



CFAO et céramo-céramiques usinables, mise en œuvre clinique

Clément Malau

► **To cite this version:**

Clément Malau. CFAO et céramo-céramiques usinables, mise en œuvre clinique. Sciences du Vivant [q-bio]. 2015. <dumas-01272695>

HAL Id: dumas-01272695

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01272695>

Submitted on 11 Feb 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License



université de bretagne
occidentale



THÈSE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2015
Thèse N° : 29011

présentée par

Clément MALAU

Né le 24 Juin 1989 à LORIENT

Préparée à l'UFR d'odontologie de BREST

**CFAO et céramo-
céramiques usinables :
mise en œuvre clinique**

Thèse soutenue le 7 Mai 2015

devant le jury composé de :

Reza ARBAB-CHIRANI

Professeur des universités, Doyen de la faculté d'odontologie de Brest
Université de Bretagne occidentale-U.F.R. d'odontologie de Brest
Président

Brice CHAUVEL

Maître de conférence des universités
Université de Bretagne occidentale-U.F.R. d'odontologie de Brest
Directeur

Elisabeth LEIZE-ZAL

Maître de conférence des universités
Université de Bretagne occidentale-U.F.R. d'odontologie de Brest
Assesseur

Valérie CHEVALIER-HERISSET

Maître de conférence des universités
Université de Bretagne occidentale-U.F.R. d'odontologie de Brest
Assesseur

Richard KERVEVAN

Praticien attaché
Université de Bretagne occidentale-U.F.R. d'odontologie de Brest
Invité

UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE

PRESIDENT

Monsieur Pascal OLIVARD

DIRECTEUR GENERAL DES SERVICES

Monsieur Stéphane CHARPENTIER

CORPS PROFESSORAL DE L'U.F.R. D'ODONTOLOGIE DE BREST

Année Universitaire 2014-2015

DOYEN

Monsieur Reza ARBAB CHIRANI

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

57-03 Sciences Biologiques
58-01 Odontologie Conservatrice
58-02 Prothèse

Monsieur Jacques-Olivier PERS
Monsieur Reza ARBAB CHIRANI
poste vacant

MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

56-01 Pédodontie
56-01 Pédodontie
56-03 Prévention Epidémiologie
56-03 Prévention Epidémiologie
57-01 Chirurgie Buccale
57-02 Chirurgie Buccale
57-03 Sciences Biologiques
58-01 Odontologie Conservatrice
58-01 Odontologie Conservatrice
58-02 Prothèse
58-02 Prothèse
58-03 Sciences anatomiques et physiologiques,
occlusodontiques, biomatériaux,
biophysique et radiologie
58-03 Sciences anatomiques et physiologiques,
occlusodontiques, biomatériaux,
biophysique et radiologie

Monsieur Hervé FORAY
Madame Frédérique d'ARBONNEAU
Monsieur Alain ZERILLI
Monsieur Bertrand PIVER
Monsieur Guy LE TOUX
Madame Sylvie BOISRAMÉ-GASTRIN
Madame Laëtitia LE POTTIER
Madame Valérie CHEVALIER-HERISSET
Madame Karen VALLAEYS (associée)
Monsieur Vincent JARDEL
Madame Elisabeth LEIZE-ZAL
Madame Céline BODERE

Monsieur Brice CHAUVEL

ASSISTANTS

56-02 Orthopédie Dento Faciale
57-01 Parodontologie
57-01 Parodontologie
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique
58-01 Odontologie Conservatrice
58-01 Odontologie Conservatrice
58-02 Prothèse
58-02 Prothèse

Madame Kristelle MELONE
Madame Juliette COAT
Madame Claire HENRY-ALBARET
Madame Aurélie HACQUARD
Monsieur Cédric LANSONNEUR
Madame Hélène LEGOUX
Madame Charlotte GOUEDARD
Madame Gabrielle LEON
Monsieur Gabriel SCOLAN

ASSISTANTS ASSOCIES

57-03 Sciences Biologiques

Madame Kahina AMROUCHE

A notre Président du Jury,

Monsieur le Professeur Reza ARBAB-CHIRANI

Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie de Brest

Professeur des Universités, U.F.R. d'Odontologie, Brest

Chef du service d'Odontologie

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la Présidence de notre Jury.

Soyez assuré de tout notre respect et de notre gratitude pour l'enseignement que vous nous avez accordé.

Que ce travail en soit le témoignage.

A notre Directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Brice CHAUVEL

Maître de Conférences des Universités, U.F.R. d'Odontologie, Brest

Praticien Hospitalier

Nous vous remercions infiniment d'avoir proposé et dirigé notre travail.

Nous vous sommes reconnaissants pour votre motivation, votre disponibilité et votre implication dans la formation des étudiants.

Nous garderons précieusement en mémoire vos conseils.

Veillez trouver ici l'expression de notre gratitude.

A notre Jury,

Madame le Docteur Elisabeth LEIZE-ZAL

Maître de Conférences des Universités, U.F.R. d'Odontologie de Brest

Praticien Hospitalier

Vous nous avez fait l'honneur d'avoir accepté de participer au Jury de cette Thèse.

Nous vous remercions pour vos enseignements et votre disponibilité durant nos études.

Veillez trouver ici l'expression de notre respect.

A notre Jury,

Madame le Docteur Valérie CHEVALIER-HERISSET

Maître de Conférences des Universités, U.F.R. d'Odontologie, Brest

Praticien Hospitalier

Vous nous avez fait l'honneur d'avoir accepté de participer au Jury de cette Thèse.

Nous avons été très sensibles à vos qualités pédagogiques, à votre disponibilité, votre patience et votre aide précieuse tout au long de nos années d'études.

Veillez trouver ici le témoignage de notre profonde reconnaissance.

A notre Jury,

Monsieur le Docteur Richard KERVEVAN

U.F.R. d'Odontologie de Brest

Praticien attaché

*Vous nous avez fait l'honneur d'avoir accepté de participer au Jury de cette Thèse.
Veuillez trouver ici l'expression de notre respect.*

A mes parents

A ma sœur

A ma famille

A mes amis

A Ryan pour ses illustrations

Aux enseignants du Centre de Soins Dentaires, que je remercie pour la richesse de leur enseignement.

Au personnel du Centre de Soins Dentaires et de la faculté pour sa patience et sa gentillesse.

Au laboratoire de Jean-Marc Benaire, ainsi qu'à toute son équipe pour m'avoir montré les coulisses d'un laboratoire de prothèses.

Je certifie sur l'honneur ne pas avoir repris pour mon propre compte des propos,
des citations, des illustrations déjà publiés.

BREST, le 7 Mai 2015

MALAU, Clément

Signature.

UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

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

présentée par Clément MALAU

le 7 Mai 2015

CFAO et céramo-céramiques usinables : mise en œuvre clinique

JURY :

- **Pr Reza ARBAB CHIRANI** : Professeur, U.F.R. d'Odontologie de Brest / Président
- **Dr Brice CHAUVEL** : Docteur, U.F.R. d'Odontologie de Brest / Directeur
- **Dr Elisabeth LEIZE-ZAL** : Docteur, U.F.R. d'Odontologie de Brest / Assesseur
- **Dr Valérie CHEVALIER-HERISSET** : Docteur, U.F.R. d'Odontologie de Brest / Assesseur
- **Dr Richard KERVEVAN** : Docteur, U.F.R. d'Odontologie de Brest / Invité

TABLE DES MATIERES

CHAPITRE 1 : LA CFAO

INTRODUCTION

1.1. Définition

1.2. Historique : la naissance de deux idéologies

1.3. Le principe de la CAO

1.3.1. L'acquisition de données

1.3.2. Les étapes de modélisation

1.4. Le principe de la FAO

1.4.1. La fabrication additive

1.4.2. La fabrication soustractive

1.4.2.1. L'usinage

1.4.2.2. Les matériaux usinables

1.5. Les sites de production

1.5.1. La CFAO directe

1.5.1.1. Les principes

1.5.1.2. L'offre commerciale

1.5.2. La CFAO semi-directe

1.5.2.1. Les principes

1.5.2.2. L'offre commerciale

1.5.3. La CFAO indirecte

1.5.3.1. Les principes

1.5.3.2. L'offre commerciale

1.5.4. Comparatif entre les différentes méthodes de CFAO

1.6. La CFAO face à la législation dentaire

1.6.1. Le cadre administratif

1.6.1.1. Traçabilité des dispositifs médicaux sur mesure

1.6.1.2. Gestion du dossier médical et CFAO

1.6.2. Les avantages de la CFAO

1.6.3. Les limites de la CFAO

CHAPITRE 2 : LES CERAMIQUES POUR LA CFAO

2.1. Définition

2.2. Utilisation de la céramique en dentisterie

2.3. Les différents types de céramiques

2.3.1. La classification selon la composition chimique, de Sadoun et Ferrari

2.3.1.1. Les céramiques feldspathiques

2.3.1.2. Les vitrocéramiques

2.3.1.3. Les verres hydrothermaux

2.3.1.4. Les céramiques alumineuses

2.3.1.5. Les céramiques à base d'oxyde de zirconium

2.3.2. La classification selon la microstructure

2.3.3. La classification selon le procédé de mise en forme

2.4. Les propriétés des céramiques

2.4.1. Les propriétés physico-chimiques

2.4.1.1. Les propriétés mécaniques

2.4.1.1.1. La résistance à la flexion

2.4.1.1.2. La ténacité

2.4.1.1.3. Le module de Young

2.4.1.1.4. Autres facteurs influençant la résistance mécanique

2.4.1.2. La solubilité chimique

2.4.2. Les propriétés optiques et esthétiques

2.4.3. Les propriétés biologiques

2.5. Indications et contre indications cliniques des céramiques

2.5.1. Les perspectives

2.6. Les différentes céramiques utilisables en CFAO

CHAPITRE 3 : LE PROTOCOLE CLINIQUE

3.1. Les principes de préparation

3.1.1. Dans le cadre de l'utilisation de céramo-céramiques

3.1.1.1. Préparation pour couronne unitaire et plurale

3.1.1.2. Préparation pour endo-couronne

3.1.1.3. Préparation pour inlay-onlay

3.1.1.4. Préparation pour facette

3.1.2. Les spécificités de la CFAO

3.1.2.1. L'implantologie

3.2. L'acquisition de données

- 3.2.1. La méthode par contact mécanique
- 3.2.2. La méthode par empreinte optique
 - 3.2.2.1. La triangulation
 - 3.2.2.2. L'imagerie confocale parallèle
 - 3.2.2.3. L'échantillonnage actif du front d'onde
 - 3.2.2.4. Stéréophotogrammétrie
 - 3.2.2.5. Récapitulatif des caractéristiques des différents systèmes de scanners intraoraux
 - 3.2.2.6. Le protocole clinique général de prise d'empreinte optique
 - 3.2.2.7. Les perspectives

3.3. Les modes d'assemblage

- 3.3.1. Scellement conventionnel
- 3.3.2. CVIMAR
- 3.3.3. Les colles
 - 3.3.3.1. Prérequis au collage
 - 3.3.3.1.1. Le traitement des surfaces dentaires
 - 3.3.3.1.2. Le traitement des vitrocéramiques
 - 3.3.3.1.3. Le traitement des céramiques alumineuses et de la zircone
 - 3.3.3.2. Les perspectives : la colle auto-adhésive
- 3.3.4. Les critères décisionnels

3.4. Cas cliniques

- 3.4.1. Protocole clinique de réalisation d'un inlay-onlay céramo-céramique par CFAO
 - 3.4.1.1. Les indications
 - 3.4.1.2. La préparation
 - 3.4.1.3. La prise d'empreinte optique
 - 3.4.1.4. La CAO
 - 3.4.1.5. La FAO
 - 3.4.1.6. L'essayage
 - 3.4.1.7. Le glaçage
 - 3.4.1.8. Le collage

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

INTRODUCTION

Depuis les Égyptiens (2500 ans avant J.C.) qui utilisaient le bois de sycomore pour concevoir les prothèses dentaires, la technologie prothétique a grandement évolué, faisant intervenir de nouveaux matériaux et de nouvelles méthodes.

Elle a notamment fait un progrès manifeste depuis l'avènement du numérique en odontologie. Le praticien et le prothésiste peuvent désormais y recourir au cabinet et au laboratoire dentaires. Cette technologie se nomme Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur. La CFAO améliore la qualité des prothèses en diminuant les risques d'erreur par abandon des techniques d'empreintes traditionnelles et suppression de nombreuses étapes de laboratoire. Elle a de plus révolutionné nos habitudes en nous donnant accès à des méthodes moins invasives, plus rapides, reproductibles et stockables.

Si la CFAO offre la possibilité d'utiliser plusieurs matériaux, elle a fortement contribué au développement des systèmes céramo-céramiques en prothèse fixée. Ces restaurations, qui se dispensent d'infrastructure métallique, procurent de nombreux avantages esthétiques et biologiques. Cependant, tous les systèmes de céramo-céramiques ne sont pas équivalents. Leur utilisation dépend du cas clinique rencontré par les praticiens.

Nous étudierons les techniques de CFAO au cabinet et au laboratoire dentaires, les différents systèmes de céramo-céramiques usinables en prothèse conjointe et enfin, nous présenterons la mise en œuvre du protocole clinique.

CHAPITRE 1 : LA CFAO

1.1. Définition

L'acronyme CFAO signifie Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (appelée en littérature Anglaise CAD-CAM : Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing) et désigne un processus industriel destiné à simplifier et à standardiser les techniques et les tâches répétitives (Unger, 2005). En odontologie, elle désigne l'ensemble des équipements permettant d'aller de la modélisation à la fabrication des prothèses dentaires assistées par ordinateurs.

Ce processus comporte deux parties distinctes :

- La CAO, qui permet la construction tridimensionnelle du modèle numérique
- La FAO, qui fait le lien entre la CAO et la machine de mise en forme du matériau, qui peut être soustractive (usinage) ou additive (stéréolithographie)

1.2. Historique : la naissance de deux idéologies

L'histoire de la CFAO prend forme au début des trente glorieuses dans les domaines de l'automobile et de l'aviation. Elle ne cessera de se développer en parallèle de l'évolution de l'optique tridimensionnelle, de l'informatique, et de la robotique.

Dans les années 50, des chercheurs américains et anglais se sont aventurés dans la «mathématisation» de l'analyse de la position spatiale des points de référence à la surface des dents (Savar, Lang et Prypottmiewicz). Les premiers travaux sur la CFAO dentaire concernent la biologie et l'ODF, qui sont alors considérées comme des sciences très en avance.

Dans les années 60, les recherches en CFAO se tournent vers le laser et l'holographie qui ont été récompensés par deux prix Nobel. Ces deux méthodes composent la base de la CFAO jusqu'au début des années 1970.

La CFAO dentaire, telle que nous la connaissons, a pour paternité un inventeur Français : le professeur François Duret. Il en exposa les fondements par le biais de sa thèse de doctorat en chirurgie dentaire : «Empreinte optique», Université Claude Bernard, Lyon, 1973. La thèse évoque différentes techniques de CFAO, comme la lecture tridimensionnelle par interférométrie, la conversion analogique-digitale, la modélisation informatique, et les commandes de machines-outils réalisant l'usinage. Ce document dépasse les publications de l'époque, comme celle d'Altschuler en 1973 aux USA qui se réduisait aux mesures de dents et à l'usinage des faces occlusales.

Entre 1975 et 1985, seuls deux pays, la France et les USA, s'intéressent aux techniques de CFAO. Ce n'est que par la suite que les Japonais se joindront à eux.

De son côté, si Duret présente ses travaux aux Entretiens de Garancière dès 1983, il faut attendre 1985,

au congrès de l'ADF, pour qu'il réalise à l'aide de son équipe et de la société Hennson, la première couronne (une prémolaire mandibulaire) réalisée par CFAO, en direct, et en seulement 1 heure après l'empreinte optique : ce fut une première mondiale. (Duret et *al.*, 2007a)

Du côté des restaurations partielles, le premier inlay fut usiné vers 1984-1985 par le biais du Cerec mark 1.

Ces premières démonstrations associées à la révolution de l'informatique (la numérisation), des diodes laser, ainsi que la miniaturisation des machines-outils à commande numérique, permettent la réalisation de prototypes par les industriels.

A partir de 1987, la société Hennson commence à produire un appareil et réalise de nombreux essais cliniques avant de péricliter à la fin des années 90. En parallèle, Sirona (anciennement Siemens) connaît un certain succès avec les Cerec mark 1 et 2, développés par Mörmann et Brandestini en Suisse, qui usinent des céramiques. Ces deux systèmes ont développé une prise de vue buccale par caméra tridimensionnelle et un usinage soustractif (par fraisage).

Nobel Biocare (anciennement Nobel Pharma) développe un nouveau système de CFAO sous la direction de Matt Anderson : c'est le système Procera. Ce système diffère des deux précédents puisque la prise d'empreinte se fait sur le modèle (à l'issue d'une empreinte chimico-manuelle classique) par micro-palpation, et que l'usinage est réalisé par électro-érosion (intrados) associée à un fraisage (extrados) dans un centre spécialisé se situant à Göteborg. Le choix de cette méthode est fortement lié à l'utilisation de titane comme matériau usinable, le but étant d'associer la CFAO aux implants Brånemark. La chaîne prothétique est novatrice, le centre d'usinage délocalisé réalise une chape sur laquelle le prothésiste monte la céramique cosmétique. Ce système connaît son essor à partir de 1995 et valide le concept de grand centre de production décentralisé collaborant avec les laboratoires dans l'élaboration de prothèses dentaires (Duret et *al.*, 2007b).

En Europe, les années 1990 sont caractérisées par le développement de systèmes CFAO, marqué par deux idéologies, celles du :

- Cerec (système complet au cabinet dentaire), technique directe (ou « chairside »)
- Procera (délocalisé), technique indirecte

Cependant, le Japon ne tarde pas à développer un système de CFAO par le biais de la société GC et certaines universités d'Amérique du Nord commencent à s'équiper pour les TP étudiants.

De nos jours, les techniques ne cessent de se développer dans une société où l'informatique et le numérique se généralisent.

Cette révolution paraît incontournable au sein des cabinets dentaires et des laboratoires de prothèses. Elle est restée influencée par ces deux idéologies jusque dans les années 2006 avec l'apparition de la

technique semi-directe, utilisant le principe d’empreinte optique directement en bouche à destination du laboratoire de prothèse. La démocratisation de la numérisation dans le domaine de l’odontologie est favorisée par l’apparition des logiciels dits «ouverts», offrant la possibilité d’exporter librement les fichiers.

1.3. Le principe de la Conception Assistée par Ordinateur

1.3.1. L'acquisition de données

La Conception Assistée par Ordinateur offre la possibilité de réaliser la future prothèse à partir d'un modèle virtuel obtenu par numérisation de la préparation.

Cette numérisation est réalisée, selon 2 techniques impliquant des protocoles cliniques différents (détaillé au chapitre 3.2) :

- Soit directement par une empreinte optique intra-buccale réalisée par le praticien au cabinet (méthode directe et semi-directe).
- Soit à l'issue d'une empreinte traditionnelle (chimico-manuelle) coulée en plâtre. L'acquisition des données (au laboratoire de prothèse, ou en centre d'usinage (méthode indirecte)) est alors obtenue par scannage des modèles : l'enregistrement peut s'effectuer par contact ponctuel, ou sans contact par empreinte optique extra-buccale.

Quelque soit le type d'acquisition, la CAO a pour finalité la modélisation de la future prothèse par élaboration d'un modèle de travail numérique. Pour y parvenir de nombreux logiciels spécifiques sont disponibles.

Ces logiciels de CAO utilisent un noyau graphique de modélisation géométrique polygonale leur permettant l'exploitation directe des données issues de la numérisation. La première étape correspond au traitement de l'image, sélectionnant les points intéressants parmi ceux qui ont été lus par le système de lecture. Ils se présentent sous forme de "nuage de points". Les informations inutiles, redondantes ou aberrantes, sont supprimées. A l'issue de cette étape, le logiciel peut construire des surfaces en reliant les points retenus par technique de triangulation du maillage de points dans l'espace. Ces étapes aboutissent à la construction du modèle virtuel, ou MPU numérique (Perelmuter et *al.*, 2009).

Fig. 1.1 : Représentation d'une couronne (36) modélisée par la société Hennson en 1988 (Perelmuter et *al.*, 2009)

Cette technique impose le format «STL» (STereoLithographie) des fichiers. Le format «NURBS» (Non-Uniform Rational Basis Splines) offre une modélisation plus précise par courbes, mais génère des fichiers informatiques plus lourds (conversion de données de triangulation en données de courbes). La majorité des logiciels de CAO utilisent le format «STL» favorisant un usage rapide et un envoi plus aisé des données (CNIFPD).

A l'origine, les fichiers STL n'étaient lisibles que sur des logiciels de CFAO de même marque, ce qui correspond aux systèmes « fermés ». A partir de 2006, une révolution s'est produite avec l'apparition de logiciels dits « ouverts » permettant d'exporter librement les fichiers STL sans dépendre exclusivement d'un

système de CFAO (logiciels) défini, rattaché à un groupe commercial. Cette solution offre des avantages au niveau de la FAO permettant, avec une seule machine outils, l'usinage de matériaux différents et de marques différentes par changement de logiciel. Il existe aussi des fichiers STL qui proviennent de système propriétaire « à ouverture contrôlée », lisibles seulement sur des logiciels bénéficiant de partenariats.

1.3.2. Les étapes de modélisation

La modélisation est réalisée par le logiciel de CAO à partir du modèle virtuel issu de l'acquisition des données. La conception de la future prothèse est sous le contrôle du chirurgien-dentiste, ou du prothésiste. L'utilisation de l'informatique au niveau des laboratoires de prothèses voit l'arrivée de techniciens spécialisés, les info-prothésistes (Unger, 2005).

La modélisation de la future prothèse se compose de 3 étapes principales :

1) Le tracé de la limite de préparation est le plus souvent réalisé de manière semi-automatique par le logiciel. Il peut être modifié, ou tracé, en partie, par l'utilisateur.

2) Pour modéliser la future prothèse fixée (couronne, bridge, endo-couronne, inlay-onlay, facette, chape ou ancrage radiculaire), des préformes numériques sont disponibles correspondant aux différentes morphologies des dents. Ces préformes sont issues d'une banque de données. Afin de nous rapprocher au maximum de l'anatomie du patient, le système Cerec utilise, par exemple, une reconstitution appelée biogénérique (disponible depuis le Cerec 3.85). Cette reconstitution fait appel à des points d'extraction au niveau des sillons et des cuspides de la face occlusale. Ces points d'extraction sont référencés le plus souvent au niveau des dents adjacentes. Cependant, dans le cadre de petites restaurations et de parois résiduelles suffisamment importantes, la dent préparée peut servir de référence. Le positionnement des points d'extraction au niveau de la dent choisie permet au logiciel d'appréhender l'anatomie du patient et de produire une restauration personnalisée. Il est envisageable pour l'utilisateur de « copier » la dent symétrique à la restauration. (Cordelette et Jordan-Combarieu, 2014).

Dans le cadre de la conception de prothèses implantaires ou d'ancrages radiculaires, il est possible d'utiliser des dispositifs appelés *scanbodies*. Ces éléments, qui se placent au niveau de la vis implantaire, ou en intra radiculaire, lors de l'empreinte optique, sont reconnus par le scanner et transmettent la position spatiale des éléments à enregistrer. Le logiciel dispose d'une bibliothèque reconnaissant les *scanbodies* afin de concevoir l'élément prothétique.

Quelque soit le type de modélisation, l'utilisateur dispose d'un contrôle sur l'élément réalisé et se réserve la possibilité de modification, de forme ou de volume, de la future prothèse.

3) L'occlusion : dès les prémices de la CFAO, l'étude de l'occlusion s'est révélée importante. Le professeur Duret a proposé le premier articulateur virtuel en 1989 (Access-Articulator).

Actuellement nous sommes face à deux solutions :

- L'articulateur mathématique : l'enregistrement de l'occlusion est dématérialisé et se réalise au niveau de l'empreinte optique par numérisation de l'arcade antagoniste et des arcades en occlusion d'intercuspidation maximale (OIM). Cet enregistrement se réalise en intra-buccal ou en extra-buccal, au niveau des modèles en plâtre. Le logiciel détermine, par des algorithmes, l'occlusion du patient.

Les logiciels mettent à disposition des articulateurs numériques où les enregistrements des deux arcades sont placés au sein de l'articulateur de manière arbitraire. Les paramètres de l'occlusion sont réglés selon des valeurs standardisées.

Fig. 1.2 : Articulateur virtuel Cerec 4.2 (Jaisson et Felenc, 2014).

Ces techniques ont le grand avantage, en s'abstenant d'articulateur physique, de ne pas rompre la chaîne numérique (CFAO directe ou semi-directe). Elles se limitent aux cas simples (encastrés) en présence de références dentaires correspondant aux réalisations prothétiques unitaires et plures de faible étendue en technique directe (Jaisson et Felenc, 2014).

- Dans les cas complexes où les guidages et les plans d'occlusion sont à reconstruire, l'utilisation de l'arc facial, voire d'un axiographe, de manière physique, est nécessaire afin de programmer un articulateur mécanique au laboratoire de prothèse.

Cette technique a pour finalité l'obtention d'un double montage : articulateur physique et articulateur virtuel. Elle nécessite des modèles en plâtre qui sont scannés séparément. L'occlusion est numérisée suivant deux techniques à partir de l'articulateur physique. La première utilise un dispositif de transfert et la seconde est réalisée par scannage de l'articulateur complet. A l'issue de ces étapes, les paramètres occlusaux sont pris en compte par le logiciel de CAO.

Cette solution nous montre bien la nécessité de passer par des étapes de laboratoire physique afin d'enregistrer les paramètres d'occlusion des cas complexes (Jaisson et Felenc, 2014). Les recherches s'orientent vers des outils d'enregistrement des paramètres occlusaux complémentaires, tel que l'arc facial numérique, afin de pouvoir programmer directement l'articulateur virtuel (Cordelette et Jordan-Combarieu, 2014).

Au terme de ces étapes, nous pouvons observer la modélisation de la future prothèse en occlusion ayant des points de contacts effectifs avec les dents agonistes.

Durant les étapes, suivant le logiciel, l'utilisateur peut visualiser et modifier de nombreux éléments.

- Le tracé des limites

- La forme et le volume de la future restauration
- L'épaisseur de la céramique par visualisation de la préparation en coupe
- La création d'un espace pour les matériaux d'assemblage
- Modification de la surface occlusale (position et orientation des sillons)
- Le réglage de l'intensité (le plus souvent sous la forme d'une échelle de couleurs) des points d'occlusion et points de contact (Perelmuter et *al.*, 2009).

Le but des logiciels CAO est de reproduire tous les gestes conventionnels réalisés en prothèse fixée de manière virtuelle. En dehors de la gestion de l'occlusion des cas complexes, le pari semble réussi.

La phase de CAO terminée, nous passons à la phase de FAO qui permet la fabrication proprement dite de la pièce prothétique.

1.4. Le principe de la FAO

La fabrication assistée par ordinateur est l'aboutissement de la CAO. Effectivement, les logiciels de FAO créent le fichier permettant le pilotage de la machine-outils à commande numérique (MOCN).

La fabrication est dépendante du type de matériaux utilisés et est réalisée suivant 2 principes :

- une fabrication additive : par machines d'impression 3D, stéréolithographie
- une fabrication soustractive : par usineuse

1.4.1. La fabrication additive

La fabrication additive consiste à mettre en forme un objet par ajout de matière. Elle est plus complexe à mettre en œuvre que l'usinage et nécessite une machine spécifique adaptée à chaque type de matériaux. Elle est caractérisée par la production de matériaux calcinables, ou de résines. Historiquement, elle est destinée à la fabrication de maquettes pour la validation de forme, désignée sous le nom de "prototypage rapide". Par la suite les maquettes en résine, ou en cire, ont servi de modèles pour la fonderie par cire perdue. L'évolution des matériaux a permis de passer du prototype, ou modèle, à la fabrication "directe" d'éléments à partir de leur représentation numérique.

De nos jours, la fabrication "directe" est utilisée pour les armatures métalliques (cobalt-chrome par micro-fusion laser) en prothèse amovible. La réalisation de guides implantaires, de prothèses temporaires fixées, et de gouttières orthodontiques, est aussi envisagée par cette technique.

La solution additive "directe" ne propose quasiment pas de fabrication de prothèse fixée à base de céramique. Le système Wolceram fut l'un des rares, proposant la réalisation de chape par électrophorèse, à partir de la céramique In-Ceram de Vita et son principe de barbotine. Selon le même principe de fonctionnement et utilisant la même céramique, nous trouvons chez Bego® le Preceram, et chez Hafner® le

CeHa WHITE. Toutes ces techniques nécessitent le passage par un modèle physique (Gobert, 2005).

Nous pouvons dans le cadre de la CFAO et de la prothèse céramique être confrontés à cette technique, pour fabriquer (stéréolithographie) des modèles et des dies à partir de leur représentation virtuelle. Effectivement, certains cas imposent le passage par un modèle physique à l'issue d'une empreinte optique intra-orale. Les modèles obtenus présentent une grande précision dimensionnelle, certains centres d'usinage en produisent, ainsi que les chapes correspondant aux restaurations.

La fabrication additive tend à se développer, de par son mode de fonctionnement très économe en matière et la possibilité de réaliser simultanément des pièces de morphologies différentes et de formes complexes (CNIFPD).

1.4.2. La fabrication soustractive

La fabrication soustractive est la technique de mise en forme de matériaux la plus répandue en CFAO dentaire. C'est la seule technique qui permet l'usage de la céramique par CFAO. De plus, elle offre la possibilité d'usiner plusieurs types de matériaux avec la même machine.

L'élément prothétique est traité suivant 2 protocoles. Le premier fournit la restauration complète à partir d'un bloc de céramique (monolithique). Le second permet seulement l'usinage de la chape qui subira en laboratoire le montage de la céramique cosmétique, par stratification. La deuxième solution s'applique pour les cas plus complexes, et esthétiques. Elle nécessite cependant de mettre au point des céramiques cosmétiques compatibles avec les céramiques d'infrastructures.

Fig. 1.3 : Exemple de céramique sous forme de blocs usinable: Incéram zirconia (Unger, 2005)

Cependant, l'usinage, qui se caractérise par un enlèvement de matière, engendre des pertes. Pour y pallier, les logiciels de FAO optimisent des séquences d'usinage. Si une usineuse en technique directe produit seulement une pièce par cycle, la technique indirecte permet, elle, de produire en série des pièces uniques.

1.4.2.1. L'usinage

L'usineuse comporte un moteur (300 à 200000 t/min) entraînant le déplacement des fraises, afin de sculpter l'élément prothétique conformément à sa modélisation. Le fonctionnement de la machine se fait suivant 3 axes correspondant à 3 plans : haut/bas, droite/gauche et avant/arrière. Ces axes permettent ainsi l'usinage de toutes les formes de restauration, mais il est possible d'améliorer les formes usinées en ajoutant de nouveaux axes de rotation.

La majeure partie des usineuses comporte 3 axes. Selon le degré de sophistication des machines il est possible d'aller jusqu'à 6 axes (Unger, 2005). Habituellement, les machines-outils commercialisées comportant le plus grand nombre d'axes plafonnent à 5 (Everest de Kavo®). Cette augmentation offre la

possibilité de produire des pièces plus complexes (contre dépouilles, sillons occlusaux, piliers divergents). En pratique, les machines-outils de 3 à 4 axes suffisent pour la confection de couronnes, chapes, inlays-onlays, facettes et bridges, mais s'avèrent insuffisantes pour les piliers divergents et pour usiner simultanément plusieurs éléments sans intervention humaine (CNIFPD).

Fig. 1.4 : Schéma de fonctionnement de l'usineuse 5 axes Everest de Kavo® . Les axes X, Y et Z correspondent aux déplacements horizontaux et verticaux de la fraise. L'axe A correspond au mouvement de pivotement du plateau support des pièces prothétiques. L'axe B correspond au mouvement de rotation de la broche porte-outils (Unger, 2005).

1.4.2.1.1. Les matériaux usinables

Quatre types de matériaux, sous forme de blocs ou de disques, peuvent être usinés :

- Des céramiques
- Des matériaux composites
- Des alliages (titane et chrome-cobalt)
- Des cires et des résines calcinables

Dans le cadre de notre sujet, nous nous intéresserons seulement aux matériaux céramiques usinables, les céramiques alumineuses, zircons (HIP, préfrittées), et les vitrocéramiques.

Cette distinction est liée à l'usinabilité des céramiques. Cette caractéristique correspond à l'aptitude de la pièce à subir une opération d'enlèvement de matière, définissant la facilité, ou alors la difficulté, d'usinage (Marniquet et *al.*, 2014). D'une manière générale, l'usinage des céramiques n'est pas aisé, leur usinabilité n'est pas excellente. Elle engendre une usure des outils de fraisage et aussi des défauts au niveau de l'intégrité des bords (défauts en "dentelles") et des surfaces (fissures, et rugosité inadaptée) (Sindel et *al.*, 1998).

Fig. 1.5 : Usinage d'un élément prothétique à partir d'un bloc de céramique (Unger, 2005).

1.5. Les sites de production

La CFAO s'est historiquement engagée dans 2 voies de production des restaurations prothétiques :

- la première est directe et se réduit à une séance unique au cabinet dentaire
- la seconde est indirecte et fait appel aux laboratoires de prothèse ou aux centres d'usinage

Par la suite, le développement de l'empreinte optique intra-buccale et des systèmes "ouverts" a permis

l'apparition de la CFAO semi-directe.

1.5.1. La CFAO directe

1.5.1.1. Les principes

La CFAO directe (ou *chairside*) se caractérise par l'exécution de toutes les étapes au sein du cabinet. Elles sont idéalement réalisées au cours de la même séance. Le praticien, équipé d'un système CFAO complet (empreinte optique intra buccale, CAO et FAO), sera amené à maîtriser l'outil de conception et de production en tant que seul acteur décisionnaire. Ce système est peu encombrant, simple d'utilisation et économiquement abordable.

L'avantage de la CFAO directe réside dans la possibilité de proposer une séance unique au patient en utilisant la céramique, matériau biologiquement neutre et esthétique. Le fait d'intervenir en une séance limite le traumatisme de l'organe dentinopulpaire. Cette technique rend possible la réalisation de restaurations partielles, comme les inlays, onlays ou facettes, et totales comme les couronnes et endo-couronnes unitaires. Il est aussi possible de réaliser des piliers, ou couronnes, transvissés implantaires. Du point de vue des restaurations plurales, cette technique se limite aux bridges antérieurs de 3 éléments monoblocs. Concernant les bridges postérieurs, ou de plus grande étendue, ou complexes, la CFAO directe atteint ses limites : limites associées à l'enregistrement des paramètres occlusaux, au passage par un modèle physique, au choix du type de céramique (usinage de vitrocéramique seulement), au nombre d'axes de l'usineuse... (Cordelette et Jordan-Combarieu, 2014).

1.5.1.2. L'offre commerciale

En *chairside*, le matériel se présente sous la forme d'une unité de prise d'empreinte optique, disposant d'un ordinateur pour la gestion de la CAO. La phase de FAO est gérée par une machine-outils de taille modeste.

Fabricants	Gammes	Unités de prise d'empreinte	Machines outils
------------	--------	-----------------------------	-----------------

Sirona	Cerec	<p>Unité Cerec AC disposant de 2 caméras au choix:</p> <ul style="list-style-type: none"> - <u>Cerec Omnicam</u> : acquisition continue, sans poudrage - <u>Cerec Bluecam</u> : acquisition par une série de clichés nécessitant un poudrage <p><u>Logiciel CFAO</u> : Cerec</p> <p>Suivant l'offre (classic, confort, premium) retenue, il est possible de choisir l'unité de prise d'empreinte et la machine outils adaptée au besoin du cabinet.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - <u>Cerec MC</u>: restauration unitaire, taille de blocs usinables : 20 mm maximum - <u>Cerec MC X</u>: restauration unitaire et plurale, taille de blocs usinables: 40 mm maximum - <u>Cerec MC XL</u>: restauration unitaire, plurale, chape et attachement, taille de blocs usinables: 85 mm maximum. précision +/- 25 microns <p><u>Matériaux usinables</u>: céramiques feldspathiques et vitrocéramiques, disilicate de lithium et résines synthétiques haute performance.</p> <p>Les indications de Sirona en matière de restaurations plurales restent limités aux bridges provisoires, à moins de souscrire au logiciel InLab et d'usiner avec la MC XL des bridges jusqu'à 12 éléments.</p> <p>L'utilisation de la zircone est possible. Mais dans cette situation le système FAO se rapproche plus d'un laboratoire internalisé.</p>
Planmeca/ Technologie E4D	Planmeca PlanScan Complete System	<ul style="list-style-type: none"> - <u>PlanScan</u> : acquisition <i>full motion</i>, sans poudrage, sous forme de périphérique connectable à un ordinateur <p><u>Logiciel CFAO</u> : PlanCAD Easy</p>	<ul style="list-style-type: none"> - <u>PlanMill 40</u> : restaurations unitaires et plurales (3-5 éléments). Blocs usinables 60 mm, 4 axes <p><u>Matériaux usinables</u> : céramiques feldspathiques et vitrocéramiques, disilicate de lithium et résines synthétiques haute performance.</p>

Tableau. 1.1. Tableau des différents systèmes complets en CFAO

La CFAO directe peut aussi être réalisée grâce au logiciel ouvert, par une unité d'empreinte optique de marque différente. Effectivement, certains systèmes comme iTero® ou 3M™ True Definition Scanner® utilisent leurs systèmes d'empreinte optique (destinés à la technique semi-directe) avec l'usineuse PlanMill 40®, afin de pouvoir réaliser au cabinet, l'élément prothétique. D'autres marques (charlydental®, Carestream Dental CS 3000®, Roland DWX-4®, Système LYRA®) proposent aussi de petites usineuses ouvertes venant compléter un système d'empreinte optique.

Fig. 1.6 : Gamme Cerec, système complet à destination du chirurgien dentiste (Sirona®)

Fig. 1.7 : Système complet Planmeca (Planmeca®)

1.5.2. La CFAO semi-directe

1.5.2.1. Les principes

Cette technique utilise l'empreinte optique intra buccale (sur chariot ou caméra USB), réalisée au cabinet dentaire, et délègue les phases de CAO et FAO à un laboratoire, ou à un centre d'usinage. La communication des informations de l'empreinte se fait par le biais d'internet via des connexions sécurisées.

L'intérêt pour le praticien est de limiter son investissement à l'empreinte optique et de bénéficier de l'expertise du prothésiste dentaire pour la conception et la fabrication des éléments prothétiques. L'intervention du prothésiste, ainsi que ses infrastructures, offrent la possibilité de réaliser des cas complexes (production d'un modèle physique) et d'utiliser des machines-outils perfectionnées de 4 à 5 axes. Lorsqu'un modèle physique est nécessaire, le prothésiste peut réaliser la prothèse de manière conventionnelle, ou alors en continuité avec la chaîne numérique pour la chape ou l'élément prothétique complet (Soenen, 2014).

La technique semi-directe ouvre la porte à de nombreuses indications, comme la réalisation des bridges, l'usinage d'une chape en zircone et la production des restaurations esthétiques en céramique stratifiée.

Pour le patient, cette approche permet de s'abstenir des contraintes de l'empreinte traditionnelle, notamment face au risque nauséeux, et de bénéficier de la précision et de la modernité des systèmes de CFAO. De ce point de vue nous notons la même qualité d'ajustage des restaurations cliniques en CFAO directe, et semi-directe (Schaefer et al., 2014).

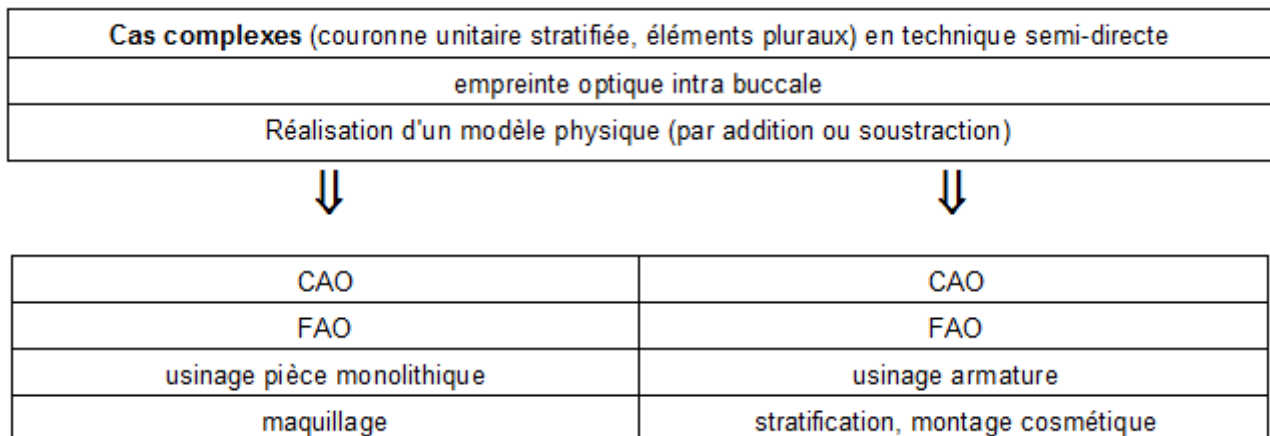


Tableau. 1.2. Tableau de la CFAO semi-directe face aux cas complexes (Soenen, 2014).

La CFAO semi-directe n'est pas la plus récente. Son développement a été possible par l'utilisation des systèmes "ouverts". Actuellement cette solution est en plein essor, si on se fie à l'offre pléthorique de dispositifs d'empreinte optique intra-buccale disponibles sur le marché. En 2014, 43% des laboratoires étaient équipés de systèmes de CFAO, et seulement 3-4% des praticiens en CFAO directe (Cordelette et Jordan-Combarieu, 2014).

1.5.2.2. L'offre commerciale

Dans le domaine de l'empreinte optique, l'offre est vaste ; nous ne citerons que les principaux fabricants. Généralement, le système se présente sous forme d'un chariot, ou sous forme portative, via une prise USB sur ordinateur. Certains systèmes proviennent de la CFAO directe. Les autres bénéficient de l'ouverture des logiciels, ou de partenariats, et peuvent être utilisés en technique directe. Cette possibilité de couplage des instruments offre l'avantage au praticien de s'équiper progressivement en démarrant par l'empreinte optique. Par la suite, il pourra opter pour une usineuse ouverte, partenaire ou de même marque que son système d'empreinte.

Fabricants	Gammes	Unités de prise d'empreinte	Spécificités	
3Shape	Trios	- Chariot Trios : enregistrement full motion, absence de poudrage, écran tactile - Trios Pod: solution par port USB	Trios Ready: Certification pour les laboratoires en partenariat avec la marque Possibilité de passer en mode de production directe avec la machine outils LYRA	Trios (3Shapes®)
3M ESPE	3M True Definition Scanner LAVA COS	- technologie sur chariot : full motion, avec poudrage, écran tactile	Possibilité de passer en mode de production directe par usage de l'usineuse PlanMill 40 ou de la machine outils LYRA	3M True Definition Scanner (3M ESPE®)
Sirona	- Cerec - APOLLO DI	- Cerec Omnicam : acquisition continue, sans poudrage - Cerec Bluecam : acquisition par une serie de clichés nécessitant un poudrage - APOLLO DI : acquisition full motion associée à un poudrage léger	Utilisation du processus Sirona connect, pour communiquer avec le laboratoire.	APOLLO DI (Sirona®)
Cadent/Straumann	iTero	- iTero intra oral scanner : acquisition full motion sans poudrage	Possibilité de passer en mode de production directe par usage de l'usineuse PlanMill 40	iTero intra oral scanner (Straumann®)

Tableau. 1.3. Tableau des systèmes semi-directs.

1.5.3. La CFAO indirecte

1.5.3.1. Les principes

Le praticien réalise une empreinte chimico-manuelle classique. Cette empreinte est transmise au prothésiste qui se charge de sa coulée et de sa numérisation (par contact mécanique ou par empreinte optique). Si le prothésiste ne possède pas de système CFAO, il peut sous-traiter l'empreinte à un centre d'usinage délocalisé.

L'avantage de cette technique pour le praticien est de pouvoir faire bénéficier à ses patients d'une restauration élaborée par CFAO, sans avoir réalisé d'investissement. Cette méthode permet la confection de toutes les prothèses céramo-céramiques, complexes ou non. Effectivement les laboratoires disposent de plus grandes machines outils et peuvent réaliser une production de masse. Les disques d'usinage, qui mesurent entre 98.2 et 98.5 mm de diamètre pour 25 à 30 mm d'épaisseur, permettent la réalisation séquencée de plusieurs éléments en céramique (Hollender et *al.*, 2014).

Fig. 1.8 : Usinage d'élément prothétique sur disque (Hollender et *al.*, 2014)

L'inconvénient majeur réside dans la rupture de la chaîne prothétique numérique par l'adjonction d'étapes physiques, opérateur-dépendantes, lors de la prise d'empreinte traditionnelle. De nombreuses études montrent des résultats comparables concernant la précision d'acquisition de l'empreinte optique et des méthodes physico-chimiques (Ender et Mehi, 2011; Guth et *al.*, 2013; Schaefer et *al.*, 2014) réalisées dans des conditions optimales. Mais l'augmentation du nombre d'étapes, ainsi que la réalisation d'une empreinte traditionnelle (choix du matériaux, malaxage, mode et temps de conservation, coulée), engendrent une perte de précision, sachant que la précision de détails offerte par les hydrocolloïdes et les élastomères est comprise entre 20 et 50 microns dans les conditions optimales, précision que le plâtre de coulée ne parvient que rarement à atteindre (Butta et *al.*, 2005; Behin et Dupas, 1997). En 2014, aucune étude comparant directement les méthodes conventionnelles aux méthodes numériques n'était disponible (Calas Bennasar et *al.*, 2014).

1.5.3.2. L'offre commerciale

Les scanners, les logiciels, les machines outils et les fours, concernés par la technique indirecte sont destinés à des laboratoires ou à des centres d'usinage. Effectivement leurs tailles, leurs coûts et leurs cadences ne correspondent pas aux attentes d'un cabinet dentaire. Les machines sont perfectionnées et, dans un souci de productivité, les usinages sont séquencés.

La CFAO gérée intégralement au laboratoire, comprend un scanner optique qui numérise l'empreinte ou le modèle, un logiciel de CAO/FAO, et une machine-outils.

Dans le cadre d'un laboratoire ne possédant pas de machine-outils et souhaitant travailler en CFAO, il sous-traite la FAO à un centre délocalisé et dispose seulement d'un système de numérisation et d'un logiciel de CFAO afin de transmettre les modèles virtuels. L'utilisation d'un palpeur pour l'acquisition est historiquement liée au système Procera (palpeur Piccolo et Forte) de Nobel Biocare®.

On retrouve des systèmes complets chez de nombreux fabricants : Sirona® (inEos Blue, inLab MC XL), Planmeca® (PlanScanLab, PlanMill50), KaVo® (Everest scan, KaVo engine), 3M ESPE® (Lava Scan ST,

Lava CNC 500).

1.5.4. Comparatif entre les différentes méthodes de CFAO

Méthodes classiques	CFAO directe	CFAO semi-directe	CFAO indirecte
Acquisition : empreinte conventionnelle	Acquisition: empreinte optique intra-buccale	Acquisition: empreinte optique intra buccale	Acquisition: empreinte conventionnelle
coulée des modèles	réalisation d'un modèle virtuel au cabinet	réalisation d'un modèle virtuel au cabinet puis envoi au laboratoire par internet	réalisation d'un modèle physique au laboratoire et scannage ou scannage de l'empreinte
conception de l'infrastructure	CAO au cabinet	CAO au laboratoire ou en centre délocalisé	CAO au laboratoire ou en centre délocalisé
fabrication de la pièce prothétique au laboratoire	FAO au cabinet	FAO au laboratoire ou en centre délocalisé	FAO au laboratoire ou en centre délocalisé

Tableau. 1.4. Tableau comparatif des étapes entre les différentes méthodes de CFAO face à la méthode classique ; en rouge, les étapes de laboratoire (Soenen, 2014).

Les 3 formes de CFAO « gravitent » autour du chirurgien dentiste et du prothésiste dentaire (au laboratoire ou en centre délocalisé). La méthode directe est intégralement réalisée par le chirurgien dentiste au cabinet contrairement aux méthodes indirectes et semi-directes qui n'impliquent pas le praticien dans la conception et la fabrication. La différence majeure entre ces techniques réside dans la complexité des cas réalisables. Effectivement, les cas complexes nécessitent une étude sur modèle physique, et peuvent être réalisés par coulée en technique indirecte, ou en semi-directe (de manière additive, ou soustractive, à l'issue de l'empreinte optique). L'utilisation de zircone pour des bridges postérieurs ou de grande étendue nécessite des machines outils spécifiques ou des fours programmables (zircone pré-frittée). Ces technologies ne sont pas disponibles au sein du cabinet dentaire.

La CFAO semi-directe présente un juste milieu et ne rompt pas la chaîne prothétique numérique.

L'avenir de la CFAO, tel que l'entend son concepteur F. Duret, s'oriente vers l'utilisation de l'empreinte optique intra-buccale et la présence d'une usineuse miniaturisée au sein du cabinet dentaire qui peut être commandée par le laboratoire sans que le praticien ait à intervenir, afin de réaliser des dents provisoires, des cas simples et surtout l'usinage d'élément (chape ou infrastructure de bridge) de contrôle et de validation de l'empreinte. Les laboratoires s'occuperaient de la CAO et FAO, englobant la fabrication des cas simples jusqu'aux plus complexes. Le chirurgien dentiste serait déchargé du travail de CFAO afin qu'il puisse rester clinicien (Duret et al., 2007c).

Aujourd'hui la CFAO n'est pas encore arrivée à ce stade mais les industriels développent des systèmes d'empreinte optique qui permettent une première ouverture vers la technique directe pour les cas simples et une seconde vers le système semi-direct concernant les cas plus complexes (Cerec AC, 3M True Definition

Scanner, Trios avec le système Iyra) (Soenen, 2014).

1.6. La CFAO face à la législation dentaire

1.6.1. Le cadre administratif

1.6.1.1. Traçabilité des dispositifs médicaux sur mesure

L'évolution de la législation sur les dispositifs médicaux sur mesure (DMSM), tels que les prothèses dentaires, impose que le fabricant et les matériaux utilisés soient traçables.

Lorsque le chirurgien dentiste fait réaliser la prothèse par un prothésiste dentaire, il doit s'assurer :

- que le prothésiste est identifié comme tel auprès des autorités sanitaires
- de remplir une fiche navette, ou de traçabilité, pour chaque prothèse

La prothèse doit être livrée au chirurgien-dentiste avec une déclaration de conformité aux exigences essentielles mentionnées aux articles R. 5211-21 à R. 5211-23 du Code de la santé publique. En effet, le prothésiste doit garantir que les caractéristiques spécifiques de la prothèse sont en conformité avec toutes les exigences de la directive 93/42/CEE du 14 juin 1993 relative aux dispositifs médicaux (Ordre National des Chirurgiens Dentistes, 2014).

A l'issue de l'acte prothétique, le chirurgien-dentiste remet au patient la déclaration de conformité du dispositif médical (article L. 1111-3 du Code de la santé publique ; devis unique). Cette déclaration doit également être versée au dossier médical et tenue à la disposition du patient (article R. 5211-51 du Code de la santé publique) (Ordre National des Chirurgiens Dentistes, 2014).

Cette situation est rencontrée de manière traditionnelle mais aussi en technique semi-directe et indirecte. Cependant en technique directe, le chirurgien dentiste est considéré comme le fabricant du DMSM. Dans ce cas, il doit se déclarer en tant que fabricant auprès de l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM). Par son statut de fabricant, le praticien qui recourt à un procédé de CFAO doit, pour chaque prothèse fabriquée, établir une déclaration de conformité de la prothèse dentaire. A l'issue de l'acte prothétique, le chirurgien-dentiste remet au patient la déclaration de conformité du dispositif médical (article L. 1111-3 du Code de la santé publique ; devis unique). Cette déclaration est versée au dossier médical et tenue à la disposition du patient (article R. 5211-51 du Code de la santé publique).

Cette déclaration doit également être tenue à la disposition du directeur général de l'ANSM, pendant au moins cinq ans (Ordre National des Chirurgiens Dentistes, 2014).

Concernant les matériaux en technique de CFAO, ils sont particulièrement bien adaptés au principe de traçabilité. Effectivement, les blocs de céramique sont tous identifiés par un code barre et disposent parfois d'une carte à puce individuelle, ces éléments étant à conserver au sein du dossier médical.

Fig. 1.9 : Traçabilité par carte à puce sur blocs usinés

Incéram par le système DCS Précident (Unger, 2005).

1.6.1.2. Gestion du dossier médical et CFAO

La CFAO répond aussi à une contrainte majeure, celle du stockage des moulages des arcades dentaires. Effectivement, les recommandations de l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES, 2000) stipulent, en ce qui concerne le dossier du patient en odontologie, que les moulages sont une partie intégrante du dossier médical et, à ce titre, doivent être classés et archivés en tant qu'examen complémentaires.

"Les moulages font partie intégrante du dossier. Il faut les identifier, à l'aide du numéro de consultant, et les dater. Il faut les archiver de façon à pouvoir les retrouver. Il existe des systèmes informatiques de numérisation qui permettent d'archiver en trois dimensions les moulages. Cette méthode est récente, et l'exploitation à long terme de ces images pose le problème de leur archivage dans un format qui pourrait être lu, même de nombreuses années plus tard." (ANAES, 2000).

Le dossier informatique du patient est valorisé par les recommandations de l'ANAES, pour sa facilité d'accès et de stockage de l'ensemble des données. Il est soumis à déclaration auprès de la Commission Nationale de l'Informatique et des libertés (CNIL) dans un souci de confidentialité.

"Par manque de place, les praticiens éliminent les anciens dossiers ou les stockent dans des endroits difficiles d'accès, d'où il leur est ensuite difficile d'extraire rapidement un dossier, sans parler de leur détérioration. Les dossiers informatiques, au contraire, ne prennent pas de place. Il est même possible de numériser des moulages d'étude et de les stocker électroniquement" (ANAES, 2000).

"La nécessité de garder la confidentialité des données fait obligation au chirurgien-dentiste de déclarer à la Commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL) ses fichiers de gestion de patients" (ANAES, 2000).

L'informatique et la numérisation ainsi que les capacités de stockage en CFAO offrent de grands avantages tant d'un point de vue médico-légal, que pratique, au chirurgien-dentiste. La CFAO rend possible la conservation des modèles virtuels et des données relatives aux prothèses.

1.6.2. Les avantages de la CFAO

La CFAO est une révolution dans la manière de concevoir et de fabriquer des prothèses dentaires. Elle réduit considérablement le nombre d'étapes de travail, ainsi que le nombre de matériaux utilisés, en amont de la réalisation prothétique. Effectivement en technique traditionnelle, l'ajustement final de la prothèse est obtenu, non pas par une conservation exacte des données initiales, mais par une série de compensation d'erreurs : matériaux à empreinte, coulée des modèles, technique de la cire perdue, mise en revêtement, pressée de la céramique et dans le cadre d'une chape, stratification et montage de la céramique

cosmétique.

La CFAO tout au long de son cheminement (empreinte optique, CAO, FAO) tend à diminuer le risque d'imprécisions et offre de nombreux avantages :

Au niveau de l'empreinte optique intra orale :

- le confort du patient et du praticien
- s'abstenir de matériaux à empreinte, de leur stockage (imprécision indirecte liée au milieu), de leur désinfection, de leurs variations dimensionnelles et des erreurs liées à leur manipulation
- l'analyse (agrandissement) et les possibilités de correction de la préparation au cours de l'empreinte grâce au modèle virtuel unitaire
- début de la chaîne prothétique numérique dès l'empreinte en technique directe et semi-directe
- précision de l'empreinte et stockage des données numériques de manière archivable et inaltérable (pas de variations dimensionnelles)
- durée faible de 2 à 5 min
- envoi des données possible, rapide et facile par internet. Diminution du coût face au transport des empreintes traditionnelles.
- peut faciliter la prise de teinte, lorsqu'elle présente un spectrocolorimètre intégré
- utilisation possible dans le domaine implantaire, directement sur le pilier de cicatrisation, ou en utilisant un système spécifique sur la tête implantaire (*scanbody*)

Au niveau de la CAO :

- s'abstenir de la coulée des modèles, des risques infectieux, des variations dimensionnelles.
- création et conservation des modèles virtuels
- possibilité de reproduire tous les gestes traditionnels sur le logiciel de CAO
- contrôle permanent de la conception de la future prothèse
- rapidité d'exécution

Au niveau de la FAO :

- traçabilité des matériaux utilisés
- usinage rapide et précis et possibilité de faire des séquences au laboratoire
- usinage de la zircone possible
- protocole reproductible
- possibilité en technique directe de réaliser la restauration en une seule séance
- possibilité de produire un modèle de travail physique pour ouvrir les possibilités aux cas complexes.

La CFAO est en perpétuelle évolution en raison des progrès de l'informatique. Elle est ouverte à de multiples applications dans le domaine dentaire englobant la prothèse conjointe, implantaire, l'orthodontie, mais aussi en prothèse amovible dans la conception des châssis métalliques. L'empreinte optique est aussi à l'étude dans le domaine de l'odontologie légale, évitant la dépose des maxillaires.

1.6.3. Les limites de la CFAO

La CFAO, malgré de nombreux avantages, possède certaines limites :

L'empreinte optique ne peut pas être réalisable dans toutes les situations et se réduit à l'enregistrement de ce qui est visible. De nouvelles techniques sont à l'étude pour pouvoir l'utiliser en milieu humide, ou en infra-gingival (traité dans le chapitre 3.2). De plus, son usage n'est pas possible pour les édentements de grande étendue en prothèse amovible, compte tenu de la difficulté d'enregistrement de la dépressibilité muqueuse. Le changement offert par l'empreinte optique impose un apprentissage parfois long et fastidieux au praticien.

Au niveau de la CAO, l'occlusion reste un élément très étudié. Son développement a pour objectif de retranscrire parfaitement la réalité clinique des mouvements mandibulaires en s'abstenant du passage par un articulateur physique. Les cas complexes restent encore difficiles à réaliser et nécessitent le passage par un modèle physique : ils restent donc réservés au laboratoire, ou aux centres d'usinage.

La FAO est représentée majoritairement par l'usinage. Ce dernier subit des contraintes qui concernent l'usure du matériel mais aussi la difficulté d'usiner la zircone. Effectivement certains cas cliniques, et certaines céramiques, nécessitent l'utilisation d'usineuses puissantes (zircone HIP) avec un nombre d'axes conséquent et un protocole précis (zircone pré-frittée).

La CFAO est une technologie "nouvelle" qui a un coût élevé, compris entre 20000 € pour un système semi-direct, à 120000 € pour un système complet direct. Le coût est encore plus élevé concernant les gros systèmes de CFAO à destination des laboratoires de prothèses, ou des centres délocalisés. Son prix d'acquisition et de fonctionnement peut rendre réticents ses futurs utilisateurs, et ralentir son développement au sein des cabinets dentaires et des petits laboratoires. Cependant, l'évolution des technologies et la concurrence entre les différents systèmes commerciaux devraient tendre à réduire les prix. Face au nombre important de fabricants existant sur le marché, il est nécessaire de sélectionner le système de CFAO convenant le plus à son l'activité (directe, indirecte, restauration unitaire, plurales, complexes) souhaitée. Il est primordial de se concerter avec le laboratoire de prothèse afin de mûrir et d'harmoniser le choix de la caméra optique et du logiciel de CFAO.

Le système de CFAO directe pose la question de la place des prothésistes dentaires dans la relation triangulaire praticien/patient/prothésiste. Ces derniers, afin de rester compétitifs, possèdent plus d'avance dans le domaine de la CFAO que les chirurgiens dentistes. En 2008, 16% des laboratoires français étaient équipés de technique CAO, ou de CFAO (CNIFPD), contre 43% des laboratoires en 2014. Du côté des chirurgiens dentistes seulement 3-4% sont équipés en technique directe en 2014 (Cordelette et Jordan-Combarieu, 2014).

La CFAO modifie nos habitudes en matière de conception et de réalisation de prothèses. Elle tend à se démocratiser et à devenir inéluctable en pratique quotidienne, aussi bien au cabinet, qu'au laboratoire.

CHAPITRE 2 : LES CERAMIQUES POUR LA CFAO

2.1. Définition

D'après JM Haussonne : « La céramique est l'art de fabriquer des objets, en partant de matières essentiellement minérales, mélangées et broyées. Les objets sont façonnés généralement à l'état plus ou moins plastique, et la cuisson vient leur donner leurs qualités définitives » (in Ogołnik et al., 1992).

Les céramiques modernes utilisées en dentisterie ne contiennent plus d'argile comme leurs ancêtres, et correspondent plus à des verres. Qui peuvent être définis comme des composés minéraux, non métalliques, non organiques. Cependant, contrairement aux verres, les céramiques comportent une phase cristalline et une phase vitreuse. De plus, le terme céramique englobe de nombreux matériaux comme les oxydes métalliques, borures, carbures, nitrures, ainsi que des mélanges complexes de ces matériaux. D'une façon générale les céramiques ont une structure cristalline périodique avec des liaisons ioniques, ou covalentes. Elles peuvent aussi, suivant leurs compositions, être qualifiées de traditionnelles, ou de synthèse (Touati et al, 1999).

2.2. Utilisation de la céramique en dentisterie

Historiquement, les bases des couronnes dentaires sont posées en 1746 par Claude Mouton sous forme d'une « calotte » en or. Il faut attendre 1889 pour que Dwinelle perfectionne la technique en réalisant une coiffe de porcelaine armée, reposant sur une bague en or, ou en platine : c'est la couronne céramo-métallique. Par la suite ce type de couronne ne cessera de s'améliorer pour aboutir, dans les années 1960, à la couronne céramo-céramique. Ces nouvelles couronnes, sans armature métallique furent commercialisés sous la forme des systèmes « Vitadur » (Lefébure, 2001).

La CFAO est envisagée depuis 1973 et commence à être mise en pratique dans les années 80. La fabrication des éléments prothétiques s'oriente vers des usineuses, imposant l'usage de la céramique sous forme de blocs.

Les céramiques usinables sont présentes sous deux formes, frittées, ou préfrittées pour les matériaux denses. Les différentes céramiques usinables ne possèdent pas toutes les mêmes propriétés, d'où l'intérêt de la classification.

2.3. Les différents types de céramiques

Les céramiques ont été classées traditionnellement suivant leur température de frittage (fusion ou cuisson). Effectivement les céramiques nécessitent un traitement thermique, afin de subir une transformation permettant le passage d'une masse de particules individuelles liées entre elles par de l'eau, à un solide cohérent. Ce processus s'appelle le frittage et est réalisé avec, ou sans, pression externe. Il permet le passage de la céramique à un état de compacité maximale (Dejou, 2009-2010).

Température de frittage	Température de	Applications
-------------------------	----------------	--------------

	fusion	
Haute fusion	1289 à 1390°C	Dents artificielles de prothèse amovible
Moyenne fusion	1090 à 1260°C	Couronnes céramo-métalliques cuites sur platine
Basse fusion	870 à 1065°C	Émaillage couronnes céramo-métalliques
Très basse fusion	660 à 780°C	Émaillage du titane, d'alliage à haute teneur en or et réalisation d'éléments entièrement en céramique (inlays)

Tableau. 2.1. Tableau de la classification traditionnelle des céramiques (Dejou, 2009-2010).

Cette classification a des limites. En effet, les propriétés finales des prothèses en céramique dépendent de la nature chimique et du procédé de mise en forme du matériau. La classification de Sadoun et Ferrari permet de les hiérarchiser selon la composition chimique, la microstructure, et les procédés de mise en forme.

2.3.1. La classification selon la composition chimique de Sadoun et Ferrari

2.3.1.1. Les céramiques feldspathiques

Ce type de céramique correspond au « modèle » des céramiques dentaires. Du point de vue de leur composition physique, elles se présentent généralement sous forme d'une poudre de 4 à 100 microns de diamètre. Cette poudre est associée à des plastifiants et des colorants. Le tableau ci-dessous présente leurs compositions, minéralogique et chimique.

Composition minéralogique	Composition chimique
Matrice visqueuse :	Oxydes principaux :

<p>Température de fusion 1100 à 1300°C</p> <p>Feldspaths</p> <ul style="list-style-type: none"> - feldspaths potassiques (orthose) - feldspaths sodiques (albite) <p>Feldspathoïdes</p> <ul style="list-style-type: none"> - néphéline - leucite 	<ul style="list-style-type: none"> - oxyde silicium (silice) : 55 à 78% (phase vitreuse et cristalline) - oxyde d'aluminium (alumine) : inférieur à 10% (majoritairement présent dans la phase vitreuse) <p>l'augmentation de la teneur en oxydes augmente la température de frittage, la rétraction et la résistance mécanique.</p>
<p><u>Phase cristalline :</u></p> <p>Température de fusion 1700°C</p> <ul style="list-style-type: none"> - quartz 	<p><u>Oxydes alcalins modificateurs :</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - oxyde de sodium - oxyde de potassium - oxyde de lithium
<p>La céramique, contrairement au verre, se compose de deux phases, la phase cristalline accroissant la résistance. Effectivement l'incorporation de cristaux à la phase vitreuse permet le blocage ou le ralentissement de la propagation des fissures (augmentation de la ténacité).</p> <p>Fig. 2.1 : Observation des phases de la céramique au MEB (Dejou, 2009-2010).</p>	<p>Ces oxydes modifient essentiellement la phase vitreuse. Par abaissement de la température de ramollissement, augmentation du coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition de la phase vitreuse.</p> <p>L'augmentation du coefficient de dilatation thermique rend possible l'émaillage des armatures métalliques. Cette augmentation permet le maintien d'un léger différentiel entre les coefficients de dilatation du métal et de la céramique. Effectivement après le frittage, lors du refroidissement la céramique, grâce aux oxydes alcalins, aura une contraction légèrement supérieure à celle de l'armature, permettant son « blocage » par mise en compression.</p> <p>L'augmentation des oxydes de potassium est à l'origine des céramiques riches en leucite. Cet oxyde permet d'obtenir la cristallisation à une température correspondant à celle des leucites. Ces céramiques sont plus résistantes. Mais leur coefficient de dilatation thermique ne permet plus l'émaillage des armatures métalliques. Elle sont utilisées en CFAO.</p> <p><u>Oxydes mineurs :</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - opacifiants : 6 à 15% (dioxyde de zirconium, dioxyde d'étain, dioxyde de titane) - fondants (abaissent les température de cuisson): 0 à 5% (trioxyde de bore, borate hydraté de sodium) - colorant : oxydes métalliques et terre rares

Tableau. 2.2. Tableau de la composition des céramiques feldspathiques (Dejou, 2009-2010).

2.3.1.2. Les vitrocéramiques

Elles correspondent à des matériaux mis en forme à l'état de verre, puis traités thermiquement dans le but d'obtenir une cristallisation partielle. Les oxydes nécessitent un traitement thermique en présence de catalyseurs de germination. Deux produits sont les chefs de file de ce type de céramique : le Dicor® et le Ceraplear®. Ces produits sont coulés, ou pressés, dans un moule spécial. Cette technique facilite la réalisation de couronnes monoblocs sans armature métallique. Dans cette même famille, nous retrouvons également les céramiques Empress® et Empress® 2, même si leur procédé de fabrication ne correspond pas à la définition ci-dessus du fait de la présence d'une phase cristalline pré-existante.

Le fait d'utiliser un matériaux proche du verre offre, après céramisation, une vitro-céramique très translucide. Par la suite, il est possible de maquiller la céramique (Dejou, 2009-2010 ; Touati, 1999).

En CFAO, la vitrocéramique est utilisée sous forme de blocs enrichis (silicate de lithium et de zircon, disilicate de lithium, leucite, feldspath). La proportion de cristaux varie de 30% pour les vitrocéramiques enrichies en feldspaths, à plus de 65% pour les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium. Le pourcentage élevé de cristaux confère de meilleures propriétés mécaniques à la céramique (Fron Chabouis et Attal, 2014).

Fig. 2.2 : Vitrocéramique usinable
Empress CAD (Marniquet et *al.*, 2014).

2.3.1.3. Les verres hydrothermaux

Ce sont des céramiques présentes dans la classification de Sadoun et Ferrari même si elles sont monophasées (absence de phase cristalline). Le principal intérêt de ces verres réside dans leur dureté de surface, la plus proche de celle de l'émail. Cette notion est importante puisqu'il est démontré que l'état de surface conditionne le phénomène d'abrasion des dents naturelles. L'offre commerciale (Duceram®) dentaire n'est pas pléthorique et son usage reste cosmétique. Cette céramique n'est pas usinée en technique de CFAO.

2.3.1.4. Les céramiques alumineuses

Ce type de céramique est renforcé en alumine (oxyde d'aluminium). Le but est d'obtenir un matériau résistant avec une phase cristalline prépondérante. Historiquement, ce matériau était utilisé pour la réalisation des prothèses de tête fémorale. Au niveau dentaire, du fait de sa résistance et de sa couleur blanche, ce matériau peut remplacer les alliages métalliques et être utilisé sous forme d'infrastructure prothétique. Cependant, son coefficient de dilatation thermique impose l'utilisation d'une céramique cosmétique spécifique (Perelmuter et *al.*, 2009).

Selon les fabricants, le pourcentage d'alumine peut approcher les 100%. Effectivement, nous obtenons 65% d'alumine pour Cerestore® ou AllCeram®, 85% pour In-Ceram® et un taux supérieur à 98% pour la céramique de Procera® (Dejou, 2009-2010).

Les procédés de fabrication ont évolué, avec l'exemple de In-Ceram® créé par Sadoun ayant un procédé basé sur la barbotine d'un noyau alumineux avec une infiltration ultérieure de verre après le frittage (Touati et

al., 1999). Ce type de procédé est à l'origine de l'appellation : céramique infiltrée. Cette marque associe l'alumine au zircon (In-Ceram® Zirconia) ou au magnésium (In-Ceram® Spinelle), dans le premier cas afin d'accroître la résistance, et dans le second pour obtenir une céramique plus translucide.

Fig. 2.3 : Exemple de céramique usinable In-Ceram® (Marniquet et al., 2014).

Dans le domaine des matériaux pour infrastructure à haute résistance mécanique, l'alumine offre une translucidité supérieure à la zircon. Cependant ses propriétés mécaniques sont en retrait face à la zircon.

2.3.1.5. Les céramiques à base d'oxyde de zirconium

La zircon est un oxyde de céramique polycristallin comportant de fortes liaisons covalentes, ou ioniques, lui conférant d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques. La zircon ne possède pas de phase vitreuse, d'où le terme « céramique polycristalline ». Ce matériau provient de l'industrie mais aussi du domaine médical (prothèse de hanche). Au niveau dentaire, il est envisagé comme infrastructure pour prothèse fixée céramo-céramique. Cependant il existe des couronnes monolithiques entièrement en zircon réservées aux secteurs postérieurs (exemple des blocs Zirlux FC). Ces propriétés mécaniques sont supérieures à l'alumine.

La zircon possède une particularité ; en fonction de la température elle peut se retrouver sous la forme de 3 phases structurales (allotropie). Le passage d'une forme à l'autre peut se faire au réchauffement, et au refroidissement.

Inférieur à 1170°C	De 1170°C jusqu'à 2370°C	De 2370°C jusqu'au point de fusion 2690°C
Phase monoclinique	Phase quadratique ou tétragonale	Phase cubique
Structure cristallographique monoclinique (Unger, 2005).	Structure cristallographique quadratique (Unger, 2005).	

Tableau. 2.3. Phase structurale de la zircon en fonction de la température (Unger, 2005).

Les propriétés mécaniques dépendent de la phase de la zircon. Effectivement les phases monocliniques et cubiques ne présentent pas d'intérêt d'un point de vue mécanique. Seule la phase quadratique possède de fortes propriétés mécaniques, d'où la nécessité de la stabiliser sous cette forme. A ce stade interviennent les oxydes. La zircon dentaire est associée à de l'oxyde d'yttrium, de l'oxyde de magnésium, et de l'oxyde de calcium. Cependant c'est majoritairement l'oxyde d'yttrium (3 à 4%) qui est utilisé pour la stabilisation. Il est possible de stabiliser partiellement la zircon (YTZP) en phase quadratique afin de bénéficier du « renforcement par micro-fissuration » et d'augmenter la ténacité. Cette solution

permet, en cas de contrainte et de fissuration, de passer en phase monoclinique (plus volumineuse) afin d'absorber l'énergie de propagation de la fissure.

Fig. 2.4 : Mécanisme de renforcement de la zircone partiellement stabilisée par micro-fissuration (Dejou, 2009-2010).

La zircone peut être utilisée comme additif afin de renforcer l'alumine, mais aussi de façon « pure ». Pour répondre aux contraintes de l'usinage nous retrouvons la zircone sous forme de blocs préfrittés, ou HIP.

– **La zircone TZP (Zircone Tétragonale Polycristalline) préfrittée :**

Elle correspond à la zircone stabilisée en phase tétragonale. Ce type de zircone est adapté aux contraintes de la CFAO et est rendu plus facilement usinable. Pour ce faire, le bloc est réalisé à partir de poudre de zircone pressée et ayant subi un frittage à basse température. Cette première étape permet la fusion des grains de céramique n'allant pas jusqu'à la densification totale. C'est la zircone préfrittée ou micro-poreuse, qui présente un aspect blanc crayeux.

Après usinage, une seconde cuisson de sintérisation de 13 à 25 heures, pour les grandes portées, est nécessaire, à une température comprise entre 1300 et 1500°C. Cependant ce deuxième frittage entraîne une réduction de volume de 20 à 30% qui doit être anticipée par les logiciels de FAO (Pelissier, 2010).

Fig. 2.5 : Rétraction dimensionnelle d'une chape en zircone préfrittée (en haut) et après sintérisation (en bas) (Perelmuter et *al.*, 2009).

Fig. 2.6 : Usinage d'attache grâce à l'association de la précision de l'usinage et des propriétés de la zircone (Perelmuter et *al.*, 2009).

– **La zircone HIP (Hot Isostatic Pressing) :**

Elle correspond à la zircone la plus résistante du fait de sa fabrication industrielle. Le but est d'obtenir une zircone s'approchant de sa densité maximale théorique de 6,1. La fabrication débute à partir d'une poudre homogène de granulométrie submicronique. Cette dernière est compactée à chaud dans un moule sous pression isostatique de 1000 bars. Le frittage est effectué entre 1400 et 1500°C. Les blocs sont usinés sans tenir compte de la moindre variation volumétrique car aucun deuxième frittage n'est envisagé.

Son inconvénient majeur réside dans sa principale qualité, sa densité. En effet, compte tenu de ses propriétés mécaniques, son usinage n'est réalisable que par des usinages extrêmement puissantes (Pelissier, 2010). Il est peu répandu, du fait de cette contrainte.

Fig. 2.7 : Armature de bridge usinée en zircone (Unger, 2005).

2.3.2. La classification selon la microstructure

Cette classification est régie par la répartition des charges dans la matrice vitreuse et nécessite l'analyse au MEB des céramiques. Nous distinguons trois états.

Céramiques présentant une matrice vitreuse et des charges dispersées	Elles correspondent aux céramiques vitreuses
Céramiques présentant une matrice cristalline avec une phase vitreuse infiltrée	Elles correspondent aux céramiques alumineuses
Céramiques présentant une matrice cristalline sans phase vitreuse	Elles correspondent à certaines céramiques alumineuses et à base de zircon (céramiques polycristallines)

Tableau. 2.4. Classement suivant la microstructure (Giordano et *al.*, 2010).

2.3.3. La classification selon le procédé de mise en forme

Cette classification est divisible en deux parties distinctes, avec ou sans armature métallique. Dans le cas de la CFAO nous nous intéresserons aux céramiques sans armature.

La CFAO a pour procédé de mise en forme : l'usinage. Avant l'utilisation de blocs, la céramique au laboratoire se présentait sous forme de poudre (céramique d'émaillage). Cette dernière présente un taux de porosité élevé et peu de cristaux. Les blocs utilisés en CFAO sont fabriqués industriellement, et de ce fait présentent moins de défauts (Fron Chabouis et *al.*, 2014). L'usinage entraîne des inconvénients. Effectivement, il peut être à l'origine de défauts et de fractures des bords fins (0,6-0,8mm) (Denry, 2013). Les propriétés initiales sont en partie restaurées par la cuisson et le glaçage. Cependant, le préfrittage du bloc peut aussi rendre plus aisé son usinage et sera donc moins traumatique pour la céramique et l'usineuse.

Les étapes de mise en forme des blocs de céramo-céramiques diffèrent selon le matériau utilisé et son frittage :

- La zircon peut être usinée sous forme préfrittée. Dans ce cas, elle est sintérisée secondairement.
- L'alumine : Le système délocalisé, Procera AllCeram crée un moignon surdimensionné de 12 à 20% à partir des données numériques envoyées par le laboratoire. Sur ce moignon est appliquée à très haute pression une poudre d'alumine. L'armature en alumine est usinée avant d'être sintérisée à plus de 1600°C. A l'issue de la cuisson, elle retrouve sa dimension d'usage (Zitzmann et *al.* 1999). L'alumine existe aussi sous forme de blocs (InCoris Al (Sirona) et In-Ceram Al (Vita)) et est usinée préfrittée, comme la zircon. Elle est sintérisée secondairement.
- Les céramiques infiltrées sont usinées frittées et sont infiltrées par le verre à l'issue de la mise en forme afin d'obtenir les propriétés finales du matériau (Laborde et *al.*, 2004 ; Pröbster et Groten, 2006).
- Les vitrocéramiques :
Les vitrocéramiques, sous forme de lingotins, sont utilisées de façon traditionnelle en technique de pressée au laboratoire. Elles ont subi un traitement thermique en deux temps, visant d'abord à faire

« germer » les cristaux, puis à les faire « grossir ». Ces étapes aboutissent à un frittage complet. Dans le cadre de la CFAO, les vitrocéramiques sont présentes sous deux formes. Certaines vitrocéramiques sont usinées frittées (celles enrichies en feldspath et en leucite) et ne nécessitent pas de cuisson secondaire. D'autres comme les vitrocéramiques, enrichies en mono-ou disilicate de lithium et en zircon, sont disponibles sous forme « pré-cristallisées », et n'ont subi qu'une partie du traitement thermique. Elles nécessitent une cuisson secondaire de 20 à 30 minutes avant de pouvoir être assemblées en bouche. Pour éviter les confusions, les blocs de vitrocéramique qui nécessitent impérativement une cuisson ne sont pas de la couleur des tissus dentaires. Ils sont bleu-violet (blue-blocks) pour les disilicates de lithium, et orangés pour les silicates de lithium et zircon (Fron Chabouis et Attal, 2014).

En CFAO, nous sommes face à deux possibilités :

- l'usinage d'une infrastructure en alumine, ou zircon, suivie d'un montage traditionnel ou d'une pressée de céramique.
- l'usinage en un temps d'une restauration monolithique.

Il se développe de nouvelles techniques permettant d'usiner séparément l'infrastructure de dépouille (zircon) et la céramique cosmétique (vitrocéramique) et de les assembler en extra-buccal à l'aide d'une céramique de « fusion ». Cette technique permet un gain de temps pour la réalisation de restaurations plurales supérieures à trois éléments. Nous avons l'exemple de cette technique chez Ivoclar Vivadent concernant l'assemblage de l'e.max CAD et de zircon par l'intermédiaire de la céramique Crisall./Connect.

Usinage de l'infrastructure à partir d'un bloc de zircon ou de céramiques alumineuses	Usinage d'une pièce monolithique à partir d'un bloc
Usinage de l'infrastructure Montage au laboratoire de la céramique cosmétique stratifiée ou pressée avec un coefficient de dilatation thermique adapté à la céramique d'infrastructure. Usinage de la céramique cosmétique	La pièce sera réalisée par usinage à partir d'un bloc
Blocs disponibles <u>Zircon</u> : - Zircon HIP dense - Zircon préfrittée <u>Céramiques alumineuses</u> : - Barbotine, frittage et infiltration - Matrice densifiée par frittage	Blocs disponibles <u>Vitrocéramique et feldspathique renforcée</u> : - Vitrocéramique enrichie en silicate de lithium et zircon - Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium - Vitrocéramique enrichie en leucite - Vitrocéramique enrichie en feldspathique

Tableau. 2.5. Procédés de mise en forme de la céramique en CFAO.

2.4. Les propriétés des céramiques

2.4.1. Les propriétés physico-chimiques

	Dilatation thermique $10^{-6}C^{-1}$ (entre 25 et 500°C)	Résistance mécanique à la flexion (MPa)	Coefficient d'intensité de contrainte ($Mpa\sqrt{m}$)	Module de Young (GPa)	Solubilité chimique (ug/cm^2)	Température de cuisson (°C)
Vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium	9 – 10,5	250 – 350	1	90 – 110	10 – 50	900 – 1000
Vitrocéramiques renforcées à la leucite	11,6 – 17	75 – 120	0,7 – 1	60 – 80	10 – 70	940 – 1180
Céramiques infiltrées	7 – 8	300 – 600	2,5 – 5,5	255 – 285	≤ 1150	1130 – 1140
Oxyde d'aluminium	7,5 – 8,5	450 – 650	3 – 6	350 – 400	≤ 200	> 1400
Dioxyde de zirconium	10 – 11	900 – 1350	7 – 10	200	≤ 20	> 1350

Tableau. 2.6. Rappel des propriétés physico-chimiques des différentes familles de céramiques (Perelmuter et al., 2009).

2.4.1.1. Les propriétés mécaniques

Les premières prothèses céramo-céramiques ont utilisé des familles de matériaux conventionnels (vitrocéramiques à base de leucite, vitrocéramiques à base de disilicate de lithium). Par la suite des systèmes hybrides sont apparus (céramiques infiltrées, alumine, zircone). Les céramiques sont souvent recherchées pour répondre à deux problèmes : être esthétiques et aussi résister aux contraintes mécaniques. L'évolution des procédés a permis une nette augmentation de la résistance mécanique. Effectivement la résistance à la flexion est passée de moins de 100 MPa pour les premières générations de vitrocéramiques, à plus de 300 MPa pour les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium.

2.4.1.1.1. La résistance à la flexion

La résistance à la flexion (3 ou 4 points) reste le test de référence ; le test de traction étant difficile à réaliser. La céramique présentant la meilleure résistance mécanique à la flexion est sans surprise la zircone. C'est aussi ce test qui permet de classer les céramiques suivant leurs indications cliniques, notamment au niveau des éléments pluraux. Il existe des recommandations émises par l'organisation internationale de normalisation (ISO 6872 de 2008).

Tableau. 2.7. Classification des céramiques par rapport aux cas cliniques d'après les propriétés minimales

requis par la norme ISO 6872 (in Perelmuter et *al.*, 2009).

D'après la norme ISO 6872, la réalisation de restaurations plurales tout en céramique n'est pas contre indiquée à condition de choisir la céramique adaptée. Effectivement, d'après cette norme, les bridges de 3 éléments postérieurs seront nécessairement réalisés à partir de matériaux ayant une résistance à la flexion supérieure à 500 Mpa, et supérieure à 800 MPa pour tous les bridges supérieurs à 3 éléments. Respectivement, nous utiliserons les céramiques infiltrées, l'alumine ou la zircone pour le premier cas, et seulement la zircone pour le second.

Fig. 2.8 : Résistance à la flexion des céramiques usinables (in Fron et *al.*, 2007).

Cependant la résistance à la flexion n'est pas un dogme puisque les céramiques sont des matériaux présentant des valeurs de résistance 5 à 10 fois supérieures en compression, qu'en flexion (Unger, 2005). Cette faible résistance à la flexion a aussi des conséquences vis-à-vis de la géométrie des éléments en céramique. Le maintien d'une épaisseur constante et la réalisation d'un épaulement au niveau de la préparation sont primordiaux pour la pérennité de la restauration (Ogolnik et *al.*, 1992).

2.4.1.1.2. La ténacité

Les céramiques correspondent à des matériaux « fragiles » au même titre que l'émail. En effet, leur rupture a pour origine la propagation d'une fissure. La rupture est favorisée par les défauts de porosités qui correspondent aux sites d'initiation de la fracture (Denry et Holloway, 2010). La ténacité qui représente la résistance à la progression d'une fissure pré-existante, est mesurée par le coefficient d'intensité de contrainte et s'exprime en $\text{Mpa}\sqrt{\text{m}}$. Plus sa valeur est élevée, plus la céramique est résistante.

Fig. 2.9 : Ténacité des céramiques usinables (in Fron et *al.*, 2007).

2.4.1.1.3. Le module de Young

Le module de Young, ou module d'élasticité longitudinale, est le rapport entre la contrainte et la déformation. La céramique, contrairement au métal, ne possède pas de possibilité de déformation plastique et a une rupture brutale. Seules les déformations élastiques sont possibles avant la rupture. La limite d'élasticité est élevée à température ambiante pour les céramiques grâce aux fortes liaisons covalentes.

D'une manière générale, les vitrocéramiques ont un module de Young proche de celui de l'émail humain (70-90 Gpa). Seules les céramiques infiltrées, à base d'alumine ou de zircone, sont plus rigides et ont des résultats plus élevés (Jacquot, 2009-2010).

Fig. 2.10 : Module d'élasticité de l'émail et de quelques céramiques (Dejou, 2009-2010).

2.4.1.1.4. Autres facteurs influençant la résistance mécanique

Le taux de porosité, la microstructure, la température et le cycle de cuisson peuvent influencer les propriétés mécaniques. Nous pouvons évoquer aussi les contraintes internes. Effectivement, lorsqu'une infrastructure est usinée par CFAO, la céramique cosmétique, réalisée secondairement, nécessite plusieurs cuissons. Il est primordial de respecter un léger différentiel entre les coefficients de dilatation thermique des deux matériaux sous peine de générer des contraintes internes. Cet interface céramo-céramique est possible grâce à plusieurs phénomènes en plus de celui de compression : les liaisons physiques de type force de Van der Waals, la mouillabilité, les liaisons mécaniques, les liaisons chimiques entre les oxydes (Perelmuter et al., 2009). Cependant la liaison entre les céramiques d'infrastructure infiltrées à base de zircone, et la céramique cosmétique présente un mécanisme d'adhésion mal connu, essentiellement lié à la concordance des coefficients de dilatation thermique. La qualité de la liaison reste inférieure à celle obtenue entre la vitrocéramique et la céramique cosmétique. Cette dernière liaison est marquée par la diffusion des verres à l'interface entre les deux matériaux et sa qualité est équivalente à celle obtenue avec la liaison céramo-métallique. Le dessin de l'infrastructure a un rôle fondamental afin de soutenir efficacement la céramique cosmétique qui demeure toujours assez fragile (Fron et al., 2007 ; Bourdin, 2011).

Les techniques de CFAO, telles que l'usinage ont une influence sur la céramique pouvant être à l'origine de défauts, fissures, et échauffements superficiels (De Jager et al., 2005). Le renouvellement des fraises est primordial. Une fraise usée aura tendance à arracher le matériau plutôt que de le couper. De plus, si son usure axiale est asymétrique, la fraise peut entraîner des vibrations et un effet de « fouet », néfastes pour les rotatifs (Fouquier, 2010).

La réalisation d'un glaçage dans le respect des coefficients de dilatation thermique a aussi un rôle très important permettant la fermeture des pores et des fissures superficielles, afin d'augmenter la résistance à la rupture. La dureté et le coefficient d'abrasion rentrent en compte notamment au niveau de l'usure des dents naturelles. Les retouches, ou meulages, après glaçage entraînent une perte de la résistance et peuvent aboutir au doublement du coefficient d'abrasion. Il est nécessaire de respecter le glaçage, et en cas de retouches de réaliser un polissage minutieux.

La retouche et le polissage en bouche dépendent des matériaux rencontrés. Usuellement, le polissage correspond à une séquence utilisant successivement une fraise à granulométrie fine (bague rouge) et des polissoirs en silicone incrustés de particules de diamant. Ce type de kit de fraises existe avec différentes granulométries et vitesses de rotation adaptées aux matériaux céramiques rencontrés. Concernant la zircone, le polissage avec l'eau est à réaliser avec précaution. L'eau minimise l'échauffement seulement en surface, au risque de voir apparaître des fissures dans la partie interne de l'élément prothétique (Fouquier, 2008). Le polissage est souvent incontournable au niveau de la languette d'usinage présente sur la céramique. Si cette languette est proximale, le polissage doit être minutieux afin de pallier la surcorrection. Les réglages ou meulages occlusaux s'effectueront une fois la restauration collée (Etienne, 2014).

Concernant la dureté, d'une manière générale, celle de la céramique (380-460 HVM) est légèrement supérieure à celle de l'émail humain (340 HVM). Mais c'est l'état de surface qui présente le rôle le plus traumatogène vis-à-vis des dents naturelles antagonistes (Ogolnik et al., 1992 ; Dejou, 2009-2010).

La zircone subit un vieillissement à température ambiante au contact avec l'eau (Cattani-Lorente et al.,

2010). L'eau transforme de manière lente la zircone en phase tétragonale vers la phase monoclinique en lien avec la perte de l'yttrium. L'altération des propriétés mécaniques n'est pas unanimement reconnue (Bourdin, 2011). Effectivement, il est possible que cette dégradation soit négligeable compte tenu de la durée de vie des prothèses dentaires (Mainjot et Sadoun, 2010). Un bon état de surface et un glaçage sont importants pour limiter le phénomène.

2.4.1.2. La solubilité chimique

La solubilité chimique traduit le comportement (résistance à la dégradation) des matériaux céramiques lorsqu'ils sont immergés dans le milieu buccal. Les valeurs maximales, sont exprimées par les recommandations ISO 6872. Les vitrocéramiques et la zircone ont des faibles valeurs de solubilité, la plus basse étant celle de la zircone inférieure à 20 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. En revanche, les céramiques infiltrées (alumineuses) présentent des valeurs plus élevées, supérieures à 1750 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$.

2.4.2. Les propriétés optiques et esthétiques

Les céramiques ont des propriétés optiques qui permettent la réalisation de restaurations esthétiques. Cependant les céramiques d'infrastructure manquent de translucidité du fait de l'absence de phase vitreuse. C'est pour cette raison qu'elles nécessitent d'être revêtues par une céramique cosmétique. Le but est de superposer différentes couches de céramique sur l'infrastructure usinée afin d'en améliorer l'aspect esthétique.

Les facteurs influençant les qualités optiques d'une prothèse sont : la translucidité, la teinte, l'opalescence, la fluorescence. Mais aussi le type d'infrastructure qui peut être optimisée par différentes méthodes. Malgré l'opacité des céramiques infiltrées et de la zircone, il y a tout de même des phénomènes de semi-transparence qui ne peuvent masquer la teinte de la reconstitution corono-radulaire, ou de la dent sous-jacente. Ce phénomène est inversement proportionnel à l'épaisseur de la chape. Afin d'optimiser les qualités optiques de la zircone, il est possible de la colorer. La coloration se fait, soit par imprégnation de zircone préfrittée, ou alors directement dans la masse des poudres. Le matériau le plus opaque est la céramique infiltrée In-Ceram Zirconia ; cependant cette céramique peut aussi être colorée lors de l'infiltration du verre. Une autre technique existe, qui se rapproche de l'opaque utilisé pour les couronnes céramo-métalliques, consiste à passer des liners de teinte adaptée sur les chapes à base de zircone, ou d'alumine.

Les céramiques à base d'alumine, ou de zircone pure, seront utilisées au niveau de dents pulpées de luminosité, moyenne à faible. L'In-Ceram Zirconia sera préférée au niveau des inlay-cores métalliques et en présence de dyschromie cervicale, ou radulaire. Concernant les restaurations sur des dents pulpées de luminosité forte à moyenne, les vitrocéramiques et les céramiques infiltrées à base de spinelle peuvent servir de matériaux d'infrastructure à forte translucidité (Fron et *al.*, 2007; Sailer et *al.*, 2007).

Concernant les blocs de céramique monolithique, le choix du matériau a une influence sur la translucidité. En effet, il existe des blocs d'une seule teinte et d'autres avec différentes couches de saturation chromatique visant à mimer le dégradé naturel de l'émail, de la dentine et du collet. Il est possible avec les

logiciels de FAO de placer l'élément prothétique dans le bloc afin d'obtenir la saturation chromatique correspondant le plus à celle du patient.

Si le niveau d'esthétique est complexe, le praticien a recours à des kits de personnalisation (exemple : VITA VM 9 ESTHETIC KIT, pour les VITABLOCKS) et ou de glaçure (VITA AKZENT) à l'issue de l'usinage. Ces kits sont à base de céramique cosmétique déposée en surface, nécessitant un court passage au four pour la cuisson. Cependant, cette céramique de surface est sensible dans le temps aux phénomènes d'usure ou d'abrasion (Fron Chabouis et *al.*, 2014). Afin de faciliter les manipulations, ces systèmes de personnalisation sont disponibles, selon les fabricants, sous forme de poudre/liquide, de pâte, ou de spray (glaçure).

L'état de surface des restaurations doit s'inspirer des dents controlatérales, dans le but de simuler la déflexion lumineuse. Le polissage mécanique jouera un rôle important afin de reproduire la brillance ainsi que les zones plus satinées (Margossian et *al.*, 2010).

2.4.3. Les propriétés biologiques

Les céramiques sont stables dans le milieu buccal et sont classées dans les matériaux bio-inertes. De fait, elles n'entraînent aucune réaction allergique, ou biologique. Ce qui a pour conséquence une excellente tolérance pulpaire et parodontale. Leur comportement non magnétique et leur faible numéro atomique ne perturbent pas les examens d'imagerie médicale : IRM et scanner. De plus, de meilleures propriétés contre l'adhésion de la plaque dentaire sont constatées à condition que l'état de surface soit poli, ou glacé (Gregoire et *al.*, 2008).

La précision de l'usinage de la céramique et l'obtention d'un joint dento-prothétique régulier participent à une meilleure intégration de la prothèse au niveau parodontal. De manière clinique, le collage et les limites supra gingivales confèrent une meilleure préservation des tissus parodontaux (Calas Bennasar et *al.*, 2014)

2.5. Indications et contre indications cliniques des céramiques

La CFAO a bouleversé le monde des céramiques, du fait de son format sous forme de blocs, jusqu'au développement de nouveaux matériaux tels que la zircone ou les céramiques alumineuses. L'esthétique est aussi conservée avec les vitrocéramiques monolithiques et cosmétiques. Malgré le fort développement de la CFAO et l'existence des céramo-céramiques depuis la fin des années 1960, il faut attendre le 11 février 2010 (décret du Journal Officiel) pour que les couronnes à infrastructure céramique soient remboursées en France au même titre que celles à infrastructure métallique.

L'offre dans le domaine des matériaux céramiques usinables, ainsi que le protocole de mise en œuvre (direct, semi-direct), est pléthorique. En dehors de certaines céramiques d'infrastructure, les vitrocéramiques ont souvent différentes indications cliniques permettant, avec un seul système de blocs, de réaliser plusieurs indications. Cependant, chaque famille de matériaux a des indications plus précises. Afin de les hiérarchiser, nous allons prendre en compte les critères esthétiques et mécaniques.

Effectivement, en secteur antérieur, c'est plutôt le critère esthétique qui prédomine. Concernant les facettes ou couronnes unitaires en absence de dyschromie sévère ou de moignon métallique, les céramiques feldspathiques et vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium seront les plus indiquées. Elles offrent des propriétés remarquables, notamment au niveau de la translucidité.

Concernant les restaurations plurales, la vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium, offre la possibilité de réaliser des bridges de 3 éléments. Dans le cadre de moignon métallique ou de dyschromie sévère, des matériaux à base d'alumine ou de zircone sont plus indiqués, sous forme de chape ou de manière monolithique. Ils seront utilisés pour les restaurations unitaires ou pour des bridges supérieurs à 3 éléments. Dans le cas d'infrastructure prothétique, la technique semi-directe et un montage de céramique stratifiée peuvent magnifier le résultat esthétique. De plus, la gestion de l'occlusion sera analysée sur articulateur physique.

Dans le cadre des restaurations postérieures, la qualité principale est surtout la résistance mécanique. Dans les cas unitaires, ou partiels, nécessitant un résultat esthétique, il sera tout de même possible d'utiliser des vitrocéramiques, et éventuellement des céramiques feldspathiques, pour les inlays-onlays. Les matériaux de choix restent surtout l'alumine et la zircone employés de manière monolithique, ou sous forme de chape, pour des restaurations unitaires ou plurales. Elles doivent leur naissance à la CFAO, mais elles ont aussi contribué à légitimer la possibilité de réaliser des restaurations céramo-céramiques plurales dans les secteurs postérieurs. La zircone reste aussi le matériau de choix pour les piliers implantaires et les inlay-core usinés.

Dans le respect de ces indications, les seules contre-indications concernent :

- la bricomanie (forme sévère de bruxisme), c'est une contre indication formelle. Les parafunctions entraînent un risque de fracture de la céramique ainsi qu'une usure importante des dents antagonistes. Pour les parafunctions légères, le port nocturne d'une orthèse occlusale associé à une surveillance est recommandé (Touati et al., 1999).
- une impossibilité de réaliser la préparation idéale. Il est nécessaire de ménager suffisamment d'épaisseur pour la céramique, notamment au niveau des embrasures proximales des bridges.

2.5.1. Les perspectives

Face à ces contre-indications, il existe une alternative récente avec les matériaux « hybrides », qui possèdent une matrice minérale poreuse en céramique renforcée par une résine d'infiltration. Ces matériaux se nomment aussi « réseau de céramique infiltré d'un polymère » (RCIP en Anglais) ou « céramiques hybrides », et ont pour paternité le Dr Michael Sadoun (Marquinet et al., 2014). En CFAO, ils se présentent sous forme de blocs fabriqués industriellement. Ce procédé de fabrication améliore les propriétés du matériau, grâce à l'obtention d'un fort taux de conversion des monomères en polymères. Nous avons l'exemple des effets de la polymérisation sous pression des blocs Enamic® de chez Vita qui permet l'obtention d'une phase minérale allant jusqu'à 75% (Fron Chabouis et al., 2014).

Ces matériaux, d'après les premières études, sont plus facilement usinables que les céramiques et offrent une fragilité réduite. Par rapport aux composites, ils présentent une meilleure résistance à l'usure. Leur module d'élasticité semble présenter un avantage puisqu'il se situe entre ceux de l'émail et de la dentine, ce qui a pour conséquence une déformation sous la contrainte semblable à celle des tissus dentaires. (Dixen et *al.*, 2013 ; Della Bona et *al.*, 2014). Ces critères offrent la possibilité d'utiliser ce type de matériaux en présence de parafonctions.

Toujours dans les matériaux résilients, nous trouvons sous l'appellation nanocéramiques composites chez 3M, le matériau Lava Ultimate composé de 80% de particules de zircone et de silice intégrées dans une matrice en résine polymère. Il présente des propriétés similaires aux matériaux hybrides.

2.6. Les différentes céramiques utilisables en CFAO

Céramiques usinables	
Offre commerciale	Indications

Zircone : Cercon, Lava, InCoris ZI et TZI (Sirona), ZirCAD (Ivoclar), BeCe CAD Zircon (Bego), Aadv Zr (GC), Zirlux FC et ST	Armature couronne unitaire et plurale 4 éléments, pilier implantaire, couronne monolithique (postérieure).
Alumine : Procera AllCeram (Nobel) InCoris AI (Sirona) In-Ceram AL (Vita)	Armature couronne et bridge 3 éléments antérieurs.
Céramiques infiltrées : In-Ceram Zirconia	Armature de bridge 3 éléments postérieurs.
In-Ceram Alumina	Armature couronne antérieure.
In-Ceram Spinell (Vita)	Armature couronne antérieure, inlay onlay.
Vitrocéramique enrichie en silicate de lithium et zircone : Celtra Duo (Dentsply), Suprinity (Vita)	Couronne antérieure et postérieure, couronne sur implant, inlay onlay, facette.
Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium : e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Couronne antérieure et postérieure, bridge 3 éléments en antérieur uniquement, pilier implantaire, inlay onlay, facette.
Vitrocéramique enrichie en leucite : Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	Couronne antérieure, facette, petit inlay onlay.
Vitrocéramique enrichie en feldspaths : Mark II, Trilux et RealLife (Vita), Cerec Blocs (Sirona)	Couronne, inlay onlay, facette.
Autres matériaux	
Matériaux hybrides Enamic (Vita)	Couronne antérieure et postérieure, inlay/onlay, facette.
Nanocéramiques composites Lava Ultimate (3M ESPE)	Couronne (incluant couronne sur implant), inlay/onlay, facette.

Tableau. 2.8. Tableau citant les principales offres commerciales et leurs indications dans le domaine des céramiques usinables (Marniquet et *al.*, 2014).

3.1. Les principes de préparation

Se situant en amont de la réalisation prothétique proprement dite, la préparation est la mise en forme de la dent en fonction de l'objet thérapeutique et technique. La préparation est le reflet de considérations biomécaniques régissant l'intégration sans dommage de l'élément prothétique au contexte buccal (Liger et Estrade, 1996).

La préparation est divisible en deux temps :

- l'élimination des lésions carieuses
- la préparation soustractive venant définir les fondations de la future restauration.

La préparation se place dans un cadre global répondant à plusieurs impératifs :

- les impératifs biologiques : respect du complexe dentino-pulpaire, du parodonte et de l'occlusion.
- les impératifs mécaniques : la rétention et la mise de dépouille.

Au cours de notre thèse, nous étudions exclusivement les matériaux céramo-céramiques utilisables par technique CFAO : la préparation est en conséquence guidée par le matériau prothétique, et par l'utilisation de la CFAO.

3.1.1. Dans le cadre de l'utilisation de céramo-céramique

La préparation est dépendante du matériau prothétique, car elle produit l'architecture interne de la prothèse à venir et doit être capable de faciliter la dispersion des forces occlusales jusqu'au parodonte. Le but est d'obtenir une bonne accommodation des contraintes, assurant la pérennité de la restauration. Le praticien doit garder à l'esprit que le choix du matériau prothétique précède la forme de la préparation.

De manière générale, la résistance à la flexion des céramo-céramiques est plus faible que la dent naturelle. Ce critère conditionne les règles de préparation ainsi que les impératifs de morphologie des restaurations.

La réduction doit être homothétique, et doit garantir suffisamment d'épaisseur à la céramique. Sur ce point, la céramo-céramique nécessite une épaisseur de 1 à 2 mm, supérieure à celle de la céramo-métallique. La préparation doit être minimale et préserver un minimum de 0,7 à 1 mm d'épaisseur de dentine résiduelle (Arnetzl GV et Arnetzl G. 2010).

Fig. 3.1 : Réduction homothétique contrôlée avec un guide en silicone (Perelmuter et al. 2009).

3.1.1.1. Préparations pour restaurations unitaires et plurales

- La limite cervicale : la céramique doit « travailler » en compression pour éviter les contraintes en tension. De ce fait, le profil de la limite cervicale a évolué du congé quart de rond vers un épaulement à angle interne arrondi, dont le retour horizontal est quasiment perpendiculaire au profil d'émergence radiculaire (Liger et Estrade, 1996).

Fig. 3.2 : Congé quart de rond à gauche et épaulement à angle interne arrondi à droite (Liger et Estrade, 1996).

Effectivement, l'épaulement droit modère le phénomène de glissement de la céramique et limite les contraintes en flexion. La profondeur de l'épaulement de la limite cervicale est comprise entre 1 et 1,5 mm, et sera moins marquée (0,8 à 1 mm) dans la zone proximale des prémolaires, et linguale des molaires mandibulaires (Arnetzl et Arnetzl, 2010).

L'épaulement à angle droit peut être envisagé lors de la réalisation d'une restauration usinée par technique CFAO. En effet, l'espacement pour le matériau d'assemblage est géré informatiquement (de l'ordre de 20 à 50 microns) et garantit un fluage correct et une insertion passive essentielle dans le cadre d'une restauration céramo-céramique. Le but est de limiter au maximum le glissement de la céramique qui pourrait être favorisé par l'angle interne arrondi (Fages et al., 2014). Toujours dans les mêmes soucis, la limite s'abstient de biseau. En l'absence de dyschromie ou d'éviction de lésions carieuses, la situation de la limite sera supra, ou juxta-gingivale pour respecter les principes d'économie tissulaire. Il est possible d'utiliser des instruments de sono abrasion pour terminer la limite de la préparation sans léser le parodonte.

- La dépouille est directement liée au principe de rétention et est idéalement comprise entre un minimum de 6 degrés et un maximum de 10 degrés. Elle est réalisée en respectant le grand axe de la dent, qui sera aussi l'axe d'insertion prothétique. Le fait d'augmenter la dépouille diminuerait la rétention et la surface occlusale et favoriserait la rupture par concentration des contraintes en occlusal, et le glissement de la céramique (Fages et al., 2014).

Fig. 3.3 : Courbe montrant que la rétention est meilleure lorsque la dépouille de la préparation est faible (Shillingburg, 1988).

- La réduction occlusale doit ménager un espace suffisant pour la céramique, afin de pouvoir faire face aux forces de torsion. La littérature recommande des valeurs de réduction minimale de 1,5 mm pour les prémolaires, à 2 mm pour le secteur molaire. Une différence de réduction est marquée concernant les cuspidés ou le bord incisal (2 mm minimum) et les sillons (1,5 mm minimum).

Idéalement, la surface occlusale doit observer un parallélisme avec le plan d'occlusion. Les angles

aigus sont à proscrire lors de l'utilisation de la céramique (Israel et Israel, 2012).

Le respect de l'ensemble de ces paramètres permet la réalisation des restaurations céramo-céramiques en secteurs antérieur et postérieur.

Fig. 3.4 : Cahier des charges pour préparation céramo-céramique (Arnetzl et Arnetzl, 2010).

Concernant le bridge en céramo-céramique, il est important de disposer d'une hauteur suffisante au niveau de la connexion pilier et intermédiaire ; l'épaisseur de cette dernière est dépendante du type de céramique utilisée.

Les techniques de collage en association avec le concept de préservation tissulaire ouvre la voie à la réalisation de préparations partielles.

Fig. 3.5 : Principes de préparations pour restaurations céramo-céramiques

3.1.1.2. Préparation pour endo-couronne

Cette préparation permet la réalisation de couronnes monoblocs qui s'abstiennent d'un ancrage radiculaire, tel que l'inlay-core.

Ce type de préparation est indiqué pour les molaires et peut, suivant les parois résiduelles et l'occlusion, être réalisé au niveau des prémolaires (Fages et *al.*, 2008). En revanche, elle reste contre indiquée, pour des raisons anatomiques, sur les dents antérieures. La rétention se fait au niveau de la chambre pulpaire, qui doit être de dépouille (6-10°). Le plancher est le plus plat possible et parallèle au plan d'occlusion. Il n'est pas nécessaire de désobturer les canaux radiculaires sauf dans les situations où la préparation manque de rétention : il est possible de désobturer l'entrée des canaux sur 1 à 2 mm en absence de divergence (Israel et Israel . 2012).

Fig. 3.6 : Radiographie de la préparation pour endo-couronne, partant de la lésion carieuse à gauche à la mise en forme à droite (préparation de chambre et périphérique) (Fages et *al.*, 2008).

Il n'est pas nécessaire de réduire les cuspidés résiduelles si les parois sont suffisamment solides (2 à 2,5 mm d'épaisseur). Dans le cas inverse, le recouvrement cuspidien est nécessaire (onlay) en mettant la dent « à plat » tout en conservant un maximum de hauteur de paroi, afin de faciliter la prise d'empreinte, éventuellement le collage et d'augmenter la rétention. La réalisation d'une limite supra-gingivale par épaulement de 1 mm et parallèle au plan d'occlusion sera obtenue selon les cas cliniques (Moussally et *al.*, 2005). Le porte-à-faux mésial, ou distal, doit être inférieur à 2 mm.

Fig. 3.7 : Modélisation à partir de l'empreinte optique d'une endo-couronne sur Cerec 3D (Israel

et Israel, 2012).

3.1.1.3. Préparation pour inlay-onlay

La réduction minimale est la même que pour la couronne : elle est de 1,5 mm au niveau des sillons et de 2 mm au niveau des cuspidés. La largeur minimale de l'isthme est de 2 mm. Certaines fraises coniques calibrées existent pour faciliter la préparation. Le porte-à-faux maximal est de l'ordre de 1,5 à 2 mm. Les parois résiduelles doivent avoir une épaisseur minimale de 2 à 2,5 mm pour garantir leur pérennité.

La limite n'est pas biseautée et ne doit pas se situer au niveau d'un point de contact occlusal. La limite doit être formée d'un épaulement de 1 mm.

La mise de dépouille est de 6-10°. Les contre-dépouilles importantes peuvent être obturées (CVIMAR) dans un souci de conservation tissulaire. Le fond de la cavité est plat et les transitions se font avec la pente la plus douce possible, évitant surtout tout angle aigu.

Fig. 3.8 : Critères de préparation pour inlays (Touati et al., 1999).

3.1.1.4. Préparation pour facette

C'est une préparation dite pelliculaire. La réduction est essentiellement amélaire et intéresse seulement la face vestibulaire, sans retour sous le point de contact. La réduction est comprise entre :

- 0,3 et 0,5 mm au niveau du tiers cervical
 - 0,6-0,7 mm dans le tiers moyen
 - 0,7-0,8 mm si nous disposons de 1,5 mm de substance dentaire résiduelle dans le tiers incisal.
- Dans le cas inverse, l'ensemble du bord incisal est préparé et la facette aura une épaisseur de 2 à 2,5 mm.

Fig. 3.9 : Préparation pour facette à gauche avec suffisamment de dentine résiduelle et à droite une préparation intéressant l'ensemble du bord incisif (Arnetzl et Arnetzl, 2010).

La limite cervicale est supra-gingivale. La mise en forme peut s'effectuer à l'aide de fraises spécifiques.

Les caractéristiques de la préparation pour facette imposent une faible réduction de l'émail. Cette profondeur de réduction nécessite l'utilisation de fraises spécifiques à limite d'enfoncement. De nombreux auteurs (Lustig en 1976, Goldstein en 1984, ou Garber en 1991) ont tenté de rationaliser les instruments de préparation.

Nous prendrons l'exemple du coffret TPS de Komet® élaboré par Touati en 1985. Il se compose d'instruments jauges (TFC1 et TFC2) permettant de contrôler l'épaisseur d'enfoncement, d'instruments pour la réduction amélaire vestibulaire (TFC3 et TFC4) et occlusale (TFC5 ET TFC6). Le coffret se complète par des instruments de finition (TFC7 et TFC8) (Touati et al., 1999).

Fig. 3.10 : Coffret de fraises TPS

3.1.2. Les spécificités de la CFAO

Dans le cadre d'une réalisation par technique CFAO, la préparation occupe une place centrale dans la stratégie numérique et se doit de présenter certains critères. La précision de l'empreinte, la taille des fraises et le nombre d'axes d'usinage imposent une préparation simplifiée utilisant des formes géométriques, avec des bords nets et précis (absence de biseau). La limite sera plus facilement reconnue et tracée par le logiciel de CAO en respectant ces principes.

L'état de surface est lui aussi important pour l'empreinte optique. En effet, lors de son traitement, certains points considérés comme aberrants seront supprimés.

Fig. 3.11 : Utilisation d'inserts ultrasoniques, diamanté à gauche et lisse à droite, permettant la finition axiale et cervicale des préparations (Perelmuter et al. 2009).

La préparation ne doit plus présenter de marque de personnalisation. Le praticien doit le plus possible essayer de standardiser ses préparations afin de les rendre reproductibles et constantes. Dans ce souci de standardisation se développent des techniques de « préparation assistée par guidage » (PAG), utilisant chronologiquement un ensemble de fraises adaptées. Cette technique utilise le principe de pénétration contrôlée (Raynal, 2014).

Concernant l'empreinte optique, la présence de contre-dépouilles importantes est à proscrire. Elles ne seront pas enregistrées, ni usinées. Cependant dans un souci d'économie tissulaire, les petites contre-dépouilles qui ne sont pas usinées, peuvent être conservées. Elles seront obturées par le matériau d'assemblage (Fages et *al.*, 2008a).

Avec le développement de la CFAO, des préparations en forme de V intéressant la totalité de la face occlusale apparaissent. Afin de traiter les lésions carieuses étendues mettant en péril la stabilité structurelle de la dent, ces préparations sont appelées : V-Prep. Ce type de préparation peut sembler s'inspirer des onlays mais est fondé sur les principes de dentisterie peu invasive, utilisant le collage (le V majorant la surface de collage). Cette forme de préparation rentre dans une optique de biomimétisme, mimant de manière synthétique la jonction amélo-dentinaire. La jonction céramique/dent est qualifiée de jonction « crocodile » et permet une dissipation optimale des forces masticatrices et fonctionnelles, le V permettant l'obtention de la stabilité primaire de la restauration (Raynal, 2014). Le développement de la dentisterie moderne, du maquillage, et du collage, met en avant des préparations de plus en plus a minima, voire absentes. Il existe des restaurations pelliculaires qui ressemblent à des « mini facettes » appelées « chips », ou alors en secteur postérieur des « veneerlay » à faible recouvrement occlusal.

Fig. 3.12 : Préparation en V à gauche et jonction crocodile à droite (Raynal, 2014).

3.1.2.1. L'implantologie

L'implantologie correspond parfaitement à cette notion de préparations standardisées, du fait de ses éléments usinés. Dans le cadre de l'empreinte optique, le positionnement de l'implant est reconnu directement par sa vis de cicatrisation (Système BellaTec Encode de Biomet 3i®) ou par utilisation d'un *scanbody* (Strauman® CARES Mono Scanbody, CAMLOG, TiBase de Sirona®) placé sur la tête implantaire (Margossian et *al.*, 2014). Cette technique offre une chaîne numérique en continu et permet la réalisation de pilier personnalisé usiné par CFAO, ou alors directement d'une couronne monobloc transvissée. Le *scanbody* et l'empreinte optique en implantologie présentent une limite au niveau du conditionnement des tissus mous. Effectivement, le *scanbody* ne fournit pas d'information concernant la mise en forme des tissus mous par une restauration provisoire (Mahl et *al.*, 2014).

Fig. 3.13 : A gauche *scanbodies* BellaTec Encode, et à droite système de *scanbodies* de Sirona associés au Ti-Base (Mahl et *al.*, 2014).

Fig. 3.14 : Bloc IPS e.max CAD adapté aux restaurations implantaires par CFAO (présence du puits de vis implantaire au sein du bloc) (Mahl et *al.*, 2014).

Dans les cas du pilier/couronne scellée, ou de la couronne transvissée par technique CFAO, l'élément usiné est nécessairement collé en extra-buccal sur une embase en titane (Ti-Base chez Sirona) permettant sa jonction avec l'implant. L'association de ces deux éléments usinés garantit l'obtention d'un joint très précis, ce qui limite l'adhésion bactérienne (Josset, 2014).

Fig. 3.15 : Embase en titane (Ti-Base) et sa vis à gauche. Assemblage du Ti-Base et de la couronne transvissée par collage à droite (Josset, 2014).

Fig. 3.16 : Pilier hybride (Ti-Base+Zircone) vissé et couronne e.max (Josset, 2014).

Concernant la réalisation du pilier et de sa couronne, ils peuvent être réalisés en technique de CFAO directe. Il est possible d'utiliser la méthode de CFAO semi-directe et d'usiner des piliers personnalisés. Dans ce cas, le pilier est usiné (en zircone) respectant le plus possible la notion de biomimétisme, il est plus volumineux qu'un pilier classique. Après essayage, la céramique cosmétique est montée au laboratoire. Pour les praticiens souhaitant réaliser des couronnes transvissées, il existe des logiciels qui offrent la possibilité d'anguler le puits de vis. Nous avons l'exemple du système Angulated Screw Channel (ASC de Nobel Biocare) qui détermine l'axe du puits avec une liberté de 25° par rapport à l'axe vis/tournevis, permettant la réalisation de couronne antérieure transvissée (Daas et *al.*, 2014).

Suprastructures implantaires et CFAO	
Zircone monobloc transvissée	La couronne est usinée en un seul temps et maquillée en surface.
Zircone + céramique feldspathique stratifiée	L'infrastructure est usinée dans un bloc de zircone et la céramique cosmétique est montée au laboratoire de prothèse.
Disilicate de lithium monobloc	La couronne est usinée en un seul temps et maquillée en surface.
Pilier hybride vissé + couronne collée	Réalisé en cas d'angulation du puit de vis trop importante, ou vestibulaire, et pour les restaurations plurales.

Tableau. 3.1. Tableau récapitulatif des solutions CFAO en implantologie (Josset, 2014).

Le système de *scanbody* est transposable pour la réalisation d'empreinte optique d'inlay-core. Le scanbody est placé au sein du canal et est reconnu par le système d'empreinte optique (Landwerlin, 2013).

3.2. L'acquisition de données

La prise d'empreinte de la préparation est une étape clef du succès prothétique. Depuis plus de 200 ans, nous utilisons la méthode par contact surfacique ou méthode chimico-manuelle. Cette technique impose la réalisation et la vérification de l'empreinte, sa décontamination, une coulée du modèle en plâtre et la nécessité d'une logistique de transport pour réaliser la jonction cabinet dentaire et laboratoire de prothèse. De plus, cette empreinte s'inscrit dans la chaîne prothétique ainsi que les imperfections qui la composent.

Effectivement, la déformation d'une empreinte est cliniquement inévitable et a pour conséquence un modèle de travail erroné ne reproduisant pas parfaitement une situation clinique. Les causes des déformations sont de trois types : physique, chimique, et lié à des facteurs mécaniques. Les 2 premières causes sont liées essentiellement au type du matériau utilisé. Les facteurs mécaniques dépendent de la technique d'empreinte et de la situation clinique (Rouach, 2011).

Le développement de la CFAO dentaire a vu naître deux nouvelles méthodes de prise d'empreinte :

- La méthode par contact ponctuel (ou méthode mécanique)
- La méthode par empreinte optique (ou méthode ondulatoire)

3.2.1. La méthode mécanique

Communément appelée méthode par micropalpage, exposée par Mushabac à partir de 1977, cette méthode nécessite l'utilisation d'un modèle pour réaliser l'empreinte. C'est à l'issue du micropalpage que les informations prothétiques entrent dans la chaîne numérique. Elles se caractérisent par un contact et un balayage du micropalpeur à la surface du modèle afin d'obtenir les informations et positions de points à la surface de la dent (x,y,z) et de les faire parvenir à l'ordinateur (Unger, 2005).

Fig. 3.17 : Schéma d'un palpeur du système

Procéra (Unger, 2005).

Il existe deux lectures possibles :

- La lecture, dite universelle, est emblématique du système Procera® et Cadim®. Le modèle est positionné selon un axe de balayage qui s'effectuera alors automatiquement, sans opérateur extérieur.

Fig. 3.18 : Palpeur Procera Forte
(Perelmuter et *al.*, 2009).

- La lecture à la volée consiste en un enregistrement manuel à l'aide d'un bras articulé. Le temps d'enregistrement est plus long, mais permet d'obtenir des informations supplémentaires concernant l'état de surface et les contre-dépouilles. Elle est utilisée par le système Bego®.

Ces différentes lectures aboutissent à la numérisation tactile de l'information prothétique, imposant un contact avec l'objet à enregistrer. Certaines recherches ont tenté de mettre en œuvre cette méthode pour une empreinte directe en bouche en écartant la prise d'empreinte chimico-manuelle et la coulée des modèles dans le but de démarrer la chaîne numérique le plus tôt possible et d'éviter les imprécisions qu'elle engendre. Les résultats ne furent pas probants.

Nous pouvons évoquer les systèmes utilisant le pantographe permettant l'usinage de prothèses (système Celay pour usiner de la zircone) ; mais ces systèmes correspondent plus à de la robotique qu'à la méthode de la CFAO. (Perelmuter et *al.*, 2009).

3.2.2. La méthode par empreinte optique

Le concept de balayage est le même que celui du micropalpeur mais il s'abstient de contact. Ce sont des « points lumineux » qui permettent l'acquisition des données. Le principe général est caractérisé par la projection d'un rayonnement connu sur l'objet à enregistrer et de mesurer le rayonnement que nous renvoie cet objet. La mesure optique correspond à la déformation que l'objet a imposé au rayonnement de référence (Unger, 2005).

- Méthode extra-buccale

Cette technique s'est développée au laboratoire de prothèse, sous forme de scanner pouvant numériser les modèles en plâtre, ou des mordus d'occlusion en silicone. L'intérêt majeur est la productivité permettant de numériser plusieurs préparations, ou des arcades complètes. Afin d'éviter les modèles, certains fabricants ont proposé de numériser l'intrados des empreintes. Cependant, ces méthodes nous amènent de manière différée à la chaîne numérique prothétique, favorisant les imprécisions quant aux matériaux d'empreinte ou à la précision de coulée des modèles.

Cette technique est l'apanage des prothésistes afin de réaliser la prothèse au laboratoire, ou alors dans un centre d'usinage à distance après envoi de l'enregistrement par internet.

Fig. 3.19 : Scanner Lava Scan
ST utilisant la triangulation
avec projection laser
(Perelmuter et al., 2009).

- Méthode intra-buccale

Cette méthode est la seule permettant de réaliser une empreinte en bouche et de rentrer directement dans la chaîne numérique. Elle a été évoquée en premier lieu dans la thèse du Pr Duret, puis n'a cessé de se développer, en parallèle des progrès en informatique, en optique et en électronique.

Les systèmes disponibles sur le marché dépendent de 4 technologies, utilisées aussi bien sur les instruments intra ou extra-oraux :

- La triangulation
- L'imagerie confocale parallèle
- L'échantillonnage actif du front d'onde : Active Wavefront Sampling
- La stéréophotogrammétrie

3.2.2.1. La triangulation

Elle se caractérise par la projection d'un rayonnement sur une section de surface bucco-dentaire. Chaque point de la surface touchée est enregistré sur un capteur intégré au scanner par mesure de l'intensité. La troisième dimension est donnée par une mesure de triangulation, correspondant à l'angle formé entre le faisceau lumineux émis et le faisceau réfléti (Unger, 2005). Les points sont enregistrés sur l'ordinateur (X,Y,Z). Il existe 2 types de triangulation :

- La triangulation avec projection de lumière structurée : utilisée par la technologie Cerec bluecam, se caractérise par la projection d'un motif lumineux composé d'une série de lignes lumineuses (lumière structurée), de franges de lumière générées par interférométrie, dont on observe la déformation. Le positionnement de la caméra est primordial (bluecam) : se situer à 1 cm de la surface occlusale de la préparation en appui sur la dent distale, en réalisant une angulation de 10°. L'axe de la prise d'empreinte doit être confondu avec l'axe d'insertion de la préparation. Il faut réaliser des prises d'empreinte avec des zones de chevauchement, afin que la corrélation des différentes vues soit possible.

Fig. 3.20 : Caméra Cerec bluecam (Landwerlin et Fages, 2014).

Fig. 3.21 : Positionnement optimal de la caméra Cerec Bluecam (Landwerlin et Fages, 2014).

- La triangulation avec projection laser est utilisée par le système IOS FastScan sous forme de balayage ou alors sous forme d'interférométrie laser appelée Accordion Fringe interferometry.

3.2.2.2. L'imagerie confocale parallèle

Cette technique permet l'obtention d'une série d'images dites « in-focus » à des profondeurs de champ sélectives par le procédé de « sectionnement optique » issu de la microscopie confocale parallèle inventée par Minsky (1965).

Ce système utilise un diaphragme variable pour analyser le rayon reflété, appelé « trou d'aiguille » (pinhole), qui élimine le signal lumineux provenant d'autres plans, et qui rend donc possible la sélection des rayons d'un seul plan de la préparation. Ce scannage est idéal pour les préparations profondes, mais la caméra doit être positionnée à une distance déterminée sous peine d'invalider ou d'interrompre la prise d'empreinte.

Fig. 3.22 : Coupe d'une caméra iTero utilisant l'imagerie confocale parallèle
(Landwerlin et Fages, 2014).

Ce système est disponible en statique sur les caméras Itero et Carestream, ou en dynamique pour les caméras Cerec Omnicam et Trios. Le passage à une caméra dynamique permet d'accélérer le mode d'acquisition (*full motion*), et de passer de la prise de clichés à un film de la préparation. La prise d'empreinte par une caméra full motion se caractérise par un parcours.

Prenons l'exemple de l'Omnicam où la sonde est placée parallèlement à la surface, à une distance déterminée (5 mm) dans le sens disto-mésial des faces occlusales et vestibulaires, puis mesio-distal pour les faces linguales ou palatines des dents. L'acquisition des faces proximales nécessite un positionnement occlusal et une angulation (15° dans le cas de l'Omnicam) de la sonde. L'enregistrement de l'occlusion est réalisé par balayage vestibulaire. Avec cette caméra la numérisation d'un mordu n'est pas nécessaire.

L'imagerie confocale présente de grands avantages. Elle est le premier système permettant de se passer de poudrage (ou *coating*, généralement composé de dioxyde de titane, permettant de supprimer les différences de réfraction des différents tissus de la cavité buccale) et de résoudre les problèmes de projection « d'ombre » engendrant une absence d'information (zones de contre-dépouilles) rencontrés avec la technique de triangulation.

Le système Ultra Fast Optical Sectioning de chez TRIOS 3shape utilise une méthode d'imagerie confocale en continu, associée à un balayage rapide de lumière structurée oscillante sur la zone à enregistrer (Landwerlin et Fages, 2014).

3.2.2.3. L'échantillonnage actif du front d'onde : Active Wavefront Sampling

Ce système utilise une lentille associée à un obturateur tournant. La lentille concentre le rayon reflété

jusqu'au capteur permettant le positionnement des points à la surface de la dent à partir de 3 axes de prise de vue à 3 temps différents, selon l'ouverture de l'obturateur. Par le biais de ces 3 images, il est possible de générer informatiquement une image 3D. Le nombre d'images est de 20 vues par seconde assurant une grande précision estimée à 10 microns. Ce système associe les avantages de la triangulation et de l'imagerie confocale en ayant son axe de vision presque confondu avec l'axe de projection.

Le fonctionnement de ce type d'empreinte nécessite un mouvement de « zigzag » pour couvrir la zone à enregistrer (Landwerlin et Fages, 2014).

Fig. 3.23 : Trajet d'acquisition en zigzag avec le Lava C.O.S. (Landwerlin et Fages, 2014).

3.2.2.4. La stéréophotogrammétrie

Ce système utilise 2 caméras vidéo espacées, pointant vers le même objet, mimant la vision de l'œil humain, par analyse des différences entre les deux images. Le positionnement et l'angulation des caméras étant connus, il est possible de déterminer la position tridimensionnelle de l'objet. Pour plus de précision pour l'enregistrement des surfaces, on associe à la caméra une lumière LED.

Fig. 3.24 : Condorscan (condor) de F. Duret utilisant la technologie de stéréophotogrammétrie (Landwerlin et Fages, 2014).

Cette méthode présente l'avantage d'un faible coût et d'une possibilité de miniaturisation et de légèreté des éléments qui la composent.

Cette technique est présente sur l'Eliocan de Steinblicher et l'aTron 3C blueScan (Landwerlin et Fages, 2014).

3.2.2.5. Récapitulatif des caractéristiques des différents systèmes de scanners intraoraux

Tableau. 3.2. Récapitulatif des caractéristiques des différents systèmes de scanners intraoraux (Landwerlin et Fages, 2014).

3.2.2.6. Le protocole clinique de prise d'empreinte optique

L'empreinte optique se caractérise par 3 phases, quelle que soit la technique usitée :

- L'empreinte de la préparation :

De manière générale, la caméra est introduite en bouche et centrée sur la dent préparée. Suivant le principe optique elle sera angulée de manière précise et éventuellement en appui sur la dent

distale. L'enregistrement est réalisé sur l'ensemble des surfaces de la dent concernée (occlusale, vestibulaire, linguale/palatine ou proximale). Le parcours et l'angulation de la caméra dépendent d'un protocole imposé par le constructeur

- L'empreinte de l'arcade antagoniste
- L'empreinte de l'occlusion : l'occlusion est généralement réalisée par une prise d'images vestibulaires du patient en fermeture buccale. Il est possible de prendre l'empreinte optique à partir d'un silicone d'occlusion (après avoir coupé les débordements du mordue et, selon la caméra, la réalisation d'un poudrage).

La qualité de l'empreinte optique reste fortement liée :

- à la qualité de la préparation (adaptée aux matériaux de CFAO à utiliser)
- aux limites de finition nettes et précises
- une préparation visible, idéalement supra-gingivale
- au maintien au sec de la préparation par l'utilisation d'hémostatique si nécessaire en supplément des méthodes d'isolation salivaire
- au respect scrupuleux du protocole adapté au type de sonde utilisée (poudrage, angulation, parcours).

3.2.2.7. Les perspectives

L'empreinte optique offre de nombreux avantages. C'est la seule technique permettant de réaliser l'empreinte au fauteuil. Les techniques de palpeur et de scanner de modèle s'adressent, elles, au laboratoire ou au centre d'usinage. L'empreinte optique intra orale permet, grâce au grossissement, de modifier et de perfectionner ses préparations, mais aussi d'interrompre l'empreinte et de la reprendre sans perte d'information, ce qui n'était pas possible avec la méthode traditionnelle.

L'empreinte optique offre au cabinet dentaire et au laboratoire de prothèse un espace de stockage de l'information numérique plus aisé que le stockage des modèles, réglant les problèmes d'hygiène rencontrés avec les empreintes traditionnelles.

Du point de vue du patient, l'empreinte optique offre un grand confort par rapport aux empreintes traditionnelles. Effectivement, cette empreinte, ainsi que le flux numérique à destination d'instrument de CFAO, permettent l'optimisation de la qualité des restaurations en diminuant les imperfections de la chaîne prothétique.

Concernant la précision des empreintes optiques, il y a eu de grands progrès grâce à l'évolution et au perfectionnement des technologies : prenons l'exemple du Cerec affichant une résolution de 50 microns, puis de 25 microns sur le Cerec 2 (Pfeiffer, 1994). Actuellement, de manière générale, nous pouvons approcher les 5 microns, mais le traitement de l'image ramène la précision autour de 20 microns, sachant

qu'une empreinte traditionnelle se situe entre 20 et 50 microns. Le passage de la prise de vue statique (*click and go*) à une prise de vue dynamique (*full motion*) tend à améliorer la situation : elle permet de filmer en 3 dimensions et en continu plutôt que de réaliser de multiples prises de vues « image par image » et de les corrélérer (Duret et Pelissier, 2005). La dimension des cameras optiques tend à diminuer, ce qui a pour conséquence un meilleurs accès à la zone postérieure.

Dans le cadre d'un accès aux limites prothétiques exemptes de fluide gingival, de saignement et visibles ou rendus visibles par une technique de déflexion gingivale, la limite de préparation reste dépendante de la méthode d'assemblage : le cas du collage nécessite une préparation supra-gingivale.

Pour faciliter et simplifier les conditions de prise d'empreinte, les recherches s'orientent vers des scanners intraoraux à ultrasons. Le domaine des ultrasons offre l'avantage de réaliser une acquisition de manière indépendante de la présence de salive ou de saignement. Elle permettent d'obtenir des empreintes sous gingivales sans léser le parodonte.

Le domaine de l'imagerie médicale tridimensionnelle étudie aussi la question de modélisation des maxillaires, et s'oriente plus vers le domaine implantaire. Effectivement, il est possible de jumeler le modèle tridimensionnel obtenu à l'issue de l'empreinte optique avec les données radiologiques du patient. La finalité est la visualisation de la faisabilité de l'implant par réalisation d'un « guide » virtuel (Margossian et *al.*, 2014).

De nos jours, l'empreinte optique intra orale se développe de plus en plus, en proposant différentes technologies nécessitant un apprentissage et permettant d'enregistrer seulement les parties visibles de la préparation. La déflexion gingivale peut être utilisée de manière conventionnelle (fils rétracteurs, laser). Le temps de scannage tend à diminuer pour les cas simples ; pour un praticien expérimenté, il est de l'ordre de 2 à 5 minutes. Le but ultime est de réaliser rapidement des empreintes d'arcades complètes pour une utilisation élargie aux domaines de la prothèse amovible et implantaire. Il est vrai que l'empreinte optique ne permet pas encore de réaliser toutes les restaurations, surtout quand elles deviennent complexes.

3.3. Les modes d'assemblage

L'assemblage peut se définir comme un ensemble de phénomènes physico-chimiques qui se produisent lorsque deux matériaux, ou deux pièces, sont mis en contact intime ; le but est de créer une résistance mécanique à leur séparation. L'assemblage est déterminant afin de garantir la pérennité et la solidité de l'ensemble dent/céramique. Concernant la prothèse fixée, à l'exception des pièces implantaires vissées, la notion d'assemblage se divise en deux parties : le scellement et le collage (Pilavayan et *al.*, 2014).

Jusqu'aux années 70, l'assemblage des éléments prothétiques était principalement réalisé par les ciments à l'oxyphosphate de zinc. Mais une alternative fait son apparition sur le marché avec les ciments verre-ionomères de scellement, ouvrant la voie aux matériaux d'assemblage adhésifs.

Face aux nouveaux matériaux de prothèse, tels que les céramo-céramiques et la diversité croissante des matériaux d'assemblage, il est important pour le praticien de pouvoir faire un choix en adéquation avec le cas clinique qu'il rencontre. Nous évoquerons historiquement les systèmes de scellement conventionnels, les CVIMAR et terminerons par les techniques de collage.

3.3.1. Scellement conventionnel

Le scellement s'obtient uniquement par agrégation mécanique du ciment durci à l'issue d'une réaction entre un liquide acide et une poudre basique. Son efficacité augmente avec la surface à sceller, mettant en jeu l'importance du parallélisme des parois, des macro et micro-rétentions (Behin et Dupas, 1997).

On distingue trois catégories de ciments de scellement dentaire :

- Les ciments au phosphate de zinc sont aussi appelés « ciments oxyphosphates » et sont les matériaux bénéficiant du plus grand recul clinique. Cependant, leurs propriétés mécaniques sont considérées comme faibles (White et Zhaohum, 1993). De plus, certaines études ont révélé des pourcentages élevés de fêlures sur des scellements de couronnes céramo-céramiques (Casson et *al.*, 2001).

Formes commerciales le plus souvent rencontrées : Harvard et Fleck's.

- Les ciments polycarboxylate de zinc sont connus pour leur biocompatibilité et leur action bactéricide. Ils sont recommandés pour l'assemblage de couronnes sur dents vivantes, mais considérés comme peu résistants, et sensibles à la dégradation hydrique, réduisant de fait, leur utilisation par le praticien (Perelmuter et *al.*, 2009).

Formes commerciales le plus souvent rencontrées : Durelon (3M ESPE) et Bondex (Dentsply).

- Les ciments verre ionomères (ou CVI) sont des dérivés des polycarboxylates de zinc (Piwowarczyk et Lauer, 2003) et sont composés d'acide polyacrylique (solution d'acides polyalkénoïques), de verre fluoro-alumino-silicique et d'eau. Ils possèdent un pouvoir adhésif (acide polyacrylique) aux surfaces dentaires par liaison aux ions calcium (Yoshida et *al.*, 2000) et offrent une action anticariogène par libération de fluor. Dans l'ensemble, leurs propriétés mécaniques sont meilleures que celles des deux scellements précédents mais restent insuffisantes (Rosenstiel et *al.*, 1998).

Formes commerciales le plus souvent rencontrées : fuji II (GC) et Ketac-Cem (3M ESPE).

En conclusion, la réaction acide-base de ces ciments de scellements conventionnels crée des liaisons qui ne confèrent qu'une faible cohésion au matériau, le rendant relativement friable. En dehors du CVI et de ses capacités adhésives intrinsèques, les ciments à base de phosphate de zinc assurent une rétention

purement mécanique (du type microclavetage) directement dépendante de la rugosité des surfaces en présence, limitant ces scellements aux préparations rétentives (Pilavyan et *al.*, 2014 ; Rosenstiel et *al.*, 1998). Mais la qualité de ces ciments réside dans leur facilité et leur tolérance lors de la manipulation par le praticien. Le manque de cohésion devient même une qualité pour retirer les excédents de matériaux après scellement. De plus, ils tolèrent parfaitement l'humidité buccale (les CVI étant plus sensibles), possédant de l'eau qui leur confère des propriétés hydrophiles (Perelmuter et *al.*, 2009). Par ailleurs, ces matériaux ne nécessitent peu, ou pas, de traitement de surface. Certains praticiens préconisent un conditionnement des surfaces dentaires par utilisation d'un acide faible : l'acide polyacrylique à 25% (Peutzfeldt et Asmussen, 1990).

3.3.2. CVIMAR

Ce sont des ciments verres ionomères conventionnels ayant bénéficié d'un ajout de monomères acryliques hydrophiles (HEMA ou bisGMA) et d'amorceurs de polymérisation, leur conférant une double réaction (acide-base et polymérisation). La « charpente » de résine qu'ils contiennent, augmente, à l'issue de la prise, leurs propriétés mécaniques ainsi que leur résistance à la solubilité (Craig, 1997).

Ce ciment possède des propriétés adhésives faibles et se place dans une catégorie intermédiaire entre les ciments conventionnels et les colles. A ce propos, la Haute Autorité de Santé (HAS) définit ce produit comme un « scellement adhésif » (HAS, 2009).

L'adhérence de CVIMAR aux tissus dentaires reste plus faible (environ 8 à 12 MPa) que celle observée avec les colles. Le seul attrait face à la céramo-céramique usinable reste sa tolérance à l'humidité ambiante qui n'est pas supportée par les systèmes de collage (Pilavyan et *al.*, 2014).

La réalisation, ou non, d'un traitement de surface dépend du protocole du produit utilisé. Effectivement, l'utilisation du Fuji Plus (GC) nécessite l'application d'un acide spécifique (dentine conditionner) afin d'augmenter l'adhérence (Perelmuter et *al.*, 2009). Ce conditionnement de surface a pour rôle d'éliminer la boue dentinaire, de déminéraliser légèrement la dentine intracaniculaire et d'améliorer le mouillage du CVIMAR sur les surfaces dentaires (Pilavyan et *al.*, 2014).

Formes commerciales existantes : Ketac cem Plus (3M ESPE®), Rely X Luting Cement (3M ESPE®) et Fuji Plus (GC®)

Fig. 3.25 : CVIMAR Fuji Plus (GC®) (Perelmuter et *al.*, 2009).

3.3.3. Les colles

Les systèmes de collage se développent depuis plusieurs décennies et finissent petit à petit par « remplacer » le scellement. Le collage crée des interactions chimiques en complément des interactions mécaniques. Leur mode de durcissement se fait par polymérisation de monomères acryliques.

La colle se compose d'une matrice, constituée de polymères acryliques résineux comportant, ou non, des

charges minérales. Les deux phases sont liées par un agent de couplage. Les colles sont totalement hydrophobes, ce qui a pour conséquence directe de compliquer la mise en œuvre, nécessitant un traitement de surface, au niveau dentaire et prothétique, ainsi que la mise en place d'un champ opératoire efficace (Perelmuter et *al.*, 2009).

Les colles sont classées de deux manières : selon leur prise, chémo, photo-polymérisation ou dual et selon leurs propriétés adhésives.

- **Colles sans potentiel adhésif** : ce sont de simples résines composites micro-chargées, nécessitant l'emploi d'un système adhésif.

Formes commerciales existantes : Multilink Automix (Ivoclar-vivadent®), Variolink (Ivoclar-vivadent®).

- **Colles avec un potentiel adhésif propre** : elles comportent des monomères actifs capables de se lier aux surfaces prothétiques, permettant de s'abstenir d'un système adhésif.

Formes commerciales existantes : Superbond (Sun Medical®) et Panavia (Kuraray®).

Fig. 3.26 : Système Panavia (Kuraray®) (Perelmuter et *al.*, 2009).

Les colles, avec ou sans potentiel adhésif, interagissent au niveau de la dent et de la restauration et nécessitent une mise en œuvre fastidieuse, ainsi qu'un conditionnement des surfaces.

3.3.3.1. Prérequis au collage

Afin d'obtenir un collage optimal, plusieurs critères sont à prendre en compte :

3.3.3.1.1. Le traitement des surfaces dentaires

Le collage des restaurations céramiques usinées va être réalisé sur les 2 tissus de la dent, l'émail et la dentine. L'adhésion obtient d'excellentes valeurs sur l'émail (environ 30 MPa) mais reste un défi sur la dentine.

Concernant ces 2 tissus, un sablage avec de l'oxyde d'alumine (27-50 μm) améliore les valeurs d'adhésion, par création de microporosités et favorise la propreté de la surface par élimination des facteurs contaminants (salive, fluide sulculaire, sang, huile d'instrument rotatif...).

Tout au long de la procédure de collage, la dent préparée est isolée de la salive par utilisation systématique d'un champ opératoire. La limite de préparation idéale est supra-gingivale afin de placer la digue correctement et de pouvoir contrôler les excès de colle.

- Le collage amélaire dépend surtout du micro-clavetage mécanique obtenu à l'aide d'acide orthophosphorique (20-40%) par déminéralisation de ses prismes. En revanche, la rugosité ne doit pas être trop importante pour ne pas nuire à la mouillabilité de l'ensemble des surfaces. L'émail, minéralisé à 97%, contient peu d'eau et permet la pénétration des résines de collage hydrophobes.

Fig. 3.27 : Micro-clavetage amélaire observé au MEB (X5000) en forme de « fer à cheval », P : prisme, Si : substance inter-prismatique et contour de la gaine représentés par les flèches (Pilavayan et *al.*, 2014).

- Le collage sur la dentine est plus délicat sur ce tissu qui est moins minéralisé : 12% d'eau et 18% de matière organique. Cette partie organique est composée de fibrilles de collagène. Le mordantage ne permet pas la création de micro-reliefs, mais la déminéralisation de la dentine inter-canaliculaire aboutit à l'exposition des fibrilles de collagène.

C'est une étape cruciale car l'adhésion dentinaire consiste en la pénétration de l'adhésif au niveau des canalicules par ancrage mécanique et en une infiltration des fibres de collagène exposées, permettant la création d'une couche hybride qui, à elle seule, assure la majeure partie de la rétention.

A l'issue du mordantage, la dentine doit être séchée avec modération pour éviter, un collapsus de fibres de collagène par séchage excessif, ou, à l'inverse, un phénomène de surmouillage (Pilavayan et *al.*, 2014).

Selon le choix du composite de collage, la boue dentinaire sera dissoute, ou éliminée. Cette boue résulte du fraisage, et sa présence empêche le contact direct de l'adhésif. Les protocoles des produits usités diffèrent par leurs nombres d'étapes. La force d'adhésion décroît en même temps que diminue le nombre d'étapes.

Cas particuliers au niveau de dents dévitalisées :

- Les reconstitutions corono-radicaux collées sont constituées de composites de reconstruction, de même nature chimique que la colle, et ne posent pas de problème de compatibilité.
- Les reconstitutions corono-radicaux céramisées sont composées essentiellement d'une couche de vitrocéramique. Ce matériau nécessite un mordantage à l'acide fluorhydrique (avant le scellement de ce dernier, idéalement au CVIMAR) et sera nettoyé à l'acide orthophosphorique avant la mise en place du silane.
- Les reconstitutions métalliques coulées, plus que le type de métal utilisé (précieux, semi-précieux, non-précieux), doivent présenter un état de surface favorable à l'adhésion. Afin d'obtenir cet état de surface favorable, deux procédés existent pouvant être réalisés par le praticien ou au laboratoire :
 - Le sablage à l'oxyde d'alumine avec application de primer métallique (à base de phosphate

pour les métaux non-précieux et de soufre pour les précieux et semi-précieux).

- Le sablage à l'oxyde d'alumine modifié à la silice avec application de silane (ayant des propriétés adhésives plus fortes) (Pilavayan et *al.*, 2014).

Après le conditionnement des états de surface dentaire, nous nous intéresserons au pré-traitement de la céramique. Ces dernières ont des microstructures différentes, influant sur le type de collage.

Elles seront classées en deux catégories :

- Les vitrocéramiques
- Les céramiques alumineuses et la zircone

3.3.3.1.2. Le traitement des vitrocéramiques

Au sein de cette catégorie, sont concernées :

- Les céramiques feldspathiques
- Les céramiques renforcées à la leucite
- Les céramiques à base de silicate et de disilicate de lithium.

Le but du traitement de surface est d'améliorer l'assemblage mécanique et physique.

D'un point de vue mécanique, la solution retenue est un acide (l'acide fluorhydrique) permettant de mordancer la phase vitreuse. Son temps d'action est variable, suivant le type de céramique usitée, de 30 secondes pour le disilicate de lithium, 1 minute pour les céramiques renforcées à la leucite, à plus d'une minute pour les feldspathiques.

Des tentatives de sablage à l'oxyde d'alumine ont été essayées sans parvenir à un taux de porosités supérieur à celui du mordantage et engendrant des microfêlures (Perelmuter et *al.*, 2009).

Au niveau chimique, l'utilisation d'un silane est recommandée. Ce dernier est une molécule bipolaire qui permet la liaison avec la céramique d'un côté, par son groupement hydroxyle, et de l'autre avec les groupements méthacryles de la colle par copolymérisation (Söderholm et Sang, 1993).

Fig. 3.28 : Mordantage à gauche avec de l'acide fluorhydrique et mise en place du silane à droite sur un inlay en vitrocéramique renforcée (Pilavayan et *al.*, 2014).

3.3.3.1.3. Le traitement des céramiques alumineuses et de la zircone

Ces 2 types de céramiques ne possèdent pas de phase vitreuse et sont donc insensibles à l'acide fluorhydrique, et nécessitent la mise en place d'un nouveau protocole de conditionnement de surface.

Deux protocoles sont envisagés :

- Du point de vue mécanique, un sablage à l'alumine enrobé de silice (la tribochimie, systèmes Rocatec et Cojet de chez 3M ESPE®) offre une surface rugueuse. La présence de silice offre une surface proche de celle des céramiques vitreuses et permet le traitement au silane. Mais ce sablage

doit être contrôlé afin de ne pas altérer la céramique (abrasion, microfêlure...), la zircone y étant très sensible.

D'autres techniques réalisent un simple sablage mais les résultats ne sont pas probants.

En parallèle, des méthodes de dépôt de silice par pyrolyse avant l'application du silane sont pratiquées mais restent peu répandues (Janda et coll., 2003).

- Les primers sont conseillés d'un point de vue chimique. Ils sont à base de phosphate qui a une affinité pour le dioxyde de zirconium. Ces primers se trouvent soit en flacons individuels, soit dans la composition de la colle (Panavia) (Unger, 2005).

D'après la littérature, l'association d'un traitement tribochimique et de primers à base de phosphates semble apporter les meilleurs résultats (karimipour-Saryazdi M et *al.*, 2014 ; Saker S et *al.*, 2013).

3.3.3.2. Les Perspectives : la colle auto-adhésive

Les fabricants, à la demande des praticiens habitués à l'utilisation des ciments de scellement conventionnels, ont créé un nouveau type de colle : une colle « dual » avec des propriétés auto-adhésives, dite « universelles » dégageant le praticien du travail fastidieux de préparation des surfaces dentaires et de la céramique.

Les propriétés mécaniques sont plus faibles et l'adhésion amélaire est inférieure à celle des colles conventionnelles. Pour y remédier, un mordantage de l'émail est préconisé (Tirlet et Attal., 2008). En raison de leurs propriétés, elles sont contre indiquées pour les restaurations présentant une rétention primaire faible (les facettes, par exemple).

Le potentiel de ces nouvelles colles semble intéressant pour le collage des céramiques alumineuses et de la zircone car le protocole de prétraitement de surface des colles conventionnelles, semble avoir peu d'effet.

Formes commerciales existantes : Rely X Unicem (3M ESPE®), Maxcem (Kerr®), Multilink Sprint (Ivoclar Vivadent®).

Fig. 3.29 : Panel des colles auto-adhésives sous forme de seringues auto-mélangeuses, Seul le Rely X Unicem (3M ESPE®) est conditionné en capsules à vibrer (Perelmuter et *al.*, 2009).

3.3.4. Les critères décisionnels

L'HAS, par le biais d'un rapport sur les « prothèses dentaires à infrastructure céramique » publié en

décembre 2007, apporte une réponse concernant le choix du matériau d'assemblage pour couronne unitaire dento-portée se positionnant en faveur des techniques de collage.

« Le mode d'assemblage influe sur la longévité des restaurations qui est améliorée avec les techniques de collage. » (HAS., 2007).

« Les vitrocéramiques sont assemblées par collage, ce qui a une incidence positive sur leurs performances cliniques. En effet, le mode d'assemblage influe sur la longévité des restaurations ; il est important de souligner que le collage exige un protocole rigoureux de réalisation. » (HAS., 2007).

Concernant les inlay-onlay, d'après le rapport de l'HAS « Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (inlay-onlay), rapport d'évaluation technologique » publié en juillet 2009, le choix est porté sur le collage sans exclure l'alternative du CVIMAR en cas de préparation rétentive. En 2009, l'HAS ne se prononce pas pour le choix du type de colle à utiliser, la colle auto-adhésive manquant de recul clinique.

« Inlay-onlay en céramique :

Le groupe de travail souhaite reformuler ainsi les propriétés des céramiques : déformation plastique faible qui leurs confèrent un comportement mécanique dit « fragile ». En revanche, l'entité « dent-matériau de collage - inlay-onlay céramique » est biomécaniquement résistante. » (HAS, 2009).

« Il existe une alternative au collage pour les inlays rétentifs en résine composite ou céramiques avec un scellement adhésif au CVIMAR si des critères de préparation précis sont respectés : parois résistantes et formes rétentives. Dans ce cas, un suivi régulier est indispensable ; certains experts ont observé dans leur pratique clinique une usure et une dégradation du joint à 18-24 mois.» (HAS, 2009).

« Une recherche documentaire approfondie doit être réalisée pour identifier les études évaluant les différentes colles comme matériau d'assemblage des inlays- onlays. En effet, les experts précisent :

- qu'il n'existe pas d'études validant la pérennité des colles auto-adhésives car ces colles sont les plus récentes
- que les colles sans potentiel adhésif (colles composites) sont les seules présentant les meilleures performances cliniques et le meilleur recul avec des propriétés mécaniques et esthétiques. Elles ont été évaluées car elles représentent la 1ère famille de colles mises sur le marché.
- qu'il existe des études évaluant les colles avec potentiel adhésif propre (Superbond et Panavia)

Les experts insistent sur le protocole exigeant à respecter lors de l'utilisation d'une colle : pose d'un champ opératoire individuel et nécessité d'avoir des limites visibles afin d'éliminer les excès. » (HAS, 2009).

La colle sans potentiel adhésif associée à un système adhésif connaît le plus grand recul clinique et reste le système de collage le plus fiable. Il présente des valeurs d'adhésion les plus élevées (Luhrs et *al.*, 2010 ; Blatz et *al.*, 2004), et apparaît donc le plus adapté face à des préparations non rétentives (facette, inlay,

onlay, V prep).

L'évolution des techniques de préparation, le souci de l'esthétique, tendent vers une économie tissulaire de plus en plus marquée, entraînant avec elle des préparations de moins en moins rétentives, où les notions d'encastrement mécanique s'estompent peu à peu. En conséquence, les systèmes adhésifs ne cessent de se développer et permettent d'obtenir des résultats esthétiques (choix de la teinte de la colle) durables et adaptés à la céramo-céramique.

Cependant, ces matériaux sont complexes dans leur utilisation et très opérateur-dépendants dans la mise en œuvre et le respect du protocole. Ils imposent la mise en place de la digue et d'un traitement de surface spécifique. Leur utilisation est incompatible avec les substances à base d'eugénol. Afin de pallier certains problèmes, les fabricants tentent de simplifier les protocoles parfois au détriment de la force d'adhésion (exemple des étapes de primer ou l'apparition des colles auto-adhésives). Les nouveaux matériaux de prothèse comme les céramo-céramiques à base de zircone ou d'alumine ont créé de nouveaux protocoles d'adhésion qui, à l'heure actuelle, sont encore susceptibles d'évoluer.

En conclusion, d'après la littérature, le premier choix concernant le matériau d'assemblage pour céramo-céramiques se porte sur les colles conventionnelles (sans potentiel adhésif) dans le cadre de préparation rétentive et non rétentive. Il est possible d'utiliser, pour la simplicité de leur protocole et face aux préparations rétentives en zircone ou à base d'alumine, les colles auto-adhésives.

Nous pouvons avoir recours au scellement adhésif par CVIMAR dans le cadre d'une préparation rétentive (couronne, inlay onlay) et d'une situation clinique rendant le protocole de collage impossible à mener correctement. Ce dernier obtient une adhésion moyenne mais bénéficie d'un protocole simple et reproductible.

Les scellements conventionnels ne sont pas indiqués pour les céramo-céramiques. Cependant, en ultime recours face à une incapacité à assécher la préparation et en cas d'allergie du patient aux composants des CVIMAR ou des colles, les CVI peuvent être envisagés.

Le matériau d'assemblage idéal n'existant pas à ce jour, c'est au praticien, dans une situation clinique donnée, à la lumière de ses connaissances et en fonction du type de céramo-céramique usité, de choisir le matériau le plus adapté.

Scellement	Scellement adhésif	Colles	
Scellement conventionnel	CVIMAR	Colles sans/avec potentiel adhésif	Colle auto-adhésive
Tolérance humidité	Tolérance relative humidité	Hydrophobe : collage sous digue	
Scellement sans prétraitement	<u>Pré traitement dentaire :</u> - Mordançage dépendant des fabricants (ex : Fuji Plus)	<u>Pré traitement dentaire :</u> - Sablage éventuel - Mordançage : acide orthophosphorique - Primer/adhésif	Collage sans prétraitement d'après les fabricants (cependant le mordançage amélaire améliore l'adhésion)
	<u>Pré traitement vitrocéramique :</u> - Mordançage : acide fluorhydrique - Silane	<u>Pré traitement vitrocéramique :</u> - Mordançage : acide fluorhydrique - Silane	
	<u>Pré traitement céramique alumineuse et de la zircone :</u> - Non recommandé	<u>Pré traitement céramique alumineuse et de la zircone :</u> - Tribochimie - Primer à base de phosphate	
<u>Formes commerciales :</u> <u>Phosphate de zinc :</u> Harvard, Fleck's. <u>Polycarboxylate de zinc :</u> Durelon, Bondex. <u>CVI :</u> Gc Fuji II, Ketac-cem.	<u>Formes commerciales :</u> Ketac-cem Plus, Rely x Luting Cement, Fugii Plus.	<u>Formes commerciales :</u> <u>Sans potentiel adhésif :</u> Multilink Automix, Variolink. <u>Avec potentiel adhésif :</u> Superbond, Panavia.	<u>Formes commerciales :</u> Rely X Unicem, Maxcem, Multilink Sprint.
<u>Indication :</u> Préparation rétentive	<u>Indication :</u> Préparation rétentive	<u>Indications :</u> Préparation non rétentive et rétentive Céramique vitreuse, alumineuse et zircone	<u>Indication :</u> Préparation rétentive Céramique à base d'alumine et de zircone
	Allergie monomères acryliques orientation vers un CVI si la préparation est suffisamment rétentive	Impossibilité de mise en place de la digue ou de respect du protocole, orientation vers CVIMAR si la préparation est suffisamment rétentive	

Tableau. 3.4. Rappels des différents protocoles théoriques régissant l'usage des matériaux d'assemblage

3.4. Cas clinique

3.4.1. Protocole clinique de réalisation d'un inlay-onlay céramo-céramique par CFAO directe

Nous nous sommes proposés de suivre un cas clinique réalisé au cabinet en technique directe à l'aide du Cerec.

3.4.1.1. Indication

Le patient est un homme de 40 ans, venu consulter pour un bilan bucco-dentaire. Au cours de l'interrogatoire et de l'examen clinique, le diagnostic d'un syndrome du septum est posé au niveau du point de contact entre 26 et 27. A l'issue des examens radiographiques nous constatons une reprise carieuse en mésial de 27, sous l'amalgame. La lésion carieuse est profonde et est à l'origine de la formation de dentine réactionnelle. Le test au froid ainsi que l'interrogatoire nous permettent d'exclure la nécrose et la pulpite.

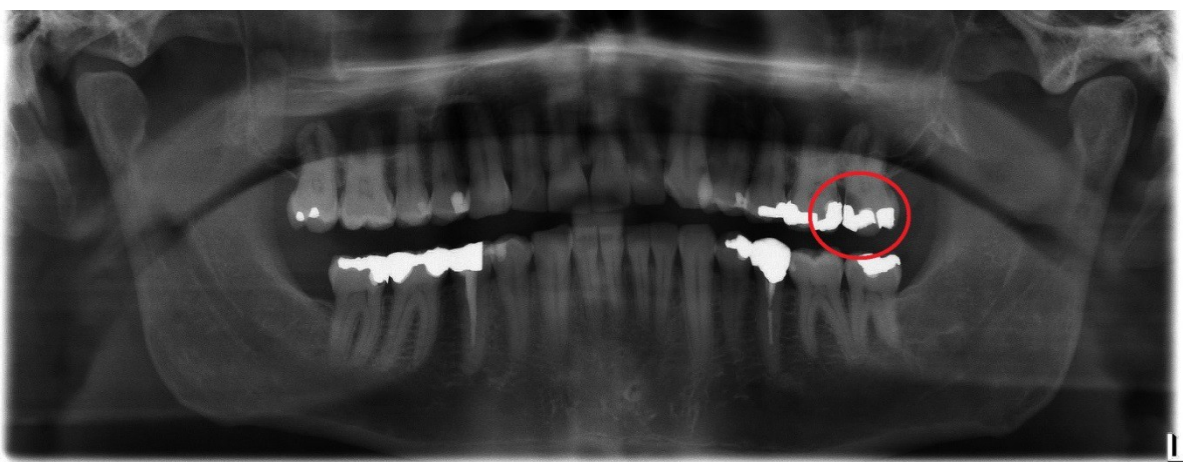


Fig. 3.30 : Radiographie panoramique mettant en évidence une lésion radio claire en mésial de la 27 (courtoisie Blanc R.).

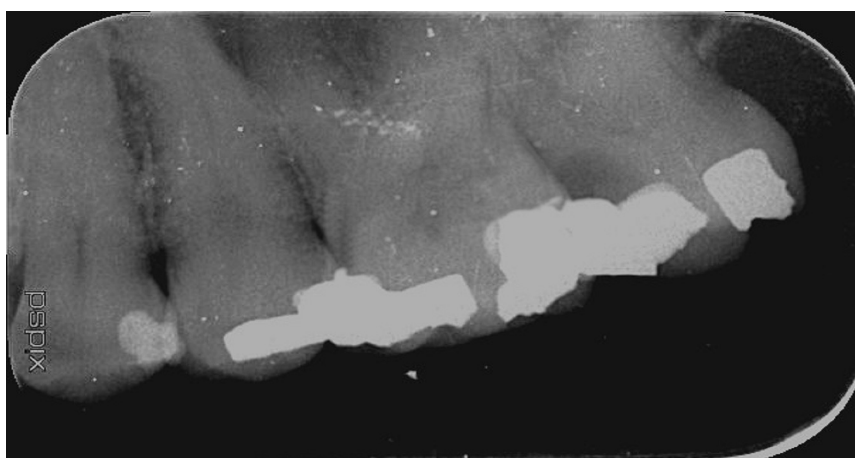


Fig. 3.31 : Radiographie rétro-alvéolaire confirmant le diagnostic sur 27 (courtoisie Blanc R.).

Dans un premier temps, la dépose de l'amalgame en mésial de 27 et l'éviction carieuse sont réalisées au cours du premier rendez-vous, après la réalisation d'une anesthésie para-apicale. La lésion carieuse est étendue et ne nous permet pas de conserver ni le pont d'émail ni l'amalgame en distal. L'éviction carieuse est réalisée en tenant compte du souci d'économie tissulaire ; nous obtenons une cavité unique mésio-distale au niveau de 27. Les limites de la cavité sont supra-gingivales en distal et juxta-gingivales en mésial. A l'issue de ce premier rendez-vous, la dent est temporisée avec un pansement.



Fig. 3.32 : Etat initial de la 27 avant la dépose des amalgames et éviction carieuse (courtoisie Blanc R.).

Compte tenu de la cavité, de ses limites, des parois résiduelles et de la proximité pulpaire (réévaluées au deuxième rendez-vous), la décision est prise de réaliser un inlay onlay, afin d'obtenir une restauration pérenne, un point de contact efficace et de conserver la vitalité pulpaire.

Le diagnostic et le plan de traitement sont exposés au patient en complément de conseils d'hygiène bucco-dentaire concernant les espaces inter-dentaires. Après obtention de son consentement libre et éclairé, le deuxième rendez-vous est posé.

3.4.1.2. La préparation



Fig. 3.33 : Vue de la préparation pour inlay onlay à gauche et de l'occlusion en regard de 27 à droite (courtoisie Blanc R.).

Ce rendez-vous est plus long, il est programmé sur 2 heures. Le pansement est déposé et la cavité subit des modifications pour favoriser l'insertion passive et la pérennité d'une restauration céramo-céramique. Les angles sont arrondis et les pentes sont adoucies. L'épaisseur des parois résiduelles et celle nécessaire à la céramique sont vérifiées. La limite de l'inlay-onlay est contrôlée en occlusion. Concernant la technique d'empreinte optique, la préparation est la plus nette possible, ne comportant pas de contre-dépouille et ses limites sont accessibles. La teinte de la dent est prise.

3.4.1.3. La prise d'empreinte optique

Nous disposons de la camera Cerec Omnicam pour réaliser la prise d'empreinte. Cette caméra utilise la technologie d'imagerie confocale parallèle et permet une numérisation « full motion » en couleur et n'utilise pas de système de poudrage. La limite mésiale juxta gingivale nécessite la mise en place d'une technique d'évasement sulculaire en nous aidant d'un cordonnet rétracteur qui sera déposé avant la prise d'empreinte optique. Dans le but de protéger la préparation du fluide salivaire, nous nous aiderons de rouleaux salivaires et éventuellement de l'aspiration en travaillant à 4 mains.

Dans un premier temps, la caméra est placée parallèlement à la face occlusale en distal de la dent préparée : c'est la position de « démarrage ». L'utilisation de l'imagerie confocale parallèle impose une distance dent/caméra assez faible, idéalement 5 mm, les extrêmes étant compris entre 0 à 15 mm.

L'empreinte correspond à un « parcours » composé de plusieurs étapes :

- Le balayage occlusal est réalisé en déplaçant la sonde de distal en mésial, au niveau des dents bordant la préparation.
- La caméra est inclinée à 90° afin d'enregistrer les faces vestibulaires en la guidant de mésial en distal.
- La caméra pivote à 180° en distal de la dent préparée et le balayage palatin est réalisé dans le sens disto-mésial.
- L'enregistrement des faces proximales nécessite de se placer en occlusal de la dent concernée, et de réaliser des mouvements sinueux dans le sens mésial et distal associés à une inclinaison de 15° de la sonde, offrant une meilleure visibilité proximale.
- L'antagoniste est à son tour numérisé.
- L'enregistrement de l'occlusion se réalise par un balayage vestibulaire des dents concernées en occlusion. A l'issue de ces étapes, le logiciel réalise le « recalage final » permettant le positionnement des images et la création du modèle virtuel.

L'empreinte peut être contrôlée et validée sur l'écran. Des surfaces de couleurs « grises » peuvent subsister et signalent des données manquantes. Des balayages complémentaires sont alors réalisés, ou la préparation est rectifiée afin de supprimer d'éventuelles contre-dépouilles.

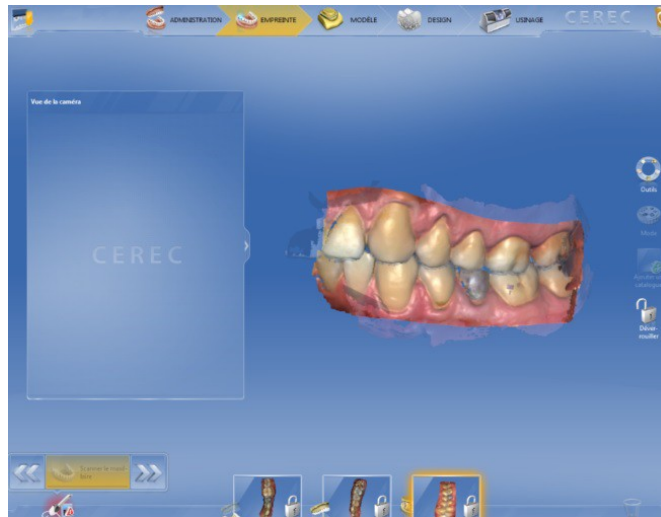


Fig. 3.34 : Visualisation du modèle virtuel après « recalage final » sur le logiciel Cerec (courtoisie Blanc R.).

3.4.1.4. La CAO

A partir de cette étape, la modélisation peut commencer : le modèle virtuel est analysé (possibilité d'utiliser un grossissement 20 fois supérieur à la taille réelle). Les limites de préparation sont tracées par le praticien. Puis le logiciel (CEREC 4.2) choisit une anatomie de référence pour l'inlay onlay en utilisant des points d'extraction sur les dents adjacentes, une dent choisie par le praticien ou sur la dent à restaurer s'il subsiste d'importantes surfaces résiduelles : c'est la technique de reconstitution biogénérique. Le logiciel modélise la restauration en plaçant le point de contact et en la mettant en occlusion. Une échelle de couleurs, du vert jusqu'au rouge en passant par du jaune, indique l'intensité des contacts. Le contrôle et la modification manuelle sont possibles par le praticien à tout moment. Un outil du logiciel (« cut ») permet la vue de la modélisation en coupe, afin de vérifier l'épaisseur de céramique. Le logiciel détermine l'épaisseur du joint de collage en laissant un espacement de l'ordre de 20 à 50 microns.

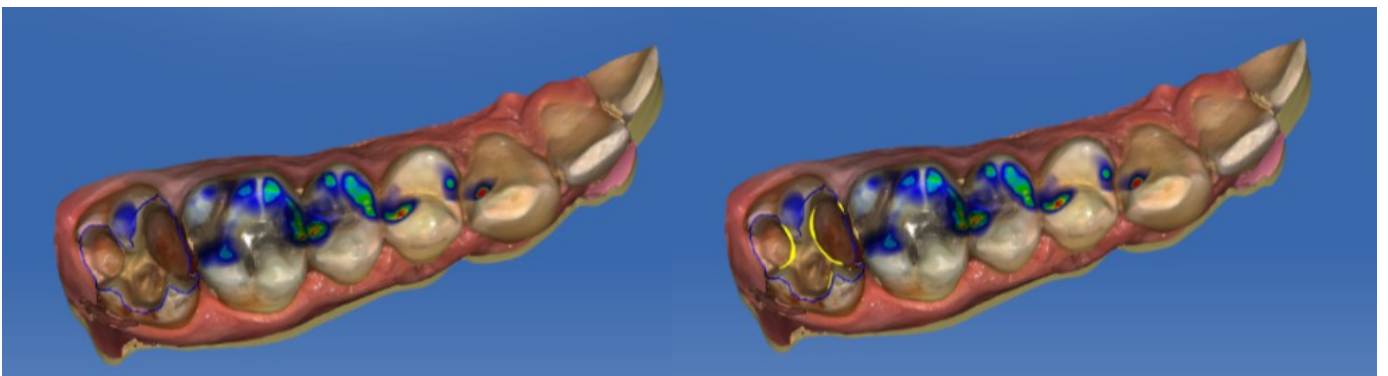


Fig. 3.35 : Tracé de la limite de préparation à gauche et définition de l'axe d'insertion de l'inlay onlay à droite (courtoisie Blanc R.).

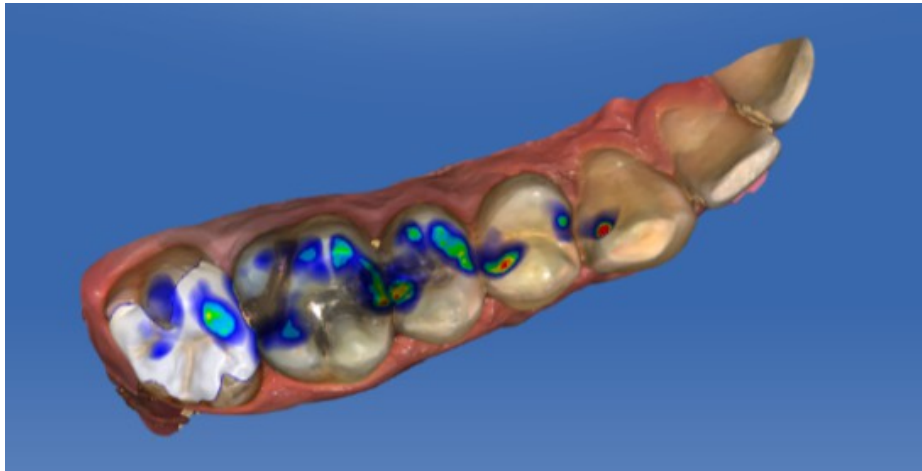


Fig. 3.36 : Modélisation de l'inlay onlay (courtoisie Blanc R.).

3.4.1.5. La FAO

Une fois les paramètres morphologiques du futur inlay onlay choisis, nous passons à la phase de fabrication. Nous disposons d'une usineuse soustractive CEREC MC X offrant une précision de l'ordre de 25 microns.

Dans notre cas clinique, nous nous orientons sur un bloc de vitrocéramique enrichie en feldspaths (potassique et sodique) : le Vita Mark II monochrome de teinte 2M2C de taille 12 soit : 10x12x15 mm. Ce bloc est clipsé au niveau de son support au sein de l'unité d'usinage. Le travail est réalisé en une dizaine de minutes.

A la fin de cette étape, l'inlay-onlay conserve une petite languette de céramique, le reliant au reste du bloc lors de l'usinage. Elle sera à supprimer et à régulariser.

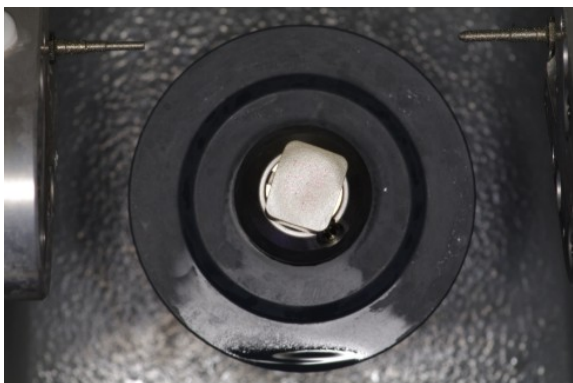


Fig. 3.37 : Station d'accueil du bloc Vita Mark II au sein de l'usineuse Cerec MC X (courtoisie Blanc R.).



Fig. 3.38 : Début de l'usinage (courtoisie Blanc R.).

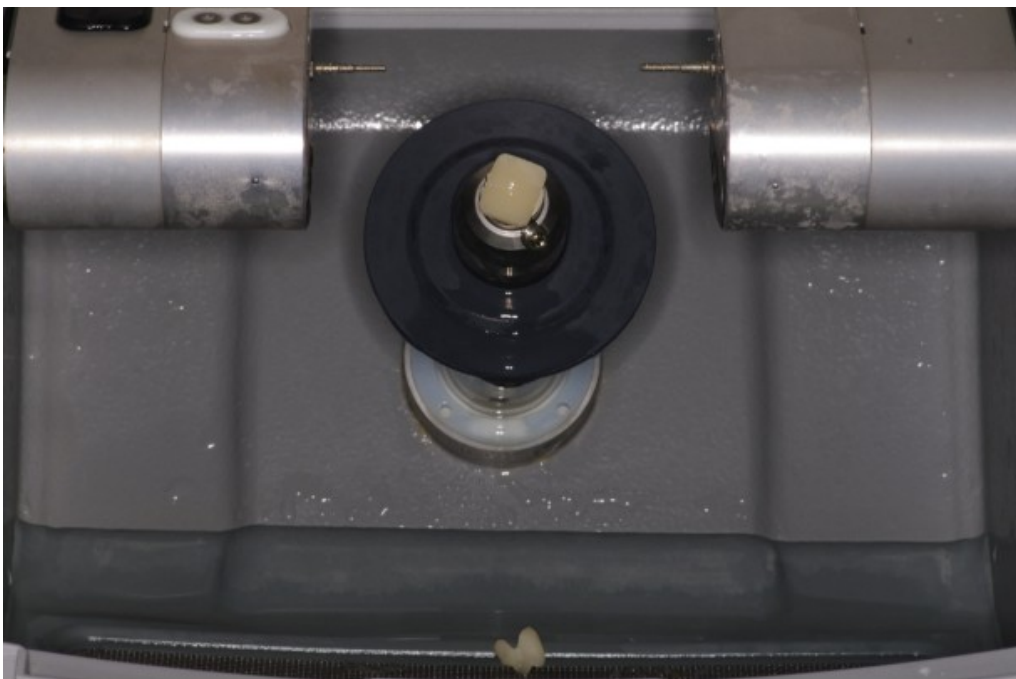


Fig. 3.39 : Processus terminé (courtoisie Blanc R.).

3.4.1.6. L'essayage

Dans le cadre du cheminement prothétique par empreinte optique et CFAO, la seule difficulté d'insertion lors de l'essai sera liée au point de contact, les contre-dépouilles n'étant pas enregistrées.

L'inlay-onlay est essayé au sein de la cavité, associé à de légères retouches au niveau des points de contacts et de l'occlusion. Avant la phase de maquillage ou de glaçage, l'inlay-onlay sera poli.

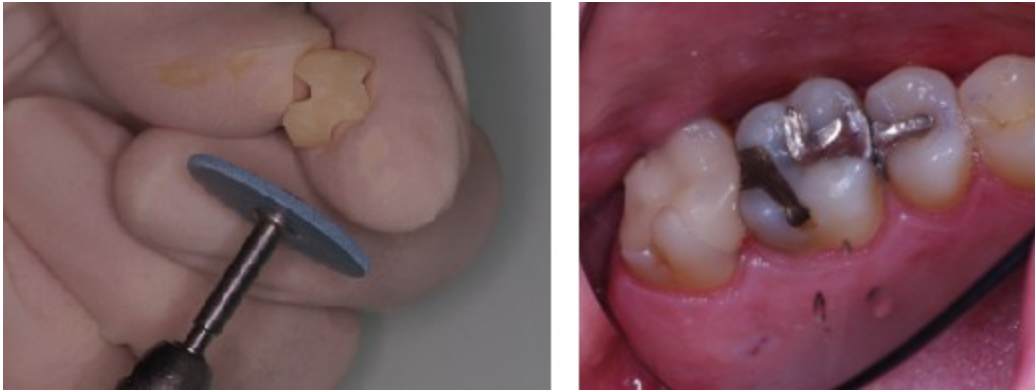


Fig. 3.40 : Élimination par polissage de la languette de céramique à gauche et essayage à droite (courtoisie de Blanc R.).



Fig. 3.41 : Inlay onlay après polissage (courtoisie Blanc R.).

3.4.1.7. Le glaçage

A ce stade il est possible, de personnaliser la pièce prothétique par maquillage de la céramique, permettant de retoucher les sillons ou reproduire des colorations.

Le glaçage sera réalisé et permettra de lutter contre l'aspect mat et légèrement rugueux de la céramo-céramique obtenu après usinage.

Après avoir dégraissé et séché l'inlay onlay, nous appliquons la glazure au pinceau et plaçons la restauration sur son support de cuisson à l'aide de la pâte de fixation Vita Firing Paste. L'ensemble est placé dans le four de cuisson Vita Vacumat 6000 M suivant un programme spécifique de montée en température.

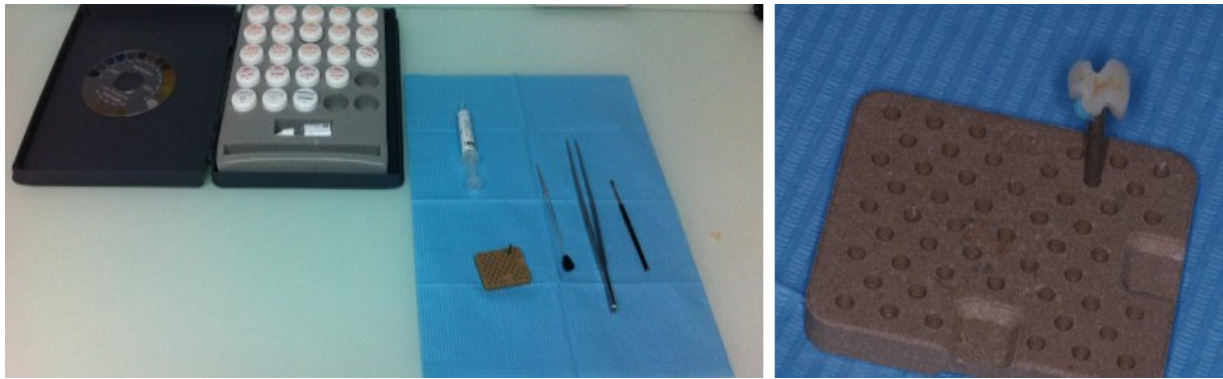


Fig. 3.42 : Application de glazure sur l'inlay-onlay à gauche et fixation par Vita Firing Paste à droite avant cuisson (courtoisie Blanc R.).

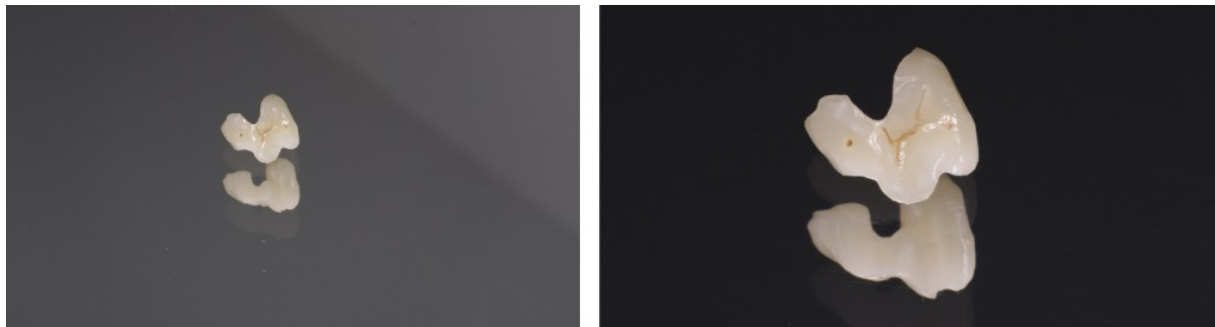


Fig. 3.43 : Inlay onlay glacé à l'issue de la cuisson (courtoisie Blanc R.).

3.4.1.8. Le collage

Le collage nécessite un protocole scrupuleux et sera réalisé sous digue, la dent concernée étant clampée. Le système de collage retenu est le Multilink Automix (Ivoclar Vivadent®) : un composite de collage universel autopolymérisant avec option de photopolymérisation. Pour préfigurer la teinte de la colle, il est possible d'utiliser des colles « d'essai » (Variolink II Try-In).

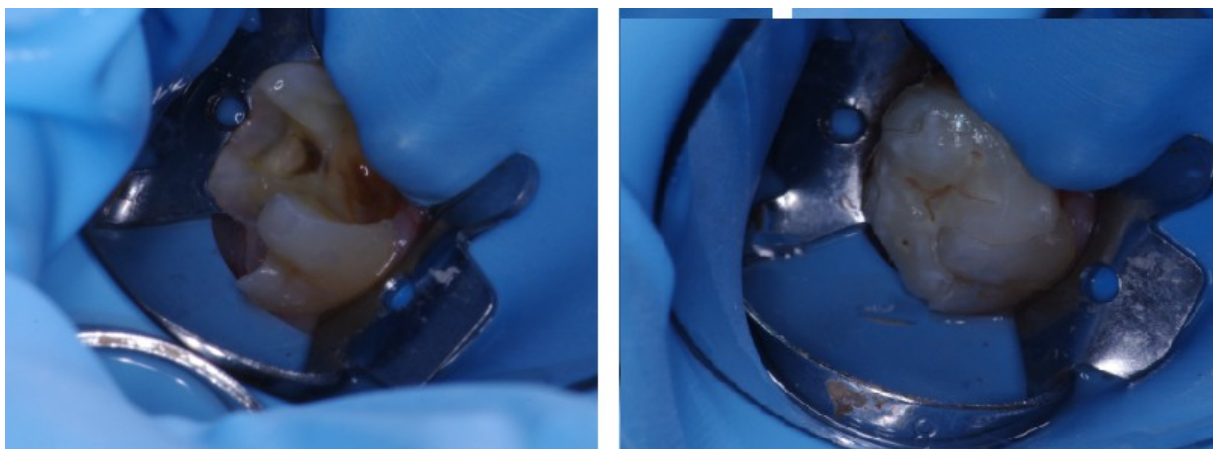


Fig. 3.44 : Mise en place de la digue pour obtenir les conditions optimales du collage (courtoisie Blanc R.).

Le collage comporte plusieurs étapes :

- Le traitement des surfaces dentaires est réalisé par utilisation d'un adhésif automordant Multilink Primer A&B. D'après le protocole Multilink, cet adhésif ne sera pas polymérisé afin de favoriser l'insertion de l'élément prothétique.
- Traitement de l'intrados prothétique pour former des rétentions mécaniques et une liaison chimique entre la céramique et le composite de collage.

La première étape consiste en un mordantage à l'acide fluorhydrique de l'intrados de l'inlay onlay pendant 60 secondes, suivi d'un rinçage et séchage.

La deuxième étape est caractérisée par l'application au pinceau d'un conditionneur d'intrados universel (silane) : Monobond plus, pendant 60 secondes et sécher.

- La colle Multilink automix est appliquée à l'aide de la seringue auto-mélangeante sur l'intrados prothétique, puis l'inlay onlay est maintenu sous pression au sein de sa préparation. La polymérisation de la colle débute lors de son contact avec l'adhésif placé au préalable sur la dent.
- Dans un premier temps, les excès de composite peuvent être retirés à la sonde, ou au CK6, après une photopolymérisation de 1 à 2 secondes, afin de bénéficier de leurs aspects visco-élastiques. Une photopolymérisation finale est appliquée pendant une durée de 30 secondes.

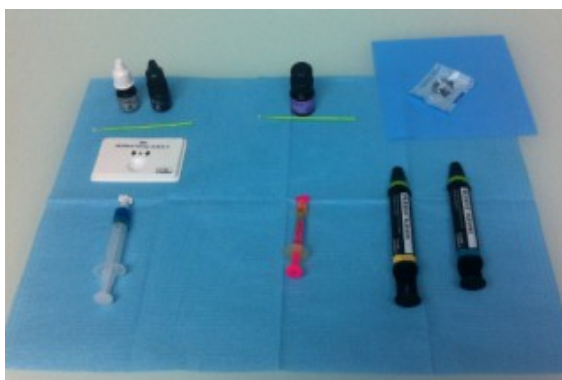


Fig. 3.45 : Mise en place du protocole de collage Multilink (courtoisie Blanc R.).

A l'issue de l'ensemble de ces étapes, la digue est retirée permettant le contrôle de l'occlusion et du point de contact proximal avant de libérer le patient.



Fig. 3.46 : Inlay onlay collé après dépose de la digue (courtoisie Blanc R.).

CONCLUSION

Depuis les années 1970, la CFAO dentaire ne cesse de se développer. Elle bouleverse nos habitudes, tant par l'utilisation des céramo-céramiques en prothèse fixée que par son mode de fonctionnement.

Elle a permis l'avènement de nouveaux matériaux élargissant les indications cliniques des céramiques usinables. Les techniques de collage se sont aussi développées en parallèle, avec les restaurations partielles telles que les endo-couronnes ou les inlays-onlays.

La CFAO de par son fonctionnement, en technique directe, semi-directe ou indirecte, concerne tous les acteurs de la prothèse dentaire et semble incontournable dans l'avenir de la profession. Les dentistes sont désireux de s'équiper, tout comme les prothésistes qui, pour une grande majorité, sont déjà préparés à l'ère du numérique. L'informatique offre de nombreux avantages, et répond aux normes régissant la profession de par sa traçabilité ainsi que ses données inaltérables et stockables. Ce progrès profite bien évidemment aux patients contribuant à leur confort ainsi qu'à la réalisation de restaurations de qualité.

Cependant, on peut se poser la question du visage de la CFAO de demain, sera-t-il le même qu'aujourd'hui? Ce domaine progresse à un rythme effréné. Il s'est construit sur l'usinage, mais les techniques additives sont en plein essor. Ces dernières ont pour but de diminuer les pertes en matériaux, tout en se libérant des contraintes imposées par les blocs pour réaliser des formes complexes. De son côté, l'empreinte optique, depuis les années 2000, s'est fiabilisée ; aujourd'hui elle constitue un produit d'appel pour entrer dans la CFAO au profit de la méthode semi-directe. Cette technique offre la possibilité de réaliser tout type de prothèses fixées, sans rupture avec la chaîne numérique.

En conclusion, nous pouvons dire que la CFAO n'est pas une finalité en soit, mais qu'elle correspond à un cheminement. Effectivement, de la préparation jusqu'à son assemblage, elle conditionne tout le plan de traitement prothétique.

BIBLIOGRAPHIE

- 1) **Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé.** (page consultée le 15/01/15). Le dossier du patient en odontologie, service des recommandations et références professionnelles publication mai 2000, [en ligne]. www.has-sante.fr
- 2) **ATTAL JP, LE GOFF S, FRON CHABOUIS H.** Les tissus dentaires à préserver lors de la réalisation des inlays/onlays : approche biomécanique. *Réalités Cliniques.* 2014;25(4):289-296.
- 3) **ARNETZL GV, ARNETZL G.** Aspects cliniques en céramo-céramique. (page consultée 10/09 2014). Vita : Aspects cliniques en céramo-céramique [en ligne depuis 2010]. http://www.vita-vip.com/get_blob.php?name=1696F_Klinishe_Aspekte.pdf
- 4) a) **BARTALA M, DURET F.** Spécial CFAO. *Information dentaire.* 2014 Mai 21;(20):16-86.
- 5) b) **BARTALA M, DURET F.** Spécial CFAO la suite. *Information dentaire.* 2014 Sept3;(29):16-88.
- 6) **BEHIN P, DUPAS PH.** *Pratique clinique des matériaux dentaires en prothèse fixée.* Paris. Editions CdP; 1997.
- 7) **BLATZ MB, SADAN A, MALTEZOS C, BLATZ U, MERCANTE D, BURGESS LO.** In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *Am. J. Dent.* 2004 ; 17(3) :169-172.
- 8) **BOURDIN D.** Implant-supported single-tooth milled monoblock zirconia prosthesis. *Revue d'Odontostomatologie.* 2011 Mai;40:131-147.
- 9) **BUTTA R, TREDWIN CJ, NESBIT M, MOLES DR.** Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. *J Prosthet Dent.* 2005;(93):540-544.
- 10) **CALAS BENNASAR I, RAYNAL J, FAGES M, BENNASAR B.** Préservation du parodonte impacts innovants du tout céramique au numérique. *Stratégie Prothétique.* 2014 Jan-Fév;14(1):17-24.
- 11) **CASSON AM, GLYN JONES JC, WOOD DJ.** The effect of luting media on the fracture resistance of a flame-sprayed all-ceramic crown. *J Dent.* 2001;29:539-544.
- 12) **CASU JP.** Céramique pressée et stratifiée sur armature en zircone Quand la technique se lie à la matière pour en faire jaillir la lumière. *Quintessence revue internationale de prothèse dentaire.* 2010;4;248-259.
- 13) **CATTANI-LORENTE M, SCHERRER S, AMMANN P, JOBIN M, WISKOTT HW.** Low temperature

- degradation of a Y-TZP dental ceramic. Acta biomaterial. 2011;7(2):858-865.
- 14) **CORDELETTE M, JORDAN-COMBARIEU F.** Evolutions majeures de la CFAO directe. Information dentaire. 2014 Mai 21;(20):38-46.
 - 15) **CRAIG RG.** Restorative dental materials (tenth edition). St Louis : Mosby-year book, Inc; 1997.
 - 16) **DAAS M, DADA K, ETIENNE JM.** Angulated Screw Channel : CFAO et approche biomimétique en implantologie. Information Dentaire. 2014 Sept 3;(29):59-66.
 - 17) **DE JAGER N, PALLAV P, FEILZER AJ.** The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic crowns. Dental Material. 2005;21:242-51.
 - 18) **DEJOU J.** Les céramiques. Société Francophone de Biomatériaux Dentaire [en ligne]. 2009-2010, [consulté le 11/10/14]. Disponible sur internet : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/3.html>
 - 19) **DEJOU J, LABORDE G.** Assemblage des restaurations à infrastructure céramique de haute résistance. Réalités Cliniques. 2010;21(3):219-226.
 - 20) **DENRY I, HOLLOWAY JA.** Ceramics for Dental Applications : A Review. Materials.2010;3(1):351-368.
 - 21) **DENRY I.** How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramicrestaurations ?.Dent Mater. 2013 Jan;29(1):85-96.
 - 22) **DELLA BONA A, CORAZZA PH, ZHANG Y.** Characterization of polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater. 2014 Mar 20.
 - 23) **DIETSCHI D, SPREAFICO R.** Restaurations esthétiques collées. Paris : Quintessence International; 1997.
 - 24) **DIXEN C, BLUNCK U, PREISSNER S.** Clinical performance of a new biomimetic double network material. Open Dent J. 2013 Sept 6;7:118-122.
 - 25) **DURET F.** Le système Sopher CAD/CAM. ATD 1992 Aout.
 - 26) **DURET F.** La CFAO dentaire : 6 ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985. Actualités odonto-stomatologiques. 1991;431-454.

- 27) **DURET F.** La recherche de l'esthétique dans la technologie CFAO. Réalités cliniques. 1999;10(1):57-71.
- 28) a) **DURET F, DURET B, et PELISSIER B.** Histoire vécue : le temps des pionniers. Information dentaire. 2007; 89(29):1659-1663.
- 29) b) **DURET F, DURET B, et PELISSIER B.** Histoire vécue : le temps des démonstrations. Information dentaire. 2007; 89(29):1663-1704.
- 30) c) **DURET F, DURET B, et PELISSIER B.** Histoire vécue : un futur prometteur. Information dentaire. 2007; 89(29):1704-1712.
- 31) **DURET F.** Empreinte optique. [Thèse de doctorat d'Université, odontologie]. Lyon : Université Claude Bernard ; 1973.
- 32) **DURET F.** Historique du CAD/CAM. Technologie dentaire. 2003;200:5-7.
- 33) **DURET F.** La CFAO trente ans après. Profession chirurgien-dentiste. 2003;2(2):5-9.
- 34) **DURET F, B. PELISSIER, B.** Peut-on envisager de faire des empreintes optiques en bouche ?, stratégie prothétique. 2005 Fev. 5(1) :67-74.
- 35) **ENDER A, MEHI A.** Full arch scans : conventional versus digital impressions- an in vivo study. Int J Comput Dent. 2011;14(1):11-21.
- 36) **ETIENNE O.** Le polissage des céramiques en bouche. L'Information Dentaire. 2014 Sept 24;(32):23-26.
- 37) **ETIENNE O, TOLEDANO C, SERFATY R.** Facettes en céramique collée : préparations pragmatiques mais toujours a minima. Le Fil Dentaire. 2013 Mar;(81):14-17.
- 38) a) **FAGES M, RAYNAL J, FELENC S, MARGUERIT J.** Les endocouronnes : apport de la CFAO directe du Cerec 3D. Stratégie prothétique. 2008 Fév;8(1):15-22.
- 39) b) **FAGES M, RAYNAL J, MARGERIT J.** La CFAO directe aujourd'hui principes généraux. Information dentaire. 2008 nov 5;(38):2273-2275.
- 40) **FAGES M, RAYNAL J, TRAMINI P, MARGUERIT J, CUISINIER F, CORN S, SLANGEN P, IENNY P, RIOU P.** Biomécanique : influence de la géométrie de la préparation sur la résistance de coiffes tout céramique monobloc réalisées par CFAO. Stratégie prothétique. 2014 Mar-Avr;14(2):91-98.

- 41) **FOUQUIER R.** Problème de la zircone...trouvez le coupable. Tech. Dent. 2010 Juil-Août;(283-284):113-127.
- 42) **FOUQUIER R.** Zircone comment et avec quoi je m'y accroche. Tech Dent. 2008 Oct;(263):7-17.
- 43) **FRON CHABOUIS H, ATTAL JP.** Les restaurations partielles postérieures esthétiques en 2014 : choix du matériaux indirect. Les entretiens de Bichat.2014:1-6
- 44) **FRON H, COUDRAY L, ATTAL JP.** CFAO Céramiques lesquelles choisir. Information Dentaire. 2007 sept 5;(29):1693-1698.
- 45) **FRON CHABOUIS H, PROT C, ATTAL JP.** Restauration partielle indirecte : composite ou céramique. Réalités Cliniques. 2014;25(4):297-306.
- 46) **GHRENASSIA C, ESCLASSAN R, CHABRERON O, GALIBOURG A, CHAMPION J.** Méthode classique et méthode par CFAO pour une couronne sur implant : que préfère le patient ?. Information Dentaire. 2014 Sept 3;(29):68-72.
- 47) **GIORDANO R, MCLAREN EA.** Ceramics overview : classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. 2010 Nov-Dec;31(9):682-686.
- 48) **GOBERT B.** 2005 année de électrophorèse. Tech Dent. 2005;(227):9-15.
- 49) **GRÉGOIRE G, POPULER P, MAGNE S, GUYONNET JJ.** Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie. Encycl. Méd. Chir., Elsevier, Paris :Elsevier; 2008.
- 50) **GUTH JF, KEUL C, STIMMELMAYR M, BEUER F, EDELFOFF D.** Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. Clin Oral Investig. 2013;17(4):1201-1208.
- 51) **Haute Autorité de Santé.** (page consultée le 11/12/14). Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (inlay-onlay), rapport d'évaluation technologique publication juillet 2009, [en ligne]. www.has-sante.fr
- 52) **Haute Autorité de Santé.** (page consultée le 11/12/14). Prothèses dentaires à infrastructure céramique, service évaluation des actes professionnels publication décembre 2007, [en ligne]. www.has-sante.fr
- 53) **HOLLENDER M, ALLARD Y, RICHELME J, CASU JP.** La CFAO indirecte. Information dentaire.

2014 mai 21;(20):22-29.

- 54) **ISRAEL L, ISRAEL J.** Endocouronnes et CFAO directe. CDF. 2012 Fév 23; (1517).
- 55) **IVOCLAR VIVADENT** (page consultée le 12/12/14).Multilink Automix, [en ligne].
<http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/ips-emax-system-nouveaux-produits/multilink-automix>
- 56) **JACQUOT B.** Propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en odontologie. Société Francophone de Biomatériaux Dentaire [en ligne]. 2009-2010, [consulté le 11/10/14].Disponible sur internet : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/cours.pdf>
- 57) **JAISSON M, FELENC S.** Occlusion et CFAO. Information dentaire. 2014 Mai 21;(20):48-56.
- 58) **JANDA R, ROULET JF, WULF M, TILLER HJ.** A new adhesive technology for all-ceramics. Dent Mater. 2003;19(6):576-73.
- 59) **JOSSET C.**Ti-Base et couronne hybride sur implant unitaire. Le Fil Dentaire. 2014 Mai;(93):35-36.
- 60) **KARIMIPOUR-SARYAZDI M, SADID-ZADEH R, GIVAN D, BURGESS JO, RAMP LC, LIU PR.** Influence of surface treatment of yttrium-stabilized tetragonal zirconium oxides and cement type on crown retention after artificial aging. J Prosthet dent. 2014.
- 61) **LABORDE G, LACROIX P, MARGOSSIAN P, LAURENT M.** Les systèmes céramo-céramiques. Réalités Cliniques. 2004;15(1):89-104.
- 62) **LANDWERLIN O, FAGES M.** L’empreinte optique : silence on tourne !. Stratégie prothétique. 2014 Mar-Avr;14(2):115-128.
- 63) **LANDWERLIN O.** IDS 2013, les nouveautés en CAD CAM et imagerie 3D pour le cabinet dentaire. CAD/CAM. 2013;(2):16-20.
- 64) **LASSERRE JF, LABORDE G, BOTTI S, KOUBI S, LAFARGUE H, COUDERC G, MAILLE C, MARGOSSIAN P.** Restaurations céramiques antérieures (1) : les préparations périphériques. Réalités Cliniques. 2010;21(3):167-182.
- 65) **LASSERRE JF, LABORDE G, KOUBI S, LAFARGUE H, COUDERC G, MAILLE C, BOTTI S, MARGOSSIAN P.** Restaurations céramiques antérieures (2) : préparations partielles et adhésion. Réalités Cliniques. 2010;21(3):183-195.
- 66) **LEFEBURE C.** Une histoire de l'art dentaire. Toulouse : Editions Privat; 2001.

- 67) **LIGER F, ESTRADE D.** Préparations pour céramiques et céramo-métalliques. Paris : Editions CdP;1996.
- 68) **LÜHRS AK, GUHR S, GÜNAY H, GEURTSSEN W.** Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro, Clin. Or. Inv. 2010;14:193-199.
- 69) **MAHL D, GLENZ F, MARIENELLO C.** Prise d'empreinte numérique d'implants. Swiss Dental Journal. 2014 Fev;124:176-186.
- 70) **MAINJOT A, SADOUN M.** La zircone: analyse des causes d'échec. Entretien de Bichat. 2010:49-51.
- 71) **MARGOSSIAN P, LABORDE G, KOUBI S, COUDERC G, MAILLE G, BOTTI S, DINARDO Y, MARIANI P.** Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques. Réalités Cliniques. 2010;21(3):197-207
- 72) **MARGOSSIAN P, MAILLE G, KOUBI S, LOYER E, SETTE A, LABORDE G.** Intérêt de la CFAO en implantologie orale. Information dentaire. 2014 Sept 3;(29):48-60;
- 73) **MARQUINET S, ATTAL JP, TAPIE L, FRON CHABOUIS H.** Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée. Information dentaire. 2014 Mai 21;(20):59-64.
- 74) **MOUSSALLY C, CHIEZE JB, ATTAL JP.** Inlay céramique par CFAO directe. Information dentaire. 2007;29:1671-1674.
- 75) **OGOLNIK R, PICARD B, DENRY T.** Cahier de biomatériaux dentaires : 1. Matériaux minéraux. Paris : Masson; 1992.
- 76) **Ordre Nationale des Chirurgiens Dentiste.** (page consultée le 15/01/15). traçabilité des dispositifs médicaux publication 30/06/2014, [en ligne]. www.ordre-chirurgiens-dentistes.fr
- 77) **PELLISSIER B.** Matériaux et CFAO dentaire. Le Fil Dentaire. 2010 Mar;(51):58-62.
- 78) **PERELMUTER S, DURET F, LELIEVRE F, LECARDONNEL A, CHERON R.** La prothèse céramo-céramique par CFAO. Paris : Quintessence International ; 2009.
- 79) **PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E.** Effect of polyacrylic acid treatment of dentin on adhesion of glass ionomer cement. Acta Odontol Scand. 1990;48:337-41.

- 80) **PFEIFFER J.** Siemens Werksangaben. Bensheim : Siemens Dental ; 1994.
- 81) **PILAVYAN E, ANCKENMANN L, ETIENNE O.** Assemblage des restaurations usinées en céramique : un choix raisonné. Stratégie prothétique. 2014 Mar-Avr;14(2):131-144.
- 82) **PIWOWARZCYK A, LAUER HC, SORENSEN JA.** The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent. 2005; 30(3):382-388.
- 83) **PLANMECA.** (page consultée le 20/01/12). CAD/CAM Dentaire, [en ligne].<http://www.planmeca.com>
- 84) **PROBSTER L, GROTEN M.** Céramo-céramique Vita, Vita In-Ceram, Guide pour la réalisation de restaurations en céramo-céramique au cabinet dentaire [en ligne]. 2006, [consulté le 5/02/2015]. Disponible sur internet :www.vita-vip.com/get_blob.php?name=1323F_Proebster_Groten
- 85) **RASKIN A.** Les résines composites. Société Francophone de Biomatériaux Dentaire [en ligne]. 2009-2010, [consulté le 11/10/14]. Disponible sur internet : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf>
- 86) **RAYNAL J, ARCHEN C.** De la stratégie prothétique à la stratégie numérique : rôle du biomimétisme. Stratégie prothétique. 2014 Mar-Avr;14(2):69-75.
- 87) **RAYNAL J.** Préparation assistée par guidage -PAG-. Stratégie prothétique. 2014 Mar-Avr;14(2):99-112.
- 88) **ROSENSTIEL SF, LAND MF, CRISPIN BJ.** Dental luting agents : a review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80:450-456.
- 89) **ROUACH T.** L'empreinte optique : une réalité au service de l'équipe de soins. Clinic. 2011 Sept;32:431-439.
- 90) **SAILER I, HOLDEREGGER C, JUNG R, SUTER A, THIEVENT B, PIETROBON N, GEBHARD-ACHILLES W, HAMMERLE C.** Céramiques cosmétiques sur zircone stabilisé de la teinte et montage de la couche de céramique cosmétique. Quintessence revue internationale de prothèse dentaire. 2007;(1).
- 91) **SAMAMA Y, OLLIER J.** La prothèse céramo-céramique et implantaire Système Procera. Paris:Quintessence International; 2002.
- 92) **SAKER S, IBRAHIM F, OZCAN M.** Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram

- Zirconia to enamel and dentin substrates. J Adhes Dent. 2013 Aug;15(4):369-76.
- 93) **SCHAEFER O, DECKER M, WITTSTOCK F, KUEPPER H, GUENTSCH A.** Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. J Dent. 2014 Jun;42(6):677-83.
- 94) **SHILLINGBURG H, JACOBI R, BRACKETT S.** Les préparations en prothèse fixée. Paris : Edition CdP ; 1988.
- 95) **SIRONA.** (page consultée le 11/10/14). Solution Cerec chairside, [en ligne]. <http://www.sirona.fr/fr/produits/dentisterie-numerique/solutions-cerec-chairside/>
- 96) **SINDEL J, PETSCHLT A, GRELINER F, DIERKEN C, GREIL P.** Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. J Mater Sci Mater Med. 1998 May;9(5):291-295.
- 97) **SODERHOLM KJ, SHANG SW.** Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. J Dent res. 1993;72(6):1050-4.
- 98) **SOENEN A.** La CFAO semi-directe principes et indications. Information dentaire. 2014 Mai 21; (20):30-36.
- 99) **STRAUMANN.** (page consultée le 21/01/15). scanner intra oral iTero, [en ligne]. www.straumann.fr
- 100) **TIRLET G, ATTAL JP.** Les inlays/onlays esthétiques et colles modernes. Inf dent, 2008;154:1-7.
- 101) **TOUATI B, MIARA P, NATHANSON D.** Dentisterie esthétique et restaurations en céramique. Paris : Edition CdP; 1999.
- 102) **UNGER F.** Concepts cliniques en innovation zircone et CFAO. Paris : SNPMD éd; 2005.
- 103) **UNGER F.** La CFAO dentaire. Stratégie prothétique. 2003;3(5):327-341.
- 104) **UNGER F.** Innovation en prothèse fixée : CFAO et céramique haute résistance. Information dentaire. 2006;88(36):2220-2221.
- 105) **VITA.** (page consultée le 15/08/14). VITABLOCS®, [en ligne]. <http://www.vita-vip.com/fr/dentistes/materiaux/produits/vitablocs/>
- 106) **WHITE SN, ZHAOKUN Y.** Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. J Prosthet Dent. 1993;69:568-72.

107) **YOSHIDA Y, VAN MEERBEK B, NAKAYAMA Y, SNAUWAERT J, HELLEMANS L, LAMBRECHTS P, VANHERLE G, WAKASA K.** Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. J Dent Res. 2000;79:709-14.

108) **ZITZMANN NU, MARINELLO CP, LUTHI H.** Le système entièrement céramique Procera AllCeram. Rev Mens Suisse Odontostomatol. 1999;109(8):830-834.

109) **3M ESPE.** (page consultée le 21/01/15). 3M True Definition scanner, [en ligne].solutions.3m.com

110) **3SHAPE.** (page consultée le 21/01/15). 3SHAPE TRIOS, [en ligne].www.3shape.com

