraintes liées à la corrosion et l'inesthétique des chapes métalliques des C.C.M., les recherches se sont orientées vers le tout céramique avec le développement de plusieurs techniques de mises en formes des différentes céramiques.

Mise en forme de la céramique sur support métallique [30] :

La céramique peut être mise en forme sur une feuille à base de platine, d'or pur ou d'alliage renforcé qui est secondairement adaptée sur le modèle positif unitaire.

La céramique peut être mise en forme par la technique traditionnelle de coulée à la cire perdue qui est actuellement la plus utilisée. Les alliages classiquement utilisés sont les alliages précieux et non précieux, mais le titane peut maintenant être utilisé (voir chapitre 3.4.7).

Elle peut être mise en forme par frittage (frittée sur un modèle en revêtement réfractaire), par usinage ou par électrodéposition d'or (une couche d'or est électro-déposée sur un duplicata en plâtre du M.P.U. original, la feuille d'or étant ensuite séparée du modèle par dissolution du plâtre).

Mise en forme de la céramique sans support métallique [30] :

La céramique peut être mise en forme par cuisson sur un revêtement. La céramique est frittée sur ce revêtement réalisé par duplicata du M.P.U. ; presque toutes les céramiques peuvent être frittées sur un revêtement compatible et chimiquement inerte.

Elle peut être aussi injectée dans un moule. Les éléments à réaliser sont modelés en cire puis investis dans du plâtre qui, après ébouillantage, constituera le moule d'injection. Les lingotins de céramique sont chauffés à différentes températures selon le type de céramique et sont injectés sous pression dans le moule. On parle de céramiques pressées. On distingue céramiques injectées à basse température et céramiques injectées à haute température.

La céramique peut être coulée par le procédé de la cire perdue et vitro-céramisation. Les maquettes sont réalisées en cire puis coulées en verre. Un traitement thermique de céramisation permet une dévitrification partielle du

verre. Les indications principales sont les couronnes unitaires antérieures et les facettes céramiques.

La céramique peut être usinée par une machine/outil pilotée par un ordinateur.

Mis au point par SADOUN en 1985, le VITA IN-CERAM est un procédé particulier pour sa mise en forme. Il peut être décrit comme la mise en œuvre d'une barbotine (suspension de grain d'alumine dans l'eau) servant à l'élaboration d'une armature qui sera frittée. Ensuite, l'armature est infiltrée d'un verre teinté fondu qui lui confère ses propriétés optiques et qui rend le matériau plus compact, avec de meilleures propriétés mécaniques.

Remarque :

Il est difficile de classer les céramiques actuelles car les différents fabricants en proposent de plus en plus, et les secrets de fabrication restent confidentiels. Leurs objectifs sont d'améliorer les propriétés mécaniques, optiques et esthétiques des céramiques. Pour cela, elles sont enrichies : en ions hydroxydes pour les céramiques hydrothermales de CERGO GOLD, en di-silicate de lithium pour les céramiques d'IPS EMPRESS II. Elles sont composées d'alumine renforcée à l'oxyde de zirconium pour la céramique IN-CERAM ZIRCONIA, de céramique feldspathique renforcé au zircone pour le CEREC 3, de zircone stabilisé à l'oxyde d'yttrium etc ...

### *3.5.3. Les propriétés des céramiques.*

#### 3.5.3.1. Les propriétés physiques.

Conductibilité thermique :

Elle est de  $0,01 \text{ J/s/cm}^2$ . La céramique est donc un bon isolant thermique. Les céramiques sont aussi de très bons isolants électriques.

Coefficient de dilatation thermique :

Il est variable selon la composition des céramiques. Les différentes céramiques cosmétiques utilisées sur les chapes métalliques ou infrastructures céramiques doivent avoir un coefficient de dilatation thermique semblable afin d'éviter les fractures.

Propriétés optiques :

Elles agissent sur la qualité esthétique de la prothèse. Les céramiques sont des matériaux isotropes alors que l'émail est anisotrope. Il sera donc impossible d'obtenir le même effet. Lorsque la lumière atteint une dent naturelle, elle est réfléchi, transmise alors qu'une autre partie est absorbée. Une surface opaque nuit à l'esthétique car elle réfléchit la lumière et l'empêche d'être transmise comme elle le serait à travers une dent naturelle. On retrouve ce phénomène avec les C.C.M. ; pour les C.C.C., la transmission lumineuse varie en fonction de la composition et de l'épaisseur de l'armature en céramique, des caractéristiques physiques de la céramique utilisée et du degré de glaçage de la céramique cosmétique [11].

Les céramiques sont des matériaux translucides mais la zircone et l'alumine sont assez opaques, ce qui pose un problème esthétique. Il existe cependant des techniques de mise en forme (infiltration sous vide par exemple) et des modifications de la composition qui améliorent la translucidité de la zircone et de l'alumine. Tous les systèmes céramiques dentaires possèdent une panoplie de poudres céramiques cosmétiques avec des rendus optiques différents, qui peuvent aller de l'opaque au transparent avec des luminosités variables, des effets de fluorescence, et d'opalescence avec des couleurs et des saturations différentes. Ceci est obtenu en jouant sur la composition, la nature chimique, la taille, la qualité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse [28].

### 3.5.3.2. Les propriétés mécaniques.

Les propriétés mécaniques des céramiques varient selon la nature chimique et le procédé de mise en forme des céramiques.

Le comportement des céramiques au niveau mécanique est différent des alliages métalliques, et la principale différence avec les métaux est due au

fait qu'elle n'est en aucune façon plastique. Ce manque total de plasticité ne lui permet pas d'accommoder par déformation les concentrations de contraintes. Son comportement est peu élastique avec un module de Young très élevé jusqu'à ce que la contrainte à la rupture soit atteinte. Cela leur confère une résistance très élevée aux contraintes [25]. Sur le plan mécanique, les céramiques se caractérisent donc par leur fragilité, c'est à dire qu'elles se fracturent brutalement sans déformation plastique préalable : on parle de rupture fragile sans déformation plastique. En effet, la nature des liaisons chimiques empêche le glissement des plans atomiques voisins [30, 5].

Elles sont peu résistantes aux efforts de traction et de flexion mais possèdent une résistance élevée à la compression. Donc les céramiques possèdent des propriétés moyennes et leurs indications en prothèse fixée sont limitées à des bridges de 2 à 3 éléments. Mais les avancées technologiques ont permis, notamment grâce au zircon, d'étendre leurs indications à des bridges de longues portées, mais le recul clinique est encore insuffisant [11, 54, 1].

Les céramiques sont des matériaux très durs. La dureté est de 380 VHN pour la céramique, elle est de 360 VHN pour l'émail. La résistance à l'abrasion dépend de la dureté et de l'état de surface. Elle est excellente pour les céramiques mais elles abrasent les surfaces des dents antagonistes, et cela d'autant plus si la surface de la céramique est rugueuse [15], donc il faut bien régler l'occlusion des couronnes céramiques avant le glaçage.

Les facteurs influençant les propriétés mécaniques sont le taux de porosité, la température et le temps de cuisson, les contraintes internes, la microstructure et l'état de surface.

Plus la porosité est importante, plus la céramique est fragile.

La température et le temps de cuisson doivent être suffisamment élevés pour permettre une augmentation de la résistance par densification de la céramique. Mais à une température trop élevée ou par une multiplication des cuissons, on assiste à une dissolution de la phase cristalline qui diminue la résistance mécanique.

La résistance mécanique augmente quand la proportion de la phase cristalline est plus grande à l'intérieur de la phase vitreuse.

Les défauts de l'état de surface jouent un rôle prédominant dans la résistance mécanique car lors de contrainte mécanique, les défauts entraînent des microfissures qui s'agrandissent pour former des fissures. Le glaçage permet de combler les porosités de surface, d'effectuer une compression des couches de céramiques sous-jacentes et ainsi d'augmenter les propriétés mécaniques.

### 3.5.3.3. La biocompatibilité des céramiques.

Généralement considérées comme inerte, les céramiques dentaires présentent une excellente tolérance dans le milieu buccal. Mais la céramique est sensible à l'attaque chimique des fluorures acides et est susceptible de libérer des produits de dégradation. Ceux-ci peuvent être la conséquence de phénomènes physico-chimiques ou de mécanismes d'usure.

Les conséquences de l'abrasion peuvent être l'ingestion de microparticules de céramique, mais les quantités ingérées sont négligeables compte tenu des apports alimentaires [15].

Les céramiques sont stables chimiquement, et cette stabilité est responsable de leur biocompatibilité.

Il n'existe pas d'allergie à la céramique et les céramiques ne peuvent pas présenter de corrosion ni de bimétallisme.

Les céramiques sont d'ailleurs utilisées comme implant. Les travaux du professeur Sami SANDHAUS ont permis de mettre en évidence les qualités exceptionnelles des implants minéraux en céramique en matière de biocompatibilité qui possèdent une similitude de structure avec celle du tissu osseux [54].

Remarque :

Les céramiques présentent une inertie complète vis à vis des moyens d'investigation modernes comme le scanner ou l'I.R.M. dont les images sont perturbées par le métal [54].

### 3.5.4. La zircone.

#### 3.5.4.1. Généralités.

L'oxyde de zirconium métallique a été découvert en 1789. Dans les années 60 ont débuté les recherches sur la zircone en tant que biomatériau [39]. On trouve l'oxyde de zirconium à l'état naturel sous forme de minerai rare dans des gisements en Afrique du Sud, et dans le sable zirconifère d'Australie [54].

La zircone constitue une exception puisque, à l'état pur, elle ne peut être mise en forme que par usinage. La zircone ( $ZrO_2$ ) est un oxyde céramique poly-cristallin. De très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre les atomes lui assurent d'excellentes propriétés [25].

Ce matériau de haute résistance mécanique, très innovant, permet de répondre à tout type d'indication en prothèse fixée, antérieure et postérieure, unitaire et plurale, de petite et de grande étendue. Ainsi, les procédés céramo-céramiques concurrencent grâce à la zircone l'indication céramo-métallique, et favorisent la disparition souhaitée du métal par les patients [47]. Pour bénéficier des qualités exceptionnelles de la zircone, les laboratoires de recherche et l'industrie ont développé les systèmes C.A.D./C.A.M. .

#### 3.5.4.2. Cristallographie [54, 25].

La structure particulière de la zircone explique ses propriétés. Il existe trois phases structurales de la zircone selon le niveau de température, mais ses différentes structures allotropiques la rendent instable.

→ De la température ambiante jusqu'à 1 170°C, sa structure est organisée sous forme de mailles monoclinique et ne présente sous cette forme aucune propriété mécanique intéressante.

→ De 1 170°C à 2 370°C, sa structure se transforme en phase quadratique et présente sous cette forme toutes les propriétés mécaniques recherchées du zirconium. Il convient donc de forcer la structure et à maintenir artificiellement sa maille quadratique en dessous de 950°C. Le passage de la forme quadratique à la forme monoclinique s'effectue avec une augmentation de volume de 3%.

→ Au dessus de 2 370°C, la structure passe en phase cubique n'offrant à nouveau plus aucun intérêt au niveau de ses propriétés mécaniques.

Pour stabiliser la zircone, on utilise des oxydes qui vont agir sur la quasi-totalité du matériau. Les meilleurs résultats, quant à la stabilité de la zircone, sont obtenus avec l'oxyde d'yttrium dans une proportion de 5,15% en poids.

Remarque :

Il ne faut pas confondre les céramiques renforcées à l'oxyde de zirconium avec la zircone stabilisée à l'yttrium.

### 3.5.4.3. Préparation des blocs à usiner [54].

La poudre atomisée est mise en forme dans des moules polymères déformables auxquels on applique une pression isostatique sur toute la surface. Cette opération permet de densifier au maximum le matériau afin d'obtenir un bloc homogène, dense et sans défaut, présentant une bonne cohésion. Sa consistance est semblable à celle d'une craie. Un pré-frittage vers 1 000°C lui confère une solidité suffisante permettant un usinage aisé mais demandant certaines précautions pour ne pas détériorer la maquette en cours de fabrication.

A ce stade, il existe deux modes d'usinage : l'usinage avant frittage et l'usinage après frittage.

L'usinage avant frittage :

Les blocs utilisés sont simplement pré-frittés, c'est à dire qu'il est cuit à une température inférieure à celle nécessaire à la densification totale du matériau, qui est donc moins dense et plus facilement usinable [25].

L'usinage avant frittage est le plus utilisé car moins onéreux à la production. L'usinage est plus rapide (environ 15 minutes), use moins les outils, fatigue moins les machines et nécessite donc moins de frais de maintenance.

Après usinage, on fritte le matériau une seconde fois à une température de l'ordre de 1 300°C à 1 500°C afin de le densifier totalement et de lui donner ses propriétés mécaniques définitives. Lors de ce second frittage, il convient par contre de gérer le retrait et les déformations par le fluage que subit le matériau. C'est pourquoi ces blocs sont surdimensionnés de 30% et sont frittés secondairement pour leur donner leur dimension finale. Cette dernière transformation de la zircone met le matériau sous contrainte, ce qui empêche la propagation des fissures [5].

Le retrait est parfaitement maîtrisé dans l'industrie des céramiques. Cette rétraction est de type isotrope, c'est-à-dire qu'elle se produit à l'identique

dans toutes les directions. Toutes les particules d'oxyde de zirconium sont toujours à égale distance les unes des autres. Lors du frittage, les pores disparaissent et toutes les particules se déplacent et s'agglutinent pour former un ensemble homogène. Le chemin parcouru par les particules, lors de la rétraction, est identique en tous points. C'est pour cette raison que l'on peut surdimensionner toujours à l'identique le fraisage, et donc maîtriser la rétraction de frittage parfaitement [54, 13].

L'usinage après frittage : (blocs de zircone HIP)

La gestion du retrait est éliminée car il a lieu en amont lors du frittage du bloc. Le frittage est réalisé sous pression H.I.P. (Hot Isostatic Pressing ou haute pression isostatique). Ce traitement thermique, qui nécessite un four particulier, permet d'optimiser les propriétés mécaniques du zircone à son maximum. Mais le coût de fabrication et le temps d'usinage sont élevés et donc cette technique a tendance à être abandonnée au profit du stade pré-fritté. En effet, l'usinage dans un bloc fritté nécessite beaucoup de temps (environ 45 minutes par unité) et un coût de maintenance élevée [54].

#### 3.5.4.4. Les propriétés de la zircone.

Ce matériau confère à la restauration une résistance mécanique élevée grâce à deux caractéristiques : une résistance à la fracture élevée et sa moindre vulnérabilité à l'hydrofatigue.

→ La résistance à la fracture : lorsqu'une fêlure tente de se propager dans le matériau, le stress créé à son point d'avancement entraîne une transformation de la configuration de la zircone quadratique en une phase monoclinique qui est plus volumineuse de 3 à 5% . Le cristal monoclinique place ainsi la région en compression et évite la propagation de la fêlure. La zircone a une ténacité élevée, ce qui lui confère un très bon comportement face à la fissuration [11, 39].

→ L'absence de verre et la microstructure polycristalline dense de la zircone la rendent peu vulnérable à l'hydrofatigue (dégradation du verre par l'eau de la salive) [11].

L'origine des propriétés mécaniques exceptionnelles de la zircone réside dans sa structure dense en micro grains et sans défaut. Les propriétés mécaniques d'une pièce usinée en zircone dépendent de sa pureté, de sa densité, de sa porosité, de la taille de ses grains, de sa structure cristalline et de son état de surface.

La résistance à la flexion de la zircone, qui dépend de la pureté, de la densité du matériau, de la taille critique des grains, du taux de phase quadratique et de la maîtrise du frittage, atteint des limites extrêmement élevées. Elle est de 1 100 à 1 150 MPa, soit deux fois plus élevée que la céramique infiltrée et encore d'avantage par rapport à l'alumine. C'est grâce notamment à cette caractéristique très élevée de la zircone qu'il est possible de réaliser des pièces prothétiques de longues portées en zircone conçues avec des sections de connexions réduites et donc plus esthétiques [54, 39].

Le module d'élasticité de la zircone relativement bas, autorise une légère déformation du matériau avant rupture, chose unique pour les céramiques. Ceci permet une certaine absorption des contraintes dans le matériau qui répond bien au test de fatigue [54].

Les propriétés mécaniques élevées ainsi que la bonne stabilisation de la zircone dépendent de la taille des grains qui ne doit pas dépasser 0,6  $\mu\text{m}$ . Cela permet de réaliser des bords fins, nets et solides.

La zircone présente une excellente biocompatibilité.

EDELHOFF et SORENSEN ont évalué la transmission lumineuse à travers différents types d'infrastructures en céramique et différents ciments. Les résultats de cette étude placent la zircone yttrée entre la céramique la plus translucide, Empress Spinell, et la plus opaque, In-Ceram Zirconia. La zircone donne ainsi de bon résultat esthétique et permet de mieux masquer un inlay-core en or que les couronnes In-Ceram Spinell et Empress 2 [28]. L'épaisseur de l'armature en zircone influence l'opacité du matériau. En effet un bridge présente une transmission lumineuse inférieure au niveau des connexions par rapport à celle des piliers à cause de son épaisseur plus importante. Le prothésiste devra en tenir compte lors de la réalisation de la céramique cosmétique sur l'infrastructure du bridge en zircone [11].

La zircone possède une forte luminosité (aspect blanc). Des « liners » plus opaques que les « cores materials » sont directement appliqués sur la zircone dans le cas de reconstitutions où l'on dispose de peu d'espace afin de masquer cette forte luminosité. Les « core materials » sont utilisés dans le cas où l'on dispose d'une épaisseur suffisante pour obtenir la teinte avec un matériau plus translucide. Donc les infrastructures en zircone peuvent être de teinte naturelle blanche ou teintées dans la masse (8 teintes disponibles) [53]. Le développement de zircone colorée peut constituer une alternative à cette importante luminosité [25].

Les inconvénients de la zircone sont l'opacité de la zircone HIP, la dureté très élevée du matériau, l'absence de possibilité d'ajouter des artifices de rétention aux préparations comme les rainures, l'impossibilité de retoucher les intrados, et l'impossibilité de souder les éléments d'un même bridge, ce qui impose d'avoir une empreinte parfaite [50].

#### 3.5.4.5. Conclusion.

La réalisation d'une infrastructure en oxyde de zirconium stabilisé à l'yttrium à l'aide d'une technologie CAD/CAM marque un avancement certain dans le développement des restaurations céramo-céramiques [11]. Grâce à ses propriétés mécaniques particulièrement élevées et à sa biocompatibilité évidente, son champ d'application ne cesse de s'élargir. Ses propriétés exceptionnelles ouvrent de nouvelles perspectives dans le domaine des restaurations prothétiques esthétiques tout céramique [54]. Les études *in vitro* semblent leur être favorables mais nous manquons encore de recul clinique et d'études longitudinales [11].

#### 3.5.5. Conclusion

La biocompatibilité et les caractéristiques esthétiques de la céramique en font un matériau d'avenir avec des possibilités de développement importantes et une extension du champ des indications cliniques grâce à l'augmentation de leurs propriétés mécaniques. La connaissance des différents systèmes céramiques et de leurs propriétés permet d'en cerner les indications et les limites pour optimiser les résultats cliniques. Le choix d'un système s'effectuera en fonction des exigences esthétiques, mécaniques requises par la situation clinique considérée et des possibilités financières du patient [30]. De plus, l'essor des céramiques à haut ténacité, dont les indications semblent s'étendre progressivement aux domaines jusqu'alors réservés aux alliages métalliques, constitue probablement une alternative à l'emploi des métaux [15]. Mais les couronnes uniquement céramiques ne sont absolument pas prises en charge par la sécurité sociale, ce qui constitue un frein à leur développement en France.

### **3.6. QUELS MATÉRIAUX PEUVENT ÊTRE USINÉS ?**

Les matériaux utilisables en F.A.O (fabrication assistée par ordinateur) dentaire sont nombreux. Idéalement tous les matériaux exploités traditionnellement au laboratoire devraient pouvoir être usinés. En réalité, l'avancée technologique se double d'un effort vers les matériaux les plus biocompatibles : le titane et les céramiques dentaires [75].

De plus, l'utilisation de la F.A.O doit apporter un plus par rapport à la coulée. Tous les laboratoires de prothèses maîtrisent parfaitement la coulée des matériaux précieux et non précieux, et l'investissement dans la C.F.A.O. coûte cher. Les laboratoires préfèrent ainsi couler les prothèses en alliage précieux ou non précieux, plutôt que d'utiliser une technique C.F.A.O. qui coûterait plus chère qu'une technique conventionnelle. C'est pourquoi les systèmes de C.F.A.O. sont surtout utilisés pour fabriquer des restaurations uniquement en titane ou en céramique et surtout en zircone qui, rappelons-le, est le seul matériau qui ne peut être mise en forme que par usinage.

Donc tous les matériaux peuvent être usinés mais le prix des restaurations augmenterait considérablement pour les restaurations conventionnelles en alliages précieux ou non précieux. En effet, jusqu'à 80% du matériau finit au rebut (principal obstacle pour les alliages d'or) et le fraisage coûte cher. Voilà pourquoi de nombreux systèmes sont limités au niveau des matériaux employés. Les alliages précieux et non précieux sont trop onéreux à usiner par une telle technologie [73].

En France, on continue à produire majoritairement des éléments en alliages conventionnels et il en sera encore ainsi pendant de nombreuses années. Cette production est au cœur de notre activité pour le moment, elle doit donc tirer parti de la C.F.A.O. pour nous apporter des améliorations en termes de productivité, de rentabilité et de constance de qualité [22].

Actuellement, BEGO Medifactory usine les alliages conventionnels par une technique de prototypage rapide. Pour réaliser des infrastructures métalliques, il ne passe pas par un fraisage mais par un procédé de fusion sélective au laser [73]. Le système DCS Précident usine les pièces prothétiques en alliages conventionnels par fraisage autonome (Precimill®) qui peut être placé ou non à distance du scanner et de l'unité de C.A.O. [38]. La société CYNOVAD permet, grâce à une technique de C.F.A.O., la confection par coulée numérique de pièces prothétiques en alliage conventionnel. Leur technique consiste à usiner l'élément calcinable pour ensuite la couler, soit dans le même laboratoire, soit en sous-traitant la coulée dans son centre de production à Dijon. Donc on n'usine pas l'alliage mais l'élément calcinable [22].

Pour le titane, son utilisation par technique de coulée reste encore modeste en raison des contraintes de mises en œuvre au laboratoire de prothèse, notamment parce que sa température de fusion est élevée, sa masse volumique faible et sa forte réactivité à haute température implique des techniques de coulées spécifiques qui coûtent chères [15]. Par la technique C.A.O./F.A.O., on dépasse la précision de la technique coulée. Le travail à froid garantit les qualités intrinsèques du titane. Le titane peut être utilisé en technique de C.F.A.O. pour des couronnes ou des armatures allant d'une chape unitaire aux bridges de longue portée [36]. Le titane peut être usiné par fraisage ou prototypage rapide.

Pour les céramiques, différentes options sont proposées en fonction de la dimension des blocs usinables et des céramiques considérées : des petits blocs de céramiques proposés par la firme Vita : surtout In-Céram Alumina ou Zirconia® de Vita qui sont secondairement infiltrés sans frittage supplémentaire. Les dimensions de ces blocs ne permettent pas d'envisager des bridges de plus de trois éléments ; des grands blocs de céramique pré-frittée à infiltrer d'In-Céram Zirconia® et d'In-Céram Alumina® qui permettent d'envisager des bridges de plus de trois éléments.

Des blocs de zircone pré-frittée pour les systèmes Cercon® et LAVA® permettent de réaliser des bridges de cinq éléments. Ces blocs sont frittés

après usinage [75]. L'utilisation de blocs de zircone pré-frittée sont plus tendres que les blocs HIP, et l'usinage est alors moins onéreux et donc plus accessible pour les laboratoires de prothèse. Mais il convient de gérer le retrait et la déformation par fluage au cours du frittage afin d'obtenir des pièces parfaitement ajustées [54]. Mais certains systèmes comme DCS Precident® ou Digident® usinent des blocs de zircone HIP qui sont frittés avant usinage et donc très denses. On a donc recours au HIP seulement pour la réalisation de bridges de grande étendue car à ce stade de la matière, l'usinage devient long, fastidieux et coûteux [54].

Des matériaux plastiques ou composites peuvent être usinés notamment par le système DCS Precident® qui dispose de blocs de plastique calcinable, ou des blocs constitués de polyamide renforcés avec des fibres de verre qui permettent la réalisation de grands bridges provisoires ou d'armatures à couler jusqu'à 14 éléments [75, 38].

### **3.7. CONCLUSION.**

En France, on continue de produire majoritairement des éléments en alliages non précieux. En effet, ces matériaux possèdent de très bonnes propriétés mécaniques et sont peu coûteux. Ils présentent en revanche un risque d'allergie, de bimétallisme, et de corrosion, et n'ont pas de qualité esthétique. De plus, même s'il n'existe pas à ce jour de démonstration de propriétés cancérigènes des alliages dentaires en bouche, un certain nombre de métaux comme le nickel et le chrome par exemple, sont classés comme cancérigènes par le Centre International de Recherche sur le Cancer (C.I.R.C.). Avec le principe de précaution très souvent invoqué en France, on peut se demander si les métaux classés cancérigènes ou possibles ne devraient pas être remplacés par d'autres matériaux biocompatibles [15]. L'or et le titane, qui présentent une meilleure biocompatibilité, ne résolvent pas le problème de l'esthétique. Par ailleurs, le coût de l'or et des métaux précieux reste élevé. Enfin, les demandes grandissantes de prothèses

esthétiques par les patients et leur désir de suprastructure sans métal sont des facteurs allant dans le sens des systèmes « tout-céramique ». Cependant, les critères biomécaniques et fonctionnels sont d'une importance vitale pour une intégration optimale et de bon pronostic d'une prothèse en bouche. Mais il semblerait que les nouveaux matériaux tel que la zircone allieraient d'excellentes propriétés mécaniques et fonctionnelles à de très bons résultats esthétiques. Le problème principal de ces restaurations tout-céramique est qu'elles ne sont pas prises en charge par la sécurité sociale, ce qui poussent les praticiens à ne pas les utiliser malgré leurs nombreux avantages, car coûtant plus cher aux patients. Le praticien doit faire un choix avec son patient en fonction de la situation clinique et des possibilités financières.

## **4. LA C.F.A.O.**

### **4.1. GÉNÉRALITÉ.**

#### *4.1.1. Définition.*

Définition : La conception et la fabrication assistées par ordinateur (C.F.A.O.) constituent un ensemble de techniques utilisant l'informatique, le numérique et des machines/outils pour produire des prothèses fixées. La C.F.A.O. comprend l'acquisition par empreinte surfacique, empreinte optique, scannage ou palpage, la conception (ou C.A.O : conception assistée par ordinateur) par la modélisation d'une maquette physique ou numérique et la

F.A.O. (fabrication assistée par ordinateur), encore appelée usinage, qui est la fabrication des pièces prothétiques par procédés soustractifs ou additifs. En anglais, on parle de CAD/CAM : Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing [54].

La C.F.A.O. désigne un ensemble de processus industriels qui ont été développés pour simplifier et standardiser les techniques dans les tâches répétitives. Le problème posé en chirurgie-dentaire est que chaque pièce est unique, et que chaque prothèse est un prototype fabriqué en un seul exemplaire. Le fait de passer par l'informatique a semblé être la meilleure solution pour répondre à ce besoin et pour offrir un système dit de cybernétique odontologique. En effet, le fait de réaliser une empreinte ayant la possibilité d'être digitalisée, ensuite de modéliser les modèles et les prothèses sur ordinateur avec l'aide de logiciels, puis de diriger une machine/outil à commande numérique, permet d'industrialiser la production de prothèse dentaire [75, 26, 71].

A ce jour, il existe un peu plus de vingt systèmes qui ont été présentés. Le processus est similaire pour tous les systèmes. Après préparation par le chirurgien-dentiste, la situation en bouche est numérisée directement ou sur un modèle en plâtre. Les modèles virtuels numérisés sont traités par un programme spécial C.A.O. (Conception Assistée par Ordinateur). Un info-prothésiste, ou le dentiste lui-même, élaborent une maquette virtuelle à l'aide de logiciels plus ou moins complexes [47]. Les données sont ensuite transmises à une unité de production. Cette unité peut être installée soit en laboratoire de prothèse (production décentralisée), soit dans un site de production spécialisé plus éloigné (production centralisée), soit enfin directement dans le cabinet du dentiste. L'usinage s'effectue par des machines outils par des procédés soustractifs ou par des procédés additifs [73].

Nous sommes au début d'un changement, voire d'une rupture dans l'organisation des métiers liés à la prothèse dentaire. Cependant, comme toutes innovations qui se vulgarisent, il apparaît très difficile de cerner les coûts que ces nouvelles technologies sont susceptibles d'entraîner pour le praticien et le prothésiste. Mais l'introduction des techniques de la C.F.A.O. dans le domaine de l'odontologie paraît inéluctable [71].

#### *4.1.2. Analogie entre la technique traditionnelle et la technique de la C.F.A.O.*

On peut faire une analogie entre une couronne réalisée par une technique traditionnelle et une couronne réalisée par une technique de la C.F.A.O. .

L'acquisition correspond à l'enregistrement le plus précis possible de la préparation en bouche afin que le prothésiste puisse élaborer une maquette de la future couronne. Dans la technique traditionnelle, et dans la plupart des techniques de la C.F.A.O., l'enregistrement est effectué à l'aide de la prise d'empreinte réalisée dans la bouche du patient par un matériau d'empreinte qui permet d'obtenir une réplique en plâtre qui servira de modèle. Seul le système CEREC permet de réaliser des empreintes optiques directement en bouche, transférées immédiatement sur ordinateur sans passer par un modèle en plâtre.

Le prothésiste prépare alors le M.P.U. (Modèle Positif Unitaire) soit pour réaliser la maquette en cire pour la technique traditionnelle, soit pour subir un second enregistrement pour la technique de la C.F.A.O. Pour la technique traditionnelle, les modèles sont montés en articulateur, le M.P.U. est détourné afin de bien repérer la limite cervicale de la préparation, puis le M.P.U. est ensuite isolé grâce à un vernis espaceur qui réalise une sur-épaisseur sensée figurer l'épaisseur du futur ciment de scellement. Pour la technique de la C.F.A.O. dentaire, selon les différents systèmes, le M.P.U. est détourné ou non, et recouvert ou non d'une poudre de contraste pour améliorer la précision de l'enregistrement. Pour la réalisation du M.P.U., il est nécessaire d'utiliser un plâtre spécifique qui favorise l'enregistrement informatique. Les informations enregistrées sont alors transmises à l'ordinateur et la représentation du M.P.U. apparaît sur l'écran.

La conception est l'élaboration d'une maquette qui permet de visualiser la future prothèse. La maquette est virtuelle ou en cire selon la technique. Dans la technique traditionnelle, la maquette est élaborée par la méthode de la cire ajoutée sur le M.P.U. avec la limite de la préparation tracée sur le modèle, tandis que pour la technique de la C.F.A.O. la maquette virtuelle est réalisée à l'aide de logiciel avec la limite de préparation repérée point par point à la souris. Le M.P.U. est retiré du modèle pour bien concevoir les faces distales et mésiales de la maquette en cire, alors que le M.P.U. virtuel est déplacé, puis pivoté dans les trois plans de l'espace sous différents angles grâce aux potentialités graphiques des logiciels [18].

Pour la coulée, la maquette en cire est fixée sur une tige de coulée, puis elle est mise dans un revêtement compensateur. Elle est ensuite placée dans un four à cylindre. L'évaporation de la cire par la chaleur détermine un

volume creux au niveau du cylindre qui sera rempli par un alliage en fusion. L'alliage en fusion est coulé dans une fronde et sera propulsé au sein du cylindre par utilisation de la force centrifuge. La tige de coulée est coupée au ras des cuspidés et la couronne est ensuite nettoyée, puis passée à la sableuse pour obtenir une surface propre. La couronne est ensuite essayée sur le M.P.U. et quelques retouches peuvent être effectuées (élimination des bulles, retouche de l'intrados pour une meilleure insertion, réglage de l'occlusion). Lorsque toutes les corrections ont été faites, on polit soigneusement la couronne.

Quand l'usinage est réalisé par fraisage, le déplacement relatif de la fraise et du bloc, dans lequel la machine sculpte la prothèse, est géré par un logiciel spécifique qui transforme les valeurs numériques de la maquette virtuelle en mouvement analogique [75]. Selon les degrés de la sophistication des machines/outils, les prothèses obtenues sont plus ou moins complexes et surtout plus ou moins finies. De légères corrections peuvent éventuellement être réalisées par meulage avec une fraise diamantée fine à la turbine sous spray d'eau [36]. M.SADOUN et X.DANIEL rappellent que pour tous systèmes de prothèse C.F.A.O. une rectification manuelle des surcontours des limites est toujours nécessaire [74]. Mais avec l'évolution rapide des systèmes de la C.F.A.O. dentaire, l'état de surface des couronnes usinées est quasiment fini. L'usinage peut s'effectuer aussi par des procédés additifs comme par exemple un procédé de fusion sélective au laser issu de la technologie de prototypage rapide [73].

#### *4.1.3. L'intérêt recherché de la C.F.A.O.*

Le souhait de réduire les difficultés et les aléas de la manipulation humaine lors de l'élaboration des prothèses dentaires a toujours été une préoccupation de nombreux cliniciens, prothésistes et industriels. Cette approche s'est située dans une tentative constante d'améliorer les paramètres de l'équation : plus d'efficacité, plus de sécurité, avec un coût faible [71].

L'intérêt de la C.F.A.O. en dentaire est multiple :

La technique de la C.F.A.O. dentaire est née de l'idée de réduire à sa plus simple expression les gestes répétitifs ayant pour but de fabriquer les prothèses dentaires. Donc, la C.F.A.O. permet de faciliter le travail du

prothésiste au niveau des tâches répétitives, lui permettant ainsi de se consacrer à l'esthétique et au maquillage de la prothèse en céramique ou à d'autres travaux prothétiques. Ainsi, elle augmente la productivité en gagnant du temps.

Dès son invention, la C.F.A.O. dentaire s'est donnée comme objectif de casser la chaîne des imprécisions successives qui dominent l'acte dentaire ; (déformation : lors de l'empreinte, lors de la coulée du maître modèle, lors de la confection de la maquette en cire, lors de la coulée de l'alliage). C'est ce que l'on appelle l'asymptote de la précision. Le fait de travailler directement en bouche grâce à l'empreinte optique, ou de réaliser une maquette virtuelle, diminue théoriquement ces imprécisions [27].

Le confort clinique ne doit jamais être perdu de vue. L'empreinte en bouche par C.F.A.O. dentaire est cliniquement ergonomique. La rapidité de la mesure optique permet un confort jamais atteint et évite bien de l'inconfort pour le patient (réflexe nauséux, encombrement des matériaux d'empreinte) [27].

Les techniques de la C.F.A.O. sont particulièrement bien adaptées à la notion de traçabilité puisque tous les blocs de matériaux sont identifiés par un code barre et disposent parfois d'une carte à puce individuelle [75].

La C.F.A.O. permet un stockage plus facile des données grâce à la sauvegarde informatique. La destruction ou la dégradation du modèle en plâtre conduit irrémédiablement à la perte des données, tandis qu'une fois la préparation enregistrée sur le disque dur grâce à la technique de C.A.O., les données sont conservées sans risque.

Cette technique nous donne la possibilité d'utiliser de nouveau matériau plus performant comme la zircone qui ne peut être mis en forme que par usinage. Elle facilite aussi l'utilisation du titane en prothèse car il est plus facile à usiner qu'à couler.

Grâce à l'empreinte en bouche, certains systèmes de la C.F.A.O. permettent la livraison de la prothèse d'usage en une seule séance. Les avantages sont ainsi très nombreux : pas de provisoire, confort pour le patient, rapidité, gain de temps pour le praticien et le patient etc....

Le fait de répartir les tâches en sous-traitants permet de spécialiser les laboratoires ou centres d'usinage. Ainsi nous augmentons la qualité des restaurations en industrialisant l'usinage ou la qualité de la coulée (coulée de précision). En effet, cela permet d'augmenter la qualité des matériaux, de

diminuer les imprécisions et les inhomogénéités de la fabrication manuelle [66].

Les blocs de céramique fabriqués de façon industrielle qui présentent une granulométrie interne homogène permettent d'optimiser les composants qui rendent la céramique résistante, et permettent aussi l'usinage de celle-ci sans fracture interne. Donc les pièces sont plus résistantes [67, 66]. Ceci est également valable pour les blocs métalliques qui, fabriqués de façon industrielle, éliminent les inconvénients liés à la coulée comme les bulles ou la porosité.

Le fait d'informatiser les tâches permet un gain : de temps (productivité), de précision, de régularité du travail [22]. Le travail est plus attractif pour le patient et la communication des données grâce à Internet est plus rapide entre le prothésiste et le praticien. Ainsi, nous gagnons du temps.

Les résultats des scellements/collages de blocs en céramique montrent qu'il est possible de modifier la technique de préparation classique et de proposer des préparations réduites ainsi que des préparations monobloc pouvant être réalisées avec succès [68]. De plus l'acquisition optique directe permet de conserver des parois dentaires fines, très difficile à reproduire par une technique d'empreinte conventionnelle. Ainsi, les préparations permettent une économie tissulaire [68, 58, 67].

#### *4.1.4. Classification des différents systèmes de C.F.A.O.*

Nous pouvons classer les systèmes de C.F.A.O. en fonction du moment de l'acquisition. En effet, certains systèmes font des empreintes directement en bouche sans passer par une empreinte classique, d'autres acquièrent les données en réalisant l'empreinte numérique sur un maître modèle, et enfin certains systèmes réalisent l'empreinte numérique sur une maquette en cire. Mais cette classification est déséquilibrée car pour le moment l'empreinte sur un maître modèle reste la méthode la plus répandue en C.F.A.O. dentaire.

Les procédés de C.F.A.O. peuvent être classés en trois catégories selon les techniques d'usinages : les procédés qui utilisent l'usinage par

soustraction d'un bloc de matériau préfabriqué, ceux qui usinent par addition sur une réplique de moignon et enfin ceux qui usinent par un procédé additif de formage libre.

La classification la plus utile pour le praticien, mais aussi pour les laboratoires de prothèse, est celle qui classe les systèmes en fonction de la localisation des étapes de la C.F.A.O. ; nous pouvons classer les systèmes dans l'ordre suivant :

Les systèmes dits centralisés : où les trois étapes sont réalisées au même endroit et restent indissociables. Nous pouvons réaliser deux sous-catégories qui distinguent le lieux de fabrication : dans le cabinet du praticien (la méthode directe) et dans le laboratoire de prothèse (à partir d'une empreinte conventionnelle).

Les systèmes dits mixtes : où le laboratoire peut choisir la configuration complète ou bien simplement l'étape de scannage, ou encore l'étape de scannage et de conception. Les étapes non choisies étant alors sous-traitées dans un centre d'usinage. Ces systèmes permettent de limiter l'investissement de départ.

Les systèmes dits décentralisés : ceux-ci correspondent à un choix du fabricant qui a décidé de se réserver la partie usinage, voire la partie usinage et conception, le laboratoire n'ayant alors qu'à procéder à l'acquisition et éventuellement à la conception. Certains systèmes proposent un service totalement externalisé où le laboratoire n'a qu'à envoyer son wax-up et recevra par la suite la pièce usinée [4].

Ainsi, les laboratoires en fonction de leur investissement et de leur moyen peuvent proposer de confectionner des prothèses fixées par C.F.A.O., le praticien lui-même peut investir dans un système qui réalise toutes les étapes dans son cabinet dentaire [54].

Les laboratoires peuvent investir dans un scanner. Cette formule implique le scannage dans le laboratoire et la formation d'un prothésiste à la manipulation de ce scanner. Les données seront ensuite transmises à un centre d'usinage décentralisé [54].

Les laboratoires peuvent investir dans un système complet. Dans ce cas, il prend en charge toutes les étapes de fabrication à domicile, de la coulée de l'empreinte à l'usinage et à la réalisation de la céramique cosmétique. Ceci

représente un investissement financier important, des frais de maintenance, des mises à jour onéreuses de l'évolution du système et la formation de personne aux différentes étapes de fabrication. De plus ces machines sont moins robustes que des machines industrielles et ne peuvent donc pas répondre à une forte production sans préjudice. Elles demanderont une maintenance importante.

Enfin, les laboratoires de prothèse peuvent déléguer l'usinage à des professionnels. Ce choix permet aux petits laboratoires d'accéder à la technique de C.F.A.O. sans investissement financier, en achetant des pièces prothétiques à la demande. Les maquettes en cire sont réalisées au laboratoire selon la conception du prothésiste, puis expédiées dans un centre d'usinage. Des techniciens et des ingénieurs en matériaux prennent en charge toutes les étapes de scannage, d'usinage, de coloration, de frittage, et de contrôle qualité pour restituer un produit final garanti tant sous l'aspect mécanique que biocompatible puisque répondant aux normes ISO [54].

#### *4.1.5. Comparaison entre la C.F.A.O. et la méthode traditionnelle.*

Comparer les deux méthodes est difficile car il existe de nombreux systèmes de C.F.A.O. très différents. De plus les matériaux sont différents et la Zircone, seul matériau qui ne peut être mise en forme uniquement par usinage, apporte de très nombreux avantages en prothèse tout céramique et donc donne à la C.F.A.O. un avantage certain.

Au niveau de l'acquisition, la précision d'une méthode d'empreinte classique est autour de 20 à 50 micromètres comme une méthode par micro-palpé, alors qu'une méthode d'empreinte optique peut descendre en dessous de 5 micromètres. Par contre, le fait d'être obligé de corrélérer plusieurs vues pour avoir un seul objet sous toutes ses faces ramènent la précision d'une empreinte optique autour de 20 micromètres. Le mode de corrélation est donc aussi important que le mode de prise d'empreinte lui-même [26].

Mais le fait de travailler sur un modèle en plâtre, issu d'une empreinte par contact surfacique en C.F.A.O. dentaire, ajoute théoriquement un risque de déformation supplémentaire. Ceci est rattrapé par le passage direct de la maquette virtuelle à l'usinage définitif. La C.F.A.O. comporte moins d'étapes intermédiaires qu'en technique traditionnelle. Nous comprenons ainsi facilement que pour éliminer le plus possible les passages intermédiaires entre la préparation et la prothèse finie, l'empreinte directement en bouche paraît être une évolution logique et inévitable.

Au niveau du joint dento-prothétique, la technique de coulée et de C.F.A.O. arrive aux mêmes résultats d'environ 50 à 100 micromètres. Mais la plupart des systèmes de C.F.A.O. nécessite une retouche des surcontours des limites cervicales de la prothèse d'usage. Cependant ce joint, tout comme l'espace de collage au niveau de l'intrados, peut être réglé de façon très précise lors de la conception virtuelle de la chape.

Au niveau de la qualité des matériaux, les résultats de l'usinage sont bien supérieurs à ceux de la prothèse traditionnelle. Pour la céramique usinée, les blocs fabriqués industriellement présentent une structure plus homogène, plus dense et plus résistante que les céramiques conçues en laboratoires. Pour les alliages, l'usinage permet d'obtenir un matériau plus homogène, sans bulle et moins corrosif. De plus, le titane usiné dépasse en précision le titane coulé. L'usinage apporterait aussi une constance dans les résultats qui serait due à la suppression de la main d'œuvre humaine dans les tâches répétitives [73].

La pérennité des prothèses de C.F.A.O. est difficile à évaluer car trop de paramètres autres que la technique de fabrication entre en jeu.

Dans une étude, les systèmes de C.F.A.O. obtiendraient seulement de 0 à 4,4% d'échec dans la réalisation d'inlays/onlays, soit de meilleurs résultats que les autres systèmes [42].

Au niveau des coûts, la prothèse par C.F.A.O. reste plus chère que la prothèse traditionnelle. Mais cela est dû à la moindre utilisation par les chirurgiens-dentistes de la C.F.A.O. dentaire par rapport à la prothèse traditionnelle.

## **4.2. L'ACQUISITION ET LA CONCEPTION.**

### **4.2.1. Introduction.**

La prise d'empreinte a pour but d'enregistrer le plus précisément possible la situation en bouche de la préparation dans les trois plans de l'espace. Aujourd'hui en odontologie, elle peut se faire par 3 méthodes :

La méthode par contact surfacique (méthode de prise d'empreinte classique)  
La méthode par contact ponctuel (méthode mécanique)  
La méthode par empreinte optique (méthode ondulatoire) [26].

Pour l'acquisition en C.F.A.O., les trois méthodes sont utilisées. En effet, on utilise souvent une double empreinte. La méthode par contact surfacique reste largement utilisée puisque hormis le système CEREC, tous les systèmes de C.F.A.O. dentaire font des empreintes par contact ponctuel ou par empreinte optique sur des modèles issus de l'empreinte classique [71]. Hors au début de la C.F.A.O. le but était de développer l'empreinte directement en bouche pour obtenir le maximum d'avantage de la C.F.A.O. dentaire, mais actuellement nous ne pouvons que constater que seul le système CEREC la maîtrise. On peut penser que la C.F.A.O., avec la progression ultra rapide de l'empreinte optique qui ne cesse de gagner en rapidité et en précision, va réorienter l'acquisition des données vers l'empreinte optique directement en bouche [27].

Dans la méthode par contact surfacique, le matériau à empreinte mesure l'arcade du patient par sa déformation. Cette mesure est transmise sur un modèle en plâtre qui servira de support d'information et qui sera soit lu par un système de C.F.A.O. soit utilisé dans une procédure classique. Le modèle en plâtre peut être assimilé au disque de stockage informatique car c'est sur lui qu'est transférée l'information de cette mesure [26].

Dans l'enregistrement des données en format digital, on distingue plusieurs types de lecteurs. Un seul des systèmes est équipé d'un palpeur analogique (PROCERA®) : il s'agit d'une pointe de saphir qui lira mécaniquement la surface de la préparation. D'autres systèmes proposent l'enregistrement des données par scanner optique, bandes de lumière blanche (Kavo, Girrbach, Cynovad). Certains enfin sont équipés de scanner laser (Bego, DCS, Sirona). Par ailleurs, certains systèmes proposent en plus un appareil photo numérique pour compléter l'enregistrement.

Les différents systèmes de numérisation 3D des maîtres modèles peuvent travailler sur plusieurs axes (de 2 axes à 5 axes pour les plus performants). Les images sont alors enregistrées sous différents plans qui sont ensuite assemblés en trois dimensions à l'aide de formules mathématiques. En effet, un autre paramètre doit être pris en compte dans l'empreinte numérique : le traitement d'image. Il a pour but de transformer des points enregistrés en une image 3D la plus précise possible. Plus la méthode est complexe et plus le traitement de l'image est sophistiqué. Ces techniques de traitements des données enregistrées fondées sur des équations mathématiques sont appelées méthode de modélisation par corrélation. Avec le système d'enregistrement à cinq axes, il est possible de numériser des arcades entières. De plus, certains systèmes possèdent un port série de norme

industrielle qui donne la possibilité d'utiliser différents programmes C.A.O. [73].

Chaque type de lecteur a ses limites, ses avantages et ses inconvénients. L'important est la différence de précision qui existe entre l'acquisition des données et celle des outils d'usinages, l'idéal étant de trouver le meilleur accord entre la précision de l'enregistrement et celle de l'usinage en fonction du travail à réaliser [4].

Généralement, avant l'enregistrement, le maître modèle ou la préparation en bouche est conditionnée. Le maître modèle est parfois réalisé à l'aide d'un plâtre spécial, ou alors la préparation est traitée par une poudre spéciale (poudre antireflet, améliorant le contraste) afin que l'enregistrement se fasse dans les meilleures conditions. Le modèle doit ou non être fractionné. Les préparations doivent ou non être détournées. Un scanner du modèle complet doit ou non être fait. Chaque système a ses propres particularités [4].

Dans la plupart des systèmes de C.F.A.O., ce sont les M.P.U. issus du maître modèle qui sont scannés. Parfois, ce sont les maquettes fabriquées en cire qui sont scannées dans leurs formes définitives. Dans ce cas, la partie de la conception est réalisée par le prothésiste par méthode traditionnelle, le passage par l'informatique permet uniquement la conception de la pièce prothétique par la fabrication assistée par ordinateur (F.A.O.). Cette stratégie a l'avantage de maintenir au laboratoire des compétences de modelage sur cire, mais ne permet pas de s'engager dans la voie de la conception assistée par ordinateur (C.A.O.), limitant ainsi le gain global de la chaîne technologique de la C.F.A.O. [75]. Enfin, certains systèmes permettent de scanner la préparation directement en bouche.

#### *4.2.2. La méthode par contact ponctuel : le palpage [26].*

Cette méthode est aussi appelée méthode par micro-palpage. Elle a été décrite pour la première fois par MUSHABAC en 1977. Dans cette méthode, la mesure est réalisée à l'aide d'un micro-palpeur qui vient toucher et balayer la surface de l'objet à enregistrer en envoyant sa position x, y, z par un flot régulier d'information à l'ordinateur de pilotage et d'enregistrement. Cette méthode est utilisée par le système PROCERA® et permet d'effectuer le balayage d'une préparation de manière automatique et très rapide. Elle a été testée en bouche mais tous les essais ont conduit à l'échec.

Classiquement, cette méthode se divise en deux : la lecture dite universelle et la lecture à la volée. La lecture universelle est appliquée dans

le système PROCERA® et dans le système Cadim où nous assistons à un balayage automatique sans intervention directe de l'opérateur. Le principe de la lecture à la volée consiste à manipuler manuellement un bras articulé qui viendra toucher l'objet à mesurer. Cette méthode a l'avantage de permettre des mesures précises et variées (contre-dépouilles, surface irrégulière), mais a l'inconvénient d'obliger une manipulation souvent fastidieuse. Elle était utilisée dans le système DCS et l'est actuellement dans le système BEGO.

Quelque soit le mode de lecture utilisé, les informations sont digitales, c'est-à-dire que l'enregistrement des points de la surface de la préparation est directement transmise 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 départ ou de référence 000. Le seul traitement qu'exige cette information est lié à l'imprécision électrique du système de mesure dans la pointe et le rayon du bout du palpeur puisque le point pris en compte sera le centre de la sphère.

#### 4.2.3. La méthode par empreinte optique [26].

Il existe aujourd'hui une bonne douzaine de techniques de numérisation des formes dentaires par empreinte optique. Cette méthode peut être extrêmement précise et rapide. Le principe de la méthode optique est de projeter sur l'objet un rayonnement que l'on connaît et de mesurer ce que nous renvoie l'objet, donc de mesurer la déformation que l'objet a imposée au rayonnement de référence. La mesure optique est donc une mesure de déformation et pour la calculer, il est nécessaire de connaître le rayon incident ou le rayon de référence non déformé par l'objet et de le comparer à celui portant l'information de la forme de l'objet.

Pour mettre en œuvre cette technologie d'empreinte optique, il est faut posséder :

un émetteur de lumière qui peut être une lumière cohérente (LASER) ou incohérente ;  
un récepteur associé à un convertisseur transformant l'information optique en information numérique ;  
un système de traitement d'informations d'image souvent très perfectionné.

Il existe quatre grandes méthodes d'empreintes optiques mais seulement deux sont utilisées par les systèmes de la C.F.A .O. dentaire : la méthode par triangulation et la méthode par temps de vol.

La méthode par triangulation :

La plupart des empreintes optiques repose sur le principe de la physique géométrique de la triangulation. En effet, les outils de visualisation et d'acquisition de données fondées sur cette méthode informatique gagnant en vitesse, en qualité et en précision, il est normal que la chirurgie dentaire en bénéficie directement [27]. Elle est directement dérivée du principe de la vision oculaire dite vision stéréoscopique. L'enregistrement peut être réalisé comme les yeux avec deux caméras, ou par un émetteur qui projette une onde et une caméra qui enregistre la déformation de l'onde projetée. On peut aussi multiplier le nombre de caméras et de projections lumineuses si l'on veut augmenter la précision du système. Le principe des calculs permettant de connaître les points constituant la surface du modèle enregistré est identique, quelle que soit la méthode de triangulation utilisée.

On peut noter plusieurs techniques de triangulation utilisées en odontologie. L'ensemble de ces techniques a pour but d'augmenter la précision et la rapidité de l'enregistrement.

La méthode 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 le rayon incident et le rayon réfléchi alors que la méthode par triangulation oblige un angle minimum de  $8^\circ$  si l'on veut une précision correcte. Cet avantage est très important puisqu'il permet de résoudre les problèmes de projection d'ombres (pénalisant dans l'analyse des détails) et des contre-dépouilles. Cette méthode est encore peu utilisée en chirurgie dentaire, mais est sans doute promise à un grand avenir.

#### 4.2.4. La conception.

Les modèles virtuels numérisés sont traités par un programme spécial C.A.O. ; il s'agit en fait de logiciel de conception et de réalisation 3D. Cette étape, dite de modélisation pour les systèmes les plus sophistiqués, va permettre, grâce à un logiciel, de construire les éléments prothétiques de façon totalement virtuelle directement sur ordinateur. Les données d'enregistrement vont être plus ou moins analysées par le « soft » (logiciel) en fonction de ses capacités.

L'ordinateur élabore grâce au logiciel un modèle de travail numérique en positionnant très précisément les uns par rapport aux autres les volumes des dents préparées (M.P.U. virtuels), les limites cervicales, les zones édentées [75]. Certains logiciels recherchent automatiquement les limites de la préparation, souvent fondées sur les différences de topographie des « dies » mais le plus souvent c'est le prothésiste (on parle d'info-prothésiste) ou le dentiste lui-même qui trace la limite de la préparation ligne par ligne ou point par point selon les capacités du logiciel. La qualité de cette limite dépendra de la préparation mais également de la finesse d'acquisition.

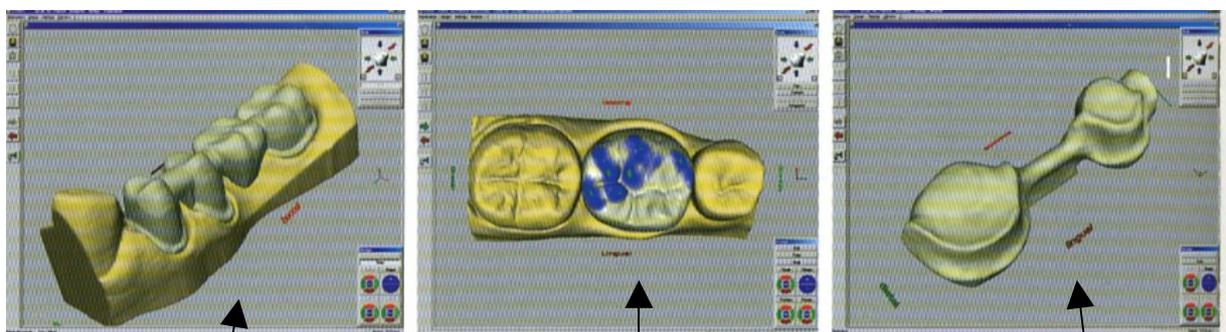
Selon la capacité du logiciel, nous pourrions intervenir sur des paramètres aussi simples que l'épaisseur de la chape, la création d'un bandeau de soutien, les profils d'émergence, ou l'espacement de collage. Et également pour les plus perfectionnés, la conception entière d'un élément anatomique avec la gestion des points de contact et de l'occlusion. Pour ce travail sur l'écran, il existe selon les systèmes, une visualisation de l'image plus ou moins précise, plus ou moins esthétique, plus ou moins conviviale. L'animation en 3D des logiciels les plus sophistiqués est très appréciée des utilisateurs. Les logiciels sont de toute façon conçus pour que la marche à suivre des opérations se fasse aisément, avec une succession d'étapes présentées automatiquement par l'ordinateur [4]. En effet, les progrès actuels sont considérables en matière de C.A.O., avec des logiciels de plus en plus conviviaux et des images de grandes qualités. De plus l'accroissement de la puissance de l'ordinateur rend de plus en plus rapide l'élaboration des maquettes numériques [75].

Les logiciels possèdent une bibliothèque plus ou moins importante de dents aux morphologies, volumes et tailles différents. Ces préformes numériques sont positionnées tour à tour sur les M.P.U. puis déformées à l'aide de la souris par l'info-prothésiste pour être adaptées aux volumes des M.P.U., aux limites cervicales, à l'épaisseur et à l'espacement choisi [75]. Il est possible, à partir d'un modèle standard de la bibliothèque du logiciel, de

modeler virtuellement une armature en réduction homothétique à la forme définitive, ou plus simplement homothétique à la préparation (épaisseur constante) afin d'éviter des épaisseurs de céramique non soutenues, incompatibles avec la fragilité de la céramique cosmétique [36, 5]. De plus, le logiciel affiche à l'écran un rendu tridimensionnel de l'enregistrement effectué. Il est possible aussi de séparer virtuellement la dent préparée de ses collatérales [58]. Le logiciel peut réaliser une réplique par un effet miroir de la dent contre-latérale. Ainsi, une 11 intacte de l'arcade scannée du patient sera informatiquement traitée pour donner sa morphologie idéale transformé par effet miroir à une 21 délabrée et préparée [68]. Le M.P.U. virtuel peut être déplacé, pivoté dans les trois plans de l'espace et sous différents angles grâce aux potentialités graphiques des logiciels, ce qui donne une meilleure vision de la pièce prothétique future [18].

Une fois la maquette virtuelle réalisée, les données sont envoyées à une unité de production qui confectionne la pièce prothétique définitive. Les données du logiciel C.A.O. sont formatées selon des normes industrielles ce qui permet de piloter différentes unités de production centralisées ou décentralisées [73].

### Illustration n°3 : exemples de conception avec le système CEREC inLab® de Sirona [72].



Maquette virtuelle de l'armature d'un bridge céramo-céramique de 4 éléments sur le modèle virtuel.

Maquette virtuelle d'une couronne (les zones de contacts occlusales sont représentées en bleu).

Maquette virtuelle de l'armature d'un bridge céramo-céramique.

#### 4.2.5. L'occlusion pour une prothèse réalisée par C.F.A.O.

La modélisation des faces occlusales pose un problème particulier ; elle doit être adaptée à celle des dents antagonistes et la face occlusale peut présenter des sillons pouvant être profonds et donc difficiles à reproduire lors de l'usinage. Pour cela, l'occlusion peut être prise en compte en scannant : les faces occlusales antagonistes, une cire diagnostique ou une clef. Mais il est nécessaire aussi d'analyser les mouvements mandibulaires [4, 75].

De nombreux systèmes de C.F.A.O. usinent uniquement l'armature métallique ou céramique, et le prothésiste qui reçoit cette armature la recouvre d'une céramique cosmétique et donc sculpte la face occlusale comme dans la technique traditionnelle.

Les systèmes qui usinent entièrement les pièces prothétiques ont des logiciels de C.A.O. performants. Ces logiciels permettent de simuler les mouvements occlusaux et de visualiser la pression des points de contact par des zones de couleurs. Les différentes courbes de la surface occlusale, à savoir courbes des crêtes marginales, courbes des sillons, et courbes des cuspidés, peuvent être déplacées et modifiées dans tous les sens de l'espace [58].

Les logiciels d'occlusion s'organisent en trois étapes :

choix d'une morphologie conceptuelle en bibliothèque gnathologique imposant une surface tripodique, ou en bibliothèque fonctionnaliste permettant une morphologie plus douce ;

mise en occlusion statique qui permet la modélisation fonctionnelle de la face occlusale ;

mise en occlusion dynamique (Access Articulator) qui permet de suivre virtuellement les mouvements dans l'espace et de supprimer tout contact néfaste [24].

Une fois la pièce prothétique réalisée, le praticien assure l'essayage, l'ajustage en bouche et modifie la face occlusale comme pour l'essayage d'une prothèse traditionnelle.

## 4.3. LA F.A.O.

### 4.3.1. Introduction.

La fabrication assistée par ordinateur correspond à la confection de la pièce prothétique par une machine contrôlée par un ordinateur. Ces machines pilotées par ordinateur sont constituées par un moteur qui élabore soit par soustraction à partir d'un bloc de matériau, soit par addition de matériau la prothèse telle qu'elle apparaît à l'écran de C.A.O., ou selon les dimensions de la maquette élaborée. La fabrication de la prothèse est gérée par un logiciel spécifique qui transforme les valeurs numériques de la maquette C.A.O. en mouvement analogique [75].

Avant que l'appareil de F.A.O. puisse se mettre en marche, il faut que l'installation reçoive les données numériques relatives à la configuration spatiale et aux volumes de la pièce à créer [78]. Les installations de F.A.O. sont dans la plupart des cas proposées sous forme de systèmes intégrés de C.F.A.O., dans lesquels toutes les composantes comme le scanner, les unités C.A.O. et F.A.O. (de même que les matériaux respectifs), sont adaptées les unes aux autres [78]. Les machines-outils se sont considérablement miniaturisées en passant du domaine industriel général au domaine dentaire. Cette partie de production assistée par ordinateur peut être intégrée au laboratoire (centralisée), ou délocalisée vers un centre de production, ou sous-traitée à un autre laboratoire (décentralisée).

Les capacités de production de chacune des différentes machines sont variables : cela va des systèmes miniaturisés jusqu'à de véritables machines industrielles.

Les différences essentielles entre ces machines-outils sont :

leur capacité à usiner tout type de matériaux ;

leur capacité à usiner des éléments de plus ou moins grande portée ;

le nombre d'axes de fraisage que possède la machine (de trois à cinq axes)

le nombre d'instruments rotatifs disponibles pour la machine-outil ;

la capacité à gérer un enchaînement de travaux variés, de matériaux différents par programmation et sans intervention humaine (certaines machines permettent de lancer une série de travaux dans plusieurs types de matériaux qui seront effectués sans la présence de l'opérateur, ce qui permet à la machine de fonctionner la nuit par exemple) ; d'autres nécessitent une intervention humaine plus ou moins importante ;

un autre facteur est le temps d'usinage (mais pour un matériau donné, il ne varie pas beaucoup en fonction des différentes machines utilisées) ;

un facteur important est le coût de la maintenance et la place de l'entretien des machines-outils [4].

Les procédés de F.A.O. peuvent être classés en trois catégories :  
les procédés soustractifs à partir d'un bloc de matériau préfabriqué ;  
les procédés additifs sur une réplique de moignon ;  
les procédés additifs de formage libre par strates.

#### 4.3.2. Les procédés soustractifs.

La méthode la plus utilisée pour l'usinage dans les systèmes de C.F.A.O. dentaire se fonde sur les techniques soustractives comme le fraisage et l'usinage par des installations de F.A.O. munies de trois à six axes qui permettent de travailler des blocs de matériaux de qualité industrielle. De tels systèmes sont capables de réaliser des chapes et armatures à partir des différents matériaux, parmi lesquelles figurent des couronnes à recouvrement complet, y compris la face occlusale, fabriquées en céramique au silicate, et des pièces en alliages précieux ou en titane. Le système Procera All Titan par exemple se fonde sur une combinaison de fraisage et d'électroérosion par étincelage qui permet de préparer des armatures à partir de tige de titane [78].

Certains systèmes d'usinage proposés pour le laboratoire de prothèse dentaire ont choisi de réduire autant que possible l'éventail de la variabilité des pièces prothétiques : un seul type de matériau, uniquement l'armature etc... Ces options éliminent les difficultés liées à la conception et l'usinage de faces occlusales fonctionnelles et celles en rapport avec l'alternance de matériaux céramiques ou métalliques. A l'opposé, certains systèmes ont choisi de proposer l'usinage des matériaux les plus divers, y compris la face occlusale. Dès lors, les caractéristiques communes à tous les travaux de

prothèse sont les suivantes : complexité de la forme, une face cavitaire souvent profonde, une face occlusale avec des sillons pouvant être profonds, les zones de dépouille et 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 par usinage important [10].

Les machines-outils usinent des blocs de matériaux fabriqués de façon industrielle, donc de qualité optimale et plus facile à suivre pour la traçabilité. Les processus de fraisage et d'usinage à partir de matériaux bruts de qualité industrielle permettent donc d'éliminer les inpondérables inhérents à la technique de coulée. Les inconvénients majeurs de cette technique sont le coût de la maintenance de la machine-outil, surtout dû au remplacement des fraises, et le gaspillage important de matériau. Les avantages par rapport à la coulée seront vus ultérieurement.

Les machines à usiner les prothèses se composent d'une enceinte parfaitement stable 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 la matière. Dans cette chambre d'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 dépendent des caractéristiques mécaniques des mouvements des pièces (nombre d'axes) et du logiciel de gestion de ces mouvements [10].

### 4.3.3. Les procédés additifs.

Les systèmes additifs offrent l'avantage d'assurer une production très rapide et économique. La consommation en matériaux est faible et optimisée. Les systèmes ne font appel à aucune pièce d'usure. On peut réaliser des géométries extrêmement complexes. On en distingue deux types : les procédés additifs sur une réplique de moignon, et les procédés additifs de formages libres par strates.

#### 4.3.3.1. Les procédés additifs sur une réplique de moignon.

Deux systèmes de C.F.A.O. créent les pièces prothétiques par des techniques additives sur des répliques de moignons (carottes). En ce qui concerne le système Procera All Ceram, il s'agit d'un procédé additif travaillant sur une réplique en métal copiée et agrandie de la carotte en plâtre, alors que dans le système EPC 2019 de la société Wol-Dent, la fabrication additive se fait directement sur la carotte en plâtre. Des technologies fondées sur le principe additif comme l'électrophorèse ont été adaptées pour les besoins spécifiques de la technique dentaire et introduites sur le marché. Certains systèmes permettent de réaliser des chapes et armatures entièrement céramiques fabriquées à partir d'un matériau céramique [78].

Dans le système Procera, un compactage de poudre d'alumine pratiquement pur est mis en place sur le modèle positif unitaire sous très haute pression, ce qui permet d'obtenir un produit à texture très dense, homogène et sans porosité. L'extrados de la chape sera réalisé, par contre, dans l'unité de fraisage.

L'électrophorèse est une technique de séparation. Des particules chargées sont donc placées dans un champ électrique créé par une tension continue et se déplacent vers le pôle de signe opposé à leur charge à une vitesse proportionnelle à cette charge. Dans le cadre d'une électrophorèse réalisée avec une barbotine à base d'eau spéciale, un dégagement gazeux hydrogène (électrolyse de l'eau) se produit au niveau de l'électrode négative. Chaque fabricant a ses techniques pour remédier à cet inconvénient : les uns avec une électrolyse douce comme pour le Wolceram®, les autres avec un système de membrane. Lors de l'électrophorèse, ce sont principalement les particules fines qui s'électrodéposent, les particules de grande taille restent en suspension dans la partie basse de la cuve. La reconstitution du matériau est alors plus résistante car la texture est considérablement améliorée [3].

#### 4.3.3.2. Les procédés additifs de formage libre par strates.

Le premier procédé de ce type utilisé dans le domaine dentaire est l'impression en cire qui se fonde sur le principe des imprimantes à jet d'encre. La machine permet de fabriquer des couronnes et des armatures sous forme de produits semi-finis pour la coulée de précision. Les pièces

sont créées par l'assemblage de petites gouttelettes d'un matériau thermoplastique, ayant des propriétés similaires à la cire, qui sont appliquées par des micro-buses. Cet appareil est commercialisé depuis 2002 sous le nom de WaxPro® par la société Cynovad qui le propose également sous forme de prestation de service dans ses propres unités de production.

Un autre procédé, le frittage sélectif par laser, permet de générer des formes tridimensionnelles montées par couche successive de matériaux en poudre, de différents diamètres de grains, frittibles et de qualité industrielle. Durant le processus de fabrication, chaque couche appliquée est frittée à l'aide d'un faisceau laser commandé par diffusion (Bego Medifactoring). Ce procédé de fusion sélective au laser est issu de la technologie du « Prototypage Rapide ». Avec cette technique, chaque couche de poudre métallique est fondue à l'aide d'un rayon laser puis est durcie au rayon laser. Cette procédure est répétée jusqu'à ce que la restauration soit terminée. Les métaux sont particulièrement bien adaptés pour être utilisés par cette technique [73]. Le système Medifactoring permet ainsi de fabriquer dans un centre de production des armatures de prothèses fixées en titane et en alliages précieux ou non précieux [78, 75].

#### 4.3.4. La stéréolithographie [78].

Cette technique qui est couramment utilisée dans l'industrie, notamment dans le domaine du « prototypage rapide » (Rapid Prototyping), est l'une des techniques faisant actuellement l'objet de recherches actives en chirurgie dentaire.

Le principe de la technique est que les pièces à construire sont préfabriquées en résine photosensible. Les pièces polymérisées peuvent ensuite être coulées dans un alliage de choix par la technique conventionnelle. Elle peut donc être utilisée pour fabriquer des dispositifs pour des applications diagnostiques, ou définitives comme par exemple des attelles et des mainteneurs d'espace. La technique de la stéréolithographie est l'utilisation d'une résine liquide photosensible qui est polymérisée de façon très précise par strates successives, à l'aide d'un faisceau laser ou

d'une projection lumineuse. Donc la stéréolithographie est fondée sur une combinaison de la technologie C.A.O., de la chimie des polymères et d'un système d'exposition. Tous les procédés de stéréolithographie qui travaillent sur la base de la solidification de matières premières liquides, se fondent sur la photopolymérisation de résines acryliques ou époxy.

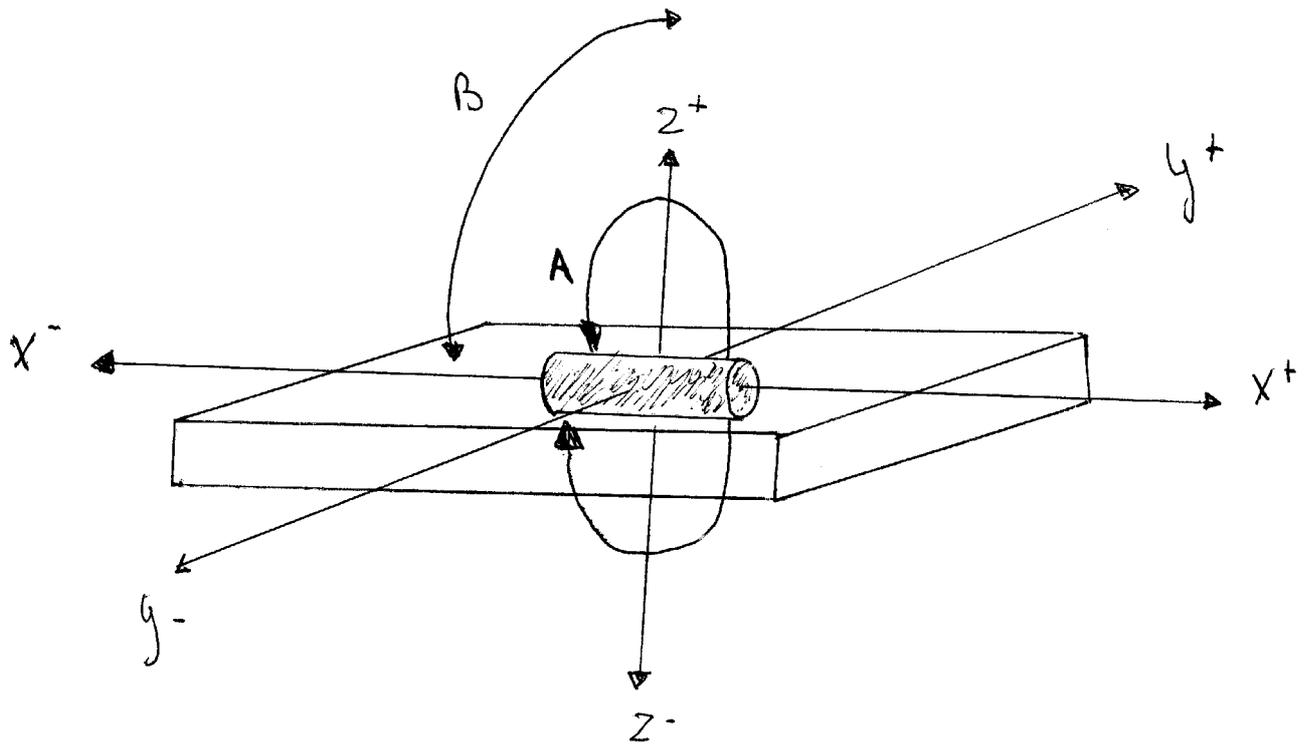
On peut donc utiliser cette technique pour confectionner des gouttières d'occlusion, des P.E.I. et des maquettes en cire pour la coulée de précision, à condition d'avoir recours à un logiciel de C.A.O. permettant la fabrication de ces pièces virtuelles. Ainsi, la fabrication de la maquette virtuelle est réalisée à partir de l'enregistrement de la préparation sur le maître modèle, et l'info-prothésiste réalise la maquette virtuelle ; les données sont envoyées à un centre industriel qui fabrique grâce à cette technique une maquette en cire, qui sera ensuite coulée de façon conventionnelle. Cette technique permet de confectionner des maquettes en cire en série de façon industrielle avec une surface de qualité, sans bulles. Ainsi, cette méthode est un moyen d'augmenter le flux de production. Mais ce concept de fabrication n'est pas un système de C.F.A.O., car la fabrication n'est pas assistée par ordinateur. La fabrication de maquette en cire par F.A.O. suivie d'une coulée de précision n'est pas une alternative aux systèmes de C.F.A.O., mais a plutôt été conçue pour rationaliser la chaîne de production de la coulée qui continue à représenter la technique la plus répandue pour la fabrication de pièces prothétiques au laboratoire dentaire. Le principe de frittage sélectif par laser, qui est une technique de prototypage rapide, est tiré de cette technique.

#### 4.3.5. Précision sur les axes de fraisages.

Les systèmes qui ont choisi d'usiner divers matériaux et d'élaborer la pièce prothétique entièrement, nécessitent une machine outil performante à cinq axes.

Il y a 2 types d'axes de fraisage : les axes de rotation (au nombre de trois) et les axes de translation (mouvement de déplacement horizontaux et verticaux, gauche/droite, avant/arrière, haut/bas). Les axes sont répartis en fonction des systèmes entre la broche d'usinage et le support du plot [4].

*Illustration n°4 : schéma des 5 axes d'usinage [4].*



DURANT de La PASTELLIERE M. selon

[4].

On parle de machine à trois axes quand la pièce à usiner peut se déplacer par rapport à l'outil selon les trois sens de l'espace :

l'axe X est celui des déplacements latéraux (droite/gauche),

l'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, sillon des faces occlusales...) et la finesse des détails de finition sont tels qu'une machine trois axes s'avère insuffisante. C'est pourquoi, les machines à cinq axes ont été mises au point.

Aux trois axes de translations classiques 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 outils (pivotement de 240°).

Le principal avantage de l'usinage à cinq axes est que le positionnement de l'outil par rapport à la pièce à usiner (angle d'attaque) est toujours optimal du fait du mouvement de pivotement que permet cette technique. 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 par des temps d'usinage plus courts. La mobilité est optimale du fait que les cinq axes sont déplaçables simultanément, permettant de réaliser divers mouvements complexes en translation et rotation. De plus, la machine/outil est équipée de matériaux amortissant les vibrations, de fraises calibrées au laser, de broches qui portent simultanément deux outils de dégrossissage et de polissage. Ces conditions d'usinage ont pour but d'augmenter la production et sont capables de reproduire tous les détails scannés d'une maquette en cire d'une face occlusale complexe aux bords cervicaux, et qui plus est, avec un niveau d'état de surface quasiment fini [10].

## **5. UNE MÉTHODE DIRECTE : EXEMPLE DU SYSTÈME CEREC3-3D®**

### **5.1 INTRODUCTION.**

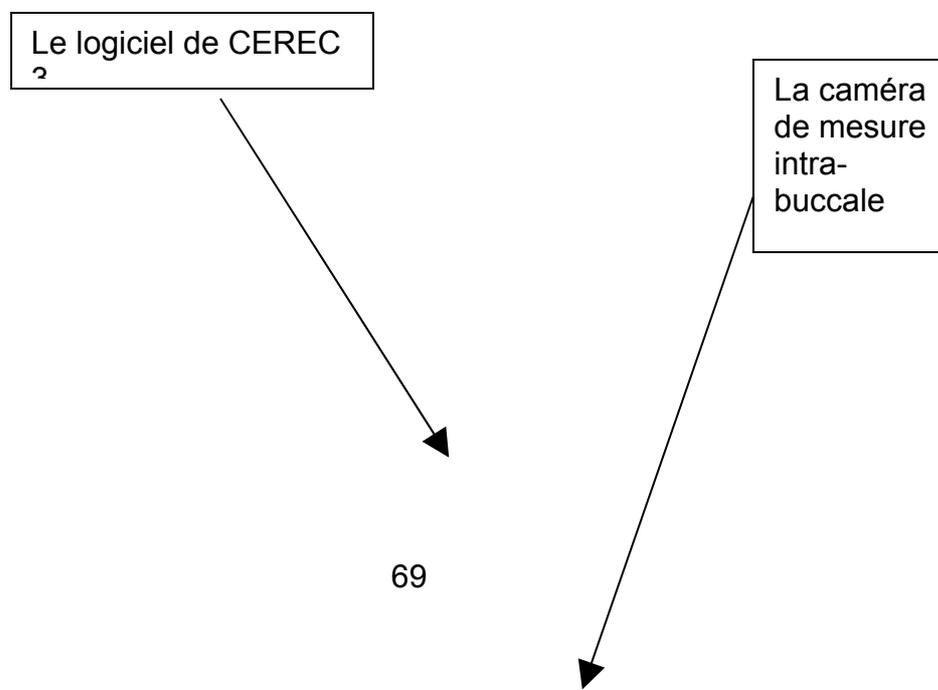
Le CEREC3-3D est le seul système à faire intervenir la C.F.A.O. dès l'étape clinique et à l'intégrer à l'ensemble de la chaîne prothétique. Le concept, élaboré dans les années 80, est fondé sur la réalisation et l'exploitation d'empreintes optiques enregistrées directement en bouche. Ainsi, il permet de réaliser des pièces prothétiques en une seule séance et sans l'assistance du laboratoire dentaire. C'est à Zurich que le professeur MORMANN, avec la

collaboration de l'ingénieur BRANDESTINI, a conçu la base du système CEREC. Le projet CEREC a suivi un très long parcours clinique et technologique. On a vu rapidement la commercialisation du CEREC1 puis du CEREC2, du CEREC2-link, du CEREC3-2D et enfin aujourd'hui, du CEREC3-3D pour sa version clinique [32, 68]. Le CEREC est une marque de la société SIRONA.

Le CEREC est une machine sur roulette, d'un mètre de haut sur cinquante centimètres contenant un ordinateur qui gère une caméra optique sophistiquée, ainsi qu'un logiciel pour la création de la maquette virtuelle, et qui commande une machine/outils placée ailleurs dans le cabinet dentaire. L'usinage est réalisé uniquement à partir de blocs céramiques de différentes teintes. Cette machine peut même accueillir les périphériques des autres appareils dentaires comme le capteur radio numérique, et également être reliée au réseau du cabinet pour la gestion des patients, la radio panoramique dentaire, Internet...[48]

Le CEREC3-3D permet de réaliser en une seule séance d'environ une heure, sans l'intervention du laboratoire de prothèse, des couronnes unitaires, des inlays/onlays, des couronnes monoblocs, des facettes céramiques. L'acquisition s'effectue à l'aide d'une empreinte optique de la préparation directement en bouche et l'usinage est réalisé par une technique soustractive à l'aide de fraise.

Illustration n°5 : le système CEREC 3 [72].





CEREC 3

Le poste d'usinage  
de CEREC 3

L'ordinateur de CEREC 3

## 5.2. LA C.F.A.O. PAR LE CEREC3-3D.

### 5.2.1. L'empreinte optique en bouche.

Le CEREC est le seul système de C.F.A.O. à enregistrer la préparation directement en bouche sans passer par la méthode d'empreinte classique. Il en tire donc son premier avantage majeur par rapport aux autres systèmes. La rapidité de l'enregistrement en bouche de quelques secondes permet un confort clinique jamais atteint et évite bien des inconforts pour le patient [27] (les avantages de l'empreinte en bouche seront vus dans les chapitres (5.3).

L'instrument de type pièce à main qui permet l'enregistrement est une caméra intra buccale haute définition. La caméra optique émet à travers l'objectif une lumière à balayage optique vers la dent préparée. Cette lumière est renvoyée vers le capteur CCD de la caméra. Le signal est transformé par un photocapteur, et transmis à l'ordinateur. L'analyse de l'intensité de la lumière réfléchie permet de reconstituer les dimensions de la préparation. La réflectivité de la surface de la dent préparée est souvent insuffisante ; à l'inverse certaines facettes peuvent donner à l'écran des reflets irréguliers. C'est pourquoi la surface de la dent doit être recouverte d'une poudre de dioxyde de titane, possédant de bonnes propriétés de contraste de la lumière qui recouvrera uniformément la préparation. De plus, si c'est possible, la digue doit être posée car les fluides buccaux peuvent contaminer la poudre et l'humidité de la cavité buccale risque de provoquer de la buée sur l'objectif de la caméra [67].

La caméra d'acquisition tridimensionnelle est placée à l'aplomb de la dent préparée, et l'empreinte optique est réalisée dans l'axe d'insertion de la future couronne. En actionnant la pédale et en la maintenant enfoncée, le moniteur affiche une image vidéo en temps réel de la préparation ; en relâchant la pédale, l'image de la préparation sur l'écran est gelée. Cet enregistrement peut être complété par des incidences légèrement angulées (jusqu'à 15°) permettant d'enregistrer plus précisément le bombé proximal des dents collatérales. Il est également possible d'enregistrer l'occlusion en repositionnant le mordu d'occlusion sur la dent préparée. Il existe, d'ailleurs, un silicone prise rapide, de couleur adaptée à la prise d'empreinte optique, spécialement conçu pour le CEREC, afin de réaliser un mordu d'occlusion qui sera enregistré sur la préparation : c'est le Metal-Bite®. Le contrôle de l'empreinte est facile et immédiat. La résolution de la caméra est celle d'une grille de 25 par 27 µm. A partir de la version 2400, la pré-visualisation des empreintes optiques se fait directement en 3D ce qui facilite l'appréciation directe et rapide de la qualité des enregistrements [58, 68, 67].

Illustration n°6 : la caméra optique du CEREC3 [72].

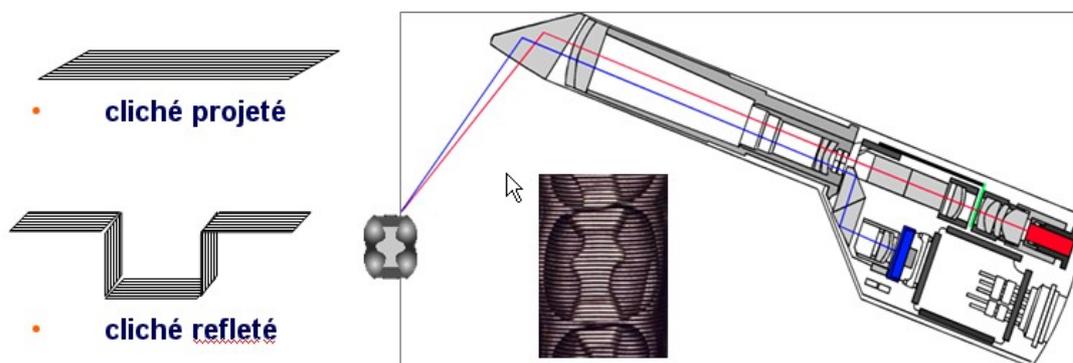
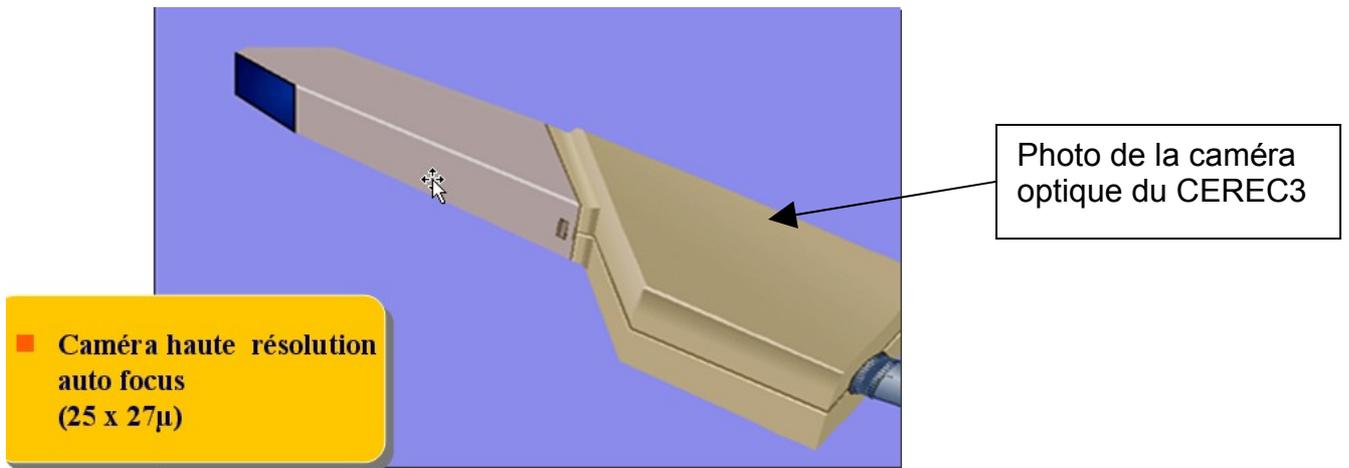


Schéma du fonctionnement de la caméra optique du CEREC3.

### 5.2.2. La conception.

Illustration n°7 : l'ordinateur du CEREC 3 [72].



L'opérateur trace la limite de la préparation sur le modèle virtuel.

Le logiciel CEREC3-3D va traiter cette empreinte optique. Il va en quelques secondes, sur la base de prises de vues multiples, réaligner l'ensemble d'une héli-arcade et la combiner avec un enregistrement de l'antagoniste en intercuspidie maximale. Si on le souhaite dans la version V.2400, on peut reproduire latéralités, propulsions et rétrusions. Le logiciel affiche à l'écran un rendu tridimensionnel et à ce stade il est possible de séparer virtuellement la dent préparée de ses collatérales. La reconstruction prothétique débute sur ce modèle virtuel qui peut être agrandi plus de 27 fois [68, 58].

L'opérateur conçoit électroniquement la restauration en déplaçant un curseur le long des bords de la préparation, définissant ainsi ses limites. Les limites de la préparation sont marquées sur le M.P.U. virtuel, en commençant par la limite cervicale et en indiquant les points d'inflexion ; ensuite les limites internes sont créées comme les parois et les bords pour les inlays/onlays [67, 58].

Le logiciel dispose de trois grands modes de reconstruction qui sont :

les bases de données morphologiques,

la corrélation, ou photocopie 3D,

la réplique ou prélèvement et transposition de zones morphologiques.

La base de données contient huit types de morphologies coronaires postérieures préétablies qui vont s'adapter automatiquement, via le logiciel, sur la préparation en s'intégrant aux volumes des dents adjacentes, aux points de contacts mésiaux-distaux, aux contacts occlusaux en statique et en dynamique si on le souhaite. Pour les dents antérieures, on comptera 14 types de bases de données différentes. Elles tiennent compte non seulement de la typologie du patient mais aussi du vieillissement ou des abrasions dentaires. Les modèles de morphologies peuvent être successivement manipulés en 3D dans tous les sens de l'espace, ce qui facilite grandement le choix. La corrélation permet de copier et de reproduire sur la préparation la situation anatomique préexistante plus ou moins endommagée.

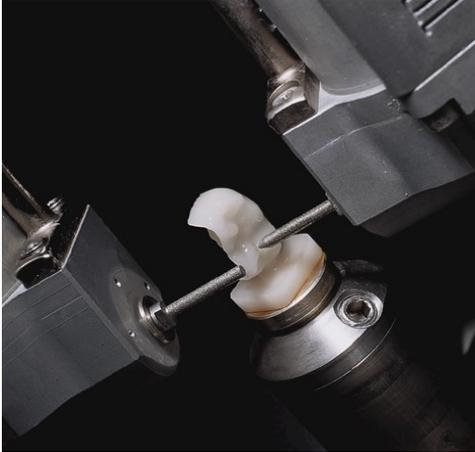
La réplique nous autorise des prélèvements morphologiques plus ou moins volumineux de dents saines de l'arcade virtuelle auxquelles on pourra appliquer un effet miroir pour reproduire une morphologie adaptée, parfaitement symétrique à la future couronne [68].

Les différentes lignes de construction peuvent être modifiées à volonté. Les sillons crêtes marginales, cuspidés peuvent être déplacés. La pression au niveau des points de contact est visualisée par des zones de couleur. Le logiciel prend en compte l'épaisseur de joint de collage souhaité. Lorsque les paramètres ont été ajustés, le logiciel visualise l'inlay tel qu'il sera usiné [58].

En ce qui concerne l'occlusion, le système permet de créer directement la surface occlusale sur l'écran en impliquant totalement les antagonistes lors de la création : soit en enregistrant l'antagonisme via un mordu, soit en faisant appel à la technologie F.G.P. (Functionally Generated Path) qui le permet, grâce à une caméra de mesure, au moyen de repérage coloré compréhensible et amovible ; les contacts avec les dents antagonistes sont immédiatement pris en compte et peuvent être adaptés. Il est possible de décaler toutes les zones de surface de mastication, d'agrandir, d'aplanir. Les surfaces de mastication globalement intactes peuvent être copiées par la caméra avant la préparation, intégrées lors de la construction puis corrigées. De plus, le mode Articulation ou simulateur virtuel (à partir de la version 2400) permet de concevoir une anatomie qui va aussi tenir compte des mouvements d'exploration en latéralité, propulsion et rétrusion [68, 67].

### 5.2.3. L'usinage.

Illustration n°8 : l'usinage avec le système CEREC 3 [72].



Bloc de céramique au moment de l'usinage par le CEREC 3 (la pièce prothétique prend

Après avoir chargé toutes les données, l'ordinateur indique la taille du bloc de céramique nécessaire à l'usinage de la pièce prothétique. Le choix de la teinte et les différentes tailles de blocs sont larges. Les blocs usinés sont ceux de la société Vita Zahnfabrik : les VITABLOCS® Mark II qui sont des blocs de céramique feldspathique et qui existent en 11 teintes Vita Système 3D-Master. Ces blocs sont fabriqués industriellement sous vide, à température constante et présentent une granulométrie interne homogène [67]. Le CEREC permet aussi d'usiner des blocs de composite type PARADIGM® [29].

Le passage du virtuel à la réalité prothétique se fait par l'intermédiaire d'une unité d'usinage couplée par liaison radio à la station de prise d'empreinte optique à l'aide d'un capteur ou bien couplé par un câble. Le capteur présente l'avantage de l'éloignement de la chambre d'usinage, donc de l'éloignement du bruit d'usinage. Une unité de prise d'empreinte optique peut s'adresser et utiliser en même temps plusieurs unités d'usinage, permettant ainsi de faciliter la production de plusieurs restaurations dans une même séance. Le temps d'usinage est compris entre 10 et 20 minutes en moyenne par élément grâce à un système original de fraisage simultané de l'intrados et de l'extrados. La précision de l'usinage est de l'ordre de  $7\mu\text{m}$  et sous auto-contrôle permanent de la machine elle-même [68, 67].

Le bloc de céramique choisi est fixé sur un porte-objet métallique, qui permet de l'insérer dans la machine/outils. Après l'insertion du bloc dans la machine/outil, la petite fenêtre de la chambre d'usinage est fermée et le protocole d'usinage peut commencer. L'usinage est réalisé par une fraiseuse tri-axe, couplée à un réservoir d'eau. Deux fraises, l'une cylindrique, l'autre cylindro-conique, travaillent simultanément. Dans la version 2400, le nouveau

mode d'usinage « step bur », ou fraise en escalier principalement dédié à la réalisation de l'intrados, assure une précision maximale dans l'usinage des détails les plus minimes [68, 67].

### **5.3. AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS PROPRE À CE SYSTÈME.**

Avec le CEREC3-3D, il est possible de réaliser des couronnes en cabinet dentaire, directement au fauteuil, et de les sceller dans un délai acceptable, sans avoir recours à une empreinte traditionnelle [63]. Les principaux avantages qui sont propres au système CEREC sont dus à l'empreinte optique directement en bouche. De là découle l'ensemble de ses avantages : empreinte ergonomique pour le patient, réalisation d'une couronne en une seule séance, et correction de la préparation en direct.

#### *5.3.1. Les avantages de l'empreinte optique en bouche.*

L'empreinte en bouche par le CEREC est fondamentale car elle est cliniquement ergonomique. Le confort clinique ne doit jamais être perdu de vue. La réalisation d'une empreinte optique directement en bouche permet un enregistrement rapide (quelques secondes), et sans utiliser un matériau d'empreinte encombrant. La contrainte importante qu'impose une prise d'empreinte traditionnelle disparaît (exemple : réflexe nauséeux, sensation désagréable du patient pendant environ 5 minutes). De plus, le praticien n'a plus besoin de matériaux d'empreinte et de porte empreinte en prothèse fixée [27].

La prise d'empreinte optique en bouche est rapide et le résultat instantané. Elle permet d'obtenir une vue grossie de 2 à 50 fois, rendant l'analyse de la bouche et de la préparation particulièrement précise. Ainsi, une erreur de préparation est signalée par le logiciel et peut être rectifiée tout de suite par le praticien qui refait alors une empreinte optique. De plus les inconvénients de l'utilisation des matériaux à empreinte comme le mélange non homogène, les tirages, la déformation etc. sont supprimés. Ainsi la prise d'empreinte est plus sûre et les erreurs potentielles sont rectifiées directement.

Le fait de travailler directement en bouche diminue théoriquement les imprécisions apportées par le passage de l'information de la bouche à la

pâte à empreinte, de la pâte au modèle, puis du modèle à la pièce en cire et enfin de la pièce en cire à la pièce coulée [27, 67].

### *5.3.2. Les avantages de réaliser une couronne en une seule séance.*

Le principal avantage est le gain de temps pour le patient et le praticien. Il faut environ une heure pour réaliser une pièce prothétique, et pendant le temps d'usinage d'autres soins peuvent être entrepris [67, 58].

Pour la réalisation de pièces prothétiques sur dents vivantes (inlays/onlays), l'anesthésie n'est réalisée qu'une seule fois.

La prothèse provisoire disparaît. Le patient n'a pas la sensation d'avoir eu un soin prothétique. C'est un gain de confort pour celui-ci car il n'a pas à subir les désagréments d'une provisoire (teintes mal adaptées, provisoire mal adaptée, descellement). Le praticien gagne du temps en ne réalisant pas de provisoire.

Le fait de coller la pièce prothétique immédiatement après la réalisation de la préparation permet d'éviter le déplacement des dents adjacentes, et donc augmente la précision de l'insertion.

Le praticien ne passe pas par le laboratoire de prothèse, d'où une économie. De plus ceci est un avantage pour le praticien qui aime contrôler l'ensemble des étapes de fabrication d'une prothèse. Notons qu'il est possible de maquiller et de glacer la céramique avec le système CEREC [58, 67].

### *5.3.3. Les inconvénients.*

Les inconvénients sont surtout les problèmes liés au coût d'investissement et les difficultés d'adaptation à une nouvelle technologie.

En effet, il faut apprendre à se servir du CEREC3-3D et s'organiser en fonction des temps d'usinage. Certains cabinets ont négligés cet aspect et

ont regretté leur achat. Au début, son utilisation peut en dérouter certains tant cela modifie le travail en prothèse fixée. Son utilisation nécessite environ quelques heures à sa prise en main. Mais le constructeur offre une journée de formation de base, dispensée par l'un des six formateurs français agréés par l'association internationale des utilisateurs de CEREC [48].

L'autre point faible est le remboursement. Le prix du « tout céramique » n'est pas remboursé par la sécurité sociale, donc coté hors nomenclature (H.N.). Par conséquent, une couronne céramo-céramique, qui coûte déjà plus chère qu'une couronne céramo-métallique, ne sera pas remboursée par la sécurité sociale à l'inverse des autres couronnes métalliques ou céramo-métalliques remboursées SPR50 en France. Il faudra convaincre son patient de l'intérêt d'utiliser un tel système et donc savoir vanter les mérites de la nouvelle technologie. Le CEREC est réservé aux patients qui peuvent financer ce type de couronne.

Le coût d'investissement de la machine est d'environ 75 000 euros. Elle se finance en leasing sur 6 ans à 1 180 euros mensuels. Un plot de céramique, ainsi que les frais annexes, coûtent environ 13 euros. L'investissement est amorti à partir de sept inlays/onlays par mois. Le coût est conséquent : il faut donc être sûr de l'utiliser souvent, donc de réaliser suffisamment d'inlay/onlay ou de couronne tout céramique pour rentabiliser un tel système. Son achat dans un cabinet de groupe de plusieurs praticiens paraît être la meilleure solution [48].

Le fait de garder le patient pendant une heure peut être un inconvénient [67].

Malgré la possibilité de maquillage de surface, les blocs monochromatiques (il existent maintenant des blocs de trois teintes) peuvent présenter un inconvénient pour obtenir un bon résultat esthétique au niveau antérieur [29].

La machine/outil usine uniquement des blocs de céramique et pas les autres matériaux disponibles. Cela limite donc son utilisation au tout céramique qui n'est pas remboursé par la sécurité sociale.

Les pièces prothétiques, réalisées par le système CEREC, sont uniquement collées. Elles ne peuvent être scellées. Il faut donc bien maîtriser le protocole de collage des pièces prothétiques.

Pour réussir une empreinte optique lisible avec la caméra du CEREC 3, il est nécessaire de répartir uniformément la poudre de dioxyde de titane. De plus, la présence d'amalgame ou de couronne métallique peut altérer l'image obtenue lors de l'enregistrement de la préparation [67].

## 5.4. LES RÉSULTATS.

La méthode CEREC 3 n'a été introduite qu'en l'an 2000 et les études cliniques à long terme du comportement clinique des couronnes tout céramique n'ont pas encore été publiées. Le court délai écoulé depuis l'apparition de cette technologie limite le nombre de cas disponibles pour une évaluation [63]. Par conséquent, le peu de données scientifiques sur la pérennité de ces réalisations, du fait du peu d'utilisateur et d'études réalisées à ce jour, ne nous permet pas encore de certifier le succès à long terme de ces couronnes usinées, mais les études disponibles ont des résultats très encourageants [67]. De plus, les expériences précédentes faites avec des couronnes CEREC 2 et notamment les inlays/onlays ont bien documenté les pré-requis techniques d'obtention de bons résultats pour ce qui est de la précision de l'adaptation marginale, de la résistance à la fracture et de l'adhérence [63]. En effet, l'application clinique de la méthode CEREC, qui a été introduite dès 1987, a été suivie d'observations systématiques et continues de chacun des cas observés, ce qui a permis d'établir une importante documentation et de procéder à une appréciation réaliste des restaurations fabriquées sur les bases de cette technologie [69].

D'après une étude sur 3 ans [29] qui présente la différence entre les inlays céramiques et composites réalisés par le système CEREC, il n'y aurait pas de différence en ce qui concerne le pourcentage de fracture (11,8% d'inlay fracturé pour les céramiques, et 5,4% pour les inlays composites) et l'adaptation marginale. La seule différence à noter est la modification de teinte de l'inlay céramique par rapport à l'inlay composite, ce qui tient plus à la modification de teinte de la dent qu'à l'inlay céramique lui-même. De plus, l'étude rapporte qu'il n'y aurait pas de sensibilité après le collage, sauf parfois une légère sensibilité durant les deux semaines qui suivent la pose.

Pour les fractures des inlays/onlays, des études [65, 64] rapportent des résultats de 6,25% sur 8 ans et 8% sur 10 ans. Les fractures seraient dues à une occlusion traumatisante ou à un manque d'épaisseur de la céramique, ce qui aurait comme conséquence une fracture de la dent ou de la céramique [29, 65, 64]. Mais sur les 4 fêlures, seulement 1 nécessitait un retraitement de la dent.

Les résultats d'études [64, 69] montrent sur le long terme que les inlays en céramique feldspathique réalisés à l'aide du système CEREC ont un taux de survie d'environ 90% sur 10 ans, ce qui confirme le résultat de l'étude précédente [29].

Dans une étude [69] qui concernait 299 patients suivis sur 10 ans qui avaient une reconstruction de dents par des inlays/onlays en une séance par le système CEREC®, montre par les courbes de Kaplan-Meier <sup>1</sup> un taux de survie des reconstructions de 90% sur 10 ans, l'étendue de la restauration n'ayant aucune importance sur le taux de réussite. Les prémolaires ont obtenu un meilleur résultat que les molaires (sans doute car elles sont plus accessibles au brossage par le patient), de même que les dents vitales comparées aux dents non vitales. Le fait que la taille de la préparation de l'obturation n'ait pas d'incidence sur le taux de réussite permet d'envisager de réaliser par ce système des couronnes partielles. L'explication possible de la défaillance plus importante des dents non vitales serait la fragilisation de la structure dentaire résiduelle plus que l'ampleur de la lésion due à l'ouverture de chambre, étant donné que l'étendue de la restauration n'a pas d'importance sur le taux de réussite des restaurations. Par ailleurs, l'étude montre que l'utilisation d'un adhésif dentinaire lors du collage améliore considérablement les pronostics de réussite à long terme des restaurations. De plus, l'analyse de cette étude ne fournit aucun élément permettant de justifier une extension préventive à la restauration qui consisterait à traiter une face non carieuse de la dent [69].

Pour la mesure des joints de collage en bouche, en situation clinique, établie à partir des travaux réalisés avec l'ancienne génération du CEREC2®, celle-ci était environ de 50µm (conformément aux normes de l'A.D.A.). Dans la version 2400, le nouveau mode d'usinage « step bur » permet une adaptation d'usinage encore plus fine des restaurations aussi bien sur le joint dento-prothétique périphérique réglable de 0 à 150µm que sur le réglage des

---

<sup>1</sup> L'analyse de Kaplan-Meier détermine le moment de la perte d'une restauration qui correspond sur le plan thérapeutique la pose d'un nouvel inlay ou la réalisation d'une autre restauration ou encore l'extraction de la dent.

intradossés, auxquels on peut attribuer des valeurs d'espacement réservées au collage de 0 à 200µm [68].

Pour la réalisation de couronne monobloc ou sur moignon réduit, les résultats préliminaires de l'étude du document 41 sur un an montrent de bonnes performances clinique des couronnes en CEREC, bien que de nombreuses études critiquent la réalisation de couronnes monoblocs. En effet, sur les 20 couronnes monoblocs ou sur moignon réduit, aucune ne s'est fracturée ou descellée en un an [63].

## **5.5. CONCLUSION.**

Le système CEREC, grâce notamment à l'empreinte optique directement en bouche, exploite énormément les avantages de la C.F.A.O. dentaire. En effet, ce système permet de réaliser une couronne en une seule séance. Mais il faut bien organiser son travail pour l'utiliser correctement en pratique quotidienne et rentabiliser son achat.

L'ensemble de fonctions que propose le CEREC3-3D® fait de ce système un outil à part de la C.F.A.O. Il ne se cantonne plus à la simple et classique conception fabrication assistée par ordinateur, mais évolue très rapidement vers un système de « conception assistée tridimensionnelle interactive ». Il permet déjà de réaliser du sur-mesure avec la fiabilité de moyens industriels et nous propose des analyses morphologiques et fonctionnelles. Le concept CEREC rend plus accessible l'application au quotidien de la dentisterie adhésive dans laquelle il trouve toutes ces indications. De plus avec l'évolution très rapide des matériaux de collage de plus en plus performants, nous pouvons envisager des préparations réduites qui tiennent compte du principe d'économie tissulaire avec la préservation quantitative et qualitative des tissus sains. L'utilisation du CEREC3-3D® peut parfaitement s'intégrer en pratique quotidienne en cabinet dentaire. Il permet de réaliser surtout des inlays/onlays, des couronnes unitaires mais son application s'étend aux couronnes monoblocs en céramique et aux bridges InCeram de petite étendue. Les résultats des études montrent clairement la fiabilité de la technique en ce qui concerne les inlays/onlays, mais il faut rester prudent sur

les autres restaurations qui manquent encore d'études cliniques longitudinales et sur le long terme [69, 63, 64].

## **6. UN SYSTÈME DÉCENTRALISÉ : EXEMPLE DU SYSTÈME PROCERA®**

### **6.1. INTRODUCTION.**

Le système PROCERA est totalement différent du système CEREC. En effet, le travail du praticien n'est que très peu modifié par cette technique. Il s'agit d'un procédé qui permet de concevoir des éléments prothétiques tout céramique ou en titane de qualité industrielle à l'aide d'une assistance informatique et d'un centre d'usinage décentralisé en Suède, à Stockholm. Ce centre de production fabrique chaque jour plus de 2 000 chapes et chacune d'elle est unique et produite pour un patient déterminé [39].

La fabrication des chapes pour les couronnes céramo-céramiques nécessite différentes étapes, dont certaines sont classiques, propre à la prothèse fixée, et d'autres sont plus spécifiques au procédé PROCERA®. Le praticien qui effectue l'empreinte classique l'envoie à un laboratoire de prothèse équipé d'un palpeur PROCERA qui va envoyer les données scannées sur le modèle en plâtre au centre de production à Stockholm, qui renverra la chape dans les 24 heures au laboratoire de prothèse, puis qui finira le travail en recouvrant la chape de céramique cosmétique [66].

Cette technique, qui industrialise la fabrication de prothèse dentaire, remplace un procédé de fabrication manuel vieux de plusieurs centaines d'années, et elle est le fruit d'une invention mise au point par un dentiste suédois, Matts ANDERSSON en 1993. Ce procédé de production « haute technologie » a été développé à partir d'une collaboration assez ancienne

entre Nobel Biocare et Sandvik Hard Materials. Depuis décembre 2001, Nobel Biocare est le propriétaire à part entière de la production PROCERA [39, 66]. Ce concept a, dans un premier temps, été appliqué pour des reconstitutions en prothèse implantaire afin d'utiliser le titane qui est un matériau difficile à couler. L'indication de ce système est la fabrication des restaurations unitaires ou plurales pour les secteurs antérieurs et postérieurs en titane ou en tout céramique. De plus, il est possible de réaliser des suprastructures sans métal sur des piliers d'implants, ainsi que de réaliser des armatures en titane pour la prothèse totale sur implant [61].

## **6.2. LA C.F.A.O. PAR LE SYSTÈME PROCERA®.**

### *6.2.1. L'acquisition et la conception.*

Le système PROCERA AllCeram® comprend un scanner spécial, un ordinateur IBM standard de l'industrie, un écran couleur, un modem pour transmettre les données à la station de travail et un logiciel spécial. Cet ensemble se trouve dans le laboratoire de prothèse [61].

La préparation pour une couronne céramo-céramique PROCERA® est classique et la finition apportée à la préparation doit effacer la présence d'arêtes et d'angles vifs afin de favoriser un bon enregistrement de la préparation par le palpeur, ce qui empêche de concevoir des rainures de rétention, qui risquent de ne pas être correctement enregistrées. Il est important de préciser que la préparation doit présenter des formes arrondies, douces, sans angle aigu ni anfractuosités. Les faces occlusales des molaires peuvent être presque planes. La hauteur de la préparation ne doit pas être inférieure à 3 mm pour des raisons de rétention [51, 19]. Le praticien réalise une empreinte de la préparation et l'envoie au laboratoire qui réalise la coulée de l'empreinte avec du plâtre époxy. Le modèle de travail issu de l'empreinte est fractionné et détouré. Le détournage doit créer une morphologie qui facilite la lecture de la limite de la préparation par le palpeur. La limite doit être clairement mise en évidence sur le moulage par une gorge de 0,5mm de profondeur.

C'est à partir du maître modèle que l'enregistrement des préparations est réalisé à l'aide d'un scanner muni d'un palpeur. Le M.P.U. est fixé sur table tournante pour enregistrer la préparation par le palpeur. Le scanner comprend une sonde d'enregistrement mobile (un palpeur sphérique en saphir), qui est placée contre le M.P.U. ; une légère pression maintient la sonde au contact de la préparation pendant la rotation de la plate-forme. Une jauge de contrôle permet de tester régulièrement la fiabilité et la précision de la lecture. L'enregistrement dure 3 à 4 minutes et les données sont ensuite transmises à l'ordinateur [66]. Auparavant l'enregistrement avait lieu point par point, par suite d'une rotation du modèle positif unitaire, le palpeur ne se déplaçant que dans le sens sagittal. Aujourd'hui, avec le nouveau scanner Procera® Forte, le palpeur peut lui-même se déplacer. On obtient ainsi un ensemble de données numériques de 20 000 à 30 000 points enregistrés [51, 19].

Une fois l'enregistrement effectué, le logiciel PROCERA® CADD (computer aided dental design) confectionne la chape virtuelle. L'élaboration virtuelle de la chape débute par la définition de la limite de préparation qui détermine la précision marginale. Le logiciel est doté d'une intelligence artificielle puisque le placement d'un seul point au niveau de la limite lui suffit à reconnaître la limite de la préparation. Dans un deuxième temps,

l'épaisseur de la chape est déterminée de façon automatique à partir d'une bibliothèque de données créées. Il peut aussi être issu du scanner pour réaliser la forme de la chape. Une fois la construction terminée, le fichier est envoyé par un modem à l'unité de production (Stockholm) [66, 61, 4].



Illustration

le profil d'émergence sont définies sur l'écran de l'ordinateur. Le logiciel prend en compte des contraintes physiques de la fabrication des piliers implantaires. Il possède la possibilité d'archiver les chapes virtuelles. La chape avec bandeau de soutien est imprimée avec un wax-up de la chape. Une fois la construction terminée, le fichier est envoyé par un modem à l'unité de production (Stockholm) [66, 61, 4].

9].

Enregistrement du M.P.U.  
en plâtre par le palpeur du  
Procera® Forte

### *6.2.2. L'usinage décentralisé.*

L'unité de production, qui a reçu les données, élabore par fraisage un die surdimensionné d'environ 20% qui permet de compenser la contraction de prise de l'alumine au cours du frittage ultérieur. Un compactage de poudre d'alumine pratiquement pur est ensuite mis en place sur le modèle positif unitaire, sous très haute pression, ce qui permet d'obtenir un produit à texture très dense, homogène et sans porosités. L'extrados de la chape sera réalisé dans l'unité de fraisage avant frittage sous contrôle informatique et en quelques minutes. Lors de cette étape, l'alumine présente une certaine solidité, tout en étant suffisamment souple pour permettre l'usinage. Le frittage au-dessus de 1 600°C induit une contraction de l'armature en alumine jusqu'à retrouver les dimension du die en plâtre [66, 51, 61, 19].

Pour confectionner une armature uniquement en zircone, on réalise comme précédemment la chape virtuelle, puis les données sont transmises directement à une unité d'usinage qui réalise le fraisage d'un bloc en zircone yttrié partiellement frittée, surdimensionné de 30%. Une fois la chape usinée réalisée, elle est frittée la chape à une température de l'ordre de 1 300°C à 1 500°C afin de le densifier totalement et de lui donner ses propriétés mécaniques définitives : ainsi on obtient une chape à la dimension finale souhaitée [11].

Auparavant, pour les bridges PROCERA en oxyde d'alumine, il fallait réaliser deux piliers PROCERA sur les deux piliers de bridge. Le prothésiste avait à disposition différentes formes et tailles d'intermédiaires de bridge qu'il choisissait selon la situation clinique. La liaison entre les deux piliers et l'intermédiaire s'effectuait selon un procédé spécifique au système PROCERA, avec une sorte de colle de type barbotine. Maintenant, grâce à l'utilisation d'un nouveau scanner (Procera Forte, Nobel Biocare), il est possible de réaliser des bridges de 3 ou 4 éléments en zircone dans les secteurs antérieurs ou postérieurs. L'armature en zircone est usinée dans un seul bloc ce qui lui confère une résistance mécanique supérieure au bridge en oxyde d'alumine [51].

### *6.2.3. La réalisation terminale de la prothèse.*

La coiffe terminée est renvoyée au laboratoire de prothèse dans un délai de 2 à 3 jours. L'épaisseur uniforme de la chape est vérifiée ; elle ne doit pas être inférieure à 0,5 mm. Le contrôle des limites cervicales est effectué sur le M.P.U. original. Les retouches sont rares : ceci se fait sous binoculaire, à la fraise diamantée bague rouge. Le montage de la céramique dentine et émail par stratification s'effectue selon les méthodes traditionnelles. La coiffe est émaillée avec un matériau céramique cosmétique (céramique Procera All-Ceram, Ducera Dantal) au coefficient thermique spécialement adapté à la céramique qui constitue la chape (en alumine ou en zircone). La coiffe reçue est, après correction éventuelle, nettoyée dans un bac à ultrasons ou sous un jet de vapeur, puis une fine couche de vernis espaceur transparent est appliquée et cuite à 925°C. Les différents cycles de cuisson des couches successives de céramique cosmétique se font à 905°C et n'affectent pas les propriétés de la chape, compte tenu de la température de fusion extrêmement élevée. Avant glaçage, l'occlusion peut être vérifiée en bouche par le praticien qui renvoie alors la couronne une fois l'occlusion validée. Le glaçage est réalisé à 980°C et la couronne est terminée par un polissage mécanique avec une pâte à polir diamantée. La céramique cosmétique présente, outre ses qualités esthétiques, l'avantage de limiter l'abrasion des dents antagonistes [66, 61, 19].

Illustration n°10 : quelques étapes de la confection d'une couronne Procera® Zirconia [59].



Photo 1

Photo2

Photo 3

Photo 4

Photo 1 : modèle virtuel après enregistrement par palpation du M.P.U. en plâtre.

Photo 2 : chape en Zirconia sur le M.P.U.

Photo 3 : mise en place de la céramique cosmétique.

Photo 4 : couronne céramo-céramique Procera® en Zirconia

#### 6.2.4. Les avantages.

Cette technique permet au praticien de conserver la plupart de ses habitudes de travail au niveau des préparations, des empreintes et du scellement/collage. Ainsi le praticien qui préfère conserver ses habitudes peut malgré tout réaliser des prothèses par C.F.A.O. et en faire profiter ses patients.

Il permet d'utiliser les nouveaux matériaux comme la zircone ou le titane. Ainsi, nous pouvons associer la biocompatibilité à l'esthétique sans rien perdre de la résistance mécanique et fonctionnelle indispensable aux réalisations prothétiques.

Le procédé est assez simple et ne demande pas de formation particulière pour le praticien.

Le prothésiste n'a plus besoin de confectionner les chapes et peut consacrer son travail uniquement à la réalisation de la céramique cosmétique.

Le fait de répartir les tâches en sous-traitance permet de spécialiser les laboratoires ou centre d'usinage. Ainsi, nous augmentons la qualité des restaurations en industrialisant l'usinage de la céramique et du titane. En effet, cela permet d'augmenter la qualité des matériaux, de diminuer les imprécisions et les inhomogénéités de la fabrication manuelle [66].

Les blocs de céramique fabriqués de façon industrielle qui présentent une granulométrie interne homogène permettent d'une part d'optimiser les composants qui rendent la céramique résistante, et permettent d'autre part l'usinage de celle-ci sans fracture interne. Donc les pièces sont plus résistantes [67, 66]. Ceci est également valable pour les blocs en titane qui, fabriqués de façon industrielle, éliminent les inconvénients liés à la coulée comme les bulles ou les porosités.

### **6.3. LE CAS DE L'IMPLANTOLOGIE AVEC LE SYSTÈME PROCERA®.**

#### *6.3.1. La prothèse fixée scellée sur implant [39, 49].*

Le système PROCERA® permet au praticien débutant, tout comme au praticien confirmé, de confectionner une réhabilitation implantaire de manière simplifiée. Cette technique de la cire diagnostique PROCERA permet de réaliser des piliers individualisés.

Après la prise d'empreinte de l'implant à l'aide du transfert d'empreinte et la réalisation du modèle en plâtre, le laboratoire réalise une maquette en cire du pilier implantaire comme pour la technique de coulée ou de sur-coulée. Le modelage est réalisé avec soin, et ce particulièrement dans la zone gingivale, afin de réduire les rectifications à apporter par la suite après livraison du pilier. Le pilier en cire est vissé sur le type d'implant correspondant. La différence au niveau de l'acquisition avec la réalisation d'une couronne par le système PROCERA est que l'on scanne non pas le M.P.U. mais la maquette en cire. Cette maquette est ensuite scannée par le scanner PROCERA (modèle 50) qui va transmettre sur un ordinateur les informations qui seront traitées par le logiciel pour créer une image 3D du pilier. Le fichier numérique du pilier est envoyé par Internet vers l'unité de production en Suède. La machine/outils pilotée par ordinateur va réaliser par

soustraction à partir d'un bloc en zircone ou en titane le pilier implantaire qui sera conforme à la maquette scannée. La cheminée prévue pour l'émergence de la vis est sectionnée. Le laboratoire reçoit sous les 48 heures le ou les piliers ainsi réalisés.

Il existe aussi la possibilité de créer directement sur l'ordinateur le pilier virtuelle en 3D à partir de l'empreinte scanner sur le maître modèle et la réplique de l'implant.

Une fois le pilier reçu, le prothésiste scanne le pilier réalisé afin de commander la chape en zircone ou en alumine pour la réalisation de la couronne PROCERA. La procédure est semblable à celle pour une couronne sur dent naturelle.

Les matériaux sont biocompatibles, les délais de fabrication sont raccourcis, et il n'y a plus à consulter de catalogue de produits avec la recherche de l'angulation et de la hauteur de l'épaulement, ce qui facilite l'accès des traitements implantaires aux praticiens. De plus, l'usinage permet d'éviter les imprécisions dues aux techniques de la cire perdue (mise en revêtement, porosité lors d'une coulée) [6].

### *6.3.2. L'armature implantaire par le système PROCERA®.*

Il est possible de réaliser une supra-structure implantaire de longue portée (prothèse totale) à partir d'une maquette réalisée au laboratoire qui sera ensuite usinée. Ce procédé permet d'obtenir une armature usinée dans un seul bloc avec une passivité la plus totale qui s'adapte parfaitement aux implants ostéointégrés [40].

Une fois l'ostéointégration des implants obtenue, puis les piliers mis en place, les transferts d'implant sont vissés et une empreinte est réalisée. Les répliques des piliers sont fixées sur les transferts d'implant, et le modèle de laboratoire est coulé. Sur le modèle obtenu, les transferts d'implant sont replacés et une clé en plâtre (ou barrette de validation) est réalisée en les reliant entre eux. Cette clé essayée en bouche permet de valider le modèle de travail. Une telle précaution est utile car, une fois l'armature en titane réalisée, aucune section de celle-ci n'est envisageable, les soudures étant quasi impossibles et la pièce devant rester monobloc pour conserver une

meilleure résistance mécanique. Toute fracture de la clé implique de reprendre une empreinte qui sera validée par l'essai d'une nouvelle clé.

Un fois le modèle validé, le prothésiste réalise une maquette de l'armature en résine à l'aide de tubes provisoires vissés sur les répliques de piliers. Cette maquette et le modèle sont ensuite envoyés en Suède où ils sont scannés par la société Nobel Biocare. Une machine outil dirigée par ordinateur va alors usiner la réplique de la maquette dans un bloc de titane T.C.P. (commerciallement pur) de grade 2. Après une première opération d'usinage pour l'extrados, la machine fraise l'équivalent des cylindres [40, 34].

L'armature en titane revient au laboratoire au bout de 15 jours. La pièce est contrôlée puis les dents et la fausse gencive sont montées. La prothèse finale est livrée au cabinet pour être mise en place en bouche et subir les derniers réglages occlusaux [34].

Les avantages de cette technique sont nombreux :

elle permet d'obtenir une passivité remarquable qui est un critère déterminant. Pour l'obtenir, les méthodes conventionnelles obligeaient assez souvent après coulée, d'effectuer des coupes puis des soudures de l'armature, source de perte de temps pour le praticien et de fracture de l'armature ;

les risques de fractures futures sont à peu près nuls. Cette technique est plus fiable ;

on a une parfaite cohérence métallique de la prothèse et de ses supports (les implants, piliers et armature étant en titane commercialement pur) ;  
le temps passé au cabinet dentaire est plus court ;

la fiabilité de la réalisation par ordinateur est telle que l'on peut s'interroger sur la nécessité de réaliser la classique séance d'essai de l'armature (test de Sheffield) ;

le coût est réduit car aucun métal précieux n'est à financer.

Illustration n°11 : quelques étapes de la confection d'une couronne

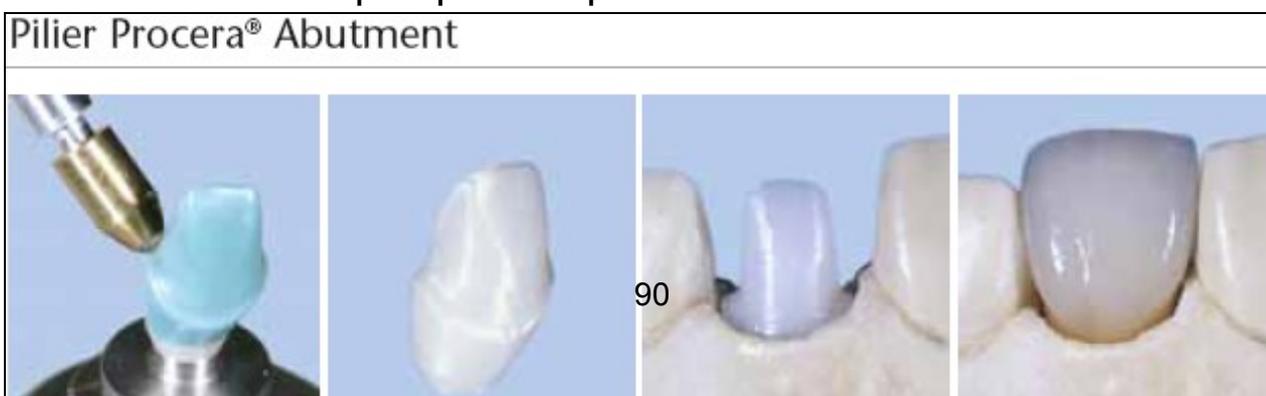


Photo 1

Photo 2

Photo 3

Photo 4

Photo 1 : maquette en cire au moment de l'enregistrement par le palpeur.

Photo 2 : pilier en zircone.

Photo 3 : pilier en zircone sur le maître modèle.

Photo 4 : couronne céramo-céramique sur implant sur le maître modèle.

Remarque :

Après la prise d'empreintes des implants, le prothésiste coule le modèle, réalise la clé en plâtre et fournit les maquettes d'occlusion. Puis, le praticien valide la clé, choisit la teinte et établit les R.I.M. (rapports intermaxillaires). Le laboratoire réalise alors le montage esthétique et fonctionnel des dents après la mise en articulateur à l'aide des maquettes d'occlusion. Le montage s'effectue de façon classique sur une base de cire comme s'il n'y avait pas d'implant. Le praticien peut, à ce stade, essayer et valider le montage esthétique et fonctionnel de la future prothèse. A partir de ce montage, le prothésiste réalise une clé en silicone pour enregistrer le positionnement des dents. La clé en silicone réalisée, les dents sont retirées de la cire. Le prothésiste met en place des vis-guide qui figurent l'axe des implants et vérifie qu'il n'y ait pas d'interférences entre les axes des implants et les dents prothétiques. Ainsi nous obtenons la clé, les dents (sans contact avec les tiges guides), les tiges guides et les cylindres provisoires. De cette façon, le prothésiste peut réaliser l'armature idéale en résine avec le montage des dents déjà réalisé [34, 40].

### *6.3.3. Le guide implantaire par Nobel Guide® [70].*

Une nouvelle technique qui est le Nobel Guide® a été mise en place par la société Nobel Biocare. Le protocole permet la réalisation d'un guide chirurgical, que ce soit à partir d'un modèle en plâtre ou à partir de fichiers informatiques issus d'un examen scanner.

Chaque patient reçoit un code d'enregistrement dans le logiciel PROCERA®. Un guide radiologique qui simule parfaitement la prothèse qui sera réalisée est élaboré. Le guide possède 6 à 8 points de référence radio-opaque et est stabilisé en bouche par un mordu occlusale sur lequel le patient mord fermement. Le patient passe le scanner avec le guide radiologique et les données transmises sont analysées par le logiciel PROCERA® qui permet de visualiser simultanément en 3D l'os du patient et son guide radiologique. Cette étape correspond à l'acquisition des données.

A ce stade, le praticien place les implants de façon idéale en tenant compte à la fois des contraintes anatomiques et prothétiques. Le projet une fois validé, la fabrication du guide chirurgical peut être ordonné par transfert du fichier, réalisé à l'unité de production. Le guide chirurgical est livré en quelques jours.

Il permet la mise en place des implants sans lambeau, en tenant compte du volume des tissus mous repéré par le scanner. Il sert également à réaliser un modèle de travail pour le laboratoire. Le modèle obtenu est monté sur articulateur à l'aide du guide d'imagerie (ou de la prothèse du patient utilisée pour le scanner) et du mordu occlusal. Le guide chirurgical est ensuite replacé sur le modèle monté sur articulateur et une seconde cale occlusale est réalisée pour stabiliser le guide chirurgical lors de l'intervention. Sur le modèle de travail réalisé avant la chirurgie grâce au guide chirurgical, le prothésiste peut réaliser un bridge provisoire. Cette restauration provisoire s'adapte sur des piliers spéciaux prévus pour cette technique.

Les avantages de cette technique sont nombreux :

le traitement est planifié en fonction de l'os et de la prothèse définitive ;

la prothèse est préparée avant la chirurgie ;

les suites opératoires et les résorptions osseuses grâce à une chirurgie sans lambeau sont diminuées ;

les patients difficiles, sous anticoagulant, anxieux ou avec une vie sociale incompatible avec une période d'édentement même de courte durée, peuvent être pris en charge ;

le temps global du traitement est raccourci.

Cette technique présente quelques inconvénients liés :

à l'informatique (artefacts, erreur de positionnement des composants, difficulté du praticien à s'adapter à l'informatique) ;

à la chirurgie (accès et axe, erreur de positionnement du guide) ;

à la prothèse (mauvaise enregistrement de l'occlusion, mauvaise mise en place de la prothèse).

Les résultats cliniques de cette technique sont bons mais le recul clinique est encore trop court.

## **6.4. LES RÉSULTATS.**

Les coiffes tout-céramique du système Procera Allceram sont caractérisées par leur bonne adaptation marginale. En utilisant une vidéographie laser pour l'étude de May, ou un microscope digital pour l'étude de Sulaiman, il a pu être démontré un hiatus marginal de  $58 \pm 40 \mu\text{m}$  et  $83 \pm 41 \mu\text{m}$  pour les chapes PROCERA® [61].

L'étude d'Ottl montre que l'utilisation d'un tel procédé permet une intégration tout à fait satisfaisante de la prothèse au niveau du parodonte, grâce à la structure de la céramique et à son état de surface [62].

L'étude d'Odman et Andersson, qui porte sur une étude de 5 et 10 ans sur 87 couronnes PROCERA®, montre que les résultats fonctionnels et esthétiques sont très satisfaisants et qu'ils ont un bon pronostic aussi bien pour les dents antérieures que postérieures [60].

Les notions de résistance mécanique et de longévité de ces restaurations font partie intégrante des objectifs de ces couronnes tout-céramique. Les nouveaux matériaux tels que la zircone garantissent des résultats mécaniques de haute qualité. Certains auteurs ont montré que la résistance à la fracture de flexion de la Procera All Ceram est bien supérieure à celle d'autres systèmes de restauration de restauration céramo-céramique : de

l'ordre de 352 MPa pour l'In Ceram, de 134 MPa pour l'Empress et de 670 MPa pour l'All Ceram. Cette supériorité est encore plus marquée lorsque l'on utilise une chape en zircone puisque l'on atteint une résistance de près de 1 200 MPa [51].

## **7. LES AUTRES SYSTÈMES DE LA C.F.A.O.**

### **7.1. REMARQUE.**

Ce chapitre a pour but de présenter un certain nombre de systèmes de C.F.A.O. dentaires qui sont présents sur le marché. Cette liste n'est pas exhaustive.

Les systèmes sont classés en fonction de la localisation des étapes de la C.F.A.O.

Ils sont présentés dans l'ordre suivant :

Les systèmes centralisés : où les trois étapes sont réalisées au même endroit et restent indissociables. Les laboratoires réalisent la coulée de l'empreinte jusqu'à la finition de la pièce prothétique. Le laboratoire doit généralement investir beaucoup d'argent mais contrôle toutes les étapes de fabrication.

Les systèmes mixtes : où le laboratoire peut choisir la configuration complète ou bien simplement l'étape de scannage, ou encore l'étape de scannage et de conception. Les étapes non choisies sont alors sous-traitées dans un centre d'usinage. Ces systèmes permettent de limiter l'investissement de départ.

Les systèmes décentralisés : ceux-ci correspondent à un choix du fabricant qui a décidé de se réserver la partie usinage, voire la partie usinage et conception, le laboratoire n'ayant alors qu'à procéder à l'acquisition et éventuellement à la conception. Certains systèmes proposent un service totalement externalisé où le laboratoire n'a qu'à envoyer son wax-up et recevra par la suite la pièce usinée [4].

Chaque chapitre qui présente un système a été réalisé grâce à deux ou trois articles de la bibliographie dentaire. Ces documents sont d'une objectivité variable qu'il faut prendre en compte.

En effet, ces articles sont réalisés :

soit par des chirurgiens-dentistes qui utilisent un système et qui sont convaincus de son efficacité.

soit par des prothésistes qui ont investi beaucoup d'argent dans un système particulier et qui vantent leurs achats.

soit par les sociétés qui produisent ces différents systèmes et qui présentent leurs machines pour les faire connaître et augmenter leurs bénéfices.

Il existe de très nombreux systèmes présents sur le marché, et très peu d'articles scientifiques qui analysent les résultats d'un système en particulier. Il est donc difficile de se faire une opinion objective sur les différents systèmes existants.

Le but de ce chapitre est donc de décrire, de comprendre le fonctionnement et de percevoir l'originalité des différents systèmes.

Les laboratoires qui veulent investir dans la C.F.A.O. doivent étudier, comparer et choisir le système qui correspond le mieux à leur attente et à leur possibilité d'investissement.

Les praticiens qui veulent réaliser de la prothèse par C.F.A.O. doivent réaliser leur propre étude sur les forums dentaires, les différents articles scientifiques pour essayer de se faire une opinion la plus objective possible.

## **7.2. LES SYSTÈMES CENTRALISÉS.**

## 7.2.1. CERCON® de Degussa.

### 7.2.1.1. Introduction.

Le Cercon®, proposé par la société Degussa, est un système de F.A.O. Il se compose :

du Cercon Brain qui est l'unité de scannage et l'unité de fraisage ;

du Cercon Clean qui est le dispositif d'aspiration des poussières de fraisage ;

du Cercon Base que sont les lingotins d'oxyde de zirconium préfrittés ;

du Cercon Heat qui est le four pour le frittage, et du Cercon Ceram qui est la céramique cosmétique.

Contrairement aux autres procédés C.F.A.O., ce n'est pas le M.P.U. qui est scanné mais la maquette en cire classique. Le Cercon usine les pièces prothétiques uniquement dans des lingotins d'oxyde de zirconium préfrittés. Le matériau étant plus tendre, les temps de fraisages sont plus courts et la rentabilité du système accrue. Les pièces sont ensuite frittées pour leurs donner leurs propriétés définitives. Ce système permet au prothésiste de conserver la technique de montage en cire perdue, tout en pouvant réaliser des pièces céramo-céramique par F.A.O. . Le montage de la céramique cosmétique est réalisé de façon conventionnelle. Grâce à ce système, on peut réaliser des chapes simples, des chapes homothétiques, des armatures de bridge jusqu'à 6 éléments antérieurs ou 3 éléments postérieurs, et des pièces prothétiques sur implants [4, 13, 52].

### 7.2.1.2. L'acquisition.

La préparation en congés ou en épaulement doit respecter un angle conique qui ne doit pas être inférieur à 3°. Si l'angle est plus petit, l'angle d'incidence formé par la rencontre du rayon laser avec la couronne/les parois de la maquette en cire sera trop plat. La précision de saisie des données ne sera plus garantie. Le M.P.U. est recouvert d'un vernis espaceur pour créer un joint de scellement.

Le prothésiste réalise la maquette en cire comme dans les techniques conventionnelles. L'épaisseur des parois ne doit pas être inférieure à 0,4 mm, critère exigé pour une armature en oxyde de zirconium. Une cire spéciale qui possède une opacité prévue pour éviter tout échauffement, et donc déformation de la maquette lors du scannage au laser, est utilisée. Cette cire se rétracte moins ce qui favorise la résistance à la déformation.

Le maître modèle est placé pour être scanné, et la maquette est fixée dans le châssis à l'aide de trois tiges de cire. Le maître modèle est ensuite retiré et la maquette se détache alors automatiquement. Cette technique garantit un scannage et un fraisage impeccable de l'intrados de la couronne. Pour être certain de choisir la taille correcte de lingotin, un gabarit spécial transparent a été mis au point.

### 7.2.1.3. Le scannage et l'usinage [13].

Le Cercon Brain réalise le scannage et l'usinage presque simultanément. La machine commence par lire le code-barres du lingotin d'oxyde de zirconium (sélectionné en fonction des dimensions de la maquette), qui contient toutes les informations propres au lingotin et qui serviront à sa mise en œuvre (dimension, rétraction). Puis elle lit le code barre des fraises (changées tout les 100 éléments) qui permet de prendre en compte la longueur et le diamètre de chaque fraise et ainsi d'améliorer la précision du fraisage.

Ensuite, on installe d'une part le châssis de scannage avec la maquette et, d'autre part, le châssis de fraisage avec Cercon Base dans le dispositif tournant. On peut lancer alors la procédure de scannage et de fraisage dont les séquences sont les suivantes :

scannage,

fraisage grossier,

fraisage fin.

Le fraisage se fait selon 3 axes. Le temps de réalisation demande entre 25 et 60 minutes environ, selon la taille du lingotin.

L'armature brute doit être détachée du châssis de fraisage. Quelques retouches sont apportées et sont réalisées à l'aide d'une fraise en carbure de tungstène.

L'armature est ensuite frittée. Cette cuisson est réalisée dans le Cercon Heat à

1 350°C et dure 6 heures. Une rétraction de 30% se produit : la pièce obtient sa dimension définitive et la chape prothétique acquiert après ses propriétés définitives.

Une fois frittée, des retouches sont effectuées avec une turbine refroidie à l'eau et une fraise diamantée fine. L'infrastructure ne risque aucune détérioration. L'armature est sablée à l'oxyde d'aluminium à une pression de 3 bars pour la nettoyer et créer des microrétentions. Enfin, la céramique cosmétique adaptée (la Cercon Ceram) est montée couche par couche, puis la pièce prothétique est glacée après essayage et validation.

#### 7.2.1.4. Conclusion.

Ce système particulier permet la conception de bridges céramo-céramique antérieurs et postérieurs, avec une conception classique des infrastructures, entièrement contrôlée par le prothésiste car il réalise la maquette en cire de l'armature. Il est débarrassé des imprécisions inhérentes à la mise en revêtement (bulles) et à la technique de fonderie. Cette technique est uniquement fonction de la précision au laboratoire du joint en cire sur le M.P.U., et au cabinet de la qualité de l'empreinte. Ainsi, le prothésiste n'est pas trop dépaysé par cette technique.

L'ensemble du système est proposé à un tarif d'environ 76 000 euros et est destiné à tout type de laboratoire [13, 52].

### 7.2.2. *WOLCERAM® de Rotec.*

#### 7.2.2.1. Introduction.

Le procédé Wolceram®, proposé par la société Rotec, commercialisé depuis 1998, a comme particularité d'utiliser l'électrophorèse pour usiner l'intrado des pièces prothétiques, ce qui lui confère une extrême précision lors de la fabrication. La chape est directement réalisée sur le M.P.U. original. La petite machine ELC-ONE de Wolceram est compacte, automatisée, et permet la réalisation d'unitaire, de chape homothétique sur implant, de bridges de trois éléments sur piliers naturels ainsi que de bridges implantaire jusqu'à cinq éléments. Les matériaux utilisés sont l'Alumina et la Zirconia proposés par Vita. Le scanner optique Sirius (bande de lumière), la forme, la hauteur et la longueur de la préparation. Ensuite, le logiciel de

C.A.O. permet de paramétrer : le type de construction prothétique ainsi que le flux électrique en fonction de l'épaisseur de la chape souhaitée. Le procédé Wolceram® est différent des autres systèmes de C.F.A.O. du fait que l'on n'enregistre pas la préparation dans le but de concevoir une chape mais pour que l'ordinateur gère l'épaisseur de la chape uniforme par déposition douce de barbotine condensée par électrophorèse sur le M.P.U. original. Donc nous avons une machine/outils créée uniquement pour la conception de chapes homothétiques en Alumina ou Zirconia de Vita [3, 35].

#### 7.2.2.2. La préparation du M.P.U.

Pour préparer le M.P.U. original, il existe un set d'introduction Wolceram qui se compose d'un coffret d'ELC Chips, d'une réglette Wolceram, d'un antioxydant le Cerrox, d'un cylindre métallique spécial pour bridge, de cire « moldine » et d'instruments spécifiques pour plier les Chips et libérer les bords de la préparation [35].

Les Chips sont des feuilles de zinc pur à 99,8% et malléables, qui servent de structure pour l'intermédiaire de bridge afin de permettre la déposition de barbotine à l'endroit souhaité. Ainsi ils permettent de contrôler la forme de l'intermédiaire lors de l'électrophorèse. Ces chips composés de zinc, d'épaisseur de 70 micromètres, ont un point de fusion plus bas que la température de frittage. Ainsi, ils se vaporisent à partir de 907°C et laissent un espace qui sera comblé par le verre d'infiltration [3].

On applique une fine couche de cire conductrice (Wolceram spacer) sur le M.P.U.; la même cire est utilisée sur le pourtour de la préparation uniquement, en évitant les zones occlusales et l'épaulement : on obtient un effet « bite stop ». Ainsi la résistance aux charges occlusales et à la compression sera plus élevée, car les contraintes seront transmises directement à la couronne et à la racine; on obtient ainsi une chape antirotationnelle. De la cire collante spéciale (Posifix de Bredent) est fixée à l'arrière du M.P.U., en regard de l'intermédiaire, pour fixer le chip qui est placé en fonction de l'antagoniste. Les chips s'ajustent automatiquement et ses bras latéraux prennent une position palatine pour augmenter l'embrasure vestibulaire et obtenir un meilleur rendu esthétique. Ensuite, on saupoudre légèrement la préparation avec de la poudre d'alumine et on applique le Wolceram Cerrox sur le chip qui réduit l'oxydation du zinc lors du frittage et évite de colorer le matériau après infiltration du verre [3, 35].

Le modèle est positionné au moyen d'une cire « moldine » sur le cylindre métallique spécifique. La partie inférieure du chip est fixée au moyen du bague en plastique de manière à ce que la partie conductrice soit en contact intime avec sa base [3].

### 7.2.2.3. L'électrophorèse et la finition.

Le prothésiste prépare l'électrolyte qui est une barbotine d'alumine. La barbotine est réalisée à partir de 38g d'Alumina pour une ampoule d'eau déminéralisée spéciale ainsi qu'une goutte d'additif. On ajoute 20 gouttes de liquide de mélange afin que la viscosité soit mieux exploitable et éviter les bulles d'air dans l'intrados. Wolceram possède son propre test de viscosité, sous forme d'une seringue, qui permet d'avoir une référence constante [3].

Une fois le M.P.U. préparé, le cycle souhaité est sélectionné. La profondeur d'électrolyse et de barbotine peut être réglée par l'utilisateur. L'intensité électrique appliquée est paramétrable, et l'opérateur peut se référer au tableau de correspondance « épaisseur-intensité » en fonction de la construction prothétique. Le bras va d'abord plonger le M.P.U. dans un bain d'électrolyte pour augmenter la conductibilité électrique. Le bras mécanique immergera ensuite le M.P.U. dans la barbotine dans laquelle la sonde négative permettra l'obtention de l'électrophorèse, ainsi que la densité du matériau. Après l'émersion, l'élément en barbotine est séché au dessus du flux d'air froid. Il en résulte une consistance parfaitement homogène, une précision de l'ordre de 15 à 25 micromètres et une épaisseur constante de 2 mm [3, 35].

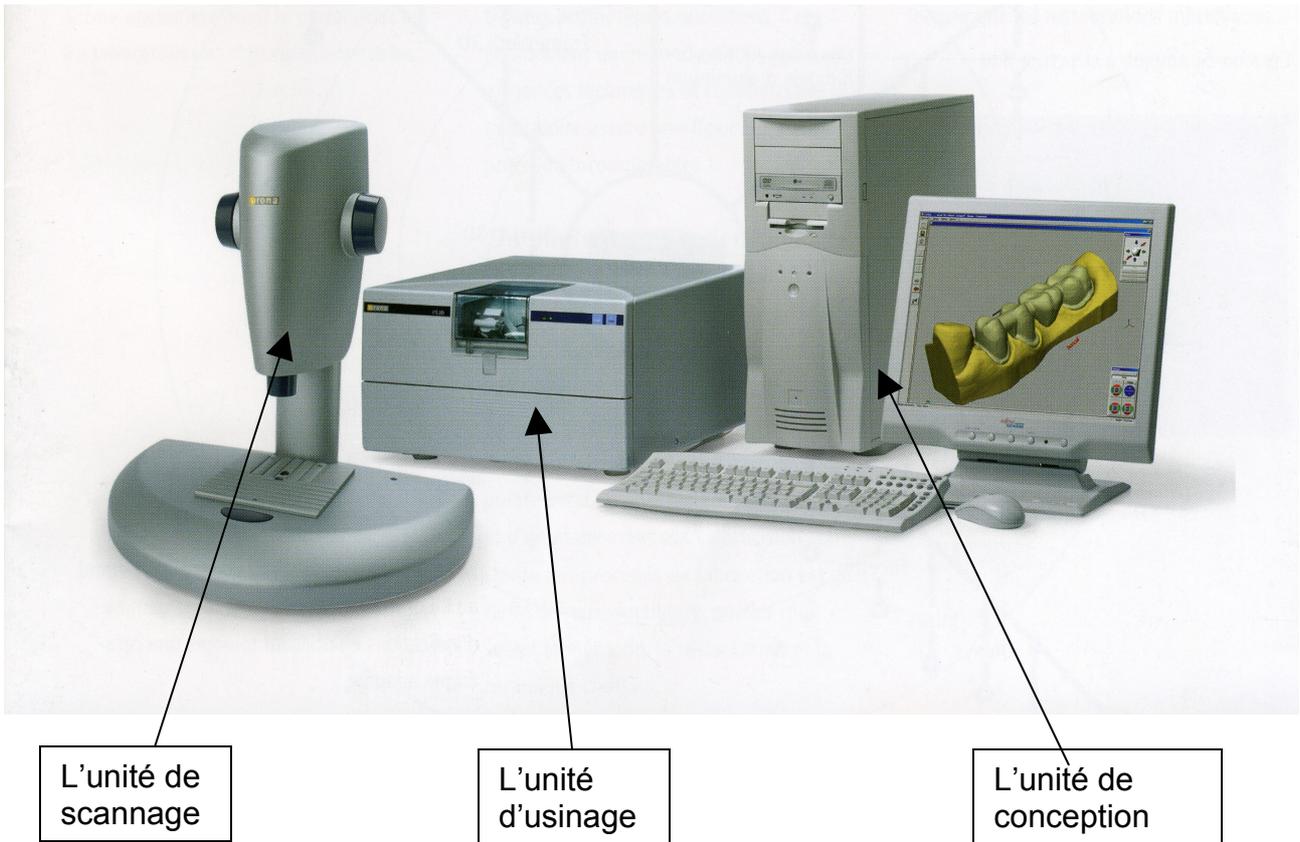
Une fois séché, le matériau est très compact. Le prothésiste libère les bords des préparations au moyen d'un cône de silicone monté sur pièce à main. En proximale, pour un bridge, le prothésiste utilise une curette de Grasset. L'ensemble de la pièce est chauffé à l'air chaud, la cire en sous-couche fond et la pièce est retirée de son support pour réaliser le frittage. La pièce est ensuite frittée dans un four pendant deux heures à 1 140 °C. La pièce peut alors être modifiée si nécessaire avec une fraise. La rétraction due au frittage est quasi nulle (5 micromètres). On applique ensuite du verre d'infiltration sur les parties externes. Après sablage pour enlever le surplus de verre, les bords sont contrôlés. La chape peut alors être recouverte de céramique cosmétique. Les systèmes Wolceram® Alumina et Zirconia sont compatibles avec les céramiques dont le coefficient de dilatation thermique varie de 7,2 à 7,8 [3, 35].

### 7.2.2.4. Conclusion.

L'avantage du système Wolceram® est que l'on travaille directement sur le M.P.U original et qu'il s'adapte à n'importe quelle préparation. La structure et la régularité d'épaisseur des chapes fabriquées par électrophorèse confèrent une très bonne qualité à la pièce prothétique. La machine est commercialisée à un tarif de 9 114 euros. Elle reste donc abordable pour tous types de laboratoires. De plus, grâce à l'automatisation des procédures, une grande rapidité d'exécution (80 chapes par jour), l'utilisation du modèle de travail sans duplication, le faible coût de la maintenance et des matériaux, le prix de revient des pièces prothétiques Wolceram® est l'un des plus bas du marché. Pour les cabinets dentaires, les habitudes cliniques sont très proches de la prothèse céramo-métallique puisque les formes de préparation sont identique [3].

### *7.2.3. CEREC inLab® de Sirona.*

Illustration n°12 : le système CEREC inLab® [72].



### 7.2.3.1. Introduction.

Le CEREC inLab® est commercialisé par la société Sirona Dental Systems depuis 2001. Il résulte de l'évolution du CEREC 3D utilisé en cabinet dentaire, et adapté pour les laboratoires de prothèse. Il associe l'unité d'usinage repris du CEREC 3D à un scanner laser géré par un logiciel qui permet la conception de l'infrastructure sur ordinateur puis son fraisage. La machine est peu encombrante et permet donc son intégration dans tous types de laboratoire avec un coût d'acquisition concurrentiel. Le Cerec inLab® permet l'usinage de couronnes unitaires et de bridges trois à cinq éléments antérieurs et postérieurs en In-ceram® Alumina, In-ceram® Spinelle, In-ceram® Zirconia, en matériaux composite, en zircon yttrium ou en bloc de céramique feldspathique Mark II ou Procad® [18].

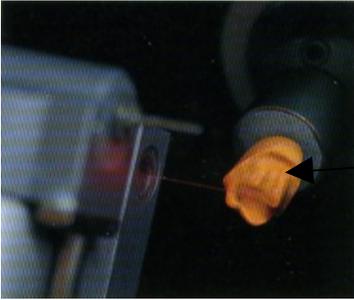
### 7.2.3.2. L'acquisition et la conception.

Pour faciliter la réflexion du faisceau laser, le plâtre doit posséder des caractéristiques spécifiques. La fabrication du M.P.U. fait donc appel soit au plâtre recommandé par Sirona qui est le Cam Base®, soit au plâtre GC Fujirock EP noir Black Ebony®. Le M.P.U. n'est pas forcément détourné.

Pour scanner les préparations, on positionne le M.P.U. sur le support avec une cire. On veille à ce que les bords des préparations soient visibles en tous points pour le balayage scanner. La numérisation de la préparation se fait à l'aide d'un laser ou d'une caméra 3D selon le principe de la triangulation avec une résolution de 25 micromètres. L'acquisition se fait par balayage du scanner selon un angle de 45 ou 15 degrés et dure environ 8 minutes pour un bridge de trois éléments et une seconde avec la caméra 3D. Il existe aussi avec ce système un stylo optique qui permet en une seconde de digitaliser un die pour faire une chape. On peut noter que le scannage a lieu également là où s'effectue l'usinage. Il faut donc organiser son travail de scannage pour que l'usinage s'effectue ensuite. Les informations collectées lors du scannage sont transmises à l'ordinateur et la représentation du M.P.U. apparaît à l'écran [4, 18].

La conception de l'armature par le logiciel C.A.O. nécessite une formation spécifique pour le maîtriser. La première étape consiste à déterminer la limite de la préparation simplement à la souris. Les potentialités graphiques du logiciel permettent de faciliter le positionnement de la limite en plaçant à l'écran le M.P.U. en trois dimensions et sous différents angles. Ainsi la limite tracée est vérifiée puis enregistrée après contrôle sous tous ses angles. On choisit ensuite les paramètres d'épaisseur de l'armature au niveau axial et occlusal, puis les valeurs d'espacement pour le joint. Ensuite, le logiciel propose à partir de sa bibliothèque de donnée un dessin d'armature normalisé. Des modifications sont apportées notamment en ce qui concerne les épaisseurs des piliers de bridge. Ensuite, le logiciel propose de travailler sur les intermédiaires avec les paramètres de forme, d'orientation, de volume des jonctions et leurs positions par rapport aux papilles inter-dentaires et de la zone contra-muqueuse. La section des jonctions des intermédiaires de bridge est calculée pour respecter les épaisseurs minimales requises [4, 18].

Illustration n°13 : l'acquisition avec le CEREC inLab® [72].



Balayage par le laser du M.P.U. en nôtre

### 7.2.3.3. L'usinage et la finition.

Les données numériques issues de la conception de l'armature prothétique virtuelle sont transmises à l'unité d'usinage.

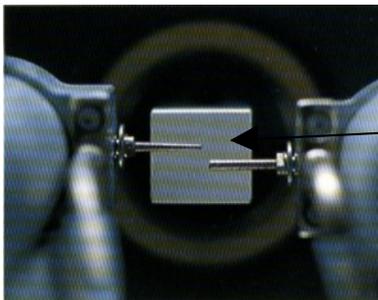
Les matériaux usinables sur la machine CEREC inLab® se présentent sous la forme de blocs préfabriqués industriellement, bénéficiant de la reproductibilité et de la qualité que peut apporter une fabrication en série. Le laboratoire de prothèse s'affranchit ainsi des aléas de la mise en œuvre de matériaux qui nécessitent compétence et rigueur pour l'obtention d'un résultat satisfaisant ; les blocs de matériaux existent en plusieurs tailles en rapport avec les indications cliniques envisagées : petits blocs pour les reconstructions unitaires et blocs plus importants pour les reconstructions plurales [18].

L'unité d'usinage compacte dispose de 3 axes coplanaires perpendiculaires, chaque axe permettant des mouvements de translation/rotation commandés par des moteurs numériques. Le bloc de matériau adapté et choisi automatiquement par la machine est porté par un axe, et les deux autres axes sont munis de micro-moteurs pour le fraisage. Les micro-moteurs assurent l'usinage de manière simultanée par deux fraises, ce qui permet un réel gain de temps. Avant le démarrage de l'usinage, la machine vérifie la taille du bloc positionné. Les principales caractéristiques techniques de l'unité d'usinage sont : un asservissement numérique permettant un contrôle des dimensions, un asservissement de la vitesse et du couple des micro-moteurs, un contrôle de calibre de l'outil avant chaque procédure d'usinage, une résolution des pas de positionnement, une précision en répétition de l'usinage de +/- 30 micromètres, et un pilotage des moteurs pas à pas selon trois axes dont chaque axe travaille en rotation et en translation [18].

L'armature doit être retravaillée par usinage manuel. On ajuste le profil d'émergence qui est en surcontour horizontal. Cette rectification manuelle de l'armature est indispensable pour affiner la limite et l'épaulement cervical,

soutien de la céramique cosmétique. On peut reprendre également la forme globale de l'armature pour obtenir une chape homothétique, permettant un travail en compression de la céramique d'émaillage pour éviter sa fracture. On procède à un traitement thermique de nettoyage de l'armature pour calciner les résidus du liquide d'usinage. Ensuite, on réalise l'infiltration de la pièce qui est sablée pour retirer l'excès de verre. L'armature est essayée sur le patient puis une fois validée, le prothésiste monte la céramique cosmétique [18].

Illustration n°14 : l'usinage avec le CEREC inLab® [72].



Bloc de titane prêt à être usiné.

#### 7.2.3.4. Conclusion.

L'apport du système CEREC inLab® pour réaliser des armatures de bridge permet de libérer le laboratoire des tâches répétitives et de garantir une certaine reproductibilité des résultats tout en gagnant du temps. Cette machine permet à tous les types de laboratoires de s'équiper d'un système de C.F.A.O. global, et donc de contrôler toutes les étapes de fabrication. Le coût de l'unité d'analyse, de l'unité de traitement des données et de l'unité d'usinage est d'environ 24 500 euros.

### 7.3. LES SYSTÈMES MIXTES.

### 7.3.1. DCS Précident® de Scheuder and Co.

#### 7.3.1.1. Introduction.

La société hollandaise Schreuder and Co. propose un système C.F.A.O. issu de l'industrie, complet et autonome, pour la fabrication de prothèses dentaires. Il est adapté à un laboratoire de taille moyenne voulant assurer sa propre production et/ou servir de centre d'usinage par sous-traitance. Ainsi, le système DCS permet de mettre œuvre toute la chaîne de C.F.A.O. à partir d'un modèle en plâtre de teinte claire. Ce modèle est fractionné, mais n'est pas vernis ni enduit de laque d'épaisseur. Une gorge de 0,5 mm est souhaitable sous la limite cervicale de la préparation pour faciliter la lecture au scanner. Du point de vue des préparations, les formes conventionnelles pour les prothèses métal-céramiques sont acceptables tant qu'un épaulement arrondi de 0,8 mm est respecté [38].

#### 7.3.1.2. L'acquisition et la conception.

Le scanner Precisacan® est de type laser avec caméra CCD. Il est indépendant de l'unité de C.A.O. et fonctionne de façon automatique selon deux temps successifs : d'une part, il enregistre le modèle de travail, et d'autre part, il enregistre le M.P.U. ; le temps de scannage est assez rapide, 5 à 10 minutes pour 3 éléments. Le scanner peut enregistrer 14 éléments en même temps. Ce scanner enregistre les volumes au rythme de 300 000 points par minute. Il reconnaît automatiquement les limites cervicales et peut enregistrer les données même lorsque les éléments sont très rapprochés et d'une angulation proche de 0°. De plus, il peut enregistrer les surfaces occlusales antagonistes et travailler sur des maquettes en cire qui seraient réalisées selon les techniques habituelles. La précision va jusqu'à 5 à 10 micromètres.

La C.A.O. se fait par le biais d'un logiciel spécifique qui traite les informations reçues du scanner et donne une proposition de travail immédiatement après le scannage du modèle. Ce logiciel Dentform® permet de modéliser des chapes unitaires, des armatures de bridge, des renforts, des intermédiaires de bridge et des connexions. Il est aussi capable de jouer sur les volumes des armatures de façon à respecter la notion d'homothétie, afin d'éviter les pans de céramique insuffisamment soutenus. Pour une face

occlusale métallique anatomique, c'est le scannage de la maquette en cire qui donne les indications morphologiques. Ce logiciel est assez sophistiqué ; il permet de repérer par des couleurs les différents matériaux qui seront usinés, de rechercher une insertion idéale automatiquement et de visualiser les contre-dépouilles. Il possède une bibliothèque de données qui peut être enrichie au fur et à mesure. La C.A.O. est indépendante des autres unités et peut fonctionner pendant que le scanner et la fraiseuse sont occupés à d'autres tâches.

Le DENTSIMULATOR est un module associé au logiciel, qui permet de visualiser à l'écran le résultat final tel qu'il va être usiné avec les limites des outils (géométrie et dimension) ; ainsi on peut moduler le travail dans le moindre détail sans surprise finale [38, 4].

### 7.3.1.3. L'usinage.

L'usinage se fait dans une unité de fraisage autonome (Percimill®) qui peut être placée à distance du scanner et de l'unité de C.A.O. ; cette machine à commande numérique fonctionne selon 3 axes à traction linéaire de haute précision. Elle met en œuvre un tour de 1,5 kW à 60 000 tours par minute, ce qui permet de travailler les matériaux les plus durs. La précision du fraisage est de 5 micromètres. La machine peut recevoir simultanément deux blocs de matériaux et permet d'usiner des bridges complets monoblocs de 14 éléments, soit dans du métal soit en zircone H.I.P. Chaque bloc usinable est identifié par une puce électronique qui permet d'assurer la traçabilité des travaux. Il peut être réutilisable tant que son volume résiduel est suffisant pour la conception d'une nouvelle prothèse. Cette machine permet d'usiner de nombreux matériaux tel que la zircone H.I.P., la céramique Vita In Céram Alumina®, Vita In Céram zirconia®, les polymères et en théorie tout les métaux, surtout le titane. Pour les métaux, le système DCS n'est limité que par la fourniture de blocs de dimensions adaptées à la machine. Les outils de fraisage peuvent être de 12 types différents, adaptés aux formes du travail programmé, la machine se chargeant elle-même de leur gestion, de compenser leur usure et d'assurer automatiquement leur changement. La fraiseuse est capable d'usiner, en un seul processus, sans intervention, de 1 à 30 éléments de prothèse fixée le temps d'usinage variant surtout en fonction du type de matériaux. Son autonomie lui permet de fonctionner jour et nuit.

#### 7.3.1.4. Conclusion.

Le système DCS Précident® est fait pour équiper de moyens ou grands laboratoires de prothèse souhaitant proposer soit aux autres laboratoires non équipés de sous-traiter l'usinage soit aux chirurgiens-dentistes de confectionner des prothèses fixées par C.F.A.O., allant d'un simple élément aux bridges de 14 éléments. L'acquisition du savoir-faire du système semble parfaitement compatible avec les compétences des prothésistes dentaires habitués aux techniques de maquettes. La fiabilité des composants du système et la polyvalence des matériaux usinables répondent au souci des laboratoires de répondre de façon régulière à un grand nombre de situations, tout en maîtrisant la traçabilité. Il est possible aux petits laboratoires de s'équiper uniquement du scanner et de télétransmettre les données à des centres d'usinage équipés de la machine Precimill®. Le coût du scanner est d'environ 33 000 euros, celui de la machine/outils est d'environ 91 500 euros tandis que le système complet coûte 123 500 euros, ces prix comprenant la formation de base.

#### 7.3.2. *DigiDENT® de Girrbach.*

##### 7.3.2.1. Introduction.

Le digiDENT® créé par la société Girrbach peut, soit équiper de gros laboratoires d'un système de C.F.A.O. complet qui travaillent directement avec des chirurgiens-dentistes ou qui permettent à d'autres laboratoires de sous-traiter l'usinage et l'acquisition, soit équiper des laboratoires du scanner et de l'unité de conception et qui ensuite sous-traitent l'usinage à un centre équipé de l'unité d'usinage. Ainsi, les laboratoires équipés de l'ensemble du système peuvent maîtriser l'ensemble de la confection de la pièce prothétique, et les plus petits laboratoires peuvent proposer la réalisation de pièces prothétiques par C.F.A.O. en bénéficiant de ses avantages avec un coût d'investissement moins important. Le digiDENT® propose de nombreuses possibilités de développement et d'évolution, par la multitude de fabrications prothétiques possibles, et par tous les matériaux qu'il est capable d'usiner (titane et allié, or, zircone HIP ou TZP, Alumina, zirconia, composite) [4, 36].

L'équipement complet se compose d'un scanner Digiscan® de type optique à bande de lumière blanche, du logiciel de capture optique Hintel Optique, du

logiciel de modelage Hintel Modeling, de l'unité d'usinage 4 axes Digicut® et d'un ordinateur dont les caractéristiques sont très particulières [36].

### 7.3.2.2. L'acquisition et la conception.

La préparation des dents doit tenir compte de certaines exigences. Le contour incisal ou occlusal doit être arrondi car la plus petite fraise de la machine est 1 mm de diamètre. On doit pouvoir disposer d'un espace optimal entre les piliers car il n'est pas possible de réaliser des bridges dont les piliers sont divergents. Il faut pouvoir disposer d'une surface proximale d'au moins 4x4 mm pour des liaisons entre les éléments de bridge en In-ceram Alumina® ou Zirconia®. Enfin, il faut un espace occlusal d'au moins 1,5 à 2 mm.

La sélection du praticien, du patient et du type de travaux à exécuter se fait sur une fiche de travail numérique. Sur cette fiche, toutes les données seront sauvegardées, comme par exemple la référence du bloc de matériau usiné [36].

Le modèle en plâtre issue de l'empreinte traditionnelle en bouche de la préparation doit être réalisé exclusivement avec un plâtre clair et aucun vernis ne doit être appliqué. Les M.P.U. sont ensuite sciés, et la limite cervicale sera détournée. L'arcade complète doit pouvoir être enlevée du socle (préparation de type Pindex® ou Zeizer®).

Le scanner Digiscan® fait appel à un logiciel spécifique Hintel Optique®. Le modèle est placé à 45° sur un socle, lui même sur une base articulée. Cette base et ce socle travaillent sur une rotation à 360°. Un stéréoscope à bande de lumière blanche éclaire le modèle. La caméra haute-résolution enregistre toutes les coordonnées de déformations obtenues par la différence entre les bandes de lumière blanche et les bandes d'ombre noire. La caméra se déplace en translation horizontale dans un angle de 90°. Tous ces mouvements combinés permettent à la caméra CCD de filmer, sous tous les angles, le modèle afin de reproduire une image en 3D. La précision de ce scanner est de 2 millions de points au centimètre carré, espacés de moins de 8 micromètres. L'antagoniste peut être également scanné.

L'unité de C.A.O. utilise le logiciel Hintel Modelling®. Ce logiciel de modelage virtuel offre différents paramètres et réglages comme : l'épaisseur de la prothèse, l'épaisseur de la laque virtuelle (espace réservé au produit de collage), la distance entre la laque et la limite cervicale, le type et la forme du moignon, l'épaisseur du bord cervical ainsi que son angulation. Les dernières fonctions permettent de paramétrer le type de prothèse (couronne

coulée, couronne réduite, C.I.V., bandeau total ou partiel). Tous les paramètres de construction du modelage et les paramètres de corrections d'usinage se trouvent dans une fenêtre spécifique dénommée « settings » ; un additif au logiciel permet une simulation virtuelle de l'articulateur Artex®.

Grâce à une bibliothèque de formes, il est possible de modeler virtuellement une armature en réduction homothétique à la forme définitive, ou plus simplement homothétique à la préparation (épaisseur constante). Le positionnement des liaisons entre les éléments du bridge et la tige reliant l'ensemble à l'axe de l'unité d'usinage complète et termine l'étape de construction. Ce logiciel est très complet et une fois maîtrisé, il présente d'énormes possibilités [4, 36].

### 7.3.2.3. L'usinage.

L'usinage est paramétré selon le matériau utilisé. Chaque matériau est proposé en paramétrage automatique dès l'ouverture de la fenêtre, mais celui-ci est modifiable manuellement. Ce système permet d'usiner un grand nombre de matériaux et ne limite donc pas la C.F.A.O. au zircon ou au titane. Ainsi les laboratoires équipés peuvent réaliser l'ensemble de leurs prothèses fixées par C.F.A.O.

Après la mise en place du bloc de matériau dans l'unité d'usinage, les données informatiques sont transmises à l'unité. La lubrification commence, le porte-outil va chercher la première fraise et commence l'usinage de l'armature. L'usinage est entièrement automatique.

Une fois terminé, il faut couper la ou les tiges de liaison et on contrôle l'adaptation de la pièce usinée sur le modèle de travail monté sur articulateur. De légères corrections peuvent éventuellement être réalisées par meulage avec une fraise diamantée fine à la turbine sous spray d'eau.

La céramique cosmétique doit être bien entendu compatible avec le type de matériau utilisé pour l'usinage de l'armature.

### 7.3.2.4. Conclusion.

Ce système permet de proposer à tout type de laboratoire de réaliser des pièces prothétiques par C.F.A.O. avec un grand nombre de matériaux disponibles. L'utilisation d'éléments usinés sur mesure et achetés sous forme d'armatures (sous-traitance) permet au laboratoire client de comparer ses coûts avec d'autres options technologiques. Les laboratoires équipés de l'ensemble du système maîtrisent toutes les étapes de production, tandis que

d'autres laboratoires, qui préfèrent ne pas investir, peuvent réaliser des pièces prothétiques par C.F.A.O. , soit en sous-traitant l'usinage, uniquement s'ils sont équipés du scanner et du logiciel de C.A.O., soit en fournissant aux laboratoires entièrement équipés du système digiDENT® uniquement le maître modèle. Le prix de l'unité d'analyse s'élève à 60 000 euros, l'unité de traitement de données à 26 670 euros et l'unité d'usinage à 92 570 euros [4, 36].

### 7.3.3. *EVEREST® de Kavo.*

#### 7.3.3.1. Introduction.

Le Kavo EVEREST® proposé par la société Kavo est un système de C.F.A.O. complet, dont chaque élément fonctionne indépendamment. Il est composé :

d'une unité de scannérisation, l'EVEREST® scan ;

d'une unité d'usinage, l'EVEREST® engine ;

d'une unité de frittage, l'EVEREST® therm ;

de lingotin, l'EVEREST® elements.

Il permet de confectionner : des bridges jusqu'à 5 éléments en titane et 4 éléments en zircone, des chapes unitaires, des inlays/onlays, des couronnes unitaires, des facettes, des attachements, et des supra-structures implantaires. Les matériaux proposés sont le titane, les vitrocéramiques, la zircone H.I.P., la zircone pré-frittée. Ce système se distingue surtout par l'unité d'usinage à 5 axes qui permet de confectionner des pièces prothétiques avec une qualité de finition exceptionnel. Il enregistre des préparations à partir du M.P.U. en plâtre, mais il peut aussi enregistrer des maquettes en cire.

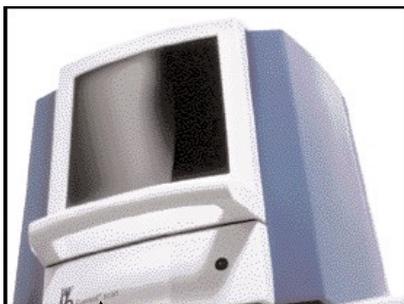
Le système EVEREST® permet à de plus petits laboratoires de prothèse dentaire équipés uniquement du scanner de confectionner des pièces prothétiques par C.F.A.O. en sous traitant l'usinage à de plus gros laboratoires équipés du système complet. Les différents composants du

système étant indépendants les uns des autres, le laboratoire peut les utiliser à sa convenance et s'organiser au mieux.

Illustration n°15 : le système KaVo Everest® [44].



Le système KaVo Everest complet.



Everest®  
control



Everest®  
engine



Everest®  
thermal

### 7.3.3.2. L'acquisition et la conception.

L'acquisition des données est réalisé sur le maître modèle issu de la coulée de l'empreinte à l'aide d'un plâtre antireflet proposé par Kavo. Le modèle est détourné pour être scanné.

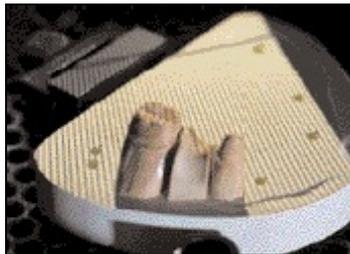
Le procédé de scannérisation, de type optique, permet d'enregistrer le M.P.U. en projetant sur lui une trame lumineuse par bandes noires et blanches de plus en plus fines, puis en enregistrant la déformation de cette projection par une caméra CCD. L'unité de scannérisation commence par enregistrer la géométrie du modèle en plâtre. Pour cela, le modèle est fixé sur le support amovible du plateau tournant du scanner. L'enregistrement ne prend pas plus de 4 minutes par élément. La caméra CCD enregistre la pièce 3D. Ensuite a lieu la numérisation des données. Le plateau tourne et pivote sur lui-même pendant la scannérisation de la pièce. Cela permet d'enregistrer des zones difficiles d'accès et de garantir une grande précision. Les 15 nuages de points, saisis lors de la projection successive effectuée à des angles différents, constituent les données brutes, lesquelles seront ensuite traduites en surface et synthétisées par le programme Scan pour la réalisation du M.P.U. virtuel.

Illustration n°16 : enregistrement par projection d'une trame lumineuse sur le M.P.U. par l'Everest® scan [44].

Une trame lumineuse par projection de plus en plus fine (enregistrement du modèle d'un bridge)



Passage de la séquence de projection 8 à la séquence 9



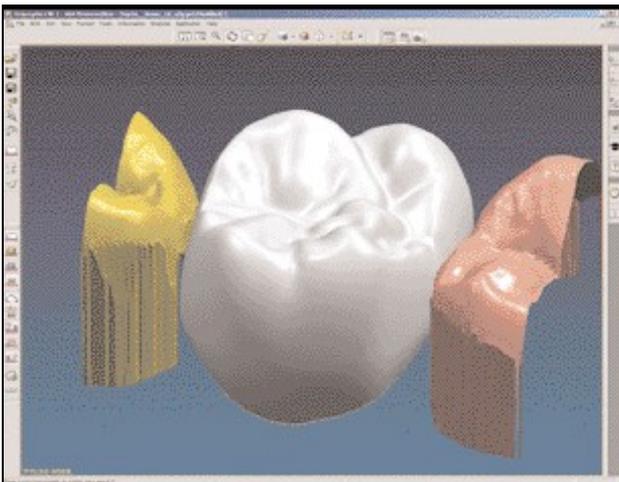
Séquence de projection 11



séquence de projection 12

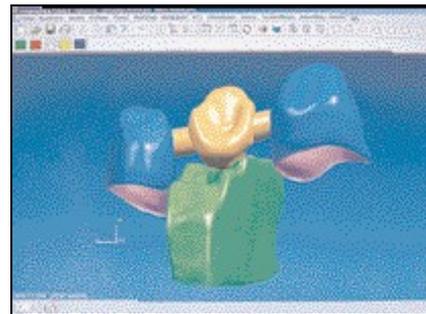
Le logiciel permet de rechercher automatiquement la limite de la préparation, de contrôler et de corriger des zones imparfaites lors de l'enregistrement par message d'erreur. Ce logiciel possède une base de données et toutes les données concernant le patients sont enregistrées. L'utilisateur est guidé étape par étape lors de la conception de la maquette virtuelle. Pour les bridges, les intermédiaires sont positionnés automatiquement dans une position optimale. Toutes les étapes automatiques peuvent être modifiées par l'utilisateur à la souris. Il existe de nombreux logiciels supplémentaires pour prendre en charge l'occlusion par exemple ou des logiciels pour maquette en cire pour scanner les maquettes en cire [4].

Illustration n°17 : exemples de conception par le logiciel de KaVo Everest® [44].



d'un bridge.

Maquette d'une molaire anatomiquement complète



La maquette virtuelle

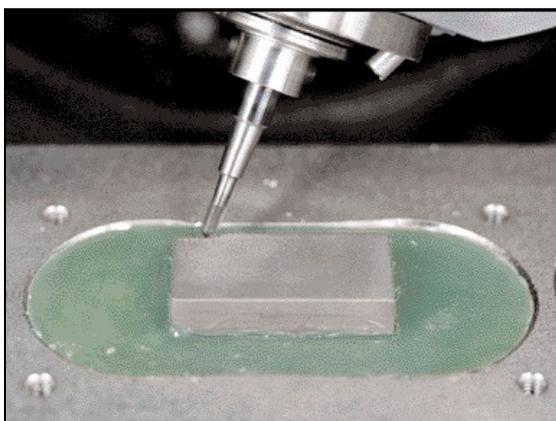
### 7.3.3.3. L'usinage.

Le logiciel calcule automatiquement les données de fraisages requises pour le type de restauration à réaliser, et règle la vitesse de rotation et d'avancement de l'outil en fonction du type de matériau choisi. Il indique également la taille du lingotin adéquate. Les données sont générées directement sur l'ordinateur de l'EVEREST® engine.

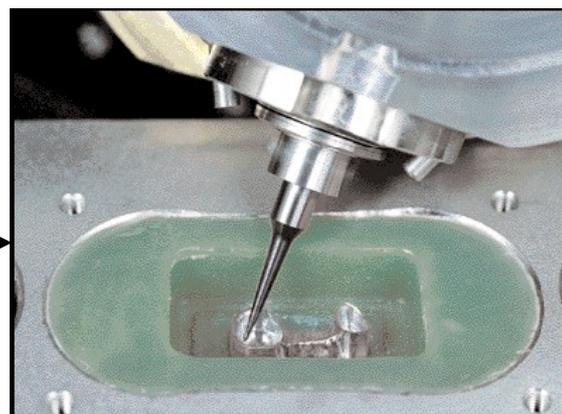
L'EVEREST® engine est une unité compacte ayant cinq axes d'usinage. Les longs déplacements et grands angles de travail grâce à ces cinq axes permettent un usinage très précis de la pièce prothétique, même si celle-ci présente une géométrie très complexe et comporte des contre-dépouilles. Elle est dotée d'une double broche porte-outil et d'une plate forme porte-pièce pivotante qui sont toutes deux pilotées simultanément par un logiciel d'usinage. Un laser ajuste et corrige la position des fraises automatiquement. Le fait que cette machine soit la seule sur le marché à posséder cinq axes la rend très performante en qualité de finition. En effet aucune retouche après usinage n'est nécessaire. Ce système de haute performance peut être utilisé pour de nombreuses indications et offre une qualité de résultat et une productivité maximales. Le système est équipé d'un four pour frittage, l'EVEREST® therm.

Les performances techniques de la fraiseuse numérique permettent dans l'avenir l'utilisation de logiciels de plus en plus sophistiqués [4, 10].

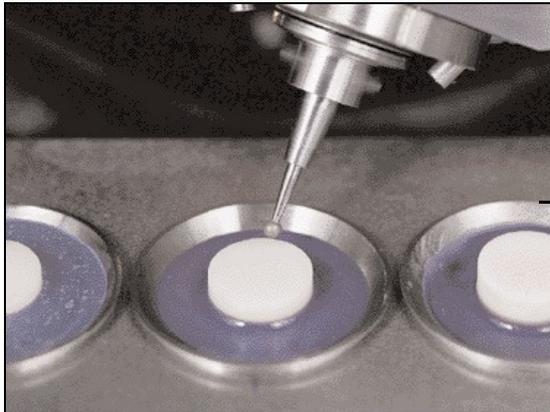
Illustration n°18 : l'usinage avec l'Everest® engine [44, 45].



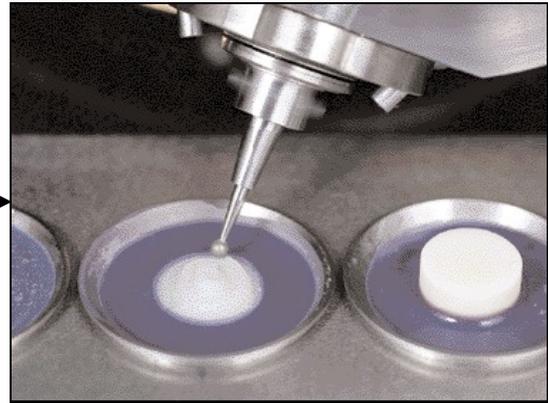
Début du fraisage d'un bridge titane de 3 éléments.



Fraisage de la cavité d'un bridge titane de 3 éléments.



Début du meulage d'une couronne en vitrocéramique.  
couronne en



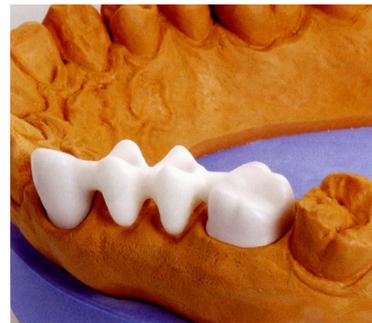
Meulage de la cavité d'une  
vitrocéramique.



Bridge titane de 3 éléments.



Bridge titane de 6 éléments.



Bridge « KaVo Everest ZS »  
de 4 éléments.

#### 7.3.3.4. Conclusion.

Ce système performant permet aux petits laboratoires comme au plus importants de proposer la conception de chape, couronne unitaire, bridge 5 éléments par C.F.A.O. en titane, en vitrocéramique, en zircone H.I.P., en zircone pré-frittée. L'usinage à 5 axes permet de réaliser des pièces prothétiques d'une qualité rarement atteinte pour des pièces usinées et qui ne nécessitent aucune retouche. Cela permet d'envisager des pièces à géométrie de plus en plus complexe.

De plus, ce système donne la possibilité de scanner des maquettes en cire pour réaliser des armatures implantaires par usinage, ce qui étend son champ d'application.

Le prix d'analyse de traitement des données s'élève environ à 47 700 euros, l'unité d'usinage à 80 500 euros. Le système complet nécessite un investissement d'environ 107 000 euros.

#### *7.3.4. PRO 50® de Cynovad.*

##### 7.3.4.1. Introduction.

La société Cynovad propose d'associer le numérique pour une production automatisée d'éléments calcinables avec la coulée traditionnelle pour permettre l'utilisation des alliages conventionnels afin de bénéficier de son faible coût de production. C'est le principe de la coulée numérique. En effet, tout comme les autres systèmes de C.F.A.O., le PRO 50 de Cynovad scanne la préparation, confectionne une maquette numérique virtuelle sur ordinateur, mais la maquette est « imprimée » par une machine/outils dans un matériau calcinable. Une fois la maquette réalisée, Cynovad propose soit de réaliser au sein du laboratoire la coulée de la maquette, soit de sous-traiter la coulée dans un centre de production de Cynovad. Ainsi Cynovad permet au laboratoire de réaliser des prothèses par C.F.A.O. tout en conservant la technique de coulée. Le système Cynovad permet aussi dans le centre d'usinage de réaliser des couronnes ou bridges usinés en titane, en zircone H.I.P., Ivoclar ProCad, la coulée numérique étant réservée aux alliages autres que le titane [22].

##### 7.3.4.2. L'acquisition et la conception.

Le maître modèle doit être coulé avec un plâtre clair. La préparation doit être fractionnée et le M.P.U. détourné. Le PRO 50 est équipé d'un scanner optique fonctionnant comme un sonar par un codage chromatique. Il est très rapide et permet d'enregistrer une arcade complète et son antagoniste. Il tolère la lumière ambiante. La vitesse moyenne pour enregistrer une préparation est d'une minute.

Le logiciel de C.A.O. est très complet, convivial, et il intègre tous les paramètres cliniques. L'ajustage de la limite de préparation, repérée

automatiquement, peut se faire à très fort grossissement. L'occlusion peut être prise en compte en latéralité et en relation centrée par un articulateur virtuel. La bibliothèque de données est riche et s'enrichit au fur et à mesure. Le logiciel donne des informations pratiques avec des codes couleurs et il n'interdit rien aux prothésistes. Il paramètre aussi la friction en réglant la hauteur de ceinturage et l'épaisseur du futur ciment de scellement souhaitée. Il permet de créer une vaste gamme de prothèses : de la chape simple au bridge complet en passant par les chapes homothétiques et les couronnes monoblocs, avec une possibilité de gérer l'occlusion en statique et dynamique [4, 9, 22].

#### 7.3.4.3. L'usinage.

Cynovad propose deux solutions différentes de mise en œuvre de la coulée numérique :

totale et intégrée au laboratoire avec l'installation d'une solution complète conférant une autonomie totale au laboratoire ;

en sous-traitant la coulée dans un centre de production Cynovad à Dijon. Dans ce cas, le laboratoire est équipé d'un scanner Pro50 qui lui permet de créer numériquement la prothèse et de l'envoyer par Internet au centre de production pour la sous-traitance de la coulée [22].

La première étape consiste à « imprimer » sur une machine Neo, les éléments calcinables correspondants à la maquette virtuelle. Le procédé se fonde sur le principe des imprimantes à jet d'encre. La machine permet de fabriquer des couronnes et des armatures sous forme de produits semi-finis pour la coulée de précision. Les pièces sont créées par l'assemblage de petites gouttelettes d'un matériau thermoplastique, ayant des propriétés similaires à la cire, qui sont appliquées par des micro-buses. La maquette calcinable est donc précise et régulière en épaisseur. Les intrados sont d'une grande netteté et présentent de légères strates très régulières dues à la fabrication par projection, ce qui présente l'avantage de permettre une bonne rétention du ciment de scellement. Un traitement thermique permet d'enlever automatiquement la cire du support de manière à obtenir les éléments calcinables. La lente et fastidieuse fabrication manuelle des maquettes au

goutte à goutte est remplacée par un procédé de fabrication rapide et précis. Le gain de productivité est très important.

Si la machine est totalement intégrée au laboratoire, la coulée est réalisée comme pour une coulée traditionnelle.

Si la conception de la maquette calcinable est réalisée dans un centre de production, la coulée est totalement industrialisée. Les équipements de production, de gestion de production, de contrôle de qualité et de traçabilité sont mis en œuvre par une équipe spéciale expérimentée. La coulée est réalisée dans le cadre de mesures très strictes et n'utilise que des produits et équipements de qualité.

Toutes les coulées sont faites sous argon avec une fronde par dépression et uniquement sur métal neuf. Chaque pièce est contrôlée individuellement par un prothésiste avant expédition.

Tout travail reçu en fin de matinée est de retour dans le laboratoire le surlendemain matin.

Chaque travail est reconnu par un identifiant unique, à code barre et la traçabilité est ainsi garantie sans aucun document à remplir [9, 22].

#### 7.3.4.3. La conclusion.

Ce système de coulée numérique permet au prothésiste de réaliser des maquettes calcinables par C.F.A.O. en éliminant les tâches répétitives et les défauts de surface, en augmentant la productivité et la précision des maquettes.

Le système est très rentable car on peut concevoir une chape en deux minutes de main d'œuvre au laboratoire.

De plus le système permet de confectionner des pièces prothétiques de toutes sortes dans tous les matériaux disponibles sur le marché. Ainsi Cynovad ne limite pas son système aux matériaux « high-tech » qui présentent moins de débouchés que les pièces réalisées en alliage conventionnel, qui restent les matériaux les plus utilisés.

La qualité de la coulée industrielle garantit une excellente qualité des pièces prothétiques.

Le système comprenant le scanner, l'ordinateur, l'ensemble des logiciels l'installation et la formation est d'environ 55 000 euros. Il faut compter 100 000 euros pour le système global [22].

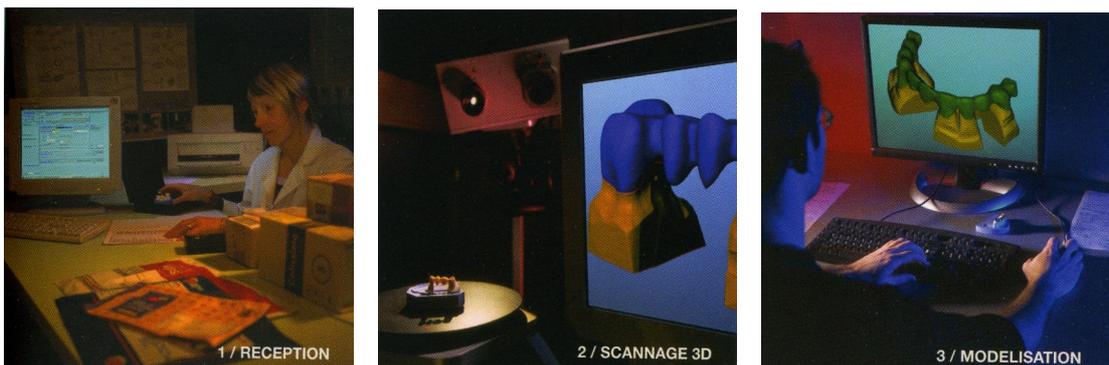
## 7.4. LES SYSTÈMES DÉCENTRALISÉS.

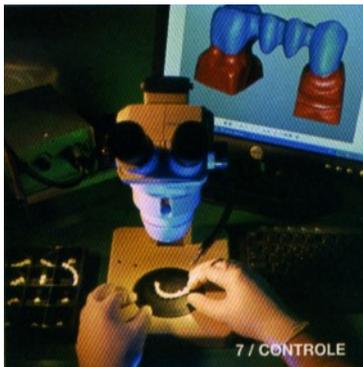
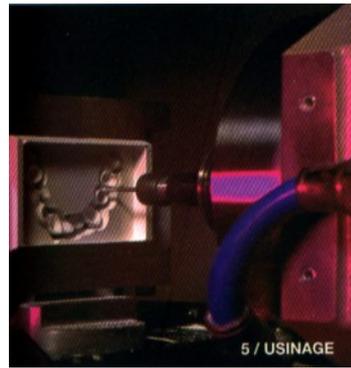
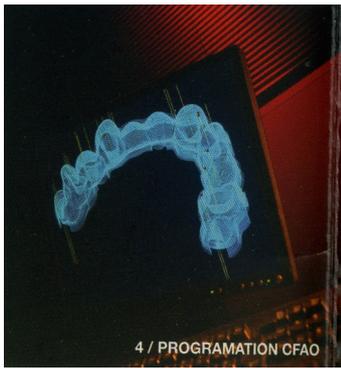
### 7.4.1. Diadem® de Diatomic.

#### 7.4.1.1. Introduction.

La société Diatomic ne propose pas d'équiper les laboratoires de prothèse dentaire de systèmes de C.F.A.O. Cette société est équipée d'un système de C.F.A.O. industriel et a développé récemment un secteur au service des laboratoires dentaires, qui ne comprend aucun investissement car il est totalement externalisé. La société Diatomic, localisée à Tarbes dans les Hautes Pyrénées, est une entreprise industrielle spécialisée dans le domaine de l'usinage dont celui du zircon. Le but de cette entreprise est de fournir aux laboratoires dentaires des infrastructures en zircon de qualités industrielles après scannage d'une maquette préalablement réalisée en cire ou à partir du modèle en plâtre sans investissement pour le laboratoire [4, 53].

Illustration n°19 : les différentes étapes pour la réalisation d'une pièce prothétique avec le système Diadem® de Diatomic [20].





#### 7.4.1.2. Réalisation d'une chape pour couronne unitaire.

La préparation pour une couronne en zircone est très proche des préparations traditionnelles ; la préparation des dents et du modèle de travail doivent respecter un certain nombre de paramètres.

En bouche, le moignon ne doit pas rencontrer de contre-dépouille et doit avoir un angle de dépouille minimal de 3 à 5°. En dehors de la limite de préparation, le moignon ne doit pas comporter d'arête vive. La profondeur du congé doit être supérieure à 0,5 mm. Pour la face occlusale l'épaisseur ménagée pour le matériau doit être d'au moins 1,5 mm.

Au laboratoire, le modèle sera réalisé en plâtre extra-dur, clair, et non brillant. Le modèle doit être fractionné pour isoler les M.P.U. à scanner. Les limites cervicales de préparation doivent se terminer par une arête vive, sans gorge périphérique sous cette limite. Aucun vernis d'espacement ne doit être passé sur le moignon en plâtre.

Le laboratoire de prothèse expédie le M.P.U., dépourvu de vernis espaceur. Le scanner optique enregistre la préparation sur le M.P.U. et est réalisée la chape virtuelle par ordinateur grâce à un logiciel. Lors de l'usinage, un espace de 70 micromètres est automatiquement ménagé dans l'intrados de la chape au moment de la conception pour laisser la place nécessaire au matériau de scellement ou de collage. Sur le pourtour cervical,

une bande d'ajustement périphérique d'une hauteur de 1 mm est réalisée afin de permettre le sertissage de la couronne avec une très grande précision. La chape est usinée dans un bloc de zircone T.Z.P., teintée ensuite à la demande et subit un frittage final qui lui donne toutes ses propriétés. Aucune retouche n'est nécessaire, chaque pièce étant vérifiée avant livraison. Les infrastructures en zircone peuvent être de teinte naturelle (blanche) ou teintées dans la masse (8 teintes disponibles). L'ajustage est excellent dans la mesure où l'enregistrement de la préparation en bouche par l'empreinte conventionnelle est conforme aux données transmises par le laboratoire (M.P.U.). La chape est expédiée sur son M.P.U. au laboratoire de prothèse par service express 24 heures après son arrivée chez Diadem [53].

#### 7.4.1.3. Réalisation d'une infrastructure à partir d'une maquette en cire.

La maquette en cire est réalisée comme pour une infrastructure métallique dans le but de préfigurer les formes finales de la pièce prothétique. La maquette est délicatement enlevée du moignon puis remise en place pour s'assurer de sa précision et de son amovibilité. L'ensemble est expédié à la société Diatomic. Chez Diadem®, la maquette est scannée sur le modèle pour numériser les volumes extérieurs, y compris le ou les éléments intermédiaires. Elle est ensuite retirée du M.P.U. puis le scanner optique numérise les formes des préparations pour obtenir l'intrados et ses limites cervicales. Les deux images sont superposées pour reconstituer numériquement l'intrados et l'extrados. En opérant ainsi, on évite d'enregistrer une déformation éventuelle de la cire. L'ajustage reste donc excellent. La pièce est ensuite usinée dans un bloc de zircone puis frittée. L'usinage est fait par des fraiseuses à commande numérique 5 axes offrant une précision de l'ordre de 2 micromètres. La pièce est de plus contrôlée par un technicien qui vérifie la bonne qualité du frittage, par examen sous UV, et de l'ajustage. Toutes ces données sont ensuite enregistrées pour permettre une parfaite traçabilité du produit. La pièce en zircone est ensuite adressée de nouveau au laboratoire. Après avoir été contrôlée sur le patient, l'infrastructure en zircone est recouverte de céramique cosmétique appropriée à la zircone [53].

#### 7.4.1.4. Conclusion.

Ce système qui découle d'une philosophie différente dans les systèmes de C.F.A.O. dentaires, consiste à confier à des professionnels de l'usinage ayant un savoir-faire industriel le soin de réaliser les infrastructures avec une précision inégalable dans le cadre artisanal habituel. Les avantages du zirconium étant incontestables, de nombreux laboratoires de prothèse dentaire sont intéressés pour les proposer au praticien. Mais le coût et la difficulté de sa mise en œuvre sont un obstacle à sa diffusion. Le service proposé par Diadem permet à tous les laboratoires d'accéder à cette technologie car cette option permet de proposer des infrastructures en zirconium sans aucun investissement matériel et sans engagement. Le prothésiste dentaire ne domine certes plus toutes les étapes de fabrication, mais accède à cette technologie en confiant une partie de la chaîne de fabrication à des spécialistes qui restituent un produit fini de grande qualité [4, 53].

#### 7.4.2. *Lava® de 3M ESPE.*

##### 7.4.2.1. Introduction.

Le système Lava® est proposé par la société 3M ESPE depuis 2001. Ce système se présente comme un centre d'usinage complet comprenant un scanner (Lava® Scan), une unité de conception des armatures de prothèse assistée par ordinateur, d'une machine de fraisage à commande numérique, et d'un four (Lava® Term). Il présente la particularité de proposer un matériau spécifique, une zirconium oxyde T.Z.P. dopée à l'yttrium (Lava® Frame), dont la teinte varie en fonction de la prothèse souhaitée. Des céramiques cosmétiques (Lava® Ceram), adaptées à l'infrastructure de zirconium oxyde, font partie du système. Ce système propose un centre d'usinage régional qui fonctionnera comme relais pour les autres laboratoires afin de réaliser des couronnes ou des bridges en oxyde de zirconium tout céramique [4, 79].

#### 7.4.2.2. L'acquisition et la conception.

La forme des préparations est habituelle mais légèrement plus arrondie, avec des épaulements ou congés à angle interne arrondi. Le laboratoire qui a coulé l'empreinte l'envoie dans un centre d'usinage équipé du Lava®. Le scanner optique permet l'acquisition des formes des M.P.U., élément par élément, grâce à la projection de masques, de lignes, claires ou sombres, d'espacement variable. Le temps de scannage est d'environ 6 minutes pour une couronne unitaire et 8 minutes pour un bridge.

Le logiciel est très convivial et esthétique, il permet de définir les volumes, les limites cervicales des préparations et l'occlusion pour chacune des chapes. Il permet aussi de choisir la forme et la place des intermédiaires de bridge dans la bibliothèque de formes ainsi que de mettre en place les connexions jusqu'à l'obtention de la maquette virtuelle. Le logiciel peut modifier les formes pour obtenir une certaine homothétie de forme entre la chape et la forme finale de la prothèse, afin d'éviter les volumes de céramique cosmétique non soutenue [79].

#### 7.4.2.3. L'usinage et la finition [79].

L'usinage se fait dans un bloc de matériau spécifique, la zircone oxyde T.Z.P. dont la société 3M est à l'origine. Ce matériau, qui a fait l'objet de nombreux travaux, permet de réaliser des bridges de trois ou quatre éléments dans des conditions cliniques très fiables.

La zircone oxyde T.Z.P. du système Lava® est pré-frittée et son volume final, après cuisson de frittage qui dure 11 heures, se réduit de 25% à 30%. Cette rétraction est directement liée à la composition du bloc usiné, au point qu'une traçabilité très précise par code barre permet de gérer les modalités de cuisson de la pièce usinée.

L'unité d'usinage a une autonomie de 27 heures et peut donc fonctionner la nuit, ce qui permet d'augmenter sa production. L'état de surface obtenu est remarquable et donc la pièce ne nécessite que rarement des retouches. Ce système permet de produire des armatures dont l'épaisseur des parois axiales ne dépasse pas 0,5 mm ce qui permet d'envisager des préparations moins mutilantes. La valeur moyenne du hiatus marginal est de 25 à 61 micromètres selon différents auteurs.

Le système Lava® propose de colorer les armatures en les plongeant avant cuisson dans un bain adapté pendant 2 minutes. La coloration obtenue ne correspond pas à une infiltration. Ainsi, le système propose 7 teintes

selon le nuancier Vita Classic® qui permet d'éviter la couleur trop blanche de la zircone en masquant les zones où la céramique cosmétique est de faible épaisseur (collets, connexions).

La céramique cosmétique est montée sur l'armature après que sa précision d'adaptation sur le modèle de travail ait été contrôlée. Elle est fournie par la société 3M ESPE, selon 16 teintes du nuancier Vita Lumin range® et est adaptée à la zircone en terme de coefficient de dilatation thermique. Elle est cuite dans un four traditionnel et permet d'obtenir tous les effets habituellement demandés pour les céramiques d'émaillage.

#### 7.4.2.4. Conclusion.

A l'heure actuelle, le système Lava se présente comme un centre d'usinage régional et peut faire envisager les regroupements de laboratoires dans une structure commune d'usinage. Il intègre totalement la C.A.O. et l'usinage, et est spécialisé dans l'usinage du zircone qui permet d'envisager la réalisation de bridges de grande étendue. De plus, il peut permettre à d'autres laboratoires de réaliser du tout-céramique en zircone sans risques d'investissements et sans engagement. Une unité de production peut fournir 9 000 éléments par an et sa rentabilité est concevable à partir de 2 500 éléments annuels. Le recul clinique est de plus de 4 ans. Ces atouts devront être complétés par une fiabilité à long terme des résultats, ce qui ne semble pas faire de doute et une adaptation des coûts aux prix d'un marché de plus en plus concurrentiel [79].

#### 7.4.3. *BEGO MEDIFACTURING® de Bego.*

##### 7.4.3.1. Introduction.

Le système BEGO MEDIFACTURING® est produit par la société Bego. Ce système permet au laboratoire de concevoir des pièces prothétiques dans tous les matériaux disponibles : les alliages non nobles, les alliages nobles, le titane et ses alliages, la céramique. Le procédé d'acquisition travaille comme la plupart des systèmes de C.F.A.O. avec une numérisation extra-orale sur un modèle en plâtre. Mais le procédé de production, qui a lieu dans une unité de production décentralisée, est par contre tout à fait inédit dans le secteur dentaire. En effet, la fabrication est réalisée non pas par soustraction

de matériau mais par addition. Grâce à ce système, nous pouvons réaliser des couronnes anatomiques, des chapes, des armatures et des bridges jusqu'à 14 éléments.

Illustration n°20 : le système BEGO MEDIFACTURING® de Bego [8].

Le système BEGO  
MEDIFACTURING®  
avec l'écran et  
le scanner



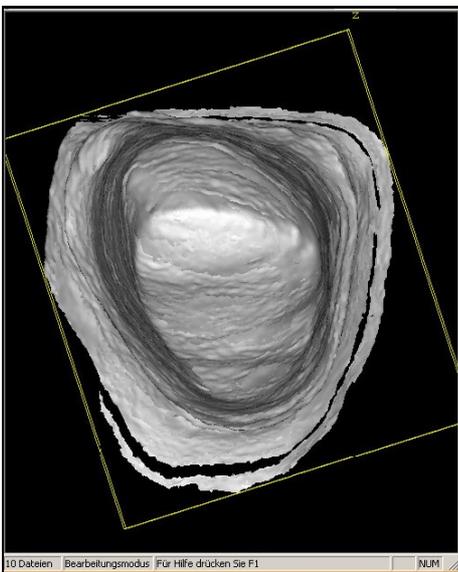
Copyright © 2007 BEGO Medical GmbH.

#### 7.4.3.2. L'acquisition et la conception.

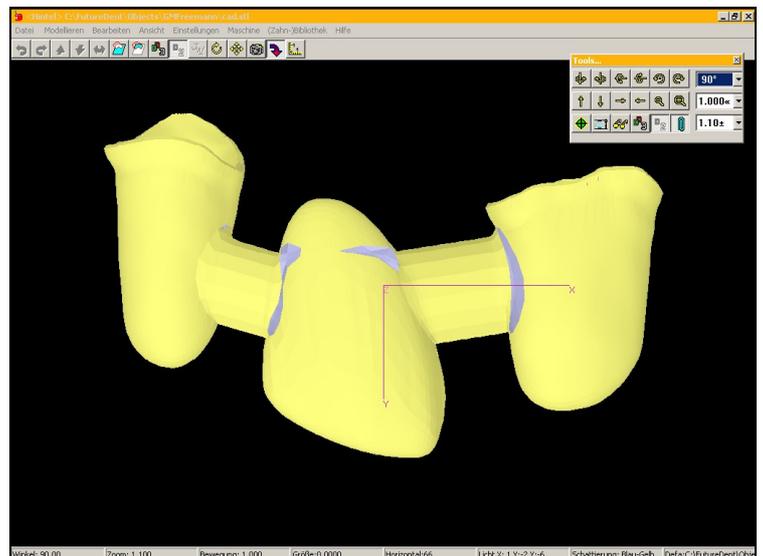
Le maître modèle est coulé en plâtre spécial recommandé par Bego, fractionné et le M.P.U. est détourné. La numérisation 3D est réalisée par un scanner optique, le Speedscan®. Les systèmes proposés peuvent travailler sur deux ou trois axes. Avec le procédé utilisé par BEGO MEDIFACTURING®, les images en trois dimensions sont enregistrées sous différents plans (différents axes et angles). Ces plans sont ensuite assemblés en 3D. Avec le système à deux axes, il est possible de numériser des chapes, des infrastructures de couronnes et de bridges, tandis qu'avec celui à cinq axes on peut enregistrer des arcades entières [73].

L'unité de conception, le Dentform® et le Speedscan® ont en commun un port de série de norme industrielle. Il est ainsi possible d'utiliser différents programmes de C.A.O. De même, les données du logiciel de C.A.O. utilisé sont formatées selon des normes industrielles, ce qui permet de piloter différentes unités de production. Le logiciel de C.A.O. repère automatiquement les limites de la préparation, classe les données patient/matériau, possède une bibliothèque de données enrichissable au fur et à mesure, permet de modéliser des dents anatomiques, prend en compte l'occlusion, les formes et volumes peuvent être modifiées par le manipulateur grâce à la souris, et enfin les connections inter-dentaires peuvent être individualisées [4, 73].

### Illustration n°21 : la conception avec le système BEGO MEDIFACTURING® [8].



Préparation scannée et isolée.



L'armature du bridge terminée sur l'ordinateur.

Copyright © 2007 BEGO Medical GmbH.

#### 7.4.3.3. L'usinage [73].

Pour réaliser des infrastructures métalliques, on ne passe pas par un fraisage mais par un procédé de fusion sélective au laser, issu de la technologie du prototypage rapide. Avec ce procédé, chaque couche de poudre métallique est fondue à l'aide d'un rayon laser. Pour cela, le modèle

en trois dimensions issu du logiciel C.A.O. est découpé en une multitude de tranches d'une épaisseur spécifique. A partir d'un ensemble de données en trois dimensions, on conçoit toute une série de groupes de données en deux dimensions qui sont ensuite transférés dans une unité de production spéciale. Une couche de poudre déposée sur une surface orientable est logée dans cette unité. Un rayon laser va durcir cette couche. On fait alors descendre la plate-forme de production pour appliquer et durcir une nouvelle couche de poudre. Cette procédure est répétée jusqu'à ce que la restauration soit terminée.

Ce système offre l'avantage d'assurer une production très rapide et économique. La consommation en matériaux est faible et le système ne fait appel à aucune pièce d'usure. On peut réaliser des géométries extrêmement complexes avec toutes les formes possibles avec des zones de contre-dépouille, creuses...

L'ajustage et le cosmétique s'effectuent comme pour les infrastructures conventionnelles mais il n'y aura pas de tige de coulée à meuler. Les matériaux cosmétiques utilisés sont exactement les mêmes que pour la technique de coulée classique.

Depuis janvier 2006, Bego propose la fabrication de pièces prothétiques par électrophorèse sous forme d'une machine compacte, Bego Preceram®, qui peut réaliser automatiquement, après programmation, des chapes homothétiques sur implant ainsi que des bridges de trois éléments. Le principe est à peu près le même que pour la technique Wolceram® [3].

illustration n°22 : l'armature d'un bridge 3 éléments en alliage Co/Cr conçue par fusion sélectif au laser [8].



L'armature du bridge sur le modèle en plâtre.

Copyright © 2007

BEGO Medical GmbH

#### 7.4.3.4. Conclusion.

Ce système est conçu de façon que les étapes de travail pour le chirurgien-dentiste et le prothésiste subissent un minimum de modifications en conservant autant que possible les protocoles et les matériaux existants. Une étude [73] montre que la fusion laser est comparable à la coulée et que sur certains critères comme la corrosion, elle est supérieure. Ainsi le système BEGO MEDIFACTURING® est capable de produire des restaurations qui soutiennent la comparaison avec des restaurations coulées, et qui ont même des qualités supérieures. Les écarts au niveau des propriétés s'expliquent par la différence structurelle. La fusion laser donne une taille de grain plus petite que celle de la coulée. En matière d'oxydation, le procédé est meilleur que le procédé de coulée [73].

## **8. L'ÉVOLUTION.**

### **8.1. INTRODUCTION.**

Au cours des dernières années, une vague d'innovation technologique a ouvert la voie à des horizons nouveaux aux professions de santé et notamment aux chirurgiens-dentistes. Cette évolution a entraîné des changements dans les moyens mis à notre disposition pour communiquer avec nos confrères, nos patients, les laboratoires, l'administration et nos fournisseurs. Même s'il reste quelques irréductibles, le mouvement paraît irréversible. Ces nouvelles technologies de l'information et de la communication doivent apporter une aide, un support, un gain de temps, une amélioration des compétences aux praticiens [12].

De plus en plus présentes dans le système de soins français, les technologies de l'information et de la communication (télétransmission, dossier du patient commun...) influencent l'organisation du système de soins, les relations interprofessionnelles, ainsi que les rapports entre professionnels et usagers. En effet, face aux multiples obligations administratives et légales qui lui incombent, le chirurgien-dentiste s'équipe de plus en plus souvent d'un système de gestion de cabinet lui permettant une bonne tenue et une bonne accessibilité aux dossiers des patients. Les cabinets dentaires sont à l'aube d'une profonde transformation de leur pratique, de gestion des données, des dossiers des patients et des communications.

Pour les chirurgiens-dentistes, outre la gestion quotidienne, les nouvelles technologies ont optimisé trois fonctions majeures de notre profession :

le radiodiagnostic avec la radiologie numérisée ;

le dialogue avec le patient ;

les relations avec le laboratoire de prothèse grâce à l'image numérisée, sans oublier le réseau Internet, outil de formation, vecteur de communication avec les patients.

Il n'est plus possible de se passer de l'utilisation des nouvelles technologies d'information et de communication, que ce soit dans les échanges médicaux de dossiers ou d'imagerie (nécessité de réseaux sécurisés), dans la

formation ou la recherche d'informations professionnelles (nécessité de se former), ou bien dans les échanges avec l'administration (transmission des feuilles de sécurité sociale électronique par exemple) [12].

## **8.2. LA COMMUNICATION<sup>2</sup>.**

### 8.2.1. L'évolution de la relation patient/praticien.

La relation entre les patients et le chirurgien-dentiste est particulière. Il n'y a pas de soin sans confiance et pas de confiance sans communication. Cette confiance est essentielle à l'adhésion totale du patient au plan de traitement. Dès la prise de rendez-vous par le patient jusqu'au règlement final, tout est affaire de communication. Les nouvelles technologies et surtout Internet, modifie profondément cette relation patient/praticien. Ces nouvelles technologies utilisées convenablement peuvent améliorer la communication et la sensation d'une bonne prise en charge, à la pointe de la technologie par le patient : impression que le praticien se donne tout les moyens modernes pour soigner le mieux possible.

De nouveaux moyens se proposent d'améliorer la communication dans le cabinet dentaire, faisant appel à l'image numérique et à l'informatique ; 93% de la communication est non verbale et le plus gros vecteur de celle-ci est l'image. Les nouvelles technologies sont donc de très bons moyens pour faire passer une information juste à nos patients [57]. Ainsi, on observe un « boom » de la communication par les images, via l'utilisation de la radio numérique, des caméras intra buccales et des logiciels d'éducation des patients.

On trouve des systèmes indirects, disposés en salle d'attente, en défilement ou interactifs. Ces systèmes semblent intéressants car ils sont

---

<sup>2</sup> La communication implique la transmission d'informations, destinées à renseigner ou à influencer un individu ou un groupe dit « récepteur ». La communication est fondée sur un retour d'information. Dans le cas où l'échange est unilatéral, il ne s'agit plus de communication, mais d'information (71).

informatifs et suscitent la curiosité des patients sur les nouvelles technologies. Il existe aussi des outils de communication directs permettant une réponse rapide, précise et simple aux interrogations des patients dans différents domaines de la chirurgie-dentaire. Ces systèmes ludiques, schématiques et visuels qui utilisent les nouvelles technologies permettent d'informer, de conseiller et de rassurer les patients tout en valorisant le praticien et en validant les impératifs juridiques de devoir d'information du patient. Ces informations doivent être complétées par des explications orales du praticien qui renforcent efficacement le message [2].

On peut citer comme type d'information disponible sur écran de plus ou moins haute technologie (écran plat haute définition au tube cathodique classique):

des animations 3D, qui montrent de manière ludique l'aspect technique ou théorique de notre profession. L'information y est claire, simple et doit rassurer le patient ;

des animations 2D, qui permettent d'apporter une réponse plus précise en montrant simplement les rapports de la racine à l'os ou de l'implant à une racine dentaire ;

des cas cliniques standards qui permettent, grâce à la photographie numérique, de donner une idée des résultats esthétiques et des pronostiques possibles pour le patient ;

des fiches d'information associées au cas du patient, destinées à fournir des informations très pratiques, et qui apportent un gain de temps pour le praticien.

Les nouvelles technologies permettent au patient de participer aux soins dentaires. En effet, grâce à la radiographie numérique, le praticien peut montrer l'évolution des soins avec la souris, en zoomant, en utilisant des codes couleurs etc.... De plus, les caméras numériques intra-buccales peuvent permettre au patient de suivre les soins en bouche en direct. On peut également utiliser des petits écrans numériques au dessus du fauteuil de soins pour distraire le patient pendant les soins. Ainsi le patient est plus détendu, plus impliqué, il est donc moins stressé et les soins se déroulent beaucoup mieux.

Enfin, grâce à Internet, le praticien n'est plus le seul titulaire du savoir. Les patients peuvent obtenir les mêmes renseignements médicaux que les professionnels de la santé, ce qui modifie profondément les rapports entre le praticien et le clinicien [12].

### 8.2.2. L'évolution de la relation praticien/prothésiste.

Les chirurgiens-dentistes et les prothésistes dentaires ne peuvent travailler indépendamment les uns des autres. La recherche de la qualité, tant du côté du laboratoire de prothèse que du cabinet dentaire, requiert un véritable travail d'équipe. Une communication construite, claire et concise, fondée sur le respect, la confiance et les avantages mutuels, représente la clé de voûte de cette relation [31]. Deux grandes révolutions viennent bouleverser cette relation praticien/prothésiste :

l'intrusion du numérique et d'Internet en prothèse dentaire, qui modifie profondément la communication entre les deux parties ;

la C.F.A.O. qui transforme progressivement le métier du prothésiste.

La transmission correcte des différentes informations cliniques perçues par le praticien sur son patient est parfois compliquée à retranscrire et à communiquer parfaitement aux prothésistes.

Il existe quatre moyens principaux de communication cabinet/laboratoire : par contact physique : rencontres ou déplacements bilatéraux (entre 52 et 60%) ;

utilisation du courrier avec la fiche de liaison (96%) ;

utilisation du téléphone (92%) ;

par Internet qui est un nouveau moyen peu répandu (20%) mais en cours de développement (d'après l'étude du document 31).

Mais la communication par Internet requiert un minimum de connaissances techniques de l'informatique et un investissement matériel : ordinateur, serveur assurant une transmission sécurisée.

On imagine très facilement les avantages qu'Internet apporte dans la communication entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse. En effet, la transmission instantanée des informations numériques (choix de la teinte, photo numérique, caméra numérique) par Internet, par des sites sécurisés, permet une communication facilitée, extrêmement rapide et beaucoup plus attractive pour le laboratoire de prothèse. De plus, avec les

techniques de C.F.A.O. dentaire, Internet permet de gagner énormément de temps dans la transmission des données numériques entre laboratoire [12].

L'ambiguïté relative au langage pose des problèmes face à la communication entre chirurgien-dentiste et prothésiste. En effet, l'interprétation des paroles, nos différents a priori des mots et couleurs, nos différences de sensibilité aboutissent à une modification du message initial du praticien au prothésiste. Ainsi, l'utilisation de la photographie numérique, d'une WebCam, des systèmes de prises de teinte permet de lever par l'image cette ambiguïté et d'améliorer les résultats.

Le savoir-faire artisanal du prothésiste en interactivité avec les techniques de C.F.A.O. et l'intrusion du numérique ont fait évoluer la profession de prothésiste vers une nouvelle spécialité celle « d'info-prothésiste » en analogie à l'infographiste [37].

Ainsi, les moyens modernes de captage, alliés aux facteurs incontournables de la communication d'aujourd'hui, tels que la photographie numérique, les capteurs de teintes, les logiciels de gestion de photos, les cartes mémoire, MSN messenger, les clés USB et Internet, favorisent une transmission de qualité des données entre le chirurgien-dentiste et l'info-prothésiste. Les moyens d'avenir comme la WebCam qui apporte l'image en plus de la parole, les systèmes d'empreinte par scannage en bouche, les logiciels proposant une cinématique en occlusodontie et l'exploration numérique des articulations temporo-mandibulaire, feront que les futurs prothèses seront fabriquées surtout devant un ordinateur [37].

### *8.2.3. L'apport d'Internet.*

Internet se caractérise comme un réservoir immense d'informations qui est en continuelle augmentation. Internet est un ensemble de réseaux informatiques (à l'échelle de la planète) de toutes tailles, interconnectés entre eux par une même façon de communiquer (le protocole IP régit les échanges).

Ces services permettent de chercher, d'échanger et de traiter l'information. L'axe de communication comprend des outils manipulant une information volatile :

- courrier électronique ou e-mail ;
- forum de discussion : entité regroupant sous un même nom un ensemble de contributions correspondant à un thème précis défini dans sa charte (exemple : forum eugenol.com ou dentalespace.com) ;
- le Web ou www, ou toile d'araignée mondiale, ensemble de pages contenant des informations (texte, photo, dessin, vidéo, schéma, dessin);
- la liste de diffusion qui permet à un groupe de personnes de communiquer sur un thème donné par l'intermédiaire du courrier électronique [12].

Internet permet un accès à un volume considérable d'informations sous des formes variées (texte, son, image) qui s'intègre parfaitement au monde médical et dentaire. Il permet aussi une communication performante (courrier, fichier d'imagerie visioconférences) rapide et peu coûteuse. C'est une libération de lieu et de temps dans le mode d'accès au savoir, qui nous amène à repenser nos démarches habituelles.

Internet doit s'apprécier sous deux angles :

- celui de l'information en tant que telle, dans sa nature, sa richesse, sa qualité ;
- celui de la communication de cette information, dans sa performance et dans sa facilité [12].

En connaissant le potentiel que représente Internet, on imagine facilement l'intégration que l'on peut en faire dans l'aide au développement professionnel.

Internet devient un mode de diffusion de choix qui offre de plus en plus de solutions intéressantes et valables. Ainsi la mise à disposition des résultats de recherche, des références de bonnes pratiques cliniques sur Internet dans des sites de références médicales, permet au praticien de se tenir au courant très rapidement comme l'impose le code de déontologie médicale. Mais toutes les informations doivent passer par un filtre d'évaluation de qualité, avant d'être assimilées en vue de l'utilisation professionnelle. La valeur de l'Internet est dans la richesse en quantité et en qualité des informations que l'on peut obtenir, mais il faut apprendre à maîtriser ce volume d'information pour l'utiliser le mieux possible. Internet participe donc,

grâce à la quantité phénoménale d'informations, au développement professionnel dont le but est de se documenter pour mieux soigner.

Internet est utile également pour les échanges avec l'administration. Cette informatisation a pour objectif de promouvoir la télétransmission des feuilles de soins électroniques vers les caisses d'assurance maladie. Il est d'autre part tout à fait possible d'établir sa déclaration de revenus et l'adresser à l'administration fiscale via Internet.

Internet peut apporter une grande amélioration de la communication entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse. En effet, la transmission instantanée des informations numériques (choix de la teinte, photo numérique, caméra numérique) par Internet, par des sites sécurisés, permet une communication facilitée, extrêmement rapide et beaucoup plus attractive pour le laboratoire de prothèse. De plus, avec les techniques de C.F.A.O. dentaire, Internet permet de gagner énormément de temps dans la transmission des données numériques entre laboratoire [12].

Mais aujourd'hui Internet arrache le monopole de l'information des mains du corps médical et met soudain cette information à la disposition du citoyen et des malades. Le praticien n'est plus le seul tributaire du savoir. La demande de la population à être informé est légitime et c'est du devoir du praticien d'informer ses patients. Le praticien est donc confronté à des patients plus ou moins bien informés par Internet, par des informations plus ou moins vraies et une compréhension du patient plus ou moins importante. Ces informations trouvées sur Internet influencent les décisions concernant les traitements des patients. L'arrivée d'Internet, et donc d'un patient plus exigeant, plus curieux et plus ou moins bien informé, est un facteur de rupture majeur à prendre en compte dans la relation patient/praticien [12].

#### *8.2.4. Les autres outils numériques.*

### 8.2.4.1. Introduction.

La profession s'entoure de tout un tas d'outils d'aide à la communication, à la conception, à la réalisation et aussi à l'analyse. De la salle d'attente au fauteuil, les nouvelles technologies ont révolutionné les mentalités au sein du cabinet dentaire. De la radiologie numérique au spectrocromimètre, l'image, puissant vecteur de communication, permet une réelle synergie entre les acteurs de la chaîne de soins dentaires et augmente la performance. Pour le patient, il ne s'agit plus de subir les soins, mais grâce à ces nouvelles technologies (photo numérique, lecteur D.V.D., caméra numérique), il lui est plus facile de comprendre, de visualiser et de participer plus sereinement aux actes dentaires. L'association d'appareils numériques pour le choix de la teinte et des photos numériques permet une synergie efficace praticien/prothésiste au bénéfice du patient [14, 33].

### 8.2.4.2. L'appareil photo numérique.

Avec le développement croissant du matériel numérique, la photographie fait de plus en plus d'adeptes et l'odontologie n'échappe pas à cet engouement. La prise en charge d'une reconstruction prothétique impose la mise en place d'une chaîne de réalisation fiabilisée dans le but d'obtenir des résultats satisfaisants et reproductibles. Grâce à la photographie numérique, les praticiens apportent une réelle plus value à leur technicité et au travail en équipe, deux atouts majeurs garants d'un résultat au plus près de la demande du patient et de notre exigence. Les domaines d'application très variés englobent l'archivage, la communication avec les patients et le laboratoire, les enquêtes médico-légales, l'enseignement ou encore les publications [14, 21].

La photographie dentaire impose le plus souvent de faibles ouvertures de diaphragme pour un maximum de profondeur de champ ainsi qu'une vitesse d'obturation proche ou plus rapide que  $1/60^{\text{ème}}$  de seconde pour empêcher le flou. Ces conditions particulières imposent un matériel photographique spécifique et certains accessoires. Le matériel le mieux adapté à l'odontologie doit permettre une grande simplicité et une reproductibilité des résultats. Les appareils photographiques peuvent se classer en deux familles : les compacts pour les plus simples et les reflex. Ces appareils reflex sont les plus onéreux mais les mieux adaptés à la photographie dentaire, à condition de les utiliser avec un objectif et un flash adéquats [21].

La photographie numérique offre un meilleur stockage comparé à l'argentique et aux diapositives. La photo est immédiate avec un nombre infini de prises sans frais de développement. Il permet d'expliquer plus facilement aux patients de façon pédagogique. Le laboratoire ne sera plus frustré de ne pas accéder au résultat de son travail et aux erreurs commises [33].

#### 8.2.4.3. Le choix de la couleur par les appareils numériques.

Dans son exercice quotidien, le chirurgien-dentiste est fréquemment confronté au problème de la détermination de la couleur des dents naturelles qui varie en fonction de la lumière ambiante et de l'œil du praticien. Ce sujet a toujours été considéré comme délicat par la plupart des praticiens et prothésistes de laboratoire. La couleur d'une dent est définie par sa luminosité, sa saturation, sa teinte mais aussi sa translucidité, son opalescence ainsi que sa fluorescence. La subjectivité du choix visuel, pratiqué fréquemment dans une ambiance lumineuse inappropriée, et les difficultés de la reproduction de la couleur au laboratoire conduisent la profession à s'intéresser aux colorimétries, aux spectrophotomètres ainsi qu'aux caméras numériques. L'objectif est d'avoir une valeur transmissible au laboratoire, reproductible et objective [21].

La caméra intra-orale, comme par exemple la caméra Sopro 717®, est un intermédiaire entre le choix visuel par teintier et le choix purement instrumental. Le choix de la couleur de la dent reste visuel et comparatif aux échantillons des teintiers habituels, mais il est reporté sur un moniteur qui permet d'avoir une image fortement agrandie. La comparaison de la dent avec les échantillons du teintier s'en trouve ainsi facilitée. Ce système, moins coûteux que les spectrophotomètres et colorimètres, a l'avantage de ne plus dépendre de la lumière environnante du cabinet. Mais l'évaluation de la couleur reste dépendante de la subjectivité du praticien [49].

Les spectrophotomètres analysent les longueurs d'ondes réfléchies d'une lumière incidente polychromatique visible. Le spectre réfléchi est mesuré en de très nombreux points, à intervalles faibles, et il est comparé à une base de données pour en déduire la couleur de la dent. Ces appareils sont actuellement les plus précis et ne pose pas de problème de vieillissement de la source lumineuse. Les colorimètres analysent la couleur par des mesures de réflexion de la lumière source au travers de trois filtres : rouge, vert et bleu, ce qui définit une couleur par ses coordonnées trichromatiques. Les mesures sont moins précises qu'avec les spectrophotomètres, et elles sont sensibles au vieillissement de la lumière source des filtres colorés. Ces

appareils présentent l'avantage de rendre le choix de la teinte plus scientifique et objectif, mais le coût est élevé.

Malgré la fiabilité de ces appareils, les principaux problèmes restent l'interprétation et la reproduction de la couleur au laboratoire qui sont totalement liées à l'expérience et au sens artistique du prothésiste [49].

## **8.3. LES PROGRÈS FUTURS.**

### *8.3.1. L'acquisition.*

L'un des premiers buts de la C.F.A.O. était de développer l'empreinte en bouche pour tirer un maximum d'avantage (voir chapitre 5.3.1) de cette nouvelle technologie. Mais aujourd'hui, hormis le système CEREC, tous les autres systèmes de C.F.A.O. dentaire font des empreintes optiques sur des modèles issus de l'empreinte classique. Ceci s'explique par la difficulté de réaliser une empreinte optique directement en bouche (éclairage et humidité en bouche, accessibilité des dents postérieurs, durée de l'empreinte, enregistrement en mouvement, taille encombrante des caméras optiques) et par le fait que les systèmes de C.F.A.O. ont été créés dans un premier temps pour les laboratoires de prothèse, donc sans modifier le travail du praticien. Mais d'énormes progrès ont été faits et les outils de visualisation et d'acquisition des données, fondés sur la méthode de numérisation des formes dentaires par empreinte optique, gagnent en vitesse, en qualité, en précision et en simplicité. Donc nous pouvons penser que dans un proche avenir les systèmes de la C.F.A.O. dentaire réorientent leurs systèmes d'acquisition vers l'empreinte optique directement en bouche [27].

La prise d'empreinte optique en bouche s'effectuera à l'aide d'une caméra optique miniaturisé, en forme de pièce à main, à l'aide d'une technologie évoluant de l'empreinte statique à l'empreinte dynamique. La prise de vue dynamique consiste non pas à enregistrer image par image mais à filmer en continu et en 3D l'intérieur de la bouche. Ainsi on enregistrera les préparations, toutes les autres dents de l'arcade, voir même les mouvements mandibulaires. Cette méthode sera permise dès lors que les systèmes

informatiques auront une précision, une résolution, un stockage et un traitement des données qui le permettront. C'est à dire, compte tenu de l'évolution informatique actuelle, dans quelques années [27].

Deux technologies optiques peuvent être utilisées : la lecture statique et la lecture dynamique.

➤ La lecture statique :

Elle consiste à enregistrer « vue après vue » puis de les corrélérer pour obtenir une image 3D.

Elle peut se faire en utilisant la technique du masque ou en utilisant la technique matricielle plus sophistiquée, comme le moiré électronique/phase profilométrie.

Elle peut se faire aussi en utilisant la méthode dite du temps de vol (voir chapitre 4.2.3.) [27].

➤ La prise de vue dynamique :

Elle consiste à filmer en continu et en 3D l'intérieur de la bouche, en enregistrant toutes les dents, les préparations voire même les mouvements mandibulaires. C'est l'avenir logique de la caméra endo-buccale. Ce qui retarde l'application de cette méthode dynamique est la lenteur des traitements algorithmiques pour des masses d'informations brutes très élevées. On peut espérer, compte tenu de l'évolution très rapide des appareils informatiques, que cette méthode pourra être utilisée, pour la prise d'empreinte directement en bouche d'ici quelques années [27].

### *8.3.2. La conception et l'usinage.*

La conception est intimement liée à l'usinage. En effet, si nous réalisons virtuellement des couronnes très précises et qu'elles ne peuvent être réalisées par usinage, la conception ultra-précise n'aura servi à rien. Donc l'évolution de la conception doit aller de pair avec l'augmentation de la précision et de la finesse de l'usinage.

La conception peut être limitée par l'acquisition et la qualité de celle-ci. Ainsi, pour une conception complète, nous avons besoin des références que représentent les dents contre-latérales, les antagonistes et agonistes ; mais

aussi des formes, types, teinte de la dent ainsi que les informations secondaires, comme l'état civil et la forme du visage.

L'évolution des logiciels de conception est très rapide. Un bon logiciel doit être instinctif, logique, convivial, facile à utiliser et esthétique. Il doit aussi proposer une multitude de possibilités en fonction des différentes possibilités et indications du système de C.F.A.O. dentaire auquel il appartient.

Au niveau mécanique, le logiciel devra :

- rechercher les limites de la préparation de façon automatique,
- prendre en considération le profil d'émergence,
- rechercher l'axe d'insertion optimal de la pièce prothétique,
- déterminer une épaisseur optimale de la chape, réaliser une chape homothétique pour éviter des pans de céramiques non soutenus incompatibles avec la fragilité de la céramique cosmétique,
- déterminer un espace de collage optimal,
- élaborer des bandeaux de soutien, optimiser le volume des connexions de bridges, placer les intermédiaires de bridge de façon optimale...

Au niveau de l'occlusion, le logiciel devra posséder une bibliothèque gnathologique imposant une surface tripodique, ou une bibliothèque fonctionnaliste permettant une morphologie plus douce. L'occlusion sera ensuite prise en charge au niveau statique et la pression des points de contact sera visualisée par des zones de couleurs. Ensuite, les logiciels les plus performants proposeront une simulation en dynamique en intégrant les mouvements mandibulaires en propulsion, en diduction et en latéralité, mais aussi en simulant les mouvements directement en mastication, phonation etc... Ainsi, par simulation, la couronne sera parfaitement intégrée à la cinématique mandibulaire.

Les logiciels devront posséder une bibliothèque de données riche, enrichissable, organisée en fonction de l'âge des patients, du sexe, de la forme et du type de dent, de la typologie du visage etc... La bibliothèque de données pourra prendre en compte automatiquement les photographies numériques et les appareils numériques de choix de la teinte pour choisir une dent la plus naturelle et la plus ressemblante possible.

Le logiciel pourra aussi réaliser une réplique par un effet miroir de la dent contre-latérale.

Pour PRESTON, il existerait huit critères esthétiques à respecter. Les logiciels devront prendre en compte ces huit critères :

- la dimension des dents qui représente un espace vital et qui est composé d'un plan frontal, mésial, lingual, distal, occlusal et cervical ;
- les embrasures qui sont incisales, frontales, cervicales et inter-radiculaires ;
- le long axis qui est une ligne réunissant différents barycentres de volume dentaire ;
- les zones de transition qui sont les zones de jonction des surfaces des dents voisines ;
- les zones de contact ;
- la position sur l'arcade ;
- la surface de contour ;
- les diastèmes [24].

Ce qui reste le plus important pour ces logiciels, c'est que tous les paramètres soient soumis à des contrôles empêchant l'apparition d'aberration de modélisation, sorte de garde-fou de la forme esthétique externe [24].

Au niveau de l'usinage, l'évolution se fera vers des machines/outils de plus en plus performantes et rapides qui permettront de réaliser des pièces de plus en plus complexes, précises et avec un niveau d'état de surface quasiment fini. Les machines/outils auront 5 axes d'insertions et les machines, qui usineront les alliages, utiliseront la technique de prototypage rapide.

L'évolution, au niveau des laboratoires de prothèse, se fera progressivement avec de petits laboratoires qui s'équiperont de plus petite machine de C.F.A.O. et avec l'apparition de véritable industrie d'usinage spécialisée dans la prothèse dentaire.

L'évolution de l'usinage s'effectuera aussi avec les progrès des matériaux futurs.

### *8.3.3. Allons-nous vers la disparition du prothésiste ?*

Avec le remplacement des tâches répétitives dans la conception des pièces prothétiques, l'avènement futur de l'empreinte en bouche qui supprimera la coulée des modèles et les machines/outils d'usinage à commande automatique, cette question peut se poser. Mais le travail du prothésiste se limite-t'il aux travaux cités, ou ses compétences sont-elles plus étendues ? Est-ce que la machine peut se passer de toute manœuvre humaine dans la chaîne de fabrication des prothèses dentaires ? Est-ce que le chirurgien-dentiste peut réaliser toutes les étapes de la conception d'une prothèse dentaire avec l'aide des systèmes de C.F.A.O. ? Peut-il grâce à ces systèmes réaliser des prothèses sans perdre trop de temps dans sa pratique quotidienne ?

Le système CEREC.3-3D est le seul qui pour l'instant permet de se passer totalement du prothésiste. Le chirurgien-dentiste contrôle l'ensemble de la fabrication d'une prothèse d'usage. Mais nous l'avons vu, ce système est limité en indication et propose uniquement des pièces prothétiques en tout céramique usiné à partir d'un bloc monochromatique de céramique (Inlay/onlay, couronne unitaire, couronne monobloc, des facettes céramiques) et malgré la possibilité de maquillage des blocs, ils présentent un moins bon résultat esthétique par rapport au montage de céramique cosmétique sur une chape en céramique. En effet, dans la plupart des autres systèmes de C.F.A.O. dentaire, la machine/outil usine une chape en céramique qui est secondairement recouverte de céramique cosmétique montée de façon traditionnelle, couche par couche par un prothésiste. Il met tout son savoir-faire artistique pour reproduire et maquiller le mieux possible la couronne en céramique. Le résultat esthétique est alors remarquable et ceci est particulièrement intéressant pour les couronnes antérieures. Ainsi, les systèmes de C.F.A.O. éliminent les tâches répétitives du prothésiste mais son savoir-faire reste nécessaire pour reproduire et maquiller au mieux les couronnes céramo-céramique.

En ce qui concerne les systèmes de C.F.A.O. dentaire qui usinent les pièces prothétiques en titane ou en alliage métallique précieux ou non précieux, ils nécessitent tous :

une empreinte traditionnelle et la coulée du maître modèle ;

la conception de la couronne virtuelle par ordinateur ;

l'usinage par une machine/outils.

Toutes ces étapes sont réalisées au laboratoire par un prothésiste formé pour utiliser ces différents systèmes.

Ces systèmes qui sont de plus en plus sophistiqués nécessitent une formation pour utiliser le scannage, les logiciels de conception et les machine/outils. Tout cela, nous l'avons vu, est de plus en plus compliqué. Nous pouvons difficilement penser qu'un chirurgien-dentiste omnipraticien et dont le rôle est de soigner son patient, soit habilité à être formé dans ce domaine. En effet, l'évolution de la C.F.A.O. dentaire qui sera réorienté vers l'empreinte optique en bouche, verra le chirurgien-dentiste réaliser cette empreinte puis transférer au laboratoire de prothèse, directement par Internet, les données recueillies. Puis le prothésiste réalisera la conception, l'usinage et la finition de la pièce prothétique.

Il est évident que l'avènement de la C.F.A.O. dentaire ne va pas faire disparaître le métier de prothésiste. Son travail en prothèse amovible n'est que très peu concerné par la C.F.A.O. dentaire et la fabrication d'une P.A.P. reste de la compétence du prothésiste. En prothèse conjointe, la C.F.A.O. réoriente son travail et crée de nouvelles spécialités. Les prothésistes doivent donc s'adapter à cette nouvelle technologie inévitable.

#### *8.3.4. Le cabinet dentaire de demain.*

Dans le cabinet de demain coexisteront trois types de périphériques :

les caméras endo-buccales, qui ressembleront à des pièces à main et qui permettront d'enregistrer rapidement l'ensemble d'une arcade en 3D ;

un micro-centre d'usinage ou même de prototypage rapide permettant de réaliser des prothèses provisoires, des pièces définitives (inlay/onlay, facette, braket d'O.D.F, coiffe...) des repères particuliers (radiographiques, canaux pour orienter les implants) ou tout petit objet gagnant à être individualisé (micro digues, attelles...) ;

des périphériques d'information complémentaires à la C.F.A.O. (les spectrocromimètres, les articulateurs analyseurs et diagnostiqueurs de mouvements, les sondes parodontales, les appareils photos numériques, les caméras numériques...) et de stockage (carte ou puce électronique portant l'empreinte en bouche, toutes les informations nécessaires à la prothèse et la traçabilité en information digitalisée) [74].

Le cabinet de demain sera pourvu d'un système informatique unique, contenant tous les éléments du dossier du patient, auquel seront reliés tous les périphériques nécessaires et communiquant ainsi avec toutes les informations nécessaires. L'appareil photo, caméra et radio numérique, les spectrocolorimètres, les localisateurs d'apex, l'endo mécanisé, la C.F.A.O. dentaire, tous ces éléments seront reliés à une seule et même machine avec leurs protocoles d'utilisation et autres procédures directement accessibles sur l'écran opératoire. Le système informatique sera relié par Internet, par des sites sécurisés, au laboratoire de prothèse pour communiquer plus efficacement et plus rapidement. L'ensemble de ce système permettra une meilleure ergonomie et un exercice harmonieux pour optimiser le résultat des nouvelles technologies.

Dans les laboratoires de prothèse, existeront des unités informatiques traitant l'empreinte en bouche prise par le chirurgien-dentiste et, éventuellement, pilotant à distance le micro-centre d'usinage situé dans le cabinet dentaire, afin que celui-ci n'ait aucune intervention sur son système, hormis la prise d'empreinte. La caméra endo-buccale pourra aussi être utilisée par le prothésiste qui fera ses empreintes sur des modèles en plâtre envoyé par les chirurgiens-dentistes qui ne sont pas équipés de caméra endo-buccales.

Le laboratoire de prothèse validera avec le chirurgien-dentiste l'empreinte grâce aux vues tridimensionnelles. Ainsi, ils pourront ensemble vérifier et valider une empreinte immédiatement en bouche grâce à cette vue 3D, et la réalisation d'une coiffe de contrôle qui servira aussi de provisoire. Une fois l'empreinte validée, l'info-prothésiste réalisera la maquette virtuelle. En fonction du laboratoire et de la complexité de la pièce à réaliser, la pièce sera usinée :

- soit par une machine/outils du cabinet dentaire pour les pièces les plus simples (inlays/onlays, couronnes unitaires monochromatiques) ;
- soit dans le laboratoire de prothèse dentaire ;
- soit dans des centres de production industriels, spécialisés dans la prothèse dentaires [25, 27].

## **9. CAS CLINIQUE.**

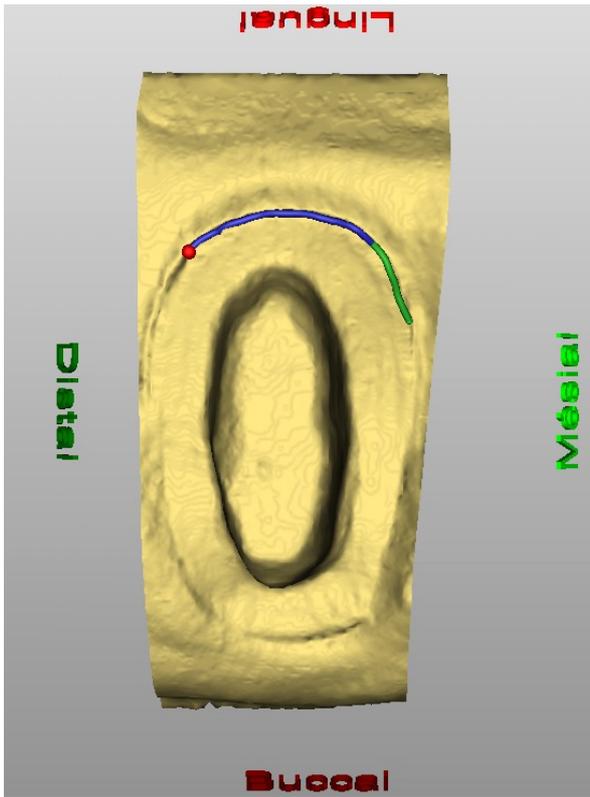
Cas clinique n° 1 : réalisation, en une seule séance, d'une couronne céramo-céramique sur une 45 avec le système CEREC3-3D. (cas clinique du **Docteur Pascal CIVEL**)



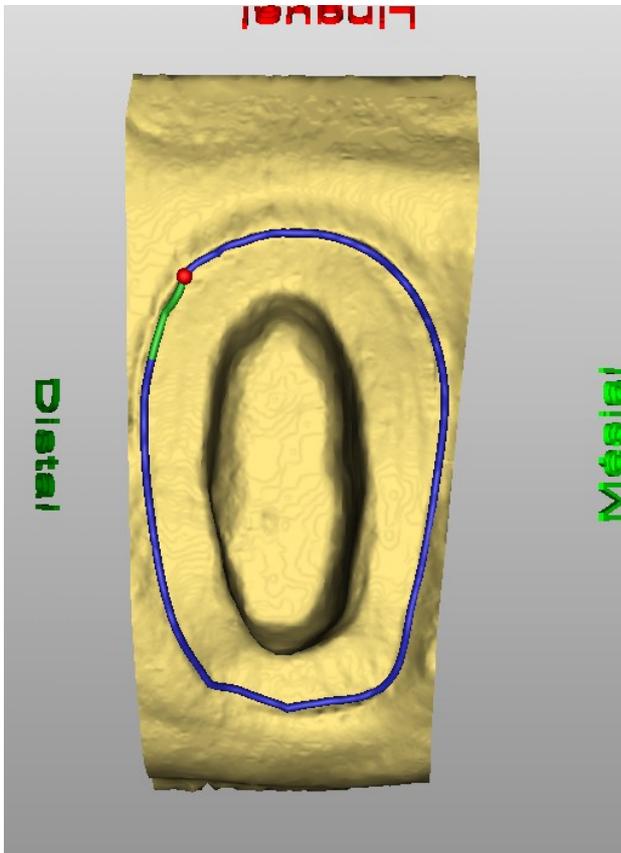
Enregistrement intra-buccal par empreinte optique de la préparation de la 45.



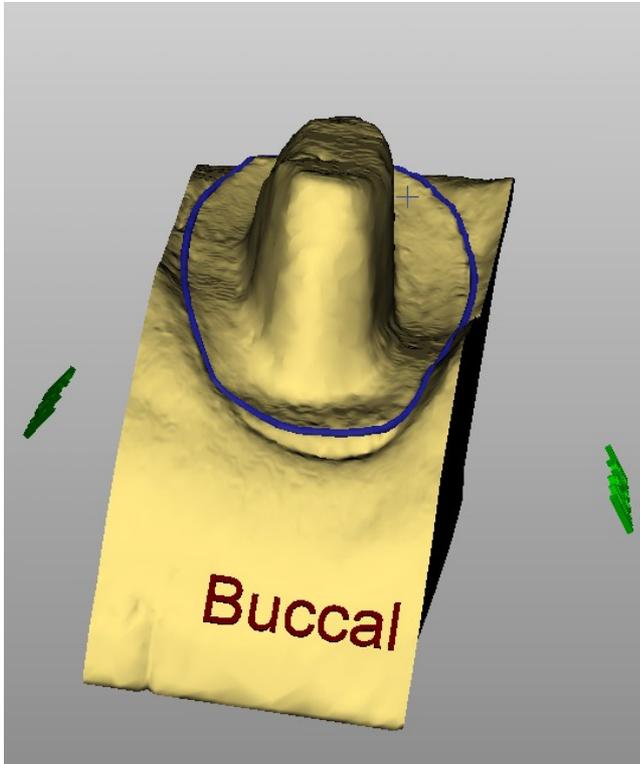
Enregistrement intra-buccal par empreinte optique du mordu occlusale, (réalisé par un silicone spécifique : le Metal Bite®) sur la



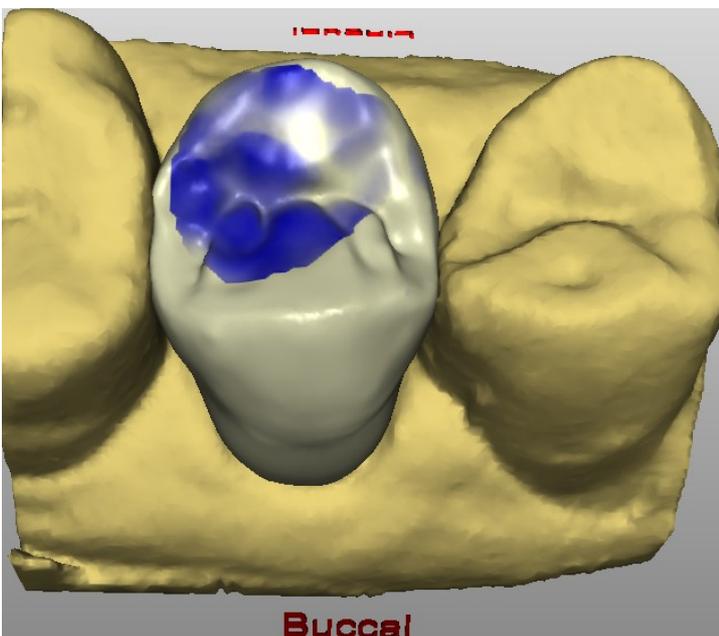
Tracé de la limite de la préparation sur le modèle virtuel (1<sup>ère</sup> étape).



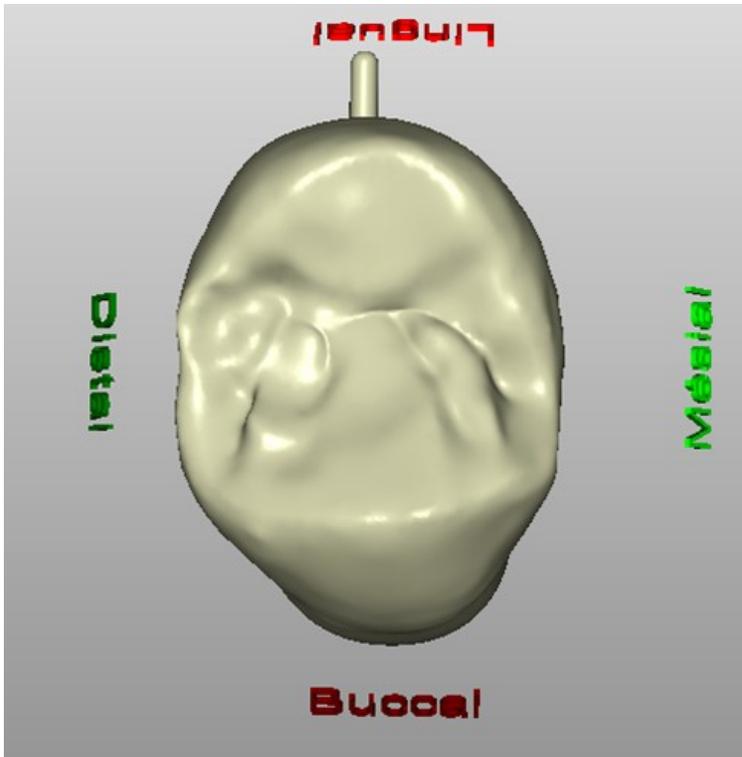
Tracé de la limite de la préparation sur le modèle virtuel (2<sup>ème</sup> étape).



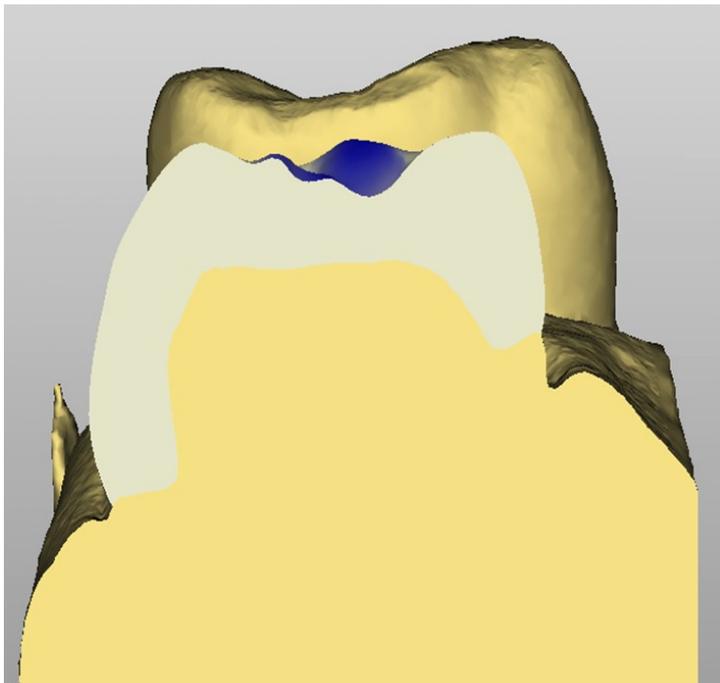
Déplacement du modèle virtuel dans les 3 plans de l'espace pour apprécier correctement le tracé de la limite de préparation.



Couronne virtuelle élaborée avec des zones de contacts avec le modèle antagoniste représentés en bleu.



Couronne virtuelle telle qu'elle sera usinée.



Coupe de la couronne virtuelle pour vérifier l'épaisseur de céramique.



couronne céramo-  
céramique  
réalisée en une  
seule séance

Cas clinique n° 2 : réalisation, en une seule séance, de deux couronnes céramo-céramique sur 41 et 32 avec le système CEREC3-3D. (cas clinique du **Docteur Pascal CIVEL**)



N° 1 : Vue préopératoire.

Remarque : La 31 et la 42 ont été couronnées à la séance précédente (couronnes céramo-céramique réalisées avec le système CEREC3-3D). Les dents sont préparées en quinconce pour permettre de garder les références des dents adjacentes au moment de l’empreinte optique.



N° 2 : Préparations à épaulement à angle interne arrondi de la 41 et de la 32.



N° 3 : Vue occlusale des préparations de la 41 et de la 32.



N° 4 : Couronnes céramo-céramiques sur 41 et 32 après collage.



N° 5 : Vue linguale des couronnes céramo-céramiques sur 42, 41, 31 et 32.

## 10. Conclusion.

Le souhait des patients de pouvoir bénéficier de restaurations esthétiques et biocompatibles a abouti à des reconstitutions prothétiques sans métaux et à l'essor du tout céramique. Cependant les critères biomécaniques et fonctionnels sont d'une importance vitale pour une intégration optimale et de bon pronostic d'une prothèse en bouche. Hors, sur le plan mécanique, la céramique apparaît a priori plus fragile que les alliages. C'est pourquoi de nombreux progrès ont été faits au niveau des matériaux dentaires, et principalement au niveau des céramiques, au cours des dernières années.

Ces recherches ont débouché sur la zircone. Ce matériau de haute résistance mécanique, très innovant, est la seule céramique qui autorise une légère déformation du matériau avant rupture. Il permet de répondre à tout type d'indication en prothèse fixée, antérieure et postérieure, unitaire et plurale, de petite et de grande étendue. Ainsi, les procédés céramo-céramiques concurrencent, grâce à la zircone, l'indication céramo-métallique, et favorisent la disparition souhaitée du métal par les patients. Hors, la zircone constitue une exception puisque, à l'état pur, elle ne peut être mise en forme que par usinage. Donc, pour bénéficier des qualités exceptionnelles de la zircone, les laboratoires de recherche et l'industrie ont développé les systèmes C.A.D./C.A.M.

Les techniques de C.F.A.O. dentaire sont fiables, pratiques et toutes les indications en prothèses fixées sont réalisables tant en prothèse unitaire ou plurale, qu'en implantologie unitaire ou prothèse totale sur implant. De plus, tous les matériaux sont disponibles (titane, alliages précieux ou non précieux et surtout toutes les céramiques). Ainsi, la C.F.A.O. dentaire est rentrée dans une logique commerciale. Il est légitime que plusieurs voies soient actuellement explorées pour optimiser le rapport entre l'offre et la demande et pour anticiper concrètement l'avenir de la prothèse dentaire dans le monde.

Les changements les plus marquants de cette innovation sont pour le moment pour les laboratoires de prothèse dentaire, qui doivent investir dans des systèmes de C.F.A.O. dentaires assez coûteux. Mais l'évolution future, et surtout le développement des empreintes optiques directement en bouche, vont profondément modifier le travail et l'organisation des chirurgiens-dentistes. Nous pouvons même envisager que ces techniques soient utilisables, dans le futur, en prothèse amovible.

La C.F.A.O dentaire est maintenant bien lancée. Nous pouvons affirmer que plus personne ne doute aujourd'hui de son avenir. Le recours à ces innovations dans la production prothétique qui modifie profondément la profession dentaire, semble être un mouvement logique et inéluctable.

## **TABLE DES ABRÉVIATIONS :**

A.D.A. : American Dental Association

C.A.D. : Computer Assisted Design

C.A.D.D. : Computer Aided Dental Design

C.A.M. : Computer Assisted Manufacturing

C.A.O. : Conception Assistée par Ordinateur

C.C.C. : Couronne Céramo-Céramique

C.C.M. : Couronne Céramo-Métallique

C.F.A.O. : Conception et Fabrication Assistées par ordinateur

C.I.R.C. : Centre International de Recherche sur le Cancer

C.I.V. : Couronne à Incrustation Vestibulaire

F.A.O. : Fabrication Assistée par Ordinateur

F.G.P. : Functionaly Generated Patch

H.I.P. : Hot Isostatic Pression

I.R.M. : Imagerie par Résonance Magnétique

L.A.S.E.R. : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

M.P.U. : Modèle Positif Unitaire

P.E.I. : Porte-Empreinte Individuel

R.I.M. : Rapports Inter-Maxillaires

T.C.P. : Titane Commercialement Pur

T.Z.P. : Tetragonal Zirconia Polycristals

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

- Illustration 1 : classification des alliages d'or d'après l'A.D.A.  
p 21
- Illustration 2 : propriétés des alliages de type II et III d 'après l'A.D.A.  
p 22
- Illustration 3 : exemples de conception avec le système CEREC inLab®  
de Sirona. p 60
- Illustration 4 : schéma des 5 axes d'usinage.  
p 67
- Illustration 5 : le système CEREC 3.  
p 69
- Illustration 6 : la caméra optique du CEREC3.  
p 72
- Illustration 7 : l'ordinateur du CEREC 3 3D®.  
p 73
- Illustration 8 : l'usinage avec le système CEREC 3.  
p 75
- Illustration 9 : le PROCERA® Forte.  
p 84
- Illustration 10 : quelques étapes de la confection d'une couronne céramo-  
céramique  
Procera Zirconia®. p 86
- Illustration 11 : quelques étapes de la confection d'une couronne céramo-  
céramique  
Procera sur pilier implantaire Procera en zircone. p 90

Illustration 12 : le système CEREC inLab®.  
p100

Illustration 13 : l'acquisition avec le CEREC inLab®.  
p101

Illustration 14 : l'usinage avec le CEREC inLab®.  
p103

Illustration 15 : le système KaVo Everest®.  
p110

Illustration 16 : enregistrement par projection d'une trame lumineuse sur le  
M.P.U.  
par l'Everest scan®. p111

Illustration 17 : exemples de conception par le logiciel de KaVo Everest®.  
p112

Illustration 18 : l'usinage avec l'Everest® engine.  
p113

Illustration 19 : les différentes étapes pour la réalisation d'une pièce  
prothétique avec  
le système Diadem® de Diatomic. p118

Illustration 20 : le système BEGO MEDIFACTURTING® de Bego.  
p123

Illustration 21 : la conception avec le système BEGO MEDIFACTURTING®.  
p124

Illustration 22 : l'armature d'un bridge 3 éléments en alliage Co/Cr conçu par  
fusion  
sélectif au laser. p126

# REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

## 1. AIDAN N.

Bridge tout-céramique.  
Inf Dent 2004;**86**(39):2711-2714.

## 2. AMZALAG A, ROZENCWEIG D, ROZENCWEIG G et coll.

Communication : se donner toutes les chances de réussir.  
Inf Dent 2006;**88**(13):654-684.

## 3. ANONYME.

2005 année de l'électrophorèse.  
Technol Dent 2005;227:9-15.

## 4. ANONYME.

Les systèmes du CAD/CAM.  
Technol Dent 2003;200:15-42.

## 5. ATTAL JP, COURSON F, DEGRANGE M et coll.

Reportage. Soirée AOM du 23 juin 2005. Biomatériaux dentaires : dernières avancées, dernières nouveautés.  
Chir Dent Fr 2005;**75**(1224):28-32.

## 6. AUTHELAIN C et DUPONT D.

Apport du système Procera.  
La prothèse fixée scellée sur implants.  
Indépendentaire 2005;30:82-86.

## 7. BARTHELEMY P et BARRET JF.

Prothèses monoblocs céramo-titane unitaires et plurales.  
Cah Prothèse 2005;132:61-66.

## 8. BEGO (laboratoire).

BEGO Medical GmbH, 2007.  
<http://www.bego-medical.de>

## 9. BIENFAIT A.

La haute technologie tous les jours.  
Technol Dent 2005;224:93-99.

**10. BODENMILLER A.**

Usinage des prothèses par fraiseuse numérique à cinq axes.  
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):365-370.

**11. BOUDRIAS P.**

L'infrastructure en zircone yttrée : Le nouveau chapitre dans la recherche d'un remplacement pour l'armature métallique.  
J Dent Qué 2005;**42**(4):165-169.

**12. BRAUN P.**

Développement d'Internet chez les praticiens.  
Chir Dent Fr 2005;**75**(1233):64-77.

**13. BUNEMANN J.**

Fabrication assistée par ordinateur (cercon).  
Réalisation d'un bridge céramo-céramique en oxyde de zirconium avec le nouveau système FAO Cercon.  
Art Tech Dent 2002;**13**(2):75-84.

**14. CATTANEO P.**

L'ère du numérique : une nouvelle dynamique.  
Chir Dent Fr 2006;**76**(1276):32-34.

**15. CHEYLAN JM et ARCHIEN C.**

Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires.  
Réal Clin 2005;**16**(2):169-186.

**16. CHOEL L, DESCOTES J, GROSGOGEAT B et coll.**

Toxicologie des matériaux rencontrés au laboratoire de prothèse dentaire.  
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-390-A10, 1998.

**17. CHOMET F, MARTIN B et LELIEVRE F.**

Restauration métallo-céramique sur titane.  
Synergie Prothétique 2000;**2**(1):31-40.

**18. DANIEL X.**

Apport du système CEREC inLab® à la réalisation de prothèse fixées unitaires et plurales.  
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):373-392.

**19. DEKLERCK E et ANDRIEU P.**

Procera (Nobel Biocare).  
Stratégie Prothétique 2000;**2**(2):145-149.

**20. Diadem (laboratoire).**

Brochure du fabricant : Zircon la céramique en toute liberté (Zirconia).  
Diadem la céramique en toute liberté.  
Lovey : Diadem France, 2005.

**21. D'INCAU E.**

Photographie dentaire.  
Le matériel.  
Inf Dent 2006;**88**(36):2243-2248.

**22. DIVET M.**

Coulée numérique : la CFAO au cœur de votre activité.  
Technol Dent 2005;**70**(228):31-37.

**23. DURET F.**

Historique du CAD/CAM.  
Technol Dent 2003;200:5-7.

**24. DURET F.**

La recherche de l'esthétique dans la technologie CFAO.  
Réal Clin 1999;**10**(1):57-71.

**25. DURET F.**

Les matériaux du CAD/CAM.  
Technol Dent 2003;200:49-75.

**26. DURET F et PELISSIER B.**

Les différentes méthodes de prise d'empreintes pour la CFAO.  
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):343-349.

**27. DURET F, PELISSIER B et DURET B.**

Peut-on envisager de faire des empreintes optiques en bouche ?  
Stratégie Prothétique 2005;**5**(1):67-74.

**28. EDELHOFF D et SORENSEN J.**

Light Transmission Trough All-Ceramic Framework and Cement  
Combinations.  
J Dent Res 2002;(Spec. Issue):81(abstact 1179).

**29. FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS DR et coll.**

The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays.  
J Am Dent Assoc 2005;136:1714-1723.

**30. FERRARI JL et SADOUN M.**

Classification des céramiques dentaires.  
Cah Prothèse 1995;89:17-26.

**31. GAMBADE S, LASSERRE JF et CHEVALIER JM.**

Enquête auprès de prothésistes dentaires sur la communication  
cabinet/laboratoire.  
Stratégie Prothétique 2006;6(1):47-54.

**32. GAUCHER H, PREVOST A et STANGEL I.**

Conception et fabrication assistées par ordinateur d'incrustations et facettes  
en  
céramique.  
J Dent Qué 1991;28:145-149.

**33. GHANDOUR I.**

Les autres outils numériques.  
Technol Dent 2003;200:83-97.

**34. GILLOT L et CANNAS B.**

Bridge implantaire Procera® au maxillaire.  
Inf Dent 2003;85(36):2625-2629.

**35. GOBERT B.**

Interface Utilisateur pour WOLCERAM.  
Technol Dent 2004;217:25-37.

**36. GOUPIL A et GRYNFAS S.**

Le système digiDENT®.  
L'art dentaire à l'ère de la précision numérique.  
Stratégie Prothétique 2004;4(1):57-68.

**37. GOURRIER Y.**

La solution CFAO pour la zircone HIP.  
Inf Dent 2005;87(39):2481-2481.

**38. GOURRIER Y, BONGERT P et LEPAGE K.**

Le système DCS Précident.  
Stratégie Prothétique 2004;4(1):17-25.

**39. HEGENBARTH EA.**

Piliers céramique et couronnes tout-céramique  
Une nouvelle voie en esthétique implantaire.  
Alternatives 2005;25:3-15.

**40. HELOIR D.**

Armatures implantaires : la sécurité de l'usinage.  
Technol Dent 2004;48(206):5-14.

**41. HERAUD JE et SIGNORET R.**

De l'allergie au titane en odontologie.  
Inf Dent 1997;16:1093-1085.

**42. HICKEL R et MANHART J.**

Longevity of restorations in posterior teeth and reasons of failure.  
J Adhes Dent 2001;3:45-64.

**43. IZAMBERT O et LAUNOIS C.**

Facettes collées.  
Evolution des préparations et choix du type de céramique.  
Cah Prothèse 2003;124:19-28.

**44. KaVo (laboratoire).**

Brochure d'information technique.  
KaVo. Dental Excellence.  
<http://www.kavo.com>

**45. KaVo (laboratoire).**

Brochure du fabricant : Une diversité de matériaux inégalée.  
KaVo. Dental Excellence.  
<http://www.kavo.com>

**46. KRIEF A.**

Bridge tout zircone sur trois piliers implantaires Technologie Procera.  
Inf Dent 2004;86(44):3138-3142.

**47. LABORDE G.**

CFAO et Zircone : quels changements au laboratoire et au cabinet ?  
Inf Dent 2005;87(39):2477-2479.

**48. LANG JF.**

Un prothésiste-robot dans votre cabinet

Faut-il craquer pour le CEREC 3D ?  
Indépendantaire 2005;24:71-73.

**49. LASSERRE JF, POP IS et D'INCAU E.**

La couleur en odontologie  
1<sup>er</sup> partie : déterminations visuelles et instrumentales.  
Cah Prothèse 2006 ;135 :25-39.

**50. LAUNOIS C.**

La céramique sur zircone : un choix judicieux.  
J Soc Odontol Paris 2006;5:24-25.

**51. LEHMANN N.**

Le système Procera sur dents naturelles.  
Clinic 2005;26:425-432.

**52. LEMAITRE D.**

La faculté des métiers de Ker Lann (Rennes) à la pointe de l'innovation.  
Stratégie Prothétique 2002;2(2):147-152.

**53. MAHIAT Y.**

Diadem, ou le service en toute liberté.  
Stratégie Prothétique 2004;4(1):37-45.

**54. MAHIAT Y.**

La zircone : cette méconnue.  
Stratégie Prothétique 2006;6(1):55-65.

**55. MAUNY F et DANIEL X.**

In-Ceram (Vita / Atlantic-Codental).  
Synergie Prothétique 2000;2(2):139-143.

**56. MEYER JM et DEGRANGE M.**

Alliage en nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire.  
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23065T , 1992, 12.

**57. MIEROWSKA D.**

Importance de l'accueil.  
Inf Dent 2006;88(14):805-809.

**58. MOUSSALLY GC.**

Les inlays céramique avec l'utilisation d'un système 3D en pratique  
quotidienne.  
Chir Dent Fr 2005;75(1209):41-55.

**59. Nobel Biocare™ (laboratoire).**

site Internet de Nobel Biocare :

[http://download.nobelbiocare.com/webcontent/RegulatoryLibrary/pdf/ZircMan\\_14560\\_FR\\_C5.pdf](http://download.nobelbiocare.com/webcontent/RegulatoryLibrary/pdf/ZircMan_14560_FR_C5.pdf)

**60. ODMAN P et ANDERSSON B.**

Procera All Ceram crowns followed for 5 to 10,5 years :  
a prospective clinical study.

Int J Prosthodont 2001;14:504-509.

**61. OTTL P, PIWOWARCZYK A, LAUER HC et coll.**

Le système Procera AllCeram.

Parodont Dent Rest 2000;20(2):151-161.

**62. OTTL P, PIWOWARCZYK A, LAUER HC et coll.**

The Procera All Ceram system.

Int J Periodont Rest Dent 2000;20:151-161.

**63. OTTO T.**

Couronnes céramo-céramiques par CFAO au fauteuil :

Résultats préliminaires à 1 an d'une étude clinique prospective.

Parodont Dent Rest 2004;24(5):446-455.

**64. OTTO T et DE NISCO S.**

Computer-aided direct ceramic restorations :

a 10-years prospective clinical study of CEREC CAD/CAM inlays and onlays.

Int J Prosthodont 2002;15(2):122-128.

**65. PELISSIER B, CASTANY E et SEGURA D.**

Facettes en céramique avec le système Procera®.

Cah Prothèse 2004;126:65-73.

**66. PALLESEN U et VAN DIJKEN JW.**

An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed  
by

the CEREC CAD/CAM system.

Eur J Oral Sci 2000;108:239-246.

**67. RATTIER E et ACQUIE JP.**

Inlays et reconstitution assistée par ordinateur.

Chir Dent Fr 2005;75(1234):43-48.

**68. RAYNAL J.**

Reconstitution d'un angle incisif.

Apport du Cerec 3-3D.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(2):97-106.

**69. REISS B et WALTHER W.**

Restauration CEREC résultats cliniques à long terme et analyse de KAPLAN-MEIER sur 10 ans.

Chir Dent Fr 2002;**72**(1072):19-26.

**70. ROBBIANI E.**

Procera software® et Nobel Guide®

2<sup>ème</sup> partie : application clinique.

Cah Prothèse 2006;133:65-68.

**71. SAMAMA Y.**

Complexes céramo-céramiques et CFAO : évolution et réalités.

Inf Dent 2005;**87**(39):2463-2465.

**72. SIRONA (laboratoire).**

Brochure du fabricant : Sirona Dental Systems GmbH.

<http://www.sirona.de>

**73. STRIETZEL R.**

Réalisation d'infrastructures métalliques avec le procédé BEGO Medifactory.

Technol Dent 2004;**50**(208):23-30.

**74. UNGER F.**

Conception et Fabrication Assistées par ordinateur.

Inf Dent 2003;**85**(16):1063-1066.

**75. UNGER F.**

La CFAO dentaire.

Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):327-341.

**76. VIENNOT S, MALQUARTI G et ALLARD Y.**

Economie tissulaire et esthétique

Inlays-onlays métalliques ou céramiques ?

Cah Prothèse 2003;123:29-38.

**77. WATAHA JC, MALCOM CT et HANKS CT.**

Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys.

J Oral Rehabil 1996;23:583-589.

**78. WITKOWSKI S et LANGE R.**

Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2003;113(8):879-884.

**79. ZEROULON S, RIHON P et SUTTOR D.**

Le système Lava™.

Stratégie Prothétique 2004;4(1):7-15.

DURANT de La PASTELLIÈRE (Maxence). -La prothèse fixée usinée par machine-outil.- 176 f, ill., Tabl., 79 ref., 30 cm. (Thèse: Chir. Dent. ; Nantes ; 2007).

N°

La technique de la C.F.A.O. dentaire est née de l'idée de réduire à sa plus simple expression les gestes répétitifs ayant pour but de fabriquer les prothèses dentaires. En effet, le souhait de réduire les difficultés et les aléas de la manipulation humaine lors de l'élaboration des pièces prothétiques a toujours été une préoccupation de nombreux cliniciens et prothésistes. Cette approche s'est située dans une tentative constante d'améliorer l'efficacité, la sécurité et la précision. L'évolution des matériaux, et plus particulièrement la découverte de la zircone, permet l'essor de la C.F.A.O. dentaire et son développement au cours des dernières années. Nous exposerons tout d'abord, les principes de la C.F.A.O. dentaire, puis nous détaillerons les différents systèmes disponibles. Enfin, deux cas cliniques de restauration prothétique avec le système CEREC3-3D® seront présentés.

Rubrique de classement : prothèse conjointe

Mots-clés : C.F.A.O. – C.A.O. – F.A.O.– Zircone – Usinage.

MeSH : Idental Prosthesis – Computer – Zirconium -  
Idental Prosthesis Design

Mots-clés de bibliodent : Conception Prothétique informatisée – Zirconium –  
Conception Assistée Ordinateur – Ordinateur.

JURY :

Président : M. le Professeur L. HAMEL

Directeur : M. le Docteur Y. AMOURIQ

Assesseur : M. le Docteur F. BODIC

Assesseur : Mme le Docteur B. PERON

Adresse de l'auteur : Maxence DURANT de La PASTELLIÈRE  
15, rue des Amaryllis  
44700 Orvault