

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2015

Thèse n° 2015-TOU3-3005

THESE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement

par

BALLANGER Arnaud

le Mardi 20 Janvier 2015

Choix du matériau pour restauration unitaire par
CFAO au cabinet dentaire

Directeur de thèse : Dr ARCAUTE Bertrand

JURY

Président :

Assesseur :

Assesseur :

Assesseur :

Dr Pomar Philippe

Dr Arcaute Bertrand

Dr Hamel Olivier

Dr Nasr Karim



Liste des enseignants

Faculté de Chirurgie Dentaire



➔ DIRECTION

ADMINISTRATEUR PROVISoire

Mr Hugues CHAP

ASSESEURS DU DOYEN

• ENSEIGNANTS :

Mr CHAMPION Jean
Mr HAMEL Olivier
Mr POMAR Philippe

• PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme GRIMOUD Anne-Marie

• ÉTUDIANT :

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION

Mr PALOUDIER Gérard
Mr AUTHER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme MORICE Marie-Christine

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr LAGARRIGUE Jean †
Mr LODTER Jean-Philippe
Mr PALOUDIER Gérard
Mr SOULET Henri

➔ ÉMÉRITAT

Mme GRÉGOIRE Geneviève
Mr PALOUDIER Gérard

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :
Maîtres de Conférences :
Assistants :
Chargés d'Enseignement :

Mr VAYSSE

Mme BAILLEUL-FORESTIER
Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mr VAYSSE
Mme DARIES, Mr MARTY
Mr DOMINÉ

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Maîtres de Conférences :
Assistants :
Chargés d'Enseignement :

Mr BARON

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,
Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mme YAN-VERGNES
Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :
Maître de Conférences :
Assistant :
Chargés d'Enseignement :

Mr HAMEL

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU
Mr HAMEL, Mr VERGNES
Mlle BARON
Mr DURAND, Mr PARAYRE

57.01 PARODONTOLOGIE***Chef de la sous-section :*** ***Mr BARTHET***

Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN

Assistants : Mr MOURGUES, Mme VINEL

Chargés d'Enseignement : Mr CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION***Chef de la sous-section :*** ***Mr CAMPAN***

Professeur d'Université : Mr DURAN

Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY

Assistants : Mme BOULANGER, Mme CROS, Mr EL KESRI

Chargés d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr L'HOMME, Mme LABADIE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE***Chef de la sous-section :*** ***Mr KÉMOUN***

Professeurs d'Université : Mme DUFFAUT

Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr KEMOUN, Mr POULET

Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mme DUBOSC, Mme PESUDO, Mme SOUBIELLE

Chargés d'Enseignement : Mr BLASCO-BAQUE, Mr SIGNAT, Mme VALERA

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE***Chef de la sous-section :*** ***Mr GUIGNES***

Maîtres de Conférences : Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE

Assistants : Mr ARCAUTE, Mr BONIN, Mr BUORO, Mme DEDIEU, Mme DUEYMES, Mr MICHETTI

Chargés d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr ELBEZE, Mr MALLET

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)***Chef de la sous-section :*** ***Mr CHAMPION***

Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR

Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS

Assistants : Mr CHABRERON, Mr GALIBOURG, Mr HOBEILAH, Mr KNAFO, Mme SELVA

Chargés d'Enseignement : Mr BOGHANIM, Mr DESTRUHAUT, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mme LACOSTE-FERRE, Mr POGÉANT, Mr RAYNALDY, Mr GINESTE

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE***Chef de la sous-section :*** ***Mme JONJOT***

Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE

Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr NASR

Assistants : Mr CANIVET, Mme GARNIER, Mr MONSARRAT

Chargés d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mr ETIENNE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr VERGÉ

*L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.**(Délibération en date du 12 Mai 1891).**Mise à jour au 1^{er} décembre 2014*

Je dédie ce travail à :

Ma mère, tu as toujours été là pour moi. Tu m'as toujours encouragé dans mes choix, fait confiance dans ce que j'ai entrepris. J'aurai tant de choses à écrire qu'il me faudrait une deuxième thèse sur ton sujet. Si je suis là aujourd'hui c'est grâce à toi, à ton amour, à ce que tu m'as appris et ce que tu m'as laissé faire. J'espère être un jour au moins aussi fort que ce que tu peux l'être et que tu sois aussi fier de moi que je le suis de toi. Je souhaite à tous les enfants du monde, grands ou petits, d'avoir une mère comme toi. Je t'aime.

Mon père, huit ans et demi après avoir choisi cette voie voici la ligne d'arrivée. Cette dernière tu n'es plus devant pour me la voir franchir et j'y pense tous les jours. J'espère au fond de moi que tu aurais été fier de l'homme que je suis devenu et que je souhaite devenir. Victor Hugo a dit « tu n'es plus là ou tu étais, mais tu es partout là où je suis » et c'est tout ce que je ressens.

Ma sœur Marine et mon frère Maxime, merci pour tous les moments que l'on passe ensemble, tous les fous rires, les chamailleries étant petits. J'espère que l'on restera toujours aussi proches qu'aujourd'hui. Je vous aime.

PS : Marine merci pour l'aide à la mise en page de cette thèse et du Master, sans toi j'y serai encore et je n'aurai pas fait aussi bien.

Toute ma famille, mamie Josette, les taties (Suzie, Marraine, Lydie, Marie, Rose, Sylvie), tontons (Manuel, Roger, Victor, Carlos, Parrain, Michel), les cousins (Philippe, Frédéric, Cédric et nos 400 coups enfants, Guillaume) et cousines (Laurène, Laurianne, Emilie, Léa et Noémie). Que l'on continue longtemps à se voir tous ensemble et à se retrouver. Je vous aime.

Tout le groupe, parce que vous êtes ceux qui furent, sont et seront toujours là dans tous les moments.

Arnaud et Cyril, mes deux acolytes de vacances, de we et de fous rires. Merci pour tout d'être comme vous êtes, ne changez rien.

Christophe le vrai thésard, merci pour toute notre scolarité depuis le collège et le lycée et tous nos autres bons moments.

Fred et Paolo la colonne vertébrale de l'équipe (sans oublier Massoud), ces années de foot auront été magnifiques, de rigolades en succès. Paolo merci encore pour mon premier mariage comme témoin.

Charles et Damien, pour ces années de lycée à jouer au baby et rigoler en cours, toutes les choses inutiles et bêtes qui nous faisaient nous tordre de rire.

Zaza, depuis la maternelle, la primaire, le collège, le lycée, puis à Toulouse. Tu as toujours été notre maman à nous canaliser et merci pour ça. Personnellement te voir tout réussir comme ça m'a toujours rendu fier et m'a poussé à essayer d'en faire autant. Ne change rien, merci à toi.

Et leurs parents parce que je me suis toujours senti chez moi chez chacun de vous.

Elsa, merci pour ton aide, ton soutien. Tu es devenue vraiment importante pour moi

La famille Masse, François, Brigitte et Audrey, vous le savez mais vous êtes ma deuxième famille. Merci à vous pour tout ce que vous avez fait pour nous.

A tous ceux du foot (encadrants et coéquipiers) de Juillan, pour les matchs, victoires, défaites, soirées. Aux éducateurs qui m'ont tous accompagnés et vu grandir. Merci à tous.
PS : une spéciale pour toi **Coco** pour nos festivals et soirées électro

A ceux de dentaire, pour nos folles années d'études :

Amaury, mon binôme depuis le tout début et la deuxième année. TP, clinique, corpo, soirées, crit. Tu sais déjà tout. Merci binôme.

Sylvain, mon papa gaillou, merci pour tout, je n'oublierai jamais la coloc.

Joffrey, un cœur d'or sous ton côté grincheux et mon dentiste traitant.

Z, mon despote musical, mais des soirées et des moments inoubliables.

Nico, mon libéro indiscutable.

Toutes les filles : **Anaïs, Cubi, Eli, Cloé, Anaïk, Maeva** merci pour tous ces moments passés avec vous. Chacune de vous à ce petit quelque chose qui fait qu'on s'accroche sans s'en rendre compte.

Aux autres de ma promo : **Vinny, Vincent, Maelle, Dien, Laure, Lucie, Melo, Leo, Kim, Cécile, Clémence, Albanie (oui je te mets ici) et tous les autres**. Un jour peut être on se retrouvera tous pour crier OH oui Kemer et faire des chorés!!!

A mes vieux, tous ceux des promos au dessus qui nous ont accueillis dans cette fac et fait comprendre que c'était une famille et qu'en famille on s'amuse : **Laeticia, Jojo, Béné, Charlotte, Aldo, Alex, Antoine (mon attaquant serbe) et Fella, Loïc, Guigui et les autres**.

A ceux du foot dentaire, Nico, Guillaume, Tichit, Jadou, JC, JD et tous les autres : une finale et deux demis perdues en 5 ans... merci aux vieux de m'avoir fait confiance et aux jeunes de m'avoir suivi par la suite.

A tous nos jeunes, **Chatoune, Camille, Jachon, Gaby, Mina, Jenny, Charlotte, Julien, Micha, Guillaume, Zozo, Vincent**, ceux des promos en dessous pour toutes les soirées et évènements, on aura failli gagner un Crit...

A Nico, un grand merci pour les tableaux de matériaux

A la team Viet Nam, Pika, Aldo, Mickey, David, Z et Joffrey. Un souvenir inoubliable.

A ceux des autres villes, les parisiens (Mika, Matt, Alex, Drine, Marion, Toinou, Kinz, Thibaut oui je te mets là), les bordelais (Hadrien, Antoine, Alexis, Mathieu, Pierre, Pierrot, Lucho), les nancéens (Touna, Val et Alice), les bretonnes (Anne et MP), les montpelliérains (Polo, Clément), les rémois (Patry, Bouli, Leo, Max, Riton, Grieg, Beru et tous les autres), merci pour tous ces we nationaux, vos accueils et nos crits et gods ensembles. On se reverra dans différentes conditions mais toujours avec plaisir.

A notre président de thèse,

Monsieur le professeur Philippe POMAR

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Lauréat de l'Institut de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale de la Salpêtrière,
- Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.),
- Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant la présidence de ce Jury de Thèse. Qu'il nous soit permis de vous témoigner l'expression de nos sincères remerciements et notre respect le plus profond.

A mon directeur de thèse,

Monsieur le docteur Bertrand ARCAUTE

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Master 1 «Biosanté», mention : Anthropologie,
- Master 2 Recherche anthropologie et génétique des populations,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

Vous m'avez fait le très grand honneur d'accepter ma demande et de me diriger dans ce travail. Je vous remercie pour votre patience, votre aide et votre disponibilité pour cette recherche et tout au long de mes années de faculté et de pratique clinique. Je vous remercie également de m'avoir fait confiance en tant que moniteur dans l'organisation de vos travaux pratiques et en tant que remplaçant au sein de votre cabinet dentaire ces dernières années, vous avez plus que largement contribué à l'apprentissage de mon métier et à l'amélioration de mes connaissances. J'espère que cette étape franchie sera le départ d'une nouvelle relation. Veuillez trouver dans ce travail, l'expression de mes remerciements les plus sincères et de mon profond respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Olivier HAMEL

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Responsable du Service d'Odontologie - Hôtel Dieu, Pôle Odontologie du CHU,
- Responsable de la sous-section "Prévention, Epidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale",
- Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Éthique Médicale et de Médecine Légale de la Faculté de Médecine de l'Université Paris Descartes(EA 4569),
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme d'Études Approfondies en Éthique Médicale et Biologique,
- Docteur de l'Université Paris Descartes,
- Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.)

Je vous remercie pour l'honneur que vous me faites de siéger dans ce jury. Votre gentillesse et votre proximité ont toujours été des plus appréciées tant en clinique qu'au sein de la faculté. Mon année au sein de l'Hôtel Dieu restera comme ma plus mémorable, elle m'aura permis de voir mon métier d'une façon différente et de me préparer parfaitement pour mes premiers pas en cabinet libéral. Votre entente, votre écoute et votre considération pour les étudiants, leur représentation et leur voix sont un modèle à suivre au sein de la faculté et doit rappeler à tous ce que nous avons été avant d'être ce que nous sommes. Veuillez trouver dans ce travail, l'expression de mes remerciements les plus sincères et de mon profond respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Karim NASR

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Merci de nous faire l'honneur et le plaisir de siéger à ce jury de thèse. Vos connaissances et expérience dans le domaine de la CFAO m'ont permis d'orienter ce travail de thèse et d'en comprendre l'essence. Je vous remercie également pour vos qualités d'enseignant et la rigueur que vous exigez. Elle ne se conçoit bien qu'une fois que l'on pratique et comme ce qui se conçoit bien s'énonce clairement c'est avec le recul que je peux vous remercier de m'avoir piqué dans mon orgueil quand il le fallait. Vous m'avez permis de me dépasser et ainsi de m'améliorer comme devrait le faire tout enseignant avec ses étudiants. Veuillez trouver dans ce travail, l'expression de mes remerciements les plus sincères et de mon profond respect.

Table des matières

INTRODUCTION	15
1. Rappels sur la CFAO, définitions	16
1.1. Histoire de la CFAO	16
1.1.1. Naissance.....	16
1.1.2. Evolution.....	17
1.1.3. La CFAO aujourd'hui	19
1.2. Constituants	20
1.2.1. Le système de mesure	20
1.2.2. Le système CAO (Conception Assistée par Ordinateur)	20
1.2.3. L'unité de fabrication ou système FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur)	21
1.3. Place de la CFAO dans le cabinet dentaire en 2014	21
1.3.1. Le cadre de l'activité odontologique.....	21
1.3.2. Restaurations directes ou indirectes	23
1.3.2.1. Restaurations directes.....	23
1.3.2.2. Restaurations indirectes.....	23
1.3.2.2.1. <i>Onlays , inlays</i>	23
1.3.2.2.2. <i>Facettes</i>	25
1.3.2.2.3. <i>Couronnes et endocouronnes</i>	27
1.3.2.2.3.1. <i>Couronnes</i>	27
1.3.2.2.3.2. <i>Endocouronnes</i>	29
1.3.3. L'apport de la CFAO en pratique quotidienne.....	31
2. Restaurations unitaires en CFAO : matériaux, morphologies de préparation et impératifs liés au type de reconstruction	36
2.1. Matériaux utilisables en CFAO	36

2.1.1. Les céramiques.....	36
2.1.1.1. Définition	36
2.1.1.2. Historique	36
2.1.1.3. Composition	38
2.1.1.4. Classifications et types de céramiques	39
2.1.1.4.1. <i>Classification selon la composition chimique</i>	40
2.1.1.4.1.1. <i>Céramiques feldspathiques.</i>	40
2.1.1.4.1.2. <i>Vitrocéramiques</i>	40
2.1.1.4.1.3. <i>Céramiques alumineuses</i>	41
2.1.1.4.1.4. <i>Céramiques à base de Zircon</i>	41
2.1.1.4.1.5. <i>Céramiques ou verres hydrothermaux</i>	42
2.1.1.4.2. <i>Classification selon le procédé de mise en forme (42,48,50)</i>	42
2.1.1.4.3. <i>Classification selon la microstructure (50)</i>	42
2.1.2. Composites.....	42
2.1.3. Métaux et alliages	43
2.1.4. Catalogue des blocs disponibles sur le marché	44
2.1.4.1. Sirona® (9).....	44
• Blocs CEREC C IN (oxyde de silicium) (boîte de 4 blocs)	44
2.1.4.2. Ivoclar-Vivadent® (56).....	45
2.1.4.3. Vita® (57)	46
• VITA In-Ceram® ALUMINA (oxyde d'aluminium)	47
• VITA In-Ceram® ZIRCONIA (oxyde de zirconium).....	47
• VITA In-Ceram® YZ (Y TZP : dioxyde de zirconium avec Yttrium)	47
2.1.4.4. 3M® (58).....	50
2.1.4.5. Autres	51
2.2. Morphologies et impératifs de préparation pour restaurations unitaires en CFAO	52

2.2.1. Inlays, onlays.....	54
<i>A retenir :</i>	57
2.2.2. Facettes.....	58
2.2.3. Couronnes et endocouronnes	62
2.2.3.1. Couronnes.....	62
2.2.3.2. Endocouronnes.....	66
3. Critères décisionnels dans le choix du bloc de CFAO : indications des fabricants , revue de la littérature.....	70
3.1. Indications des fabricants en fonction du type de restauration unitaire	70
3.2. <i>Revue de la littérature</i>	72
3.2.1. Longévité.....	73
3.2.2. Mécanique.....	79
3.2.3. Biologique.....	86
3.2.4. Esthétique.....	89
3.2.5. Mise en œuvre et facteurs influençant les céramiques.....	93
3.3. Conclusion de la revue de littérature	98
4. Arbre décisionnel du choix du bloc céramique en fonction de la restauration unitaire en CFAO	101
CONCLUSION	106
Bibliographie.....	107
Table des matières des illustrations	117
Annexes.....	120

INTRODUCTION

Les avancées technologiques et techniques des dernières décennies ont complètement métamorphosé la pratique de l'art dentaire en cabinet libéral.

Les matériaux, méthodes de reconstruction et organisations des soins se sont développés en réponse à l'évolution des exigences de la pratique dentaire : esthétique, confort du patient, confort du praticien, gain de temps, coût.

On décrivait classiquement deux grandes méthodes de reconstruction des pertes de tissu dentaire : méthode directe (au fauteuil), et méthode indirecte (avec étape de laboratoire). On doit aujourd'hui considérer et intégrer à la réflexion une méthode indirecte particulière : la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO), qui est réalisée au fauteuil par le praticien lui-même.

La CFAO vient se placer à la frontière entre ces deux grandes méthodes et tire parti des avantages de chacune. Elle s'inscrit en réponse aux nouvelles exigences des patients et des praticiens en permettant de répondre à la demande esthétique, au confort et au gain de temps.

De fait elle fait partie de l'arsenal thérapeutique à considérer de nos jours en pratique quotidienne.

Le grand apport de la CFAO est la possibilité d'utiliser au cabinet directement des matériaux de restauration alliant esthétique et résistance. Parmi ces matériaux, les plus utilisés sont les céramiques. Il en existe de nombreux types sur le marché avec une très large gamme proposée par les différents fabricants. Le fait que la CFAO permette de réaliser toutes les restaurations prothétiques entraîne la question de comment choisir le bloc à usiner en fonction de la reconstruction à réaliser. Nous limiterons notre sujet aux restaurations unitaires réalisées en CFAO au fauteuil en un seul temps, sans l'intermédiaire d'un laboratoire de prothèse dentaire. Les reconstructions plures ne seront pas traitées ici.

Ainsi, après un rappel sur la CFAO, nous étudierons les différentes familles de céramique existantes et les gammes de produits proposées par les fabricants avec leurs indications ainsi que les principes de préparation pour chaque reconstruction unitaire. Puis au travers d'une analyse de la littérature nous comparerons pour chaque type de reconstruction unitaire les résultats obtenus dans le temps en fonction du type de bloc utilisé. L'objectif est de dégager un guide de réflexion général pour le praticien sur le choix du type de matériau et donc du bloc en fonction de la restauration qu'il a à réaliser en CFAO.

1. Rappels sur la CFAO, définitions

1.1. Histoire de la CFAO

1.1.1. Naissance

« Il y a une quarantaine d'années, nous tournions autour des taille-plâtre, des couteaux à cire ou des frondes de toutes sortes. Aujourd'hui, tout n'est qu'informatique ou robotique. Dans les plus petits stands se présentent de nouveaux spécialistes de cette discipline en plein essor, la CFAO dentaire. La question n'est plus « est-ce un bien ? » ou « est-ce un mal ? ». Dans toutes les bouches, une seule certitude : cette nouvelle technologie est devenue une nécessité. » . François Duret (2010)

On utilise l'acronyme CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur), en anglais CAD/CAM (Computer-Aided Design/Manufacturing) pour désigner la combinaison de la CAO et FAO.

Larousse 2014 :

- Conception assistée par ordinateur (C.A.O.) :

Ensemble des techniques informatiques utilisables dans le processus de conception d'un produit nouveau.

- Conception et fabrication assistées par ordinateur (C.F.A.O.) :

Prolongement de la C.A.O. vers la fabrication des produits conçus par celle-ci, en utilisant les données produites.

Dans le cadre de l'odontologie, c'est à partir des travaux de Dennis Gabor, prix Nobel de physique 1971 pour ses travaux sur l'holographie (technique de visualisation 3D) que l'idée a commencé à germer dans l'esprit des pionniers (1).

L'objet initial des études menées était de visualiser et de stocker optiquement le positionnement des dents pour faire une vaste étude menée par les orthodontistes américains.

Ce n'est que quelques années plus tard, en France (Duret), puis aux USA (Altschuler et Swinson) et enfin au Japon (Mori) que l'idée de fabriquer des prothèses par informatique

fut posée. L'holographie ne mesurant pas les objets, il fallait une autre technique. Cette technique fût l'interférométrie (2).

A partir de cette méthode, seule l'équipe française de François Duret conduisit ses travaux jusqu' à la première validation publique connue une dizaine d'années plus tard. Le premier système de CFAO dentaire fût présenté à Garancière en 1983. Deux années après, la première couronne fût réalisée en pleine séance de l'ADF de 1985 (2).

1.1.2. Evolution

A partir de cette date, et durant une dizaine d'année, de nombreux systèmes furent mis au point (3–5).

Le premier Cerec®, «the Lemon» fût présenté par le tandem Mörmann/Brandestini, et très rapidement pris en main par le grand groupe Siemens puis Sirona.



Figure 1 : Le Cerec® Lemon de Mörmann et Brandestini, 1985



Figure 2 : the CEREC 1® prototype unit, the “lemon,” with Dr. Werner Mörmann (left) and Marco Brandestini, 1985

D'emblée se distinguèrent deux grands axes de développement :

- L'ensemble tout cabinet ou «chair side» du Cerec 1® (*Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramic*).
- Le système mixte cabinet/laboratoire des Français de la société Henson.

Le Cerec® se limitait alors aux inlays, onlays et facettes.

Le mixte cabinet/laboratoire proposait toutes les prothèses de l'inlay au bridge complet en passant par les prothèses adjacentes et les traitements d'orthodontie. Ce dernier concept est repris par tous les systèmes aujourd'hui, y compris le Cerec.

Durant les années 2000, on notait trois types de configuration :

- le chair side (Cerec 2® en 1993)
- le tout laboratoire (Everest de Kavo®, GN1 de GC®, Cercom de Dégussa®, Lava de 3M®, Pro 50 de Cynovad®)
- le mixte laboratoire/centre de production (Procera® de Nobel Biocare ou Pro 50 de Cynovad®).

Il n'y avait rien de nouveau dans les utilisations (inlays, coiffes, couronnes, petits bridges ou facettes) et ces systèmes étaient encore fermés.

Un des inconvénients principal de la CFAO dentaire (en dehors de son coût) était qu'elle obligeait à utiliser des matériaux conventionnels peu esthétiques (titane ou composites) ou des céramiques fragilisées par l'usinage (micro fractures des Empress ou Dycor).

Tableau 1 : évolution du système CEREC, selon Mörmann (2006). (5)

TABLE

Major milestones in CEREC* CAD/CAM development.

YEAR	HARDWARE	SOFTWARE CAPABILITY	RESTORATION TYPE	DEVELOPER
1980	Basic concept	Two-dimensional	Inlays	Mörmann (University of Zurich) and Brandestini (Brandestini Instruments, Zurich)
1985	CEREC 1	Two-dimensional	First chairside inlay	Mörmann and Brandestini (Brains, Zurich)
1988	CEREC 1	Two-dimensional	Inlays (1), onlays (2), veneers (3)	Mörmann and Brandestini
1994	CEREC 2	Two-dimensional	1-3, partial (4) and full (5) crowns, copings (6)	Siemens (Munich, Germany)
2000	CEREC 3 & inLab	Two-dimensional	1-6 and three-unit bridge frames† (inLab‡)	Sirona (Bensheim, Germany)
2003	CEREC 3 & inLab	Three-dimensional	1-6 and three- and four-unit bridge frames† (inLab‡)	Sirona
2005	CEREC 3 & inLab	Three-dimensional	1-5 automatic virtual occlusal adjustment	Sirona

* Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany.
† Bridge frameworks are being fabricated in Europe only, on an experimental basis.
‡ InLab only: Extended-range ceramic block spindle.



Figure 3 : Evolution du système Cerec, du prototype (g.) au dernier modèle Cerec AC (d.)

1.1.3. La CFAO aujourd'hui

Depuis les années 2003-2005, avec les progrès de l'informatique et l'avènement des langages de communication universel (ex : STL), les premiers systèmes ouverts sont apparus.

Par système ouvert on entend indépendance des composants de la CFAO.

Jusqu'alors, avec les systèmes fermés, il fallait avoir la même marque depuis le scanner jusqu'à la machine outils (et même le matériau). A partir de cette date, il fut possible d'acheter un système complètement fermé mais aussi un scanner d'une marque (exemple : 3shape®), une CAO d'une autre marque (par exemple Dental Wings®) et une machine-outil d'une troisième marque (comme Roders®, SESCOI®, ou DMG®).

La seule contrainte reste d'avoir une parfaite communication (compatibilité) entre les différents éléments de la chaîne ce qui limite cette notion d'ouverture.

De nouveaux systèmes de CFAO ont fait leur apparition comme le Cerec 3® et le Cerec Lab®.

Les avancées en matière de technologie ont été suivies par l'apparition de nouvelles gammes de matériaux céramique et composite alliant esthétique et résistance dans le but de corriger les manques liés aux matériaux conventionnels jusqu'alors utilisés.

D'autres marques que le Cerec® de Sirona sont également apparues dans le système « chair side » : le E4D Dentist System de Planmeca® (D4D Technologies).

1.2. Constituants

Un système de CFAO se compose de trois unités parfaitement identifiables (2–4,6,7)

1.2.1. Le système de mesure

Le système de mesure a pour fonction de numériser l’empreinte dentaire afin que ses coordonnées puissent être introduites et traitées par un ordinateur. Il s’agit plus d’un système de mesure que réellement d’empreinte.

Ces systèmes, après avoir utilisés des palpeurs mécaniques (Procera®) n’utilisent quasiment plus que des méthodes optiques d’où le nom d’«empreinte optique» (8).

Cet élément se compose d’une source lumineuse (représentée généralement par la projection d’une lumière structurée sous forme de points, lignes ou grilles) et d’un capteur ou «caméra» CCD.

Derrière ces composants on trouve des unités chargées de filtrer, convertir en numérique et structurer les données pour qu’elles soient assimilables par l’unité de CAO.

Ces caméras peuvent être endo buccale (Cerec®, Lava Cos®, Cadent/Itero®, Ios®, E4D®, Hint-els®...) ou prendre la forme d’un lecteur sur pied appelé scanner (3shape®, Cynoprod®...).

1.2.2. Le système CAO (Conception Assistée par Ordinateur)

C’est le système de traitement et de conception de la prothèse.

Il a pour fonction de rendre visible l’empreinte, de permettre de la matérialiser (prototypage) et de permettre à l’opérateur de construire (modéliser) la restauration.

Il est porté par un poste de travail informatique. Il s’utilise grâce à des logiciels de création de toutes formes de restauration/réhabilitation (suivant le type d’appareil) allant de l’inlay aux bridges les plus complexes.

Des applications particulières permettent la modélisation des prothèses adjointes ou des traitements ODF.

Une application particulière, introduite par Matts Andersson pour Nobel Biocare, est l’aide à la chirurgie, à la réalisation, au positionnement, à la modélisation et à la conception des implants.

1.2.3. L'unité de fabrication ou système FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur)

C'est le système de réalisation de la prothèse, il peut travailler par addition ou par soustraction (fraisage, ultrason...).

Ces systèmes vont du petit appareil intégrable au cabinet dentaire (Cerec 3D®) à d'énormes machines-outils industrielles à commandes numériques pour les grands laboratoires ou les unités de fabrication.

Il existe toutes les tailles, avec tous les degrés de sophistication. Tous les matériaux y sont usinables, plus ou moins vite (entre 5 et 30 minutes par éléments), avec une excellente précision (+/- 25µm pour le CEREC MC XL (9)).

Ces trois composants sont reliés entre eux suivant différentes configurations avec un langage informatique spécifique (système fermé) ou universel (système ouvert).

On parle de système «tout-en-un» si les trois éléments sont réunis en un même lieu. Ces systèmes sont en général petits (Cercom®), moyens (Cerec®) ou grands (Lava®, Everest®).

Par opposition on parle de systèmes déportés lorsque le scanner (avec ou sans CAO) se trouve dans le laboratoire (rarement dans les cabinets dentaires) et ou l'unité de fabrication se trouve dans des grands centres de fabrication (Straumann®, Procera®...).

Récemment, certains laboratoires de prothèse se sont spécialisés en assurant la conception CAO et l'usinage, laissant au prothésiste demandeur la caractérisation et la finition de la pièce prothétique avant le renvoi de la pièce au praticien.

1.3. Place de la CFAO dans le cabinet dentaire en 2014

1.3.1. Le cadre de l'activité odontologique

Aujourd'hui, le chirurgien dentiste n'est plus uniquement « un arracheur de dent » comme il était considéré à l'époque. C'est un professionnel de santé à part entière ayant en charge les soins de la cavité buccale dans son ensemble (dont les soins dentaires) et utilisant des technologies de plus en plus pointues dans son activité quotidienne.

Ces soins dentaires vont englober tous les traumatismes que peuvent subir les dents (10) :

- infectieux (caries ou reprises de caries sous d'anciennes obturations)
- mécaniques (fracture, fêlure, éclat, abrasion)
- chimiques (érosion, dyschromies médicamenteuses)
- congénitaux (interactions médicamenteuses, carences, dysplasies)

L'odontologie a pour rôle de « réparer » ces dents qui ont perdu une partie de leur substance. Elle va s'articuler autour de trois grands axes principaux :

- supprimer la douleur, la douleur étant le motif principal de consultation
- réaliser un diagnostic étiologique, différentiel et positif avec pour but ultime l'évaluation de la vitalité et santé pulpaire
- compenser la perte de tissus durs, quel qu'en soit l'origine dans le but de rétablir la fonction et l'esthétique

Pour chacune de ces étapes, le chirurgien-dentiste possède un arsenal diagnostique et thérapeutique qu'il est libre d'utiliser tout en restant fidèle aux principes du code de déontologie et aux données acquises de la science.

La compensation de la perte de substance d'une dent doit apparaître comme la finalité de la démarche intellectuelle. Elle s'inscrit dans un contexte particulier de relation patient-praticien, avec la mise en place d'un contrat de soin dès le premier rendez-vous et, en fonction de la décision thérapeutique proposée et/ou choisie, la mise en place d'un « contrat financier ». De par cette relation contractuelle ambivalente il est primordial pour le chirurgien dentiste de se poser la question de restaurer ou de réaliser une prothèse pour palier à la perte de substance, tout en s'adaptant aux désirs et demandes du patient.

Le praticien pourra proposer une restauration de la dent par des méthodes directes si la perte de substance n'est pas trop importante. Face à une perte plus importante ou une demande esthétique difficilement réalisable directement, une restauration indirecte devra être envisagée.

Il est important de rappeler que quelque soit le choix du praticien, l'information la plus complète possible doit être fournie au patient afin d'obtenir un consentement éclairé.

1.3.2. Restaurations directes ou indirectes

Après toute sa démarche diagnostique, le praticien doit maintenant faire le choix de la technique de reconstruction qu'il va utiliser : directe, indirecte ou indirecte au fauteuil.

1.3.2.1. Restaurations directes

Ce sont les restaurations réalisées le plus couramment en pratique quotidienne. On va restaurer des pertes de substances en une séance au cabinet (11).

La plus grande difficulté pour le praticien consiste à réaliser une restauration qui soit un compromis le plus naturel possible, compromis entre fonction et esthétique (qui reste la première demande du patient). Or ces deux notions vont souvent s'opposer dans leur facilité de mise en œuvre (11).

Par consensus, on privilégiera l'esthétique dans les secteurs antérieurs (jusqu'aux canines) et la fonction et l'occlusion dans les secteurs postérieurs.

Face à un cas où la reconstruction est trop importante pour que la pérennité soit respectée ou que les conditions de réalisation ne sont pas réunies pour réaliser une restauration permettant de rétablir la fonction et l'esthétisme, il faut s'orienter vers une méthode indirecte (11–13)

1.3.2.2. Restaurations indirectes

Les méthodes indirectes faisant intervenir un laboratoire vont se dérouler en deux séances au minimum. Elles permettent de réaliser des onlays, inlays, facettes et couronnes. Avec la CFAO, il est possible de réaliser ces restaurations indirectes au fauteuil en une seule séance.

1.3.2.2.1. Onlays, inlays

Les inlays-onlays sont des restaurations dentaires indirectes. Ils sont assemblés par collage ou scellement, et destinés à restaurer une perte de substance dentaire dans sa partie coronaire.

Classiquement, on décrit l'inlay comme une incrustation dans la dent sans recouvrement cuspidien.

Le terme d'onlay est employé lorsque la pièce prothétique réalise un recouvrement cuspidien

Le plus souvent, la reconstitution est mixte, et l'on parle alors d'inlay-onlay. Ils permettent de répondre aux impératifs mécaniques, biologiques, fonctionnels et éventuellement esthétiques des restaurations coronaires

Ils sont indiqués pour des restaurations postérieures dans des pertes de moyenne à grande étendue. Ils peuvent être réalisés suite à un échec des restaurations directes ou en première intention compte tenu des caractéristiques de la perte de substance.

Le choix entre restauration directe et indirecte se fera en fonction :

- De la cavité : étendue de la perte de substance
- Du patient : hygiène bucco dentaire, âge, cario susceptibilité, exigences esthétiques et moyens financiers

Les inlays et onlays étaient réalisés systématiquement en métal. Avec l'essor des nouveaux matériaux et des nouvelles techniques, des inlays et des onlays très esthétiques, en résine composite ou en céramique peuvent être fabriqués (14,15). La demande croissante des patients pour des restaurations esthétiques, même pour les dents postérieures, associée à un enseignement de la dentisterie la moins invasive possible au niveau tissulaire, a conduit progressivement à une évolution des soins dentaires vers des soins à forte composante esthétique.

Cette évolution a pu se faire grâce à l'arrivée de nouveaux matériaux (composites de laboratoire et céramiques esthétiques) mais aussi grâce à des avancées techniques dans le domaine du collage (16).

Face à des cavités coronaires de grande étendue, l'indication de restaurations directes est souvent délaissée en raison de leur difficulté de mise en œuvre, des résultats peu prédictibles au profit de restaurations indirectes : les inlays et les onlays.

1.3.2.2.2. Facettes

Comme nous l'avons vu pour les inlays et onlays, la demande esthétique des patients a augmenté ses dernières années.

Coté praticien, les principes d'économie tissulaire et les nouveaux matériaux impliquent de la part du professionnel une réflexion et un choix raisonné sur la méthode de reconstruction à utiliser.

En parallèle une nouvelle tendance se dessine, les patients exigent des méthodes thérapeutiques de moins en moins mutilantes et invasives, ménageant les tissus dentaires.

Cet état de fait a permis de définir un gradient thérapeutique (17) qui s'offre au praticien face à une prise en charge à forte prédominance esthétique.

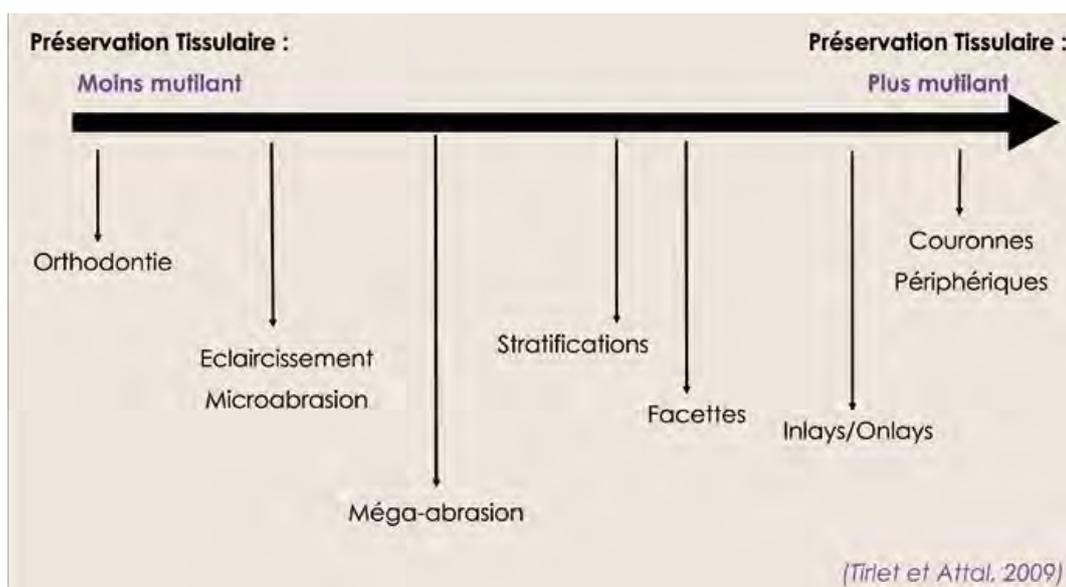


Figure 4 : Le gradient thérapeutique de Tirlet et Attal (2009).(17)

Les facettes céramiques collées sont une technique thérapeutique très peu invasive. Elles font appel à de fines coquilles de céramique qui permettent de remplacer un défaut d'émail au niveau des blocs incisivo canins et que l'on colle sur des dents préparées à minima (émail et/ou dentine) à l'aide d'un composite de collage.

Les composites sont également utilisés pour réaliser des facettes en méthode directe ou indirecte. Elles sont généralement moins onéreuses que les facettes en céramique et elles donnent au départ d'aussi bons résultats esthétiques. A long terme, ces facettes en composite sont toutefois moins fiables en raison des décolorations, des fractures et de la perte de structure de surface et de brillance.

Une étude clinique a fait état de 20% d'échecs avec les facettes en composite posées depuis plus de deux ans et d'aucun échec avec les facettes en céramique (18).

Les facettes céramiques sont des reconstructions durables et esthétiques, mais elles doivent répondre à un protocole de réalisation et de collage précis. Les indications et contre-indications sont strictes, leur non respect est responsable de la plupart des échecs thérapeutiques (19–22)

➤ Indications :

- Anomalies de forme (microdontie, latérale riziforme)
- Anomalies de teinte naturelles ou induites (amélogénèse imparfaite, tétracycline, vieillissement)
- Anomalies de structure (dysplasies, érosions, abrasion mécanique ou chimique, fractures coronaires)
- Malpositions mineures, diastèmes (inférieurs à 1,5mm), allongement de dents, facette linguale (pour créer une protection canine ou corriger un guide antérieur)

➤ Contre-indications absolues :

- Morphologie coronaire inadéquate (surface d'émail pour le collage insuffisante)
- Dyscolorations dentinaires profondes
- Rapports inter arcades atypiques (supraclusion importante)
- Parafonctions (bruxisme)
- Pathologie parodontale non traitée
- Limites de préparation ne permettant pas un collage

➤ Contre-indications relatives :

- Caries et obturations existantes sur la dent
- Problème d'hygiène
- Fluorose

1.3.2.2.3. Couronnes et endocouronnes

1.3.2.2.3.1. *Couronnes*

Les couronnes sont des prothèses de type fixées, par opposition à amovible. Ce sont des pièces prothétiques qui vont recouvrir la partie coronaire de la dent pour rétablir la morphologie esthétique et fonctionnelle.

Elles peuvent être unitaires ou plurales (dans le cas de prothèses à pont) et être réalisées sur le tissu dentaire restant après préparation ou sur un faux moignon prothétique métallique ou céramique.

On parle de prothèse fixée car la couronne va être solidarisée à la dent ou au faux-moignon par scellement ou collage (ou vissage dans le cas de prothèse sur implant).

Différents matériaux peuvent être utilisés pour réaliser une couronne, en fonction du matériau utilisé un gradient esthétique va être proposé au patient et par association un gradient économique (23–29) :

- Couronnes coulées (CC): les moins esthétiques donc les moins onéreuses, elles sont réalisées par coulée d'un alliage semi précieux en fusion. Anciennement on utilisait l'or pour ce type de couronne, aujourd'hui, compte tenu du coût de l'or, un alliage type Nickel Chrome ou Cobalt Chrome sera préféré (dans le cas d'allergie au Nickel)
- Couronnes mixtes : elles associent deux matériaux, un matériau support (alliage ou métal) et un matériau cosmétique esthétique (la céramique), on distingue :
 - Les Couronnes à Incrustation Vestibulaire (CIV), seule la face vestibulaire est recouverte d'une coquille de résine (ancien) ou céramique. Elles sont un compromis esthétique/coût, on les évitera tout de même à la mandibule ou la partie métal seule sera visible.
 - Les Couronnes Céramo Métalliques (CCM), une chape coulée recouvre entièrement la surface dentaire ou le faux moignon, sur cette chape est rajoutée la céramique cosmétique. La couronne est plus esthétique qu'une CIV car seule une bande métallique linguale/palatine peut-être visible, le reste est cosmétique. Elle est donc plus onéreuse qu'une CIV.

- Couronnes Céramo Céramiques (CCC) : elles sont entièrement composées de céramique, la chape en céramique très résistante (Zircone le plus souvent) et la partie cosmétique plus esthétique par-dessus. Ce sont les plus esthétiques mais les plus chères.

Quelle que soit le type de couronne mise en place, seul le gradient esthétique est susceptible de varier, comme toute reconstruction mise en bouche, la couronne doit rétablir la fonction et répondre aux impératifs biofonctionnels de la cavité buccale.

Les principales indications des couronnes sont (27) :

- Traumatisme ou fracture trop important pour une autre reconstitution
- Grosse carie
- Usure importante de la dent
- Dyschromie sévère
- Malposition importante de la dent ou remise de la dent dans le plan d'occlusion dans le cadre de traitements prothétiques globaux

Il n'existe que peu de contre-indications à la prothèse dentaire, seul un bruxisme trop sévère ou un manque important d'espace prothétiquement utilisable (EPU) peuvent entraîner une abstention thérapeutique.

Il est à noter le cas particulier de la prothèse plurale ou prothèse à pont (bridge) qui permet de remplacer une dent manquante en couronnant (au minimum) les deux dents adjacentes à l'édentement. Si ces dents sont indemnes de pathologies, traumatismes ou malpositions sévères, se pose la question d'économie tissulaire et de balance bénéfice-risque. En effet on peut juger mutilant de couronner deux dents saines pour en remplacer une, ce qui a conduit à l'invention et au développement de l'implantologie et donc de la prothèse sur implant.

Malgré le côté délabrant des couronnes dentaires, ce sont les reconstructions prothétiques les plus systématiquement réalisées en pratique quotidienne au cabinet dentaire.

1.3.2.2.3.2. *Endocouronnes*

Comme nous le montre le gradient thérapeutique de Tirlet et Attal (2009), les couronnes périphériques sont les traitements prothétiques les plus mutilants pour le tissu dentaire résiduel. Le respect des principes de préparation pour les couronnes additionné à la perte de substance initiale (fracture, carie) entraîne un délabrement important de celle-ci et donc souvent la nécessité d'un faux moignon associé avec dévitalisation. Or nous devons rechercher une conservation dentaire maximale avec des préparations à minima. C'est dans ce principe que s'inscrit l'endocouronne.

L'idée que la dent dépulpée est plus fragile et cassante que la dent pulpée est aujourd'hui encore très ancrée dans l'esprit des praticiens et patients. Cette idée conduit la plupart du temps à la décision thérapeutique de couronner la dent en y associant un ancrage radiculaire : « l'inlay core – couronne » ou « dent à pivot » du point de vue du patient. Cette décision thérapeutique se révèle souvent être un automatisme sans réelle réflexion pré-prothétique quand bien même elle ne serait pas la meilleure réponse à la situation clinique.

En effet la réalisation des ancrages canalaires n'est pas sans risques :

- Le forage en lui-même entraîne une perte de substance intra-canalair ce qui fragilise la racine.
- La préparation est à l'aveugle avec un risque de perforation radiculaire ou de contraintes intra-canalair importantes par effet de coin si l'axe de forage est déjeté.

Ces fragilisations peuvent aboutir à des fissures ou fractures radiculaires (30).

En ce sens l'ANAES (Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation de la Santé), en 2004 a demandé d'éviter au maximum les ancrages radiculaires lorsque cela est possible (31).

Il est prouvé aujourd'hui qu'une dent dévitalisée n'est pas plus fragile qu'une dent vitale (32,33). Les principales causes de fragilisation d'une dent dépulpée sont l'importance de la perte de substance liée à la voie d'accès endodontique et la quantité de perte de substance initiale.

Selon Rees et al. (2009) : « la fragilité de la dent dépulpée est proportionnelle à la disparition des tissus cariés ayant conduit à la nécessité du traitement endodontique, et n'est pas imputable à la pulpectomie elle-même ».

Selon cette étude, que la dent soit vitale ou non, c'est la quantité de substance perdue qui affaiblie la dent, et notamment au niveau des crêtes marginales. La perte d'une crête entraîne une rupture de la continuité des tissus dentaires selon un cercle périphérique de résistance, une crête perdue diminue la résistance de 46%, deux crêtes de 63%. Les parois restantes en vestibulaire et lingual vont subir des phénomènes de flexion pouvant entraîner une fracture coronaire voire radiculaire plus ou moins profonde et amener à la nécessité d'avulsion (34).

Ainsi lorsque le cas le permet, le praticien doit se tourner vers une reconstruction de la dent dévitalisée par endocouronne moins mutilante en ne surajoutant pas l'ancrage radiculaire à la perte de résistance déjà provoquée par la perte de crêtes marginales. De nombreux cas cliniques viennent appuyer l'intérêt de ces reconstructions fonctionnelles et esthétiques (35–38)

L'ancrage radiculaire est remplacé par une cavité de rétention occupant la chambre pulpaire préparée en dépouille, ce qui permet de n'imposer aucune contrainte radiculaire à la dent dévitalisée. La surface de la chambre pulpaire permet d'assurer la stabilité et la rétention de l'endocouronne. La pose se réalisera par collage (adhésion chimique) ou scellement.

L'endocouronne est indiquée pour toutes les molaires, et plus particulièrement celles dont la couronne clinique est basse, dont les canaux radiculaires sont calcifiés ou dont les racines sont très minces.

Elle est contre-indiquée si l'adhésion ne peut être garantie, si la profondeur de la chambre pulpaire est inférieure à 3 mm ou si le contour cervical a moins de 2 mm de largeur sur la majeure partie de sa circonférence.

1.3.3. L'apport de la CFAO en pratique quotidienne

Comme nous l'avons vu, les techniques indirectes occupent une place très importante de l'activité omnipratique du chirurgien-dentiste au cabinet.

Ces techniques permettent une plus grande longévité, esthétique et précision par rapport aux méthodes directes mais elles imposent une étape intermédiaire de laboratoire pour la réalisation de la pièce prothétique (facette, inlay, onlay ou couronne) et la mise en place d'une restauration provisoire.

L'interposition de l'étape de laboratoire et la mise en place d'une restauration provisoire, peuvent-être sources de problèmes.

En multipliant le nombre de séance et en passant par une étape intermédiaire, on augmente les risques d'erreurs car on envoie différentes informations au prothésiste par l'intermédiaire de divers matériaux ayant des propriétés et des degrés de précisions différents.

- Empreinte de la/les préparation(s) et ses limites, dents adjacentes.
- Empreinte de l'arcade antagoniste
- Rapport inter arcade

Le plus souvent trois types de matériau différents seront utilisés pour envoyer ces trois enregistrements : silicone, alginate et cire. Le prothésiste devra tirer un maximum d'information à partir de ces matériaux sur les conditions réelles en bouche lorsqu'il réalise la pièce prothétique, d'où une première source d'erreur.

Lors de la réalisation de la pièce, plusieurs étapes vont être nécessaires au prothésiste. Là encore à chaque étape des erreurs peuvent survenir. L'accumulation de petites erreurs peut être à l'origine de défauts irrémédiables sur la pièce prothétique :

- Mauvaise adaptation de la pièce prothétique liée à une mauvaise empreinte, mauvaise coulée d'empreinte ou erreur dans le choix d'axe d'insertion
- Mauvaise gestion du point de contact sur le plâtre en laboratoire avec un point de contact sur ou sous gonflé
- Problème de sur ou sous occlusion lié à une erreur lors de la prise du Rapport Inter Arcade par le praticien ou de montage en occluseur ou articulateur par le prothésiste

- Décalage esthétique entre la teinte perçue et communiquée par le praticien et la réalisation du prothésiste

L'ensemble de ces écueils peut obliger la retouche de la pièce prothétique et donc une perte de ses qualités esthétiques et mécaniques voire la nécessité de réaliser une nouvelle pièce prothétique ce qui augmente le nombre d'interséance.

Le passage par une restauration/ dent provisoire peut aussi être source de problèmes. La réalisation de la/des provisoire(s) pose généralement peu de problèmes compte tenu des nouveaux matériaux à disposition, mais un certain nombre d'incidents peuvent survenir durant la phase intermédiaire :

- Descellement de la restauration/dent provisoire
- Fracture de la restauration/dent provisoire
- Déficit esthétique pour le patient
- Traumatisme lors de la dépose de la restauration/dent provisoire (fracture de la préparation) qui modifie la situation par rapport à la prise d'empreinte initiale.
- Mauvaise adaptation marginale de la restauration/dent provisoire qui modifie le contour gingival lors de l'empreinte.

Enfin l'interséance augmente les risques de traumatismes pulpaire en relation avec les matériaux utilisés et les processus de dépose du matériau d'interséance (26). Ces matériaux peuvent être également des freins à un bon processus de collage lors de la pose de la pièce de par la présence d'eugénol (16,39).

C'est dans ce cadre que s'inscrit la CFAO. Les systèmes de mesure, de conception et de fabrication réunis en un seul lieu (le cabinet dentaire) vont permettre au praticien de réaliser lui-même la pièce prothétique.

Dans le système « tout en un » ou chairside, la participation du prothésiste n'est plus nécessaire. Ceci impose une nouvelle dynamique dans la chronologie de soins et une nouvelle organisation du soin au fauteuil (4,6,40,41).

Comme nous l'avons vu, les restaurations indirectes traditionnelles se réalisent en minimum 3 étapes, deux au fauteuil et une au laboratoire de prothèse :

- Au fauteuil 1^{ère} séance : préparation, empreinte, rapport inter arcade, choix de teinte, mise en place de la provisoire.
- Au laboratoire : coulée des modèles en plâtre, montage en articulateur/occluseur, réalisation de la pièce prothétique et finition.
- Au fauteuil 2^{ème} séance : dépose de la restauration/dent provisoire, essayage de la pièce prothétique, scellement ou collage.

Avec le système CFAO, le praticien réalise en une seule séance l'ensemble de ces étapes (4,40,41)

- Installation du patient, anesthésie et préparation de la dent
- Empreinte optique et conception de la pièce par ordinateur avec le patient au fauteuil, choix de la teinte
- Fabrication de la pièce prothétique par l'unité de fabrication, le patient patiente en salle d'attente.
- Eventuellement maquillage et glaçage de la pièce, finitions
- Essayage de la pièce et collage en bénéficiant des effets de l'anesthésie

Ceci apporte de nombreux avantages pratiques et de confort pour le patient :

- Une seule séance sans déficit esthétique ou inconvénients liés aux provisoires
- Une seule anesthésie
- Nouveauté technologique et attrait pour la robotique

Pour le praticien :

- Gain de temps
- Une seule anesthésie
- Pas d'obturation provisoire
- Pas d'intermédiaire (coursier, prothésiste)

On peut noter toutefois que les maquillages et glaçages nécessitent une certaine expérience, le prothésiste peut donc participer à la conception pour améliorer l'esthétique finale de la pièce prothétique.

Une étude menée par Cazier et al. (2009), a comparé les durées de réalisation de restauration par CFAO directe et technique classique. Elle décompose la séance au fauteuil selon les différentes étapes sociales et cliniques nécessaires à la réalisation du soin prothétique. Pour chaque étape, une durée moyenne est estimée selon la technique de restauration utilisée.

Il ressort de l'étude qu'il faut 60 minutes pour que l'ensemble du processus soit réalisé, selon les normes et conditions idéales répondant aux données acquises de la science et à l'obligation de moyen. Ces 60 minutes s'étalent sur deux séances en technique classique, contre une seule en utilisant la CFAO.

Tableau 2 – Durée comparative de réalisation d'une restauration par CFAO directe (Cerec® MCX, AC Bluecam et bloc IPS Empress CAD) et technique artisanale selon Cazier et al. (2009)

	CFAO directe (1 séance)	Technique artisanale (2 séances)
Accueil du patient	2 min	2 min
Anesthésie	7 min	7min
Préparation de la cavité	10 min	10 min
Réalisation du mordure	1 min	1 min
Empreinte de la préparation	0.5 min	4 min
Empreinte de l'antagoniste	0.5 min	2 min
Temporisation		3 min
Libération du patient		3 min
CAO	3 min	
FAO	8 min	
Accueil du patient		2 min
Anesthésie		7 min
Dépose de la temporisation		2 min
Essai clinique	2 min	2 min
Maquillage	11 min	
Procédure de collage	10 min	10 min
Finitions	2 min	2min
Libération du patient	3 min	3 min
Total	60 min	60 min

Les durées indiquées sont des durées moyennes mesurées sur plusieurs patients pour des restaurations unitaires de type inlay-onlay réalisées par le même praticien.

Il est toutefois important de préciser que ces durées restent estimatives et sont calculées sur des moyennes. Elles sont basées sur des gestes techniques réalisés par le praticien et de fait sont donc praticien-dépendantes.

La cavité buccale est un ensemble complexe, chaque dent présentent des spécificités et donc des préparations de degrés de difficultés variables. Ceci est valable pour tous les gestes techniques inclus dans cette étude (une 3^{ème} molaire maxillaire est plus difficile d'accès et donc de préparation, empreinte, collage qu'une 1^{ère} molaire mandibulaire). Les notions d'expérience et de dextérité du praticien sont aussi des éléments importants qui viennent pondérer ces résultats.

L'intégration d'une machine outil et d'un logiciel informatique dans l'activité implique aussi la notion de courbe d'apprentissage et donc de rapidité de prise en main, exécution et finition.

De plus, la durée de refroidissement de la pièce après cuisson lors du maquillage n'a pas été prise en compte.

Enfin, la participation ou non d'un prothésiste dentaire ainsi que d'une assistante a également un impact sur les durées estimées ici.

2. Restaurations unitaires en CFAO : matériaux, morphologies de préparation et impératifs liés au type de reconstruction

2.1. Matériaux utilisables en CFAO

2.1.1. Les céramiques

2.1.1.1. Définition

Larousse (2014) :

« Art de fabriquer les poteries, fondé sur la propriété des argiles de donner avec l'eau une pâte plastique, facile à façonner, devenant dure, solide et inaltérable après cuisson. »

« La poterie elle-même. »

« Type de porcelaine utilisé comme moyen de reconstitution en prothèse dentaire conjointe (fixe) ou adjointe (mobile). »

2.1.1.2. Historique

Le mot « céramique » vient du grec ancien κέραμος, *kéramos*.

Selon Hérodote ce terme qui signifie « terre à potier », « argile » a donné son nom à un quartier d'Athènes ; Le Céramique, correspondant au quartier des potiers.

Une autre version veut que ce soit Céramos, le fils d'Ariane et Dionysos dans la mythologie grecque qui ait donné son nom et sa protection au quartier antique.

L'obtention de poteries utilisables fût le résultat d'efforts importants et de nombreux essais par les premiers potiers. Le matériau de base était l'argile.

L'évolution des connaissances de l'Homme, sa maîtrise de la technologie et sa capacité à développer de nouveaux procédés de cuisson permirent d'obtenir des températures de cuisson de plus en plus élevées dans des fours plus techniques, et donc des matériaux de plus en plus solides et hermétiques. Dès 5500 avant JC, l'Homme était capable de cuire des terres cuites. A des températures plus élevées, on ne parle plus de terres cuites (poreuses non hermétiques) mais de grès. On retrouve ces grès dès le 1^{er} siècle avant JC en Chine où ils furent améliorés pour aboutir aux alentours du 10^{ème} siècle à la technologie de la

céramique. L'ouverture du commerce avec l'extrême Orient permit l'arrivée en Europe de ce nouveau matériau : la porcelaine. Ce n'est qu'en 1717 que la composition exacte fût révélée : kaolin, silice et feldspath (24,42). C'est à partir de cette date que les céramiques au sens large virent leur utilisation se diversifier.

Dans le domaine dentaire, c'est en 1774 qu'un français, Alexis Duchateau inventa les premières prothèses totales entièrement en porcelaine (24,43).

Les premières couronnes céramiques apparurent ensuite dans les années 70 avec tout d'abord les « jacket » (44) faites de céramiques sur feuilles d'or. Puis la feuille d'or fut remplacée par des céramiques plus résistantes, alumineuses, mises au point par McLean et Hugues (1965) (45).

Dans les années 80, Grossman et Adair développèrent les vitrocéramiques avec le *Dicor*®. En 1985, Sadoun mit au point le procédé du *split casting* ce qui permis de réduire l'épaisseur des coques d'alumine pour les systèmes tout céramique (42).

Enfin au début des années 90, Vita se lança dans la production avec le système *In Ceram*®. Depuis cette date de nombreux systèmes de céramiques de plus en plus résistantes ont été développés et permettent de couvrir de plus en plus d'indications thérapeutiques (46).

Aujourd'hui, outre le domaine médical, le terme de céramique regroupe de nombreux matériaux ou objets à l'utilisation variée, on peut distinguer plusieurs catégories de céramique :

- la céramique domestique : principalement la poterie, la porcelaine de vaisselle, ustensiles de cuisine en céramique.
- la céramique de bâtiment :
 - les carreaux de faïence ou de grès (carrelage).
 - la porcelaine sanitaire (appareils sanitaires).
 - les briques de maçonnerie, tuiles, éléments de parement ou de couverture en terre cuite
- la céramique d'art
- la céramique technique, particulièrement développée au XX^e siècle dont les céramiques dentaires.

2.1.1.3. Composition

Les verres sont des composés minéraux, à base de silice, possédant une structure vitreuse (désordonnée). Ils sont formés à partir d'une poudre agglomérée consolidée par frittage.

Ils possèdent une grande stabilité chimique car ils présentent des liaisons covalentes ou ioniques stables, ceci les rend inertes d'où leur biocompatibilité. Cette stabilité en fait des matériaux durs mais fragiles car ils n'ont pas de possibilités de déformation.

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Comme les verres elles présentent des liaisons fortes covalentes ou ioniques et sont donc biocompatibles. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre qui est agglomérée dans un premier temps. Dans un deuxième temps la densification et consolidation de l'agglomérat sont obtenues par un procédé thermique appelé frittage.

A la différence des verres, les céramiques sont constituées de deux phases distinctes : une phase vitreuse ou matrice (désordonnée) et une phase cristalline (ordonnée).

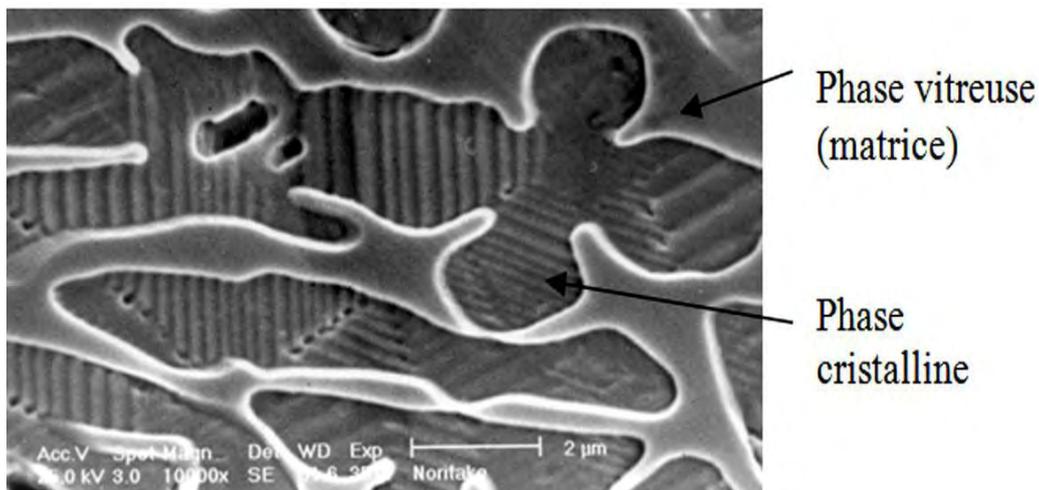


Figure 5 : Microphotographie en MEB d'une céramique selon Dejou (2009-2010)

Cette phase cristalline donne aux céramiques une résistance et une dureté bien supérieure à celle des verres.

Le procédé de frittage permettant la consolidation des céramiques consiste en un traitement thermique avec ou sans pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale (sans porosité).

Aujourd'hui le traitement de consolidation peut aussi être réalisé par cristallisation ou prise hydraulique (47).

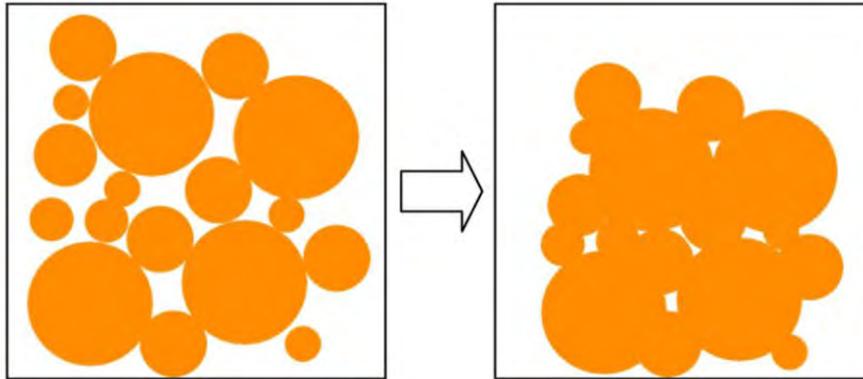


Figure 6 : Frittage des particules de céramique selon Sadoun (2000).

2.1.1.4. Classifications et types de céramiques

Il existe de nombreuses classifications des céramiques.

- Classification selon l'historique
- Classification traditionnelle : les céramiques sont classées selon leur intervalle de fusion ou température de frittage, selon Sadoun M. (1995).
 - Haute fusion : 1289 à 1390°C (dents artificielles des prothèses amovibles)
 - Moyenne fusion : 1090 à 1260°C (Jackets cuites sur platine)
 - Basse fusion : 870 à 1065°C (émaillage couronnes céramo-métalliques)
 - Très basse fusion : 660 à 780°C (depuis 1992) : émaillage du titane, émaillage d'alliage à haute teneur en or, réalisation d'éléments entièrement en céramique et de joints céramique-dent.
- Classification actuelle selon Sadoun et Ferrari :

« Les propriétés finales des prothèses en céramique, résistance mécanique, microstructure, précision d'adaptation et propriétés optiques, résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en forme. Un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, modifiant ainsi ses propriétés. Un même procédé de mise en forme peut être

utilisé pour différents matériaux. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur la composition chimique, la microstructure et les procédés de mise en forme » (48).

2.1.1.4.1. Classification selon la composition chimique

2.1.1.4.1.1. *Céramiques feldspathiques.*

Ce sont les céramiques traditionnelles, utilisées pour l'émaillage des coiffes céramo-métal. De nouvelles céramiques à haute teneur en leucite ont vu le jour et peuvent être utilisées sans armature métallique dans des systèmes tout céramique.

Elles se présentent sous forme de poudre.

On y retrouve des composés minéraux tels que :

- feldspath et felspathoïdes qui vont former la matrice vitreuse
- quartz : phase cristalline

Des composés chimiques :

- oxydes de silicium (silice) et d'aluminium (alumine) qui vont augmenter la température de frittage, la résistance mécanique
- oxydes alcalins modificateurs
- opacifiants, fondants et colorants

2.1.1.4.1.2. *Vitrocéramiques*

Elles sont formées comme des verres. La cristallisation partielle des oxydes de la matrice se fait par traitement thermique.

On notera le *Dicor*® mis au point par Grossman et Adair ou le *Cerapearl*® de Hobo et Iwata.

Il y a une modification de la structure lors de la céramisation, on passe à une structure de verre biphasée, de fait, on passe d'un verre transparent à une vitrocéramique translucide qui sera ensuite colorée par émaillage de surface.

Il est à noter que les céramiques *Empress*® et *Empress 2*® de chez Ivoclar sont considérées comme des vitrocéramiques sans répondre aux principes de mise en œuvre expliqué ici.

2.1.1.4.1.3. Céramiques alumineuses

Ce sont des céramiques renforcées par de l'alumine.

Leur développement s'est fait de manière successive dans le temps à partir des premières céramiques de McLean (49) et grâce aux nouveaux procédés de réalisation.

On les distingue selon leur teneur en alumine :

- 40% : jacket de McLean
- 65% : Cerestone®, Allceram®
- 85% : Inceram® développée en 1985 par Michael Sadoun avec un nouveau procédé de mise en forme et depuis de nombreux dérivés à base de zirconie ou spinelle (42)
- >98% : Procera® de Nobel Biocare pour la CAO/FAO

2.1.1.4.1.4. Céramiques à base de Zirconie

Elles sont renforcées par de l'oxyde de zirconium qui apporte des qualités mécaniques très élevées de par des qualités particulières.

Sous l'effet de variations de températures, la zirconie à l'état solide va subir des transformations allotropiques (faculté de certains corps simples d'exister sous plusieurs formes cristallines ou moléculaires différentes). La zirconie peut donc exister sous trois formes cristallines : monoclinique (M), cubique (C) et tétragonale (T).

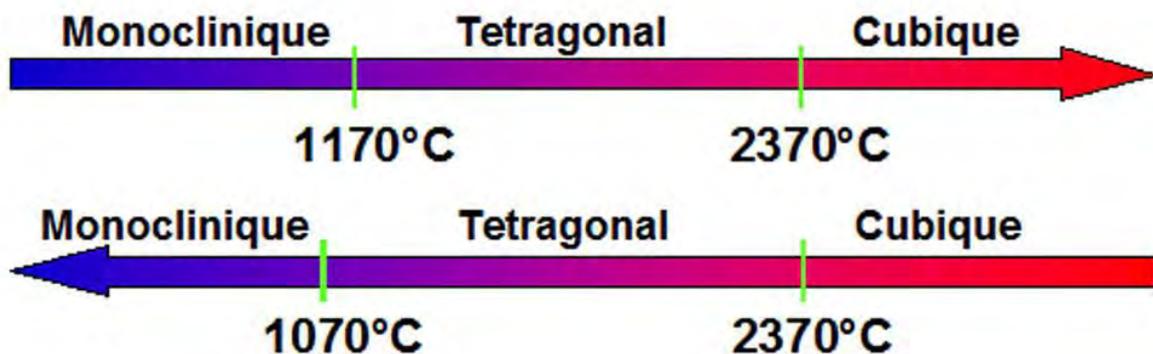


Figure 7 : Transformations allotropiques des cristaux de ZrO₂ au cours du réchauffement et du refroidissement selon Dejou (2010) (50).

Ces matériaux sont très résistants à la fracture car en cas de fissure la partie intéressée va repasser d'une structure cubique à une structure monoclinique qui prend plus d'espace, on aura donc une expansion dimensionnelle qui va engendrer des forces moléculaires s'opposant à la fissure.

2.1.1.4.1.5. *Céramiques ou verres hydrothermaux*

2.1.1.4.2. Classification selon le procédé de mise en forme (42,48,50)

On va retrouver des céramiques avec ou sans armature métallique.

L'armature métallique va renforcer la prothèse et servir de support à une céramique cosmétique qui sera cuite. Le plus souvent on utilise les céramiques feldspathiques sur les CCM.

Les céramiques sans armatures métalliques se sont développées avec l'apparition de matériaux suffisamment résistants pour se passer des métaux et grâce à l'acquisition de nouvelles techniques. Ces céramiques peuvent être cuites, coulées et céramisées, injectées, infiltrées et frittées avec une barbotine, compactées et frittées, usinées (CFAO).

2.1.1.4.3. Classification selon la microstructure (50)

Les céramiques sont classées selon les charges présentes dans la matrice vitreuse :

- Matrice vitreuse avec charges dispersées
- Matrice hautement cristalline
- Matrice totalement cristalline
- Matrice sans phase vitreuse infiltrée

2.1.2. Composites

Les matériaux en résine composite étaient classiquement utilisés en restauration directe au fauteuil avec comme limite leur utilisation en postérieur liée à leur faible résistance. Ces dernières années, des progrès significatifs ont été accomplis dans l'amélioration de leurs propriétés permettant leur utilisation en postérieur dans les secteurs molaires.

Avec le développement de la CFAO, leurs indications ont été élargies d'un matériau de restauration directe à un matériau usinable sous forme de bloc composite pour la fabrication de pièces prothétiques indirectes type facette, inlay, onlay et couronne (51).

Si l'on compare les blocs céramiques et composites, les céramiques ont des meilleures propriétés mécaniques et une plus grande biocompatibilité liée à leur inertie chimique. Cependant elles sont difficilement usinables et peuvent subir des fractures des bords trop fins lors de l'usinage, de plus la réintervention est délicate en cas d'éclat.

Les blocs composites sont moins résistants mécaniquement ou à l'abrasion et moins biocompatibles du fait du relargage de monomères résiduels en cas de polymérisation incomplète. Toutefois ils sont plus facilement usinables (moindre usure des fraises et diminution du temps d'usinage), polissables et la réintervention est plus aisée (52).

Pour augmenter les propriétés mécaniques des composites et leur longévité ainsi que leur biocompatibilité de nouvelles technologies ont été mises au point récemment.

La polymérisation n'est plus photonique mais thermique sous haute pression ce qui augmente le taux de conversion des monomères et donc la biocompatibilité (53).

En se basant sur les principes des céramiques infiltrées mises au point pour renforcer les blocs céramiques et permettre leur utilisation comme chapes (In-Ceram®) les propriétés des blocs composites ont pu dépasser les limites imposées par les techniques de malaxage classiquement utilisées pour leur mise en forme.

La nouvelle génération de blocs composites est formée d'un réseau de vitrocéramique frittée secondairement infiltré par des monomères puis l'ensemble est thermopolymérisé à haute pression. On obtient deux réseaux continus imbriqués (54) :

- Réseau inorganique de vitrocéramique frittée
- Réseau organique de monomères méthacryliques réticulés à l'intérieur du réseau inorganique

2.1.3. Métaux et alliages

Les métaux sont soit usinés à partir de blocs ou de disques soit mis en forme par des techniques au laser (52,55).

En CFAO, le titane et le Cobalt - Chrome sont les plus utilisés.

2.1.4. Catalogue des blocs disponibles sur le marché

2.1.4.1. Sirona® (9)

- Blocs CEREC feldspathiques (boîte de 8 blocs)

BLOCS MONOCHROMES ET POLYCHROMES / Taille	PRIX € TTC
Blocs Tailles 8, 10,12	102,00 €
Blocs Taille 14	114,00 €
Blocs Polychromes (PC) taille 12	126,00 €
Blocs Polychromes (PC) taille 14	144,00 €
Blocs Polychromes (PC) taille 14/14	156,00 €

On retrouve 4 teintes : T= Translucide / M= Moyen / O = Opaque / PC = Polychrome



Figure 8 : Cerec Blocs Sirona®

- Blocs CEREC C IN (oxyde de silicium) (boîte de 4 blocs)

Une taille de bloc: M

On retrouve 11 teintes : BL2, A1; A2; A3; A 3,5; A4, B2; B3, C2; C3, D3



Figure 9 : bloc Cerec C IN

- Blocs inCoris (oxyde de zirconium) : pour le système In-Lab

2.1.4.2. Ivoclar-Vivadent® (56)

- Blocs IPS Empress® CAD (vitrocéramique renforcée en leucite) 5 pièces

HT (Haute Translucidité)		
Teintes : A1- A2 - A3 - A3.5 - B1 -B2 - B3 - C2 - D3		72,30 €
Tailles : I8 - I10 - I12 - V12		
LT (Basse Translucidité)		
Teintes : A1- A2 - A3 - A3.5 - B1 -B2 - B3 - C2 - D3		72,30 €
Tailles : I10 - I12 - V12 - C14		
MULTI (Stratifiés dans la masse)		
Teintes : A1- A2 - A3 - A3,5 - B1		93,42 €
Tailles : I12 - C14 - C14L		



Figure 10 : blocs Ivoclar-Vivadent® IPS Empress® CAD

- Blocs IPS Empress® 2 CAD (Disilicate de Lithium)
- Blocs e.max CAD (Disilicate de Lithium) 5 pièces

Translucidité	LT OU HT	
Teintes	A1 - A2 - A3 - A3,5 - A4 - B1 - B2 - B3 - B4 - C1 - C2 - C3 - C4 -D2 - D3 - D4 - BL1 - BL2 - BL3 - BL4	129,60 €
Tailles	I12 - C14	

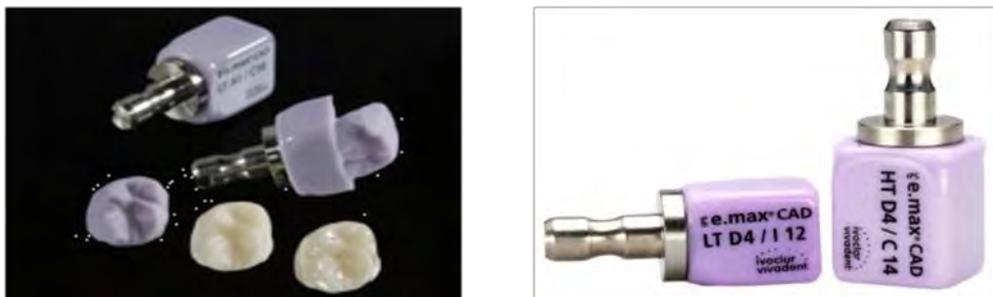


Figure 11 : blocs Ivoclar-Vivadent® e.max CAD

Il existe également les blocs IPS e.max ZirCAD (oxyde de Zirconium) pour armatures céramiques et bridges.

- Blocs IPS e.max CAD (disilicate de lithium)

CAD A14 (5 pièces)		
Teintes : MO0, MO1, MO2, MO3, MO4		213 €
Tailles : S et L		
CAD A16 LT (5 pièces)		
Teintes : A1- A2 - A3 - A3.5 - B1 -B2 – C1 - C2 – D2 – BL2		262.20 €
Tailles : S et L		
CAD C16 - LT (5 pièces)		
Teintes : A1- A2 - A3 - A3.5 - B1 -B2 – C1 - C2 – D2 – BL2		176.40 €
Tailles : LARGE		
CAD B32 LT (3 pièces)		
Teintes : A1- A2 - A3 - A3.5 - B1 -B2 – C1 - C2 – D2 – BL2		229.80 €
Tailles : 32 mm		

2.1.4.3. Vita® (57)

- Blocs CEREC VITA 3 3D MASTER (Feldspathique)

BLOCS VITA MARK II		
Tailles - I8, I10, I12 (boîtes de 5 blocs)		66,84 €
Teintes : 0M1C/1M1C/1M2C/2M2C/2M3C/3M1C/3M2C/3M3C/4M2C		
Tailles – I 14 (boîtes de 5 blocs)		77,04 €
Teintes : 0M1C/1M1C/1M2C/2M2C/2M3C/3M1C/3M2C/3M3C/4M2C		



Figure 12 : Bloc Vita MARK II

BLOCS VITA TRILUXE	
Tailles – TRI 12 (boîtes de 5 blocs)	86,04 €
Teintes : 1M2C/2M2C//3M2C	
Tailles – TRI 14 (boîtes de 5 blocs)	84,30 €
Teintes : 1M2C/2M2C//3M2C	
Tailles – TRI 14/14 (boîtes de 5 blocs)	95,64 €
Teintes : 1M2C/2M2C//3M2C	



Figure 13 : Bloc Vita Triluxe

BLOCS VITA TRILUXE FORTE	
Tailles – TF 12 (boîtes de 5 blocs)	86,04 €
Teintes : 1M2C/2M2C//3M2C	
Tailles – TF 14 (boîtes de 5 blocs)	99,18 €
Teintes : 1M2C/2M2C//3M2C	
Tailles – TF 14-14 (boîtes de 5 blocs)	112,50 €
Teintes : 1M2C/2M2C//3M2C	



Figure 14 : Bloc Vita Triluxe Forte

- VITA In-Ceram® ALUMINA (oxyde d'aluminium)
- VITA In-Ceram® ZIRCONIA (oxyde de zirconium)
- VITA In-Ceram® YZ (Y TZP : dioxyde de zirconium avec Yttrium)

- Blocs ENAMIC pour CEREC® et In-Lab® (hybride polymère et céramique feldspathique à l'oxyde d'aluminium)

Référence	Désignation	Taille	Teinte	€ TTC
ENAMIC				
EC4EMSTSETC	ENAMIC Starter Set clinical	50pc		1 234,80 €
EC4EMSTSETT	ENAMIC Starter Set technical	50pc		1 284,00 €
EC4EM14HTSS	ENAMIC Sample Set 1M1 2M2 EM14; 2 blocs			48,00 €
EC4EM14TSS	ENAMIC Sample Set 1M1 2M2 EM14; 2 blocs			48,00 €
ENAMIC High Translucent 14				
EC40M1HTEM14	Mono for CEREC inLab 0M1 high translucent, EM-14	5 pc.	0M1	126,00 €
EC41M1HTEM14	Mono for CEREC inLab 1M1 high translucent, EM-14	5 pc.	1M1	126,00 €
EC41M2HTEM14	Mono for CEREC inLab 1M2 high translucent, EM-14	5 pc.	1M2	126,00 €
EC42M2HTEM14	Mono for CEREC inLab 2M2 high translucent, EM-14	5 pc.	2M2	126,00 €
EC43M2HTEM14	Mono for CEREC inLab 3M2 high translucent, EM-14	5 pc.	3M2	126,00 €
ENAMIC Translucent 14				
EC40M1TEM14	Mono for CEREC inLab 0M1 translucent, EM-14	5 pc.	0M1	126,00 €
EC41M1TEM14	Mono for CEREC inLab 1M1 translucent, EM-14	5 pc.	1M1	126,00 €
EC41M2TEM14	Mono for CEREC inLab 1M2 translucent, EM-14	5 pc.	1M2	126,00 €
EC42M2TEM14	Mono for CEREC inLab 2M2 translucent, EM-14	5 pc.	2M2	126,00 €
EC43M2TEM14	Mono for CEREC inLab 3M2 translucent, EM-14	5 pc.	3M2	126,00 €
ENAMIC High Translucent 10				
EC40M1HTEM10	Mono for CEREC inLab 0M1 high translucent, EM-10	5pc.	0M1	109,56 €
EC41M1HTEM10	Mono for CEREC inLab 1M1 high translucent, EM-10	5 pc.	1M1	109,56 €
EC41M2HTEM10	Mono for CEREC inLab 1M2 high translucent, EM-10	5 pc.	1M2	109,56 €
EC42M2HTEM10	Mono for CEREC inLab 2M2 high translucent, EM-10	5 pc.	2M2	109,56 €
EC43M2HTEM10	Mono for CEREC inLab 3M2 high translucent, EM-10	5 pc.	3M2	109,56 €

- Blocs SUPRINITY VITA (disilicate dopée au dioxyde de zirconium) pour le système in-Lab

Référence	Désignation	Taille	Teinte	€ TTC
	SUPRINITY Starter Set			
EC4S0STSETC	SUPRINITY Starter Set clinical			1 938,00 €
EC4S0STSETT	SUPRINITY Starter Set technical			2 052,00 €
	SUPRINITY High Translucent 14			
EC4S010101	SUPRINITY High translucent (HT) OM1-HT LS-14	5 pc.	0M1	123,00 €
EC4S010130	SUPRINITY High translucent (HT) A1-HT LS-14	5 pc.	A1	123,00 €
EC4S010131	SUPRINITY High translucent (HT) A2-HT LS-14	5 pc.	A2	123,00 €
EC4S010132	SUPRINITY High translucent (HT) A3-HT LS-14	5 pc.	A3	123,00 €
EC4S010133	SUPRINITY High translucent (HT) A3.5-HT LS-14	5 pc.	A3.5	123,00 €
EC4S010136	SUPRINITY High translucent (HT) B2-HT LS-14	5 pc.	B2	123,00 €
EC4S010140	SUPRINITY High translucent (HT) C2-HT LS-14	5 pc.	C2	123,00 €
EC4S010143	SUPRINITY High translucent (HT) D2-HT LS-14	5 pc.	D2	123,00 €
	SUPRINITY Translucent 14			
EC4S010001	SUPRINITY translucent (T) OM1-HT LS-14	5 pc.	0M1	123,00 €
EC4S010030	SUPRINITY translucent (T) A1-HT LS-14	5 pc.	A1	123,00 €
EC4S010031	SUPRINITY translucent (T) A2-HT LS-14	5 pc.	A2	123,00 €
EC4S010032	SUPRINITY translucent (T) A3-HT LS-14	5 pc.	A3	123,00 €
EC4S010033	SUPRINITY translucent (T) A3.5-HT LS-14	5 pc.	A3.5	123,00 €
EC4S010036	SUPRINITY translucent (T) B2-HT LS-14	5 pc.	B2	123,00 €
EC4S010040	SUPRINITY translucent (T) C2-HT LS-14	5 pc.	C2	123,00 €
EC4S010043	SUPRINITY translucent (T) D2-HT LS-14	5 pc.	D2	123,00 €



Figure 15 : bloc Vita Suprinity

- Blocs REAL LIFE (compatibles uniquement à partir du logiciel 3.80)

Tailles : – I 14-14 (boîtes de 5 blocs)	118,08 €
Teintes : 0M1C/1M1C/1M2C/2M1C/2M2C/3M2C	



Figure 16 : Bloc Vita® Real Life

2.1.4.4. 3M® (58)

- Blocs Lava™ Ultimate : résine nano céramique (80% de particules de zircone et de silice intégrées dans une matrice en résine polymère)
- Blocs 3M ESPE Paradigm™ C (vitrocéramique renforcée à la leucite)
Ils sont disponibles en cinq tailles (V-5-12, 8, 10, 12 et 14) et en six teintes (blanchi, A1, A2, A3, A3.5 et B3)
- Blocs 3M ESPE Paradigm™ MZ100 (résine nano céramique).
- Blocs céramiques

HT (Haute Translucidité) Boîtes de 5	138,00 €
Teintes : A1- A2 - A3- B1 - C2 - D2	
Tailles : 12 – 14L	
LT (Basse Translucidité) Boîtes de 5	138,00 €
Teintes : A1- A2 - A3 - A3.5 - B1 - C2 – D2	
Tailles : 12 – 14L	

On voit bien malgré les nombreux blocs disponibles que toutes les teintes n'existent pas pour chaque référence. Les propriétés mécaniques de ces blocs céramiques seront différentes et répondront à différents impératifs cliniques. Il est donc nécessaire dans certains cas de disposer de blocs de marques différentes afin de répondre au plus grand nombre de cas cliniques. La possibilité de réaliser des maquillages de surface des céramiques est également intéressante pour se rapprocher le plus possible de la teinte naturelle du patient. Les fabricants proposent donc des kits de maquillage pour leurs céramiques.

2.1.4.5. Autres

D'autres marques fabriquent des blocs pour la CFAO (zirkonzahn, Simeda...) mais ce sont des blocs pour usineuses ouvertes. Leur principal avantage est que l'on va pouvoir usiner jusqu'à 36 éléments en même temps.

2.2. Morphologies et impératifs de préparation pour restaurations unitaires en CFAO

Lors d'une réalisation CFAO, deux grandes étapes se succèdent : CAO et FAO. Ces deux étapes sont complémentaires et conditionnent la préparation qui va être réalisée.

Le système d'empreinte (plus précisément de mesure) numérise la préparation afin qu'elle puisse être traitée par le logiciel de CAO.

L'étape de FAO réalisée ensuite fait intervenir le système d'usinage et des fraises qui travaillent par soustraction. Le praticien doit donc connaître le type d'usineuse utilisé et sa précision et d'autre part les fraises utilisées par l'usineuse.

En effet lors de l'usinage par fraisage, les fraises qui usinent le bloc de céramique ont un certain profil et un certain diamètre de pointe, logiquement elles ne pourront pas usiner une zone préparée inférieure à leur diamètre. Il est donc primordial de préparer les dents à reconstruire en utilisant des fraises calibrées correspondantes au profil et diamètre de celles utilisées par l'usineuse. Dans ce but, des fraises spécialement dédiées aux préparations CFAO sont disponibles.

La préparation dentaire que l'on va réaliser (quelque soit le type de reconstruction) doit donc être réalisée en fonction :

- de la précision et surtout du mode d'acquisition numérique de notre système de mesure (palpeur, optique ou laser).

Pour tous les systèmes CFAO, il est indispensable que les limites cervicales et les lignes de finition des préparations soient clairement réalisées et délimitées, de façon à simplifier l'enregistrement de l'image numérique (puis la modélisation de la restauration).

- Des possibilités d'usinage (type de fraises : profil, diamètre)
- Du matériau de restauration usiné (ex : pas de chanfrein pour la céramique)

Quelque soit le type de reconstruction unitaire réalisé, le profil de la limite cervicale doit être compatible avec les systèmes de saisie informatique utilisés en CFAO et avec le système d'usinage utilisé (59).

Ainsi :

- Pas d'angles vifs.
- Limites en congé 1/4 rond profond ou à épaulement droit à angle interne arrondi.
Les limites seront polies par des fraises à granulométrie décroissante ou inserts ultrasoniques (Satelec®) pour permettre une meilleure lecture et acquisition des données et faciliter la conception informatique.
- Limites au minimum juxta gingivale pour permettre la lecture par le système de mesure ainsi que la pose du champ opératoire lors de l'étape de collage de la reconstruction céramique.

Un autre point important à prendre en compte lors de la préparation est la quantité de substance dentaire minimale à éliminer afin de ménager un espace nécessaire pour le matériau. Cet espace doit permettre l'interposition de l'épaisseur minimale de matériau qui garantisse ses propriétés physiques (résistance à la fracture, compression) et apporte un rendu esthétique suffisant et recherché.

Cet espace est variable selon les types de céramique (donc de blocs) utilisées.

La préparation devra donc être adaptée à la situation clinique (localisation, espace prothétiquement utilisable (EPU), schéma occlusal), au type de céramique à disposition du praticien (60) mais aussi à l'équilibre esthétique – résistance – fonctionnalité.



2.2.1. Inlays, onlays

Comme nous l'avons dit un inlay est une incrustation dans la dent sans recouvrement cuspidien. Il va intéresser au minimum la face occlusale avec plus ou moins des extensions à d'autres faces ou sillons. En présence d'un recouvrement cuspidien on parlera d'onlay et donc par extension d'inlay – onlay.

Principes généraux (14,26,61–67) :

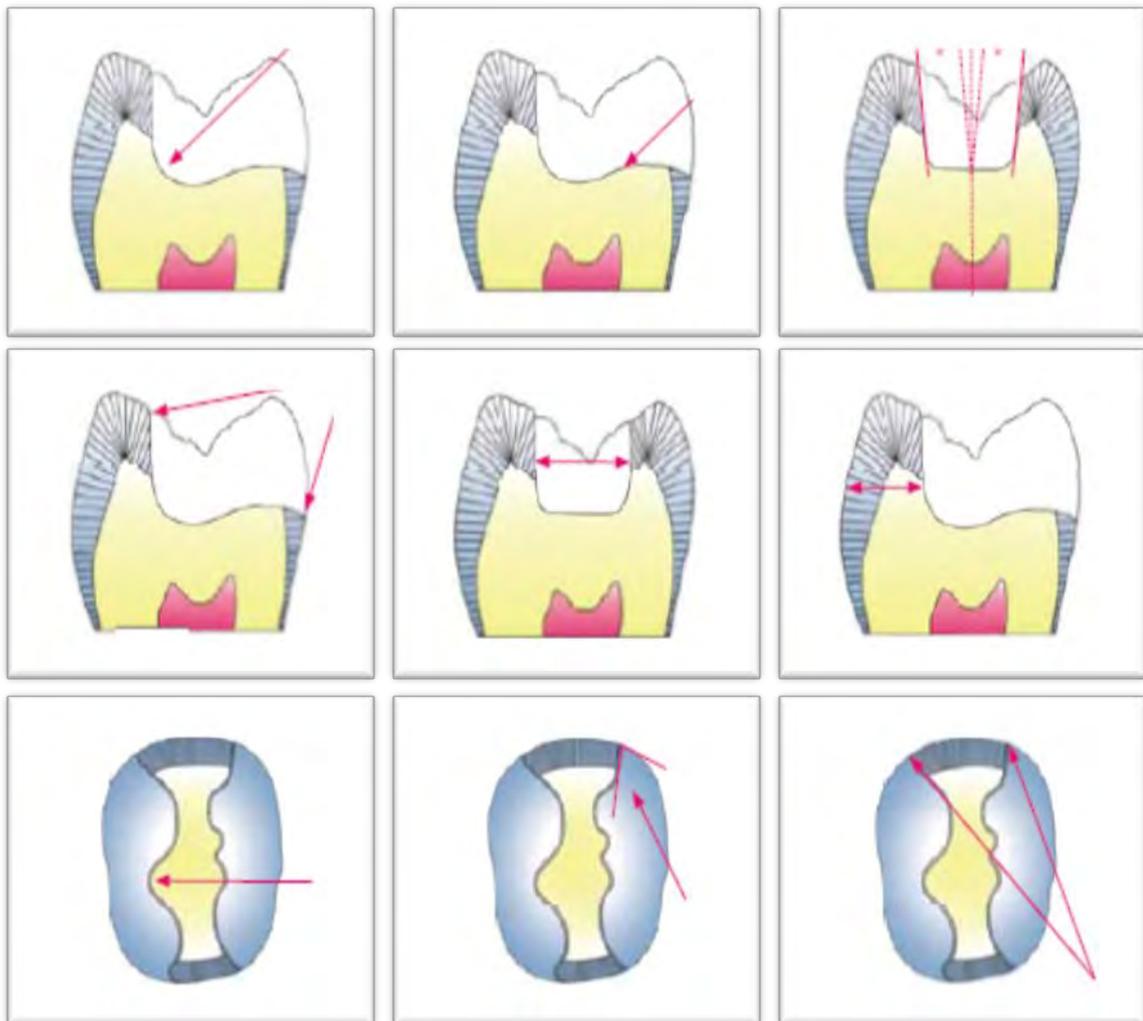


Figure 17 : Principes généraux de préparation d'un inlay-onlay céramique CFAO, selon Arnetzl et Arnetzl (2003) (67)

- Bords de préparation bien nets et fonds de cavité convexe, transitions arrondies courbes
- Pas d'angles aigus
- Pas de prismes d'émail taillés en parallèle, pas de macro rétentions, pas de rainures
- Les points d'impacts occlusaux devront se trouver à distance du joint dent-matériau
- Finition droite du bord occlusal. La finition périphérique peut-être en congé quart de rond ou épaulement droit à angle interne arrondi pour avoir une épaisseur suffisante sur les bords
- Epaisseur des parois résiduelles d'au minimum 2mm, 2.5mm est plus acceptable.

Particularités de préparation dentaire en vue de recevoir des onlays en céramique :

- Les cuspidés « à recouvrir » seront mises à plat. Il est important de noter que dans le respect du principe d'économie tissulaire, ces préparations doivent être réalisées à minima tout en respectant les principes généraux de préparation. Dans ce but, en cas de profondeur de préparation trop importante (supérieure 3mm) on peut utiliser un CVI modifié par adjonction de résine en fond de cavité. De plus, les contre dépouilles pourront être comblées par le CVI ou un composite flow ce qui permettra d'économiser le tissu dentaire à préparer.

Enfin, en cas de marches proximales juxta ou sous gingivales gênant à une bonne qualité de collage, un fond de CVI pourra permettre de relever en occlusal cette limite (68).

Comme il a déjà été précisé, les épaisseurs de tissu dentaire à éliminer varient selon le type de céramique utilisé et doivent donc suivre les recommandations du fabricant.

Exemple 1 : recommandation fabricant pour préparation d'I/O et reconstruction par une céramique IPS Empress® CAD (Ivoclar Vivadent©), vitrocéramique renforcée en Leucite :

- Prévoir une largeur d'isthme d'au moins 1,5 mm et une profondeur de préparation d'au moins 1,5 mm au plus profond du sillon.
- Préparer la boîte proximale avec des parois divergentes minimum 6°, former un angle de 100-120° entre les parois.
- Arrondir les angles internes pour éviter les contraintes dans la céramique. Réduire les contacts proximaux. Eviter les slices et les bords en biseau.
- Respecter une place disponible d'au moins 2 mm dans la zone des cuspidés. L'épaulement doit former un angle de 90°.

Impératifs liés à la résistance mécanique de la céramique



1. Largeur minimale des isthmes : 2 mm.
2. Largeur minimale des boîtes : 1,2 mm.
3. Surplomb proximal inférieur à la largeur de la boîte et inférieur à 2 mm.



- Parois de dépouille, divergence minimale des parois : 6°.
- Profondeur de l'isthme : 1,5 à 2 mm à l'endroit du sillon médian.
- Angles internes arrondis.



- Prévoir des épaisseurs de céramique satisfaisantes, par exemple par rapport à la position des sillons.
- Possibilité de déplacer le sillon médian en seconde intention.

Figure 18 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress CAD (56)

Exemple 2 : recommandations du fabricant pour préparation d'I/O et reconstruction par une céramique IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent©) : vitrocéramique disilicate de lithium :

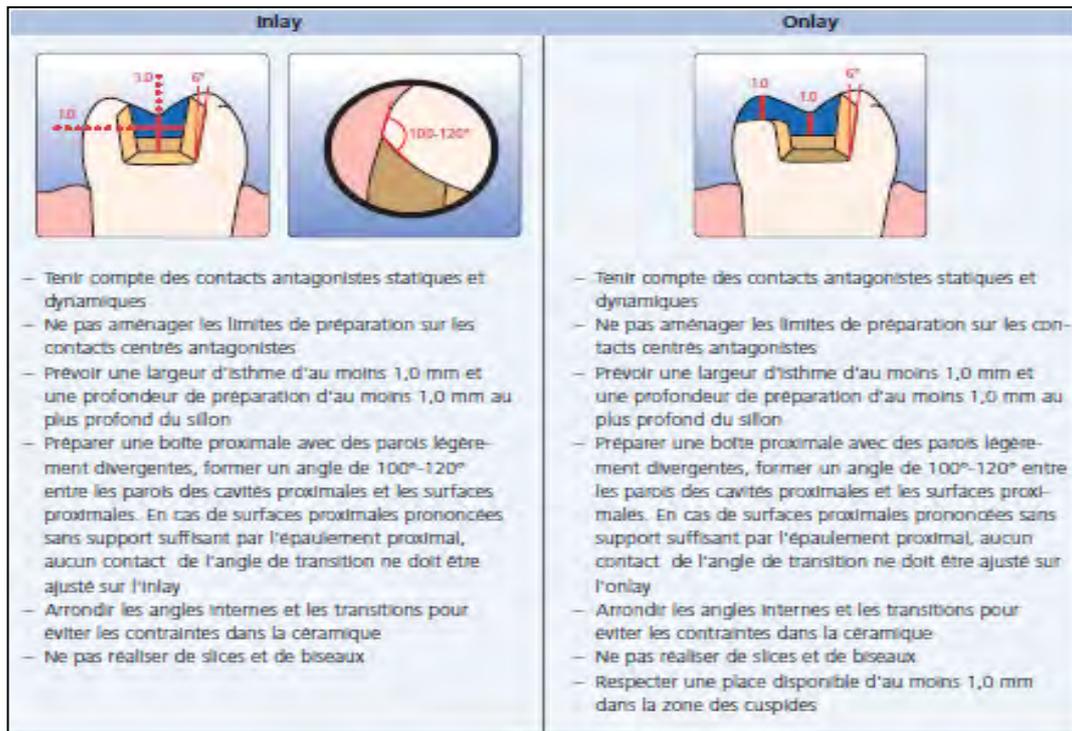


Figure 19 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56)

On voit clairement ici que pour un même fabricant les deux céramiques proposées ne nécessitent pas les mêmes quantités de préparation tissulaire et ce en rapport avec le type de céramique utilisé. Une vitrocéramique renforcée en leucite (Empress®) nécessite plus de préparation tissulaire qu'une vitrocéramique disilicate de lithium (e.max®).

A retenir :

Dans un premier temps il est nécessaire de respecter les principes généraux des préparations pour inlays/onlays CFAO.

Une fois que le praticien a choisi le bloc qu'il désire utiliser, il doit se référer aux notices de préparation des fabricants propres à ce type de céramique avant de démarrer sa préparation pour optimiser sa préparation en fonction de la céramique (donc du bloc) choisie.

Une fois la préparation terminée, le praticien doit la comparer aux notices fabricants et à la possibilité de réalisation lors de la CAO. Si la préparation est inadaptée au type de

céramique choisi au départ, le praticien devra s'orienter vers un autre type de bloc compatible.

Il doit y avoir une double validation du choix du bloc : le bloc choisi guide la préparation puis la préparation terminée et sa validation en CAO confirme ou infirme le choix du bloc et sa possibilité de mise en œuvre.

2.2.2. Facettes

Avant tout, il est important de rappeler que toute préparation dentaire à visée esthétique réalisée en céramique doit faire l'objet en amont d'une démarche diagnostique complète incluant l'analyse esthétique par wax-up (cire diagnostique), éventuellement mock-up (projet esthétique et guide de préparation dentaire en composite/résine), détermination de teinte, étude des lignes du sourire, des festons gingivaux.

Différentes études ont montré que les préparations pour couronnes dentaires impliquent un sacrifice de volume de la couronne naturelle pouvant atteindre jusqu'à 72%, afin d'assurer l'épaisseur des matériaux nécessaire pour la confection de la couronne (69). Selon le type de préparation, la réduction des tissus dentaires préconisée pour une facette céramique est de l'ordre de 3 à 30% seulement (69)

Rmq : Dans des cas isolés particulièrement favorables, il est même possible de ne pas avoir besoin de préparation (facettes dites «No Prep Veneers» (70).)

La préparation de la surface de collage se réalise à minima, limitée le plus souvent à la face vestibulaire pour conserver le guide antérieur. La limite de préparation est le plus souvent juxta ou supra gingivale afin de conserver l'intégrité de la gencive marginale (71) et de permettre le collage.

En pratique, on distingue trois formes de facettes céramiques :

- Type 1 : Facette avec réduction classique de la couche d'émail, purement vestibulaire
- Type 2 : Facette englobant le bord incisif mais en respectant le point de contact
- Type 3 : Facette englobant le bord incisif et les points de contact, on est à la limite de la couronne.

La technique de pénétration contrôlée doit être employée (19,22,72,73)

- Avec une fraise boule spécifique on réalise des rainures marqueurs de profondeur qui se prolongent jusqu'aux parois proximales et au bord libre. Les points de contact sont conservés et on ne touche pas la face palatine



***Figure 20 : préparation des repères de profondeur par fraise boule diamantée.
Photographie Dr. Alessandro Devigus (74)***

- Avec une fraise congé ¼ de rond on abruse la face vestibulaire et on réalise le congé selon les rainures tracées.



Figure 21 : réduction anatomique de la face vestibulaire avec une fraise congé, on préserve les points de contact. Photographie Dr. Alessandro Devigus (74)

Comme dans le cas des inlays et inlays/onlays, c'est le type de céramique utilisée qui va déterminer les quantités de tissu dentaire à éliminer.

Exemple 1 : recommandations du fabricant pour préparation de facette type 1 et reconstruction par une céramique IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent©) : vitrocéramique disilicate de lithium :

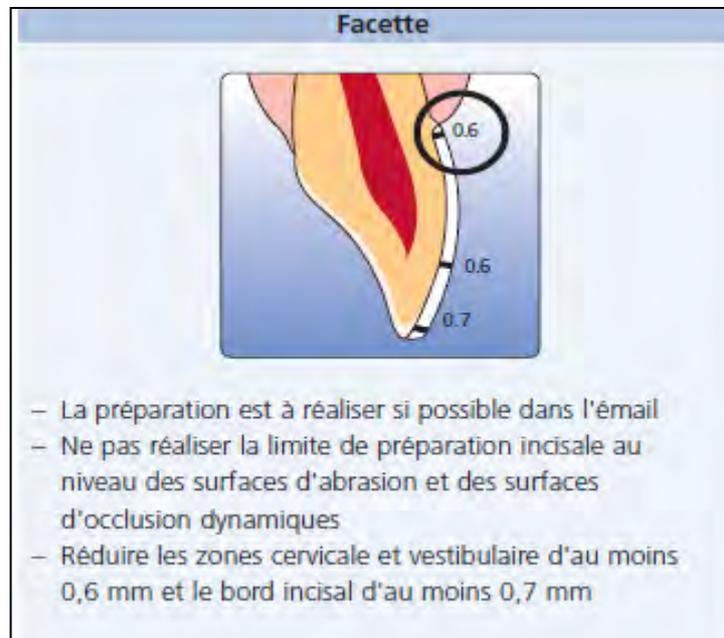


Figure 22 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56)

Exemple 2 : recommandations du fabricant pour préparation de facette type 1 et reconstruction par une céramique IPS Empress® CAD (Ivoclar Vivadent ©), vitrocéramique renforcée en Leucite :

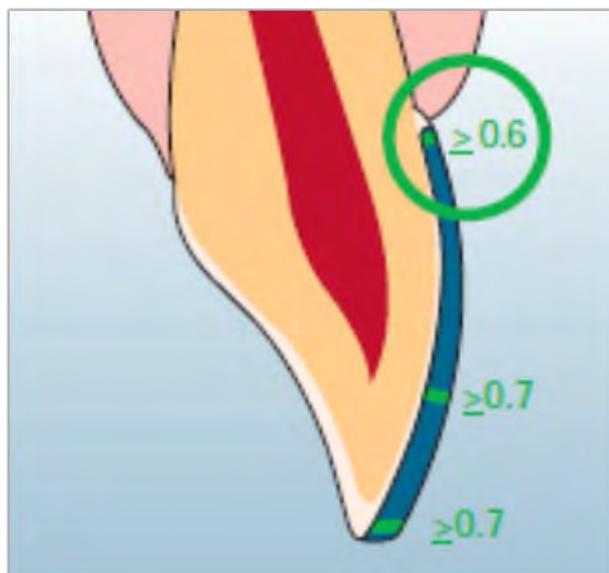


Figure 23 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56)

Lorsqu'il est nécessaire, pour des raisons fonctionnelles (fracture d'angle) ou esthétiques (dyschromies), de préparer le bord incisif, la réduction devra être plus importante pour garantir une stabilité suffisante (75), le cas échéant, le recouvrement ne devra pas se situer dans la zone des contacts occlusaux statiques (19,72).

Exemple 3 : recommandations du fabricant pour préparation de facette type 2 et reconstruction par une céramique IPS Empress® CAD (Ivoclar Vivadent ©), vitrocéramique renforcée en Leucite :

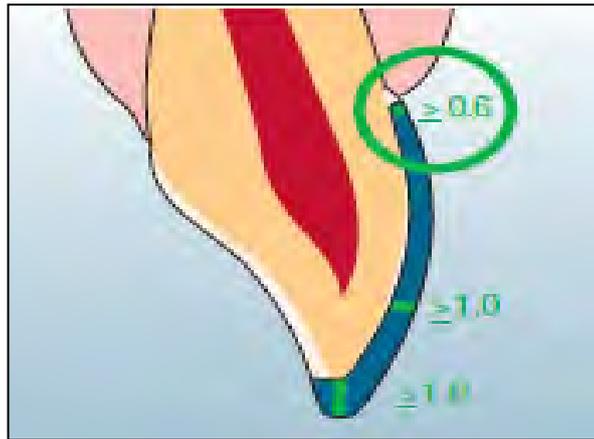


Figure 24 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56)

Remarque : Une étude in vitro a rapporté une résistance mécanique réduite pour des facettes avec un recouvrement incisif complet, en comparaison avec des préparations se terminant au niveau du bord incisif (76).

Lorsque l'objectif thérapeutique est de corriger l'esthétique de dents présentant des dyschromies marquées, il est nécessaire d'augmenter la profondeur de la préparation (75) en plus de la préparation normale, et ce en fonction du degré de translucidité du bord libre recherché.

Il est important dans le cas des facettes, reconstructions économes en tissus et esthétiques par excellence de rappeler la notion de diamètre des fraises d'usinage. Les préparations doivent être réalisées à l'aide de coffret de fraises spéciaux et en connaissance de la précision de l'usineuse et des diamètres de fraises d'usinage afin de ne pas réaliser des préparations qui seraient en deçà des capacités de la machine.

2.2.3. Couronnes et endocouronnes

2.2.3.1. Couronnes

Les préparations pour couronnes réalisées en CFAO vont reprendre les principes de préparation des couronnes tout céramique.

La préparation doit tenir compte des caractéristiques de la céramique. Celle-ci résiste bien à la compression mais mal à la traction ou au cisaillement (47).

De fait, une limite cervicale en forme d'épaule avec angle interne arrondi est mieux adaptée aux restaurations céramo-céramiques. L'épaule permet d'augmenter la résistance à la fracture et l'angle interne arrondi permet une meilleure reproduction du profil par la céramique et rend plus facile l'adaptation de la future couronne (23,27,61,77,78).

Une préparation en congé $\frac{1}{4}$ de rond profond est également possible.

L'épaule à angle arrondi est privilégié avec des vitrocéramiques et céramiques feldspathiques alors que la préparation avec congé à angle interne arrondi est plus utilisée pour des céramiques dont la résistance à la flexion est supérieure à 350 MPa telles que : les céramiques alumineuses infiltrées, les vitrocéramiques enrichies au disilicate de lithium et les céramiques zircon (79).



Figure 25 : épaulement droit à angle interne arrondi (59)

Dans un souci de permettre le collage de la céramique avec la pose d'une digue, il ne faut pas enfouir la restauration sous la gencive.

Une limite juxta ou supra gingivale sera préférée chaque fois que cela est possible et ce pour plusieurs raisons :

- Respect de l'intégrité parodontale (71)
- Contrôle visuel de la précision de la limite
- Nettoyage facile du joint dento-prothétique

Quand cela est nécessaire (ancienne prothèse fixe, présence d'obturation, nécessité de masquer une dyschromie, manque de rétention), la limite sera enfouie en intrasulculaire en respectant l'espace biologique. Dans ce cas, la mise en place au fond du sulcus d'un fil fin de rétraction gingivale type cordonnet permet de protéger l'attache et d'améliorer la visualisation de la limite. Ces cas particuliers peuvent amener à la décision de réaliser plutôt une couronne céramo-métallique pouvant être scellée plutôt que collée et permettant grâce à l'opacité conférée par la chape métallique de masquer les colorations radiculaires avec un résultat final plus esthétique qu'une couronne tout céramique.

Si la dent est vivante, il convient de respecter les vitesses de rotation et la pression appliquée sur la dent afin d'éviter une augmentation de température trop importante, pouvant être néfaste pour la vitalité pulpaire (28).

La préparation dentaire sera homothétique. Elle doit à la fois ménager une épaisseur suffisante pour la céramique et en même temps répondre au souci d'économie tissulaire en préservant la vitalité pulpaire (si dent vitale) et le maximum de structure dentaire résiduelle dans un souci de résistance (34). Il s'agit d'un compromis entre des contraintes biologiques, mécaniques et esthétiques. On utilisera de préférence la pénétration contrôlée.

Il faut rappeler que l'utilisation d'un système CFAO pour une restauration tout céramique impose la suppression des angles vifs en arrondis car l'usineuse est incapable d'usiner un angle vif. De plus on supprime ainsi les effets de coin potentiels pouvant entraîner des fractures de la céramique.

Comme pour les autres types de reconstruction unitaire, la quantité de tissu dentaire à éliminer dépend du type de céramique utilisée.

Exemple 1 : recommandations du fabricant pour préparation de couronne antérieure et reconstruction par une céramique IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent©) : vitrocéramique disilicate de lithium :

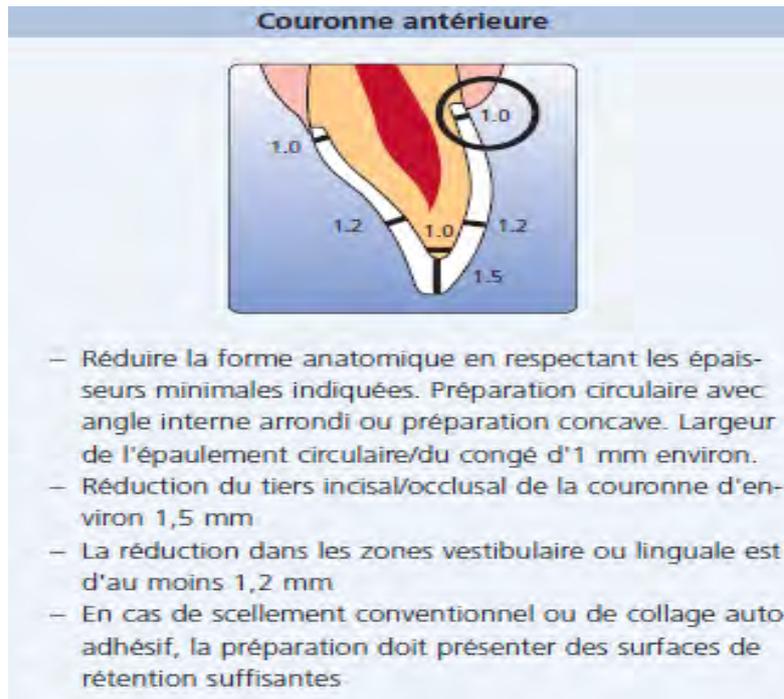


Figure 26 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56)

Exemple 2 : recommandations du fabricant pour préparation de couronne antérieure et reconstruction par une céramique IPS Empress® CAD (Ivoclar Vivadent ©), vitrocéramique renforcée en Leucite :

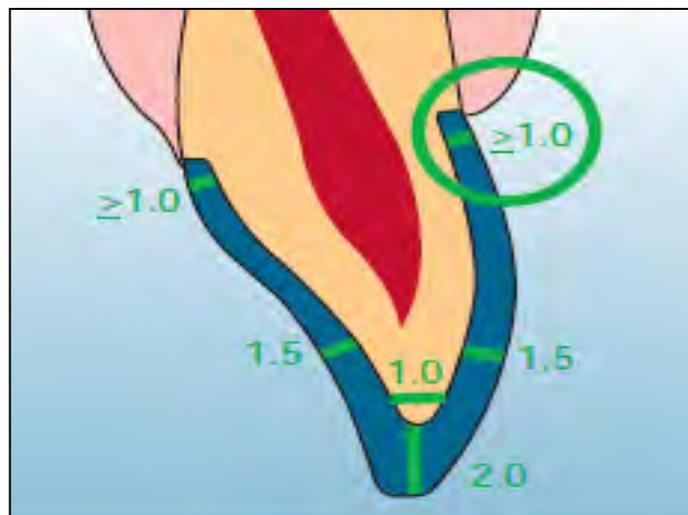


Figure 27 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56)

Exemple 3 : recommandations du fabricant pour préparation de couronne postérieure et reconstruction par une céramique IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent©) : vitrocéramique disilicate de lithium :

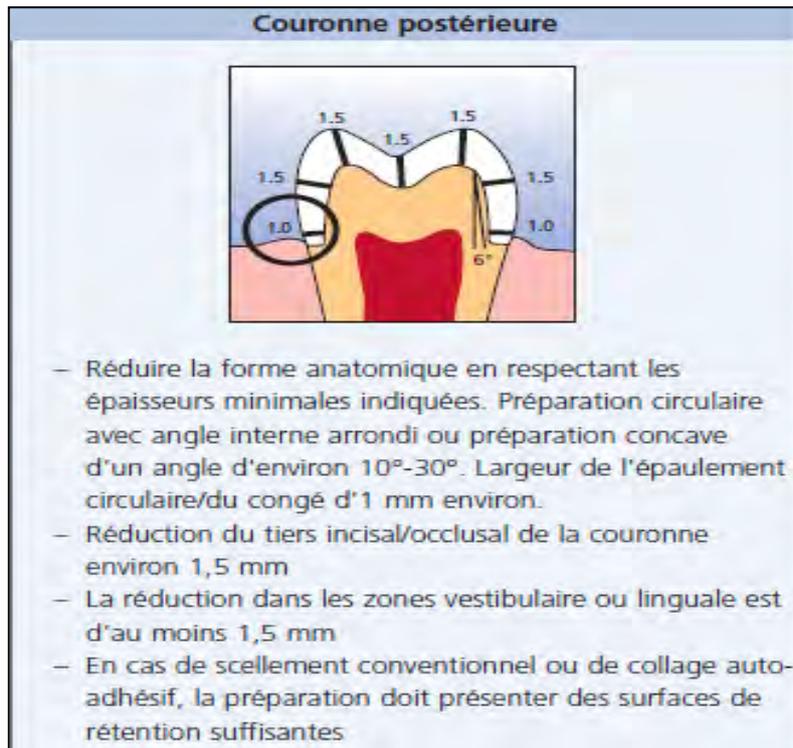


Figure 28 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56)

Exemple 4 : recommandations du fabricant pour préparation de couronne postérieure et reconstruction par une céramique IPS Empress® CAD (Ivoclar Vidadent ©), vitrocéramique renforcée en Leucite :

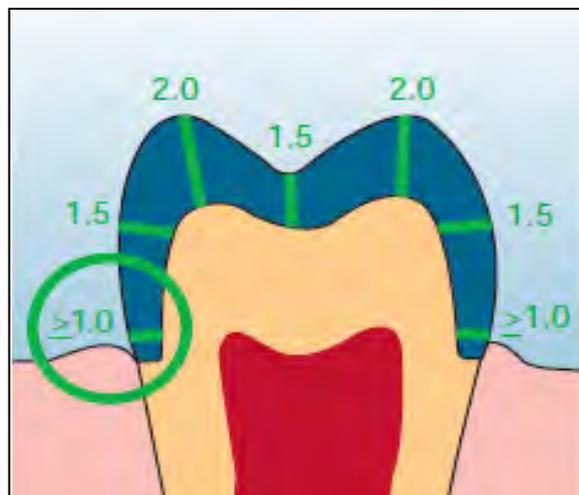


Figure 29 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56)

2.2.3.2. Endocouronnes

Comme nous l'avons vu, les endocouronnes sont des couronnes monoblocs utilisant comme ancrage la partie camérale d'une dent dévitalisée.

En ce sens, elles reprennent tous les principes de préparation des couronnes céramiques « classiques ». Au niveau des limites, épaulement ou congé et quantité de réduction tissulaire.

La partie camérale est préparée selon les critères des inlays céramiques (80,81).

Préparation occlusale (82)

La hauteur de la surface occlusale est réduite d'au moins 2 mm en direction axiale. Cette réduction peut être réalisée en pratiquant des sillons de 2 mm de profondeur comme guides, puis en utilisant une fraise-roue diamantée (bague verte).

La fraise est orientée le long de l'axe principal de la dent et tenue parallèlement au plan occlusal. Sa forme permet de contrôler l'orientation de la réduction et d'obtenir une surface plate, qui déterminera la limite cervicale (ou trottoir cervical). Cette limite sera le plus souvent supra gingivale mais peut, si la situation clinique l'exige être juxta gingivale. Les parois d'émail de moins de 2 mm d'épaisseur doivent être éliminées.



Figure 30 : Réalisation des sillons de guidage sur une dent isolée et in situ.(82)

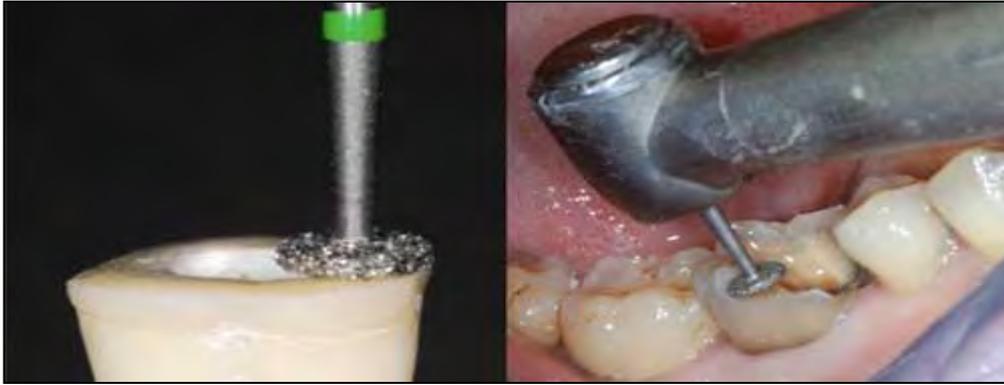


Figure 31 : Préparation du trottoir cervical à l'aide d'une fraise-roue tenue parallèlement au plan occlusal. (82)

Préparation axiale

Il faut éliminer les contre-dépouilles dans la cavité d'accès. Une fraise diamantée verte cylindro-conique est utilisée pour rendre continues la chambre pulpaire et la cavité d'accès endodontique. En orientant la fraise dans le grand axe de la dent, on peut réaliser la préparation sans exercer de pression excessive et sans toucher le plancher pulpaire.

Remarque : Attention car l'enlèvement d'une trop grande quantité de tissu des parois de la chambre pulpaire va réduire l'épaisseur des murs et la largeur du bandeau l'émail.

La cavité doit avoir une profondeur d'au moins 3 mm.



Figure 32 : Préparation axiale réalisée avec une fraise cylindro-conique, pour rendre continues la chambre pulpaire et la cavité d'accès.(82)

Polissage

Figure 33 : Polissage de la bande cervicale. (82)



Figure 34 : Contour cervical avant (A) et après (B) le polissage. (82)

Préparation du plancher de la cavité

L'entrée du canal pulpaire est dégagée. La gutta-percha est retirée jusqu'à une profondeur maximale de 2 mm. Cette étape doit être réalisée avec un instrument non abrasif pour préserver l'intégrité de l'entrée des canaux. Aucun fraisage de la dentine n'est pratiqué. La chambre pulpaire est nettoyée grâce aux ultrasons.

Pose

L'endocouronne peut être scellée (ciment) ou collée (composite)

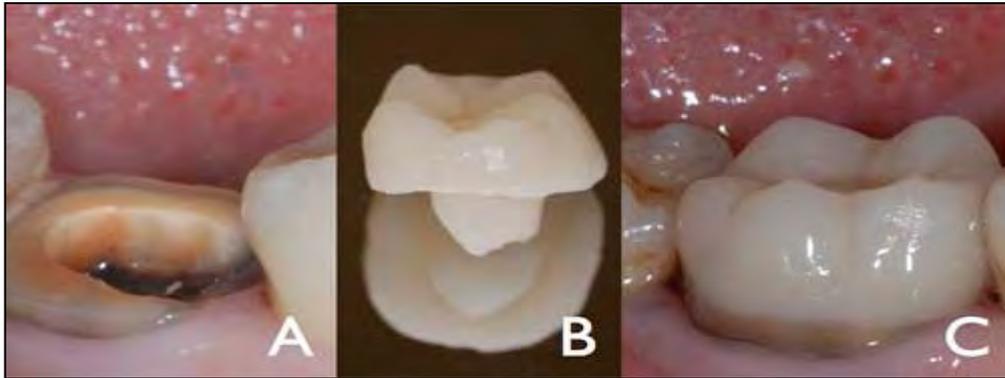


Figure 35 : Dent préparée (a), endocouronne (b) et résultat final après le scellement (c)(82)

Il faut rappeler que dans un souci d'économie tissulaire, la cavité sera comblée en profondeur ou au niveau des contres dépouilles liée à l'éviction carieuse par du CVIMAR. En cas de petite contre-dépouille, le comblement n'est pas impératif car l'enregistrement optique de la préparation et l'usinage de l'inlay ne permettent pas la mise en forme d'une pièce en contre dépouille. Le hiatus sera comblé par le composite de collage lors de la pose (83).

3. Critères décisionnels dans le choix du bloc de CFAO : indications des fabricants , revue de la littérature

3.1. Indications des fabricants en fonction du type de restauration unitaire

Les blocs de CFAO utilisés sont commercialisés par différents fournisseurs et sont en constante évolution dans une recherche d'esthétique, résistance aux contraintes buccales et de facilité de mise en œuvre. L'évolution des systèmes de CFAO a permis la réalisation de plus en plus de types de reconstruction ces dernières années, jusqu'aux reconstructions plurales et supra implantaires avec le Cerec® 3.

Les blocs développés doivent permettre de répondre aux caractéristiques et impératifs physiques et esthétiques propres à chaque type de reconstruction : facettes, inlays, onlays, couronnes partielles, couronnes unitaires antérieures et postérieures, endocouronnes et aujourd'hui chapes de couronnes céramo-céramiques et bridges.

Ceci est un tableau récapitulatif des indications de chaque bloc pour les différents fabricants. Nous ne traitons ici que des systèmes CFAO « chair-side » pour des reconstructions unitaires, en ce sens les blocs pour système in-Lab ou dédiés à la réalisation de chapes céramiques ne sont pas présentés.

Tableau 3 - Indications fabricants pour les blocs CFAO en configuration « chair side »

	Inlay	Inlay/Onlay	Facette	Couronne antérieure	Couronne Postérieure	Endocouronne
<u>SIRONA®</u>						
Cerec Bloc						
monochromatique	+	+	+	+	+	+
polychromatique	+/-	+/-	+	+	+	+
Cerec C IN			+	+		
<u>IVOCLAR</u>						
<u>VIVADENT ®</u>						
IPS						
Empress®CAD						
HT	+	+	+	+		
LT			+	+	+	+
Multibloc			+	+	+	+
IPS e.max CAD	+	+	+	+	+	+
IPS						
Empress2®CAD	+	+	+	+	+	+
<u>VITA®</u>						
Vitablocs MARK						
II	+	+	+	+	+	+
Triluxe			+	+	+	
Triluxe Forte			+	+	+	
Real Life			+	+		
<u>3M®</u>						
Paradigm C	+	+	+	+	+	+
Paradigm						
MZ100*	+	+	+	+	+	+
Lava Ultimate *	+	+	+	+	+	+

+ : utilisation recommandée par le fabricant

+/- : utilisation possible mais non principale

*on rappelle que les blocs Lava Ultimate et Paradigm MZ100 ne sont pas des céramiques mais des résines composites nanochargées.

Ce tableau ne se veut pas exhaustif quand à la totalité des blocs proposés sur le marché, seuls les blocs commercialisés par quatre principaux laboratoires ont été inclus.

3.2. Revue de la littérature

Cette revue de la littérature a porté sur une soixantaine d'articles, de 1990 à nos jours. Le choix d'intégrer des articles publiés il y a une vingtaine d'année a été fait dans le but de bien montrer et comprendre l'évolution de la réflexion sur la CFAO dentaire. On peut ainsi suivre l'évolution des préoccupations des chirurgiens dentistes face à cette technologie.

Ainsi, les publications des années 1990-2000 se sont attachées à montrer l'efficacité et la longévité des reconstructions par CFAO. De plus en plus de cabinet en étant équipé, il fallait montrer que les reconstructions réalisées étaient stables, durables et présentaient des taux d'échecs cliniquement acceptables, inférieurs aux techniques conventionnelles de laboratoire.

Tenant compte des résultats obtenus et démontrés scientifiquement lors de cette décennie, de nombreuses études réalisées à partir des années 2000 ont mesuré les taux d'échecs et de succès des reconstructions CFAO sur des durées plus longues (5-10 ans). L'apparition de nouveaux blocs sur le marché (vitrocéramiques renforcées en leucite, disilicates, résines nanochargées en céramique) et de nouvelles indications (couronnes stratifiées, bridges) a été suivie par des publications de taux d'échecs à court terme (2-5 ans).

Ces dernières années, partant des preuves de longévité apportées par l'ensemble des publications déjà parues, les études se sont focalisées sur des aspects plus techniques de la CFAO : mode de fracture des céramiques, influence du système d'adhésion utilisé, influence du type de céramique sur les réactions biologiques, propriétés mécaniques des céramiques, esthétisme.

Il n'existe à l'heure actuelle que peu d'études concernant les blocs composites en résine nanochargée (Lava Ultimate©), notamment au niveau de leur longévité. Il n'a donc pas été possible de les comparer complètement aux blocs céramiques. Les résultats des études portant sur ces blocs seront tout de même rapportés.

Le but de cette analyse est de dégager un axe de réflexion pour le praticien sur le choix du bloc de matériau à utiliser en fonction du cas clinique qui lui est proposé. Il ne s'agit pas ici de comparer directement les blocs de chaque fabricant entre eux ou de vanter les mérites de tels ou tels blocs car, généralement, les études réalisées sur un bloc en

particulier sont des études commandées par le laboratoire fabricant et n'apporte donc que peu de preuves scientifiques objectives.

Cette revue de la bibliographie a été menée en s'intéressant à différents critères importants à prendre en compte lors du choix d'un matériau en CFAO : longévité, mécanique, biologique, esthétique et mise en œuvre.

3.2.1. Longévité

En 2006, deux grandes études de revues de littérature sont publiées par Giordano R. et Fasbinder DJ. (52,84) pour traiter de la résistance et de la fiabilité des blocs céramiques utilisés en CFAO.

- Giordano (2006) (52), montre que les blocs produits de façon industrielle sont plus fiables que les céramiques conventionnelles et pressées car ils ne présentent pas de porosité. On retrouve cette conclusion déjà dans une publication de Tinschert et al. (2000) (85).



Figure 36 : Image en ME d'une céramique pressée, conventionnelle (montée manuellement) et d'un bloc Vita Mark II (Vita®).(52)

Il appuie son argumentation sur la publication des taux de succès des blocs dans de nombreuses études :

- Mörman et al. (1996) : inlays en Vita Mark II, 99% de succès à 6ans (86)

- Martin et al. (1999) : 3000 inlays Vita Mark II et ProCAD, 97,4% de succès à 10 ans (87)
- Posselt et al. (2003) : 2328 inlays Vita Mark II sur 794 patients , 95,5% de succès à 9ans (88).

Cette étude a montré un taux de réussite supérieur à des études préalables (Lehner et Studer, 1998) qui rapportaient 5% d'échecs pour des inlays Empress à 5ans et 11,6% pour des couronnes avec un taux d'échec prévisionnel de 14,5% à 7 ans (89,90).

La majorité des échecs de l'étude de Posselt, comme pour Studer et Lehner, sont survenus sur des canines et des molaires.

Les échecs ont principalement été dus à 2 fractures du matériau (5,7%), 6 fractures dentaires (17,1%), 8 avulsions (22,3%).

- Bindl et al. (2004) : 1 échec/ 18 couronnes antérieure Vita Mark II sur 2-5 ans. (91)
- Bindl et al. (2005) : étude sur 208 monoblocs en postérieur et mesure des taux de succès en fonction de 3 designs de préparation
 - Classique : 0 échec à 2 ans et 2 échecs à 54 mois
 - Réduite : 2 fractures à 2ans et 3 fractures de plus à 54 mois
 - « endo » : 0 échec à 2 ans

Ceci montre bien les taux de réussite élevés à 5ans et la fiabilité des blocs, notamment lors du respect des consignes de préparation pour couronnes et endocouronnes (81)

➤ Fasbinder en 2006 reprend de nombreuses études et rapporte également un faible taux global d'échec sur les blocs usinables. (84).

- Cf annexe 1, 2 et 3
- On retrouve les résultats montrés par Bindl et al. (2005) avec Isenberg et al. (1992) et Berg et Derand (1997) qui montrent que les fractures lors des échecs surviennent le plus souvent au niveau de l'isthme occlusal lorsque l'épaisseur de céramique est inférieure à 2mm (92,93).
- Dans cette étude, Fasbinder compare également les usures marginales des reconstructions par monoblocs usinables et montre que les résine nanochargées (Lava) s'usent plus en marginal que les céramiques mais que pour les deux types peu de dyscolorations ou reprise de carie sont rapportées. Il rejoint de nombreux auteurs sur le fait que les phénomènes d'usure des reconstructions CFAO se font en

surface et surtout en occlusal. L'usure marginale est relativement faible ce qui explique en partie leur longévité, la zone marginale étant la «zone de faiblesse » de la prothèse (5,88,92–99).

A partir des années 2010, c'est l'avènement des disilicates qui intéresse les chercheurs avec deux grandes études publiées par Fasbinder et al. en 2010 (100) et Pieger et al. en 2014 (101).

- Fasbinder et al. en 2010 (100) réalisent une étude sur 2 ans sur des couronnes en disilicate (eMax® d'Ivoclar Vivadent) qu'ils collent par deux protocoles différents : avec le Multilink Automix (Ivoclar Vivadent ®) et un ciment expérimental non communiqué.

TABLE						
Percentage Alfa scores for CAD/CAM lithium disilicate all-ceramic crowns, according to recall visit.						
CRITERION	SIX-MONTH RECALL VISIT (ALFA SCORE %)		ONE-YEAR RECALL VISIT (ALFA SCORE %)		TWO-YEAR RECALL VISIT (ALFA SCORE %)	
	MA*	EC†	MA	EC	MA	EC
Color Match	95.6	92.3	95.6	94.9	100.0	97.2
Margin Discoloration	95.6	97.4	86.9	97.4	87.0	97.2
Margin Adaptation	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
Caries	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
Crown Fracture	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0

* MA: Multilink Automix, Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y.
† EC: Experimental cement.

Figure 37 : tableau de résultats de l'étude de Fasbinder et al. 2010 (102)

Ces faibles taux d'échec sont comparables à ceux observés dans d'autres études sur un autre disilicate, IPS Empress2® (Ivoclar Vivadent)

- Marquardt et al. (2006) : couronnes et bridges 3 éléments sur 5ans (103)
 - 0 échec pour les couronnes sur 27 (prémolaires et molaires)
 - 6 échecs pour les bridges sur 31(3 fractures chapes, 1 fracture facette, 2 atteintes parodontales).
- Taskonak et al. (2006) : couronnes et bridges 3 éléments à 2 ans (104)
 - 0 échec sur 20 couronnes
 - 10 échecs sur 20 bridges

➤ Pieger et al. en 2014, réalisent une revue de la littérature sur l'utilisation des disilicates réputés pour être esthétiques et fonctionnels. Malgré une très large utilisation il n'y a que peu de preuves cliniques et d'études validant leur utilisation.

- Revue de la littérature sur 2083 articles pour aboutir après application de critères d'inclusion et d'exclusion à 12 études cliniques : 2 essais contrôlés randomisés, 5 études prospectives, 1 étude rétrospective et 4 descriptives.
- L'étude est réalisée sur le court terme (1-5 ans) et moyen terme (5-10ans) pour des couronnes unitaires et bridges
 - Couronnes : 100% à 2 ans, 97,8% à 5 ans, succès estimé à 96,7% à 10 ans
 - Bridges : 83,3% à 2 ans, 78,1% à 5 ans, succès estimé à 70,9% à 10 ans

Le taux de réussite des couronnes est excellent à court et moyen terme même s'il manque encore des données.

Pour les bridges céramiques en disilicate, le taux est acceptable à court terme mais limité et les estimations à moyen terme sont non prometteuses (101) ce qui reprend les conclusions de l'HAS dans son rapport de 2007 sur les prothèses dentaires à infrastructure céramique (105).

Bien qu'il soit possible depuis 1988 et le Cerec 1 de réaliser des facettes par CFAO (cf. tableau 1), il n'existe pas autant de littérature sur la longévité des facettes que pour les inlays ou couronnes.

➤ Layton et al. (2013) (106) publient une revue de la littérature qui porte sur 4294 articles, 116 textes intégraux ont été analysés et 10 études retenues (5 quantitatives et 5 qualitatives).

Ces études sont réalisées sur des facettes en céramiques non feldspathiques (IPS empress et empress2, Cerinate, Vita Mark I et II, Pro CAD) et calculent le taux de succès sur le long terme (supérieur à 5ans).

Elles montrent ici plus de 90% de succès cumulatifs à 5ans (pas de différenciation entre les différents blocs).

L'étude conclue à des résultats cliniquement acceptables à 5 ans et probablement supposés dans le temps avec cependant la nécessité de réaliser de nouvelles études pour enrichir la littérature.

A retenir :

De nombreuses autres études ont été publiées sur la longévité des reconstructions CFAO (inlays, onlays, facettes, couronnes et endocouronnes). Il est aujourd'hui admis que ce sont des reconstructions durables, fiables avec des taux de succès sur le moyen terme cliniquement acceptables à excellents, surtout rapportés à la satisfaction des patients.

Les blocs monolithiques de céramique à usiner présentent une structure plus fiable que les céramiques pressées ou conventionnelles manuelles.

Les vitrocéramiques à base de disilicate, plus résistantes que les autres vitrocéramiques ou que les céramiques feldspathiques présentent de très bons résultats à moyen terme sur les reconstructions unitaires, mais les premières évaluations des taux de survie montrent des limites dans leur utilisation dans des reconstructions partielles type bridge.

Quelque soit le type de céramique la plupart des échecs s'observent sur les canines et en postérieur.

Il n'a pas été trouvé d'étude sur la longévité des reconstructions par bloc composite (Lava ou Paradigm).

A propos des blocs :

Etude (année)	Matériau testé	Résultats
Giordano (2006)	Vita Mark II	Monoblocs industriels supérieurs aux céramiques pressées et artisanales
Tinschert et al. (2000)	Vita Mark II	

A propos des inlays et onlays :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Mörman et al. (1996)	Vita Mark II	99% succès à 6 ans
Martin et al. (1999)	Vita Mark II et ProCAD	97,4% succès à 10 ans
Posselt et al. (2003)	Vita Mark II	95,5% succès à 9 ans
Fasbinder (2006)	Néant	Annexe 1,2,3

A propos des facettes :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Layton et al. (2013)	Céramiques non feldspathiques : Vita Mark I/II, ProCAD, Empress 1 et 2	90% succès cumulés à 5 ans

A propos des couronnes et bridges :

Etude (année)	Type de restauration	Matériau	Résultats
Bindl et al. (2004)	Couronnes antérieures	Vita Mark II	1 échec/18 à 5 ans
Marquardt et al. (2006)	Couronnes	Empress 2	100% succès à 5 ans
	Bridges		6 échecs/31 à 5 ans
Taskonak et al. (2006)	Couronnes	Empress 2	100% succès à 2 ans
	Bridges		50% succès à 2 ans
Fasbinder (2010)	Couronnes	eMax	100% succès à 2 ans
Pieger et al. (2014)	Couronnes	Disilicate de lithium	100% succès à 2 ans 97,8% à 5 ans +/- 96,7% à 10ans
	Bridges		83,3% succès à 2 ans 78,1% à 5 ans +/- 70,9% à 10 ans

3.2.2. Mécanique

Les propriétés mécaniques des nouvelles céramiques utilisables en CFAO dépassent de loin les propriétés des céramiques traditionnelles frittées ou pressées (52,85). Ces améliorations en terme de résistance et force permettent de réaliser quasiment tous les types de reconstruction, de l'unitaire au plural en passant par les reconstructions supra implantaires tout céramique. Chaque fabricant vante les qualités mécaniques de ses blocs en garantissant leur résistance et donc leur durabilité.

Tout d'abord, il est important de rappeler que les données communiquées par les fabricants sont des données résultantes de test in vitro et qu'elles sont susceptibles de varier une fois la céramique placée dans le système manducateur. De plus, ces données sont mesurées pour des épaisseurs de céramique données et communiquées par le fabricant, il est donc impératif lors des préparations de respecter les épaisseurs énoncées sous peine de diminuer les résistances réelles des céramiques placées et d'augmenter les risques d'échec.

- Si on reprend l'étude de Giordano (2006) (52) :
 - Il montre que la résistance d'une céramique industrielle en bloc est supérieure après polissage à une céramique feldspathique normale et même jusqu'à 2 fois supérieure après glaçage (même par rapport à une céramique pressée).
 - Après glaçage ou polissage, on a une diminution de l'usure d'émail face à la céramique avec une perte d'émail qui devient quasi équivalente à celle du matériau(107–109).

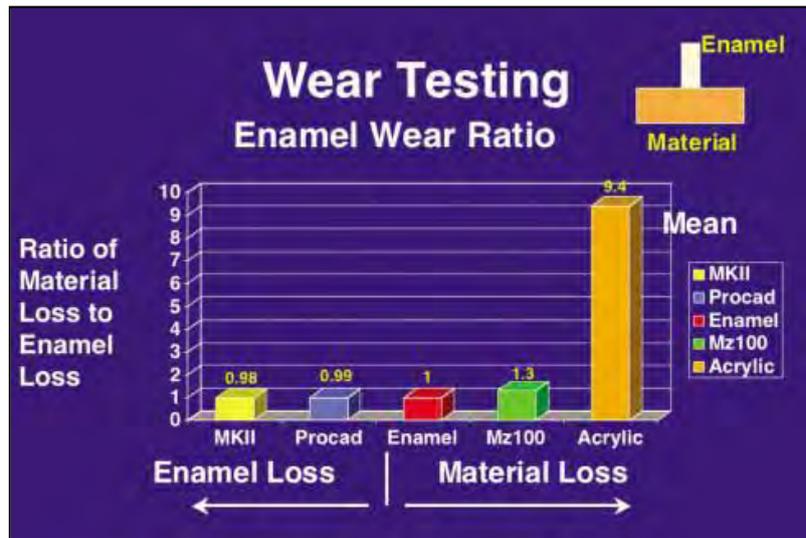


Figure 38 : Test *in vitro* d'usure d'émail avec Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, Minn.), émail et résine acrylique. Un ratio proche de 1 indique une usure similaire à celle d'une dent contre une dent (52)

Selon ce graphique, l'émail s'use un petit peu plus avec Vita MarkII qu'avec Pro CAD face à la céramique, alors que c'est Paradigm (bloc composite) qui s'use face à l'émail. (on voit en test la résine acrylique qui s'use énormément face à de l'émail).

- Un des avantages des blocs en résine nanochargée est qu'un mauvais polissage a moins d'effet sur l'usure que pour une céramique.
 - Le polissage /glaçage permet de compenser les modifications de surface pouvant influencer négativement les propriétés des céramiques, on retrouve cette conclusion chez Tinschert et al. (2000) (85)
- De nombreuses études ont comparé les différentes céramiques entre elles lors de la dernière décennie. Les facteurs étudiés sont les facteurs les plus associés à la notion de durabilité et de pérennité de la reconstruction : résistance à la flexion, force de résistance à la fracture, résistance à l'usure et à la fatigue, mode de fracture. Parmi ces études on peut citer :
- Tinschert et al. (2001), qui réalisent des tests comparatifs sur la force de résistance à la fracture et montrent que les Zircones sont plus résistantes que Empress 2 (disilicate) et que InCeram Zirconia est plus résistant qu'Empress ou qu' InCeram Alumina (110)

- Pilathadka et Vahalova (2007), montrent que les céramiques placées en postérieur ont une tendance à l'écaillage ou à la fracture avec comme élément déterminant l'impact des forces de mastication. Il en conclue que les matériaux utilisables en postérieur doivent présenter une résistance et esthétique suffisante pour assurer une pérennité et un vieillissement optimal mais également permettre au praticien d'avoir le choix entre différents modes d'adhésion car les zones postérieures sont difficiles d'accès et contraignantes lors des protocoles de collage(111)
- Tysowsky (2009), après ses études montre qu'en augmentant l'épaisseur des disilicates, on augmente proportionnellement la charge nécessaire pour induire une fracture et qu'on observe plutôt des écaillages ou éclats réparables. Toutefois l'obligation de la conservation tissulaire reste primordiale (112).
- Schmitter et al. (2012) effectuent des tests de résistance sur des facettes IPS e.max CAD avec in-vitro des résistances allant jusqu'à 1600 N ce qui est très supérieur aux facettes manuelles conventionnelles. A noter que ces facettes étaient montées sur des coques Zircon (InCoris ZI) (113).
- Lin et al. (2012) montrent que la résistance à la flexion d'une facette céramique diminue lorsqu'elle est placée sur un noyau céramique, notamment pour les céramiques multicouches qui voient leur fiabilité diminuer.

Les zircons ont la résistance la plus forte, les vitrocéramiques renforcées en leucite ont une résistance inférieure aux disilicates sans qu'il n'y ait une influence du mode de fabrication (pressée ou usinée en CFAO) ou de l'épaisseur du matériau (114).

Ce résultat est retrouvé dans une étude de Bakeman et al. (2014) (115).

- Vichi et al. (2013) comparent les résistances à la flexion des blocs les plus utilisés en technique courante de CFAO. Ils ont testé ces blocs selon l'essai de flexion en trois points permettant de mesurer la résistance à la rupture d'un matériau. Une barrette du matériau à tester est placée sur deux appuis et une force croissante est appliquée au centre de la barrette jusqu'à la rupture.

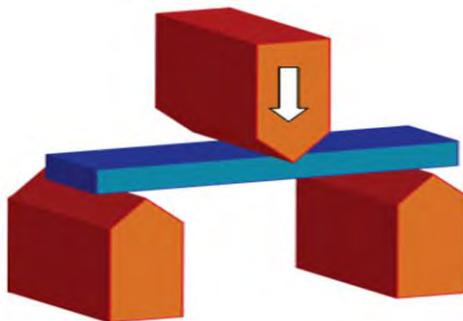


Figure 39 : Essai de flexion en trois points

Ils ont obtenu comme résultats

Empress > Cerec Bloc > Paradigm C > Cerec Bloc PC > Vita Triluxe Forte > Vita Mark II > Vita Triluxe > Empress CAD multi (116).

Tous ces blocs présentent des résistances à la flexion supérieures à 100 MPa soit la norme ISO pour les céramiques de classe 2 publiée en 2008 par l'Organisation Internationale pour la Standardisation (OIS) (117).

Tableau 4 : Indications cliniques recommandées par l'OIS pour les céramiques (116).

Table 1. Recommended clinical indications (ISO 6872:2008).

Class	Recommended clinical indications	Flexural strength minimum (mean) MPa
1	(a) Esthetic ceramic for coverage of a metal or a ceramic substructure. (b) Esthetic-ceramic: single-unit anterior prostheses, veneers, inlays, or onlays	50
2	(a) Esthetic-ceramic: adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses. (b) Adhesively cemented, substructure ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses.	100
3	Esthetic-ceramic: non-adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses.	300
4	(a) Substructure ceramic for non-adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses. (b) Substructure ceramic for three-unit prostheses not involving molar restoration.	300
5	Substructure ceramic for three-unit prostheses involving molar restoration.	500
6	Substructure ceramic for prostheses involving four or more units.	800

L'analyse statistique des forces de résistance à la flexion mesurées a montré une différence statistiquement significative uniquement entre Empress CAD et les autres blocs, il n'y a pas de différence entre les autres blocs. Cette différence significative n'est pas expliquée dans l'article.

L'étude décrit également que les modules de Weibull (modules statistiques de distribution des fissures dans un matériau friable) des blocs Vita Mark II, Triluxe Forte et Cerec Bloc PC sont supérieurs à 20 ce qui signifie une plus grande fiabilité et intégrité structurelle du matériau.

Toujours sur la résistance à la flexion, Zimmerman et al. (2013) et Batson et al. (2014) montrent la supériorité des disilicates (78,118) après les céramiques haute résistance comme la zircone. Ces résultats sont retrouvés chez Bakeman et al. (2014) sur des disilicates après collage (115).

En 2014 deux études intéressantes ont été publiées sur la résistance à la fatigue des céramiques et la résistance des tissus dentaires résiduels avec des reconstructions céramiques.

- Beli et al. (2014) ont comparé la résistance à la fatigue de céramique et composite, les meilleurs résultats sont mesurés pour l'e.max ZirCAD, on retrouve :
eMax ZirCAD > e.max Press > e.max CAD > Lava Ultimate > e.max Ceram et Triluxe Forte (119).
- Yu et al. (2014), en se basant sur les études de Hannig (2005) et Steele (1999) montrent que les inlays céramiques CFAO réalisés sur des dents devitalisées présentent des résistances à la fracture équivalentes à celles de dents saines, mais qu'en cas de fractures, celles-ci sont plus sévères (120–122).
L'étude montre que les taux de fractures sont diminués de manière importante si un inlay-onlay voire une couronne est réalisé au lieu d'un inlay simple (122).
- Au sujet des blocs composite en résine nanochargée, El-Damanhoury et al. (2014) ont comparé les résistances à la fracture, les modes de fracture et l'étanchéité après collage au niveau des joints de deux blocs céramiques (e.max et Cerec Bloc) et d'un bloc Lava Ultimate. L'étude in vitro a porté sur 30 endocouronnes molaires réalisées en CFAO sur dents extraites.
L'étude conclue que les blocs composites ont une meilleure résistance à la fracture et un meilleur mode de fracture (fracture de l'endocouronne sans fracture de la dent) que les blocs céramiques (feldspathique et disilicate) avec toutefois une moins bonne étanchéité après collage (123).
- Chen et al. (2014) retrouve cette caractéristique de résistance des blocs composites et préconise un sablage de la pièce composite pour améliorer le collage (124).

A retenir :

Les propriétés mécaniques des nouvelles céramiques usinables sur le marché (vitrocéramiques renforcées en leucite, disilicate de lithium, céramiques feldspathiques) sont éprouvées. Les blocs pour CFAO produits industriellement sont plus fiables et résistants que les céramiques pressées ou traditionnelles.

Si l'on ne tient pas compte des céramiques de haute résistance à base d'alumine ou zircon, qui possèdent des forces leur permettant de servir d'armatures de bridge ou de chapes, les disilicates possèdent les meilleures propriétés mécaniques. Les vitrocéramiques renforcées en leucite et les céramiques feldspathiques ont des propriétés équivalentes variant pour chaque marque de bloc. Leurs lacunes en terme de résistance doivent être compensées par une pose mettant en œuvre une technique de collage. Quelque soit le type de céramique choisi, le facteur clé de la pérennité est le respect de l'épaisseur du matériau.

Au vu de la littérature étudiée, il apparaît que les blocs céramiques multicouches plus esthétiques sont moins résistants en flexion que les monoblocs sans qu'une explication soit donnée. Cette résistance plus faible est à nuancer par le fait que ces blocs présentent statistiquement moins de chance de se fracturer à une force de flexion plus faible que celle mesurée comme leur résistance moyenne (module de Weibull plus grand).

De plus, les données recueillies réaffirment l'importance de l'étape de polissage/glaçage afin de pérenniser la reconstruction dans l'environnement buccal en préservant de l'usure amélaire.

Les blocs composites présentent selon les premières études des résistances à la fracture supérieures aux céramiques avec comme avantage un mode de fracture différent qui permettrait de limiter la fracture à la reconstruction. Il manque cependant encore des études pour valider complètement ces données et permettre une comparaison complète avec les céramiques.

A propos de l'usure amélaire :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Giordano (2006)	ProCAD, Vita MarkII, Paradigm	Usure émail est quasi identique face à une céramique polie que l'usure face à une autre dent

A propos de la résistance à la fatigue :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Beli et al. (2014)	e Max, Lava, Triluxe Forte	eMax résiste plus que Lava Triluxe Forte résiste le moins

A propos des résistances à la fracture :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Tinschert et al. (2001)	Zircone, Empress 2	Résistance Zircone supérieure
Tysowsky (2009)	Disilicates	Résistance augmente proportionnellement à l'épaisseur
Schmitter et al. (2012)	Facettes eMax sur coque InCoris ZI	Résistance très supérieure aux facettes traditionnelles
Yu et al. (2014)		Résistance des inlays est proche de celle des dents saines Augmente si inlay/onlay réalisé
El-Damhoury et al. (2014)	Endocouronnes Cerec Bloc, e.max et Lava Ultimate	Résistance Lava supérieure Mode de fracture Lava différent sans fracture dentaire Céramiques plus étanches après collage
Chen et al. (2014)	Lava Ultimate, e.max	Lava supérieur à e.max Sablage Lava améliore collage

A propos des résistances à la flexion :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Lin et al. (2012)	Zircone, disilicate et vitrocéramiques renforcées en leucite	Résistance zircone supérieure, renforcées en leucite moins résistantes Diminution résistance pour les blocs multicouches
Vichi et al. (2013)	Empress, Cerec Bloc, Vita Mark II, Paradigm C	Résistance Empress > Cerec Bloc > Paradigm C > Vita Mark II Les blocs multicouches (Cerec Bloc PC, Vita Triluxe et Triluxe Forte, Empress CAD multi) sont moins résistants Différence statistique significative entre Empress et les autres blocs (module de Weibull)
Zimmerman et al. (2013)	Disilicates	Plus grande résistance derrière les céramiques haute résistance
Bakeman et al. (2014)	Disilicates	Plus grande résistance derrière les céramiques haute résistance
Batson et al. (2014)	Zircone, disilicates, vitrocéramiques renforcées en leucite	Résistance zircone supérieure, renforcées en leucites moins résistantes
	Disilicates	Plus grande résistance derrière les céramiques haute résistance

3.2.3. Biologique

Les avancées permises par les systèmes CFAO ont métamorphosé la pratique de la prothèse dentaire. L'absence de temporisation, l'utilisation de matériau innovants (céramiques, ciment résine, composites de collage) et la démocratisation du collage ont amené à de nouvelles réflexions sur la biocompatibilité de tous ces matériaux et sur leur intégration dans la biosphère buccale.

La nécessité de coller les restaurations céramiques et l'apport de la CFAO quand à la possibilité de réaliser en une séance des restaurations sur dents vitales posent la question de réaction pulpaire et de sensibilités. De nombreuses études ont été réalisées pour vérifier l'évolution des sensibilités que peut engendrer une reconstruction CFAO.

➤ En reprenant la revue de littérature de Fasbinder en 2006 (84) :

Il observe les sensibilités dentaires après diffusion de l'anesthésie locale et retrouve des résultats observés dans d'autres publications plus anciennes

- Magnusson et al. (1991) : étude sur 301 inlays CEREC avec observation de 9% de sensibilité immédiate post opératoire qui diminue progressivement. Il observe 3 cas sur 301 à 6 mois qui nécessiteront une dévitalisation (125).
- Sjögren et al. (1992) : 205 inlays CEREC Vita Mark I/II sur 72 patients, il observe 13,8% de sensibilités post opératoire (126).
- Fasbinder et al. (1999) : posent 92 inlays Vita Mark II collés avec un composite de collage (3M ESPE) ou un ciment résine dual (RelyX ARC de 3M®) et observe 13% de sensibilité à 1s, 4% à 2s et rien à un mois ni à 3 ans (127).
- Otto et al. (2002) : posent 200 inlays Vita Mark I collés au composite de collage et observent 13% de sensibilité immédiate, 12 cas sur 17 sont résolus au bout de quelques jours et les 5 cas restants le sont à 7 semaine (99).

Fasbinder note également que les sensibilités post opératoires peuvent être dues à des interférences occlusales et qu'une équilibration peut être nécessaire après que l'anesthésie locale se soit dissipée pour les supprimer (84).

➤ Molin et Karlsson (2000) et Fasbinder et al. (2005) montrent que l'amélioration des techniques de collage amène une diminution de la sensibilité (94,128)

- Fasbinder dans une dernière étude en 2010 sur des couronnes disilicates à 2 ans réalise deux protocoles de collage et note 13% de sensibilité immédiate avec le composite de collage Multilink® (Ivoclar Vivadent) et 10,3% avec l'autre protocole (matériau non communiqué) à 1 semaine, rien à 3 semaine ni à 1 puis 2 ans (100).

L'autre question importante avec les reconstructions tout céramique est l'effet sur la biologie gingivale. Les céramiques sont considérées comme des matériaux biocompatibles et inertes. Des études ont déjà fait état d'une très bonne biocompatibilité pour les céramiques polycristallines (alumine et zircone) (129,130). Cependant il n'existe que peu d'études sur les céramiques les plus utilisées en CFAO.

- Tetè et al. en 2014 réalisent une étude sur la prolifération de fibroblastes en surface des céramiques et leurs capacités de colonisation de cette surface (131).
 - Les limites de préparation sont juxta ou supra gingivale pour les céramiques. Cela s'explique par le fait que les céramiques feldspathiques ne permettent pas la formation d'une attache épithéliale à leur surface au contact de la gencive (132,133).
 - L'étude montre qu'il y a une augmentation de l'adhésion des fibroblastes sur les surfaces polies à rugosité faible.

La réponse cellulaire lors de la mise en contact est une prolifération fibroblastique sur la zircone et le disilicate supérieure à celle observée sur les céramiques feldspathiques.

Après 72h on note sur les disilicates un taux de croissance inférieur à celui observé sur la zircone sur laquelle la prolifération continue.

Ce fait signe une cytotoxicité in vitro des disilicates qui ne sont donc pas inertes et confirme des limites de préparation juxta ou supra gingivale.

Aucune réponse n'est observée pour les céramiques feldspathiques. Compte tenu du recul clinique sur ce matériau il est considéré tout de même comme cliniquement tolérable.

A retenir :

D'une manière générale, l'impact biologique des céramiques utilisées en CFAO semble assez faible.

Des sensibilités pulpaires peuvent survenir en post opératoire mais diminuent jusqu'à disparaître sous une à plusieurs semaines. Il est néanmoins important pour le praticien de le savoir à la fois dans un rôle de surveillance de la vitalité.. Il ne semble pas y avoir d'influence du système adhésif utilisé ce qui laisse au praticien le choix de la technique qu'il veut employer selon le cas clinique. Un bon réglage occlusal après dissipation de l'anesthésie locale est également important dans la suppression de ces sensibilités.

Au niveau gingival il n'y a pas de réaction tissulaire observée à notre connaissance et à ce jour dans des conditions de respect du niveau des limites de préparations, et ce quelque soit la céramique utilisée. Les céramiques polycristallines présentent une biocompatibilité excellente rendant possible leur utilisation en armatures de bridges au contact de la gencive ou en prothèse tout céramique supra implantaire.

Les premiers résultats semblent montrer une certaine toxicité des disilicates vis-à-vis des fibroblastes mais de nouvelles études sont nécessaires.

A propos des sensibilités dentaires :

Etude (année)	Reconstruction et Matériau	Résultats
Magnusson et al. (1991)	301 Inlays	9% post opératoire 3 dévitalisations à 6 mois
Sjögren et al. (1992)	205 inlays Vita Mark I/II	13,8% post opératoire
Fasbinder et al. (1999)	92 inlays Vita Mark II collés avec résine composite 3M ESPE ou Ciment résine dual (RelyX ARC 3M)	13% à 1 semaine 4% à 2 semaines RAS à 1 mois et après
Otto et al. (2002)	200 inlays Vita Mark I collés au composite de collage	13% post op RAS à 7 semaines
Fasbinder (2010)	Couronnes disilicates	13% post op RAS à 1s et après

A propos de la prolifération fibroblastique et de la réaction gingivale :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Tète et al. (2014)	Zircone Disilicate Céramique feldspathique	Prolifération fibroblastique Cytotoxicité RAS Justification des limites juxta et supra gingivales.

3.2.4. Esthétique

L'envolée des systèmes tout céramique a été une réponse à un accroissement de la demande esthétique des patients. Les anciens systèmes ne possédaient pas les forces et résistances mécaniques suffisantes pour être utilisés partout en bouche. Avec l'avènement des nouvelles céramiques et des blocs usinables, le praticien a à sa disposition une large gamme de produits pour chaque situation clinique.

La notion d'esthétique s'oppose souvent à celle de résistance, avec les céramiques utilisées en CFAO cette dichotomie n'est plus vraiment d'actualité.

Il existe à l'heure actuelle peu de publications et travaux réels sur l'esthétique des céramiques, la principale raison est qu'il est difficile de juger une céramique par son aspect esthétique ; une reconstruction peut être esthétique voire très esthétique par mimétisme dans un environnement et ne pas l'être du tout dans un autre cas où il y aurait un décalage de teinte. De plus, les céramiques étant des matériaux plus ou moins translucides, la teinte finale perçue est dépendante de la teinte de base du support de la reconstruction (28,134).

La translucidité décrit la propriété selon laquelle la lumière peut passer partiellement au travers du matériau et partiellement se réfléchir. Cela a pour effet de donner un aspect « enfumé » ou « nuageux », ce qui permet de voir les objets qui se trouvent en arrière plan (135). La translucidité de la céramique est déterminée par la quantité d'intensité lumineuse qui est réfléchie, absorbée ou dispersée. La translucidité dépend aussi de la teinte du matériau (absorption de l'intensité lumineuse d'une longueur d'onde particulière), de son épaisseur, de sa structure et de la porosité de la céramique. Si la structure change, la lumière peut être réfléchie et dispersée dans différentes directions.

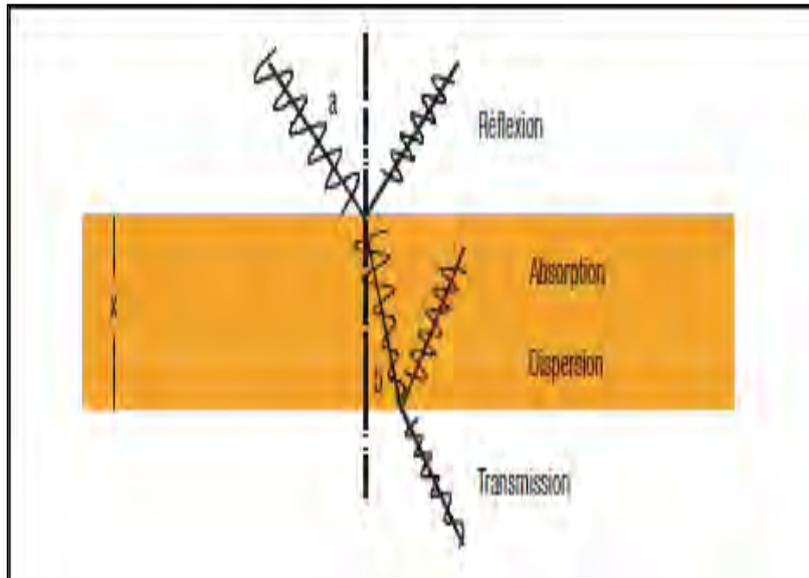


Figure 40 : Les facteurs de la translucidité de la céramique. Facteurs influençant la translucidité selon Keller (1994) (135)

- Vichi et al. (2014) ont quantifié et comparé les degrés de translucidité des différents blocs céramiques en calculant leur contrast ratio : (136)

(du plus translucide/moins opaque au moins translucide/plus opaque)

e.max HT > Empress HT > Vita Mark II > Empress LT > e.max LT > InCeram Spinel > e.max MO > Vita YZ > InCoris TZI > e.max ZirCAD > InCoris ZI > InCeram Alumina > Vita AL > InCoris AL > InCeram Zirconia

Parmi les céramiques utilisées en CFAO au fauteuil, les céramiques Haute Translucidité IPS e.max CAD et IPS Empress CAD sont les plus translucides. Une céramique très translucide laisse passer beaucoup de lumière et permet donc de faire ressortir la teinte du pivot sous jacent. Dans le cas de pivots n'ayant pas la teinte désirée il faudra utiliser une céramique plus opaque pour masquer cette teinte sous jacente.

- Fasbinder dans sa revue de littérature de 2006 réalise une comparaison de l'évolution des teintes perçues sur 5 ans.
 - Comparaison d'évolution de teinte d'inlay/onlay Empress, Vita Mark II et composite Mirage.
 - A 5 ans la variation de teinte pour Mirage est supérieure à Vita Mark II qui est supérieure à Empress.

- Molin et al. (2000) montraient déjà ces résultats (128).
 - Fasbinder et al. (2001) montraient que la variation de teinte observée était plus due à une augmentation de la coloration de la dent support qu'à une variation de teinte de la céramique (137).
 - Fasbinder et al. (2005) effectuent une comparaison à 3 ans entre Paradigm et Vita Mark II, avec Paradigm qui varie moins (94).
- Giordano dans sa publication de 2006 met en avant que les bloc multicouches (Vita Triluxe) ont une esthétique supérieure aux monoblocs de par leur gradient de teinte qui permet un mimétisme par rapport aux caractéristiques optiques des dents (52).
- Niu et al. (2013) étudient la perception de teinte des disilicates et montrent qu'elle est modifiée par l'épaisseur de la céramique et par le matériau de restauration de base en dessous. Lorsqu'un matériau à base blanche opaque (ciment résine ou composite de collage) est utilisé, la correspondance de teinte est améliorée en augmentant l'épaisseur de céramique (138).
- Cette année, Salameh et al. (2014) comparent la correspondance de teinte entre les dents naturelles et la céramique d'une facette réalisée en CFAO en la mesurant grâce à un teintier électronique. Ils mesurent en cervical, milieu et bord libre sur la dent et la facette et montrent que la teinte n'est pas influencée par le degré de translucidité des blocs utilisés ou l'opacité du ciment résine. Le principal facteur responsable de la teinte perçue est la teinte de base du support dentaire dessous (139).

A retenir :

L'aspect esthétique se révèle comme toujours difficile à analyser et comparer.

De nombreux blocs sont disponibles, déclinés en de nombreuses teintes et degrés de translucidité. Les blocs multicouches permettent un plus grand mimétisme grâce au gradient de teinte.

Au vu de la littérature étudiée, il semble que le facteur principal influant sur la teinte soit la teinte de base du support dentaire résiduel, ceci renforce l'idée que l'analyse esthétique pré prothétique est primordiale lorsqu'il s'agit d'esthétique et de céramique. Le choix du bloc doit se faire par rapport à la teinte des dents adjacentes mais également selon la teinte du support dentaire restant afin de décider du degré de translucidité à utiliser.

Les premières études réalisées sur l'évolution des teintes dans le temps et le comportement des céramiques lorsqu'elles vieillissent ne permettent pas de dégager une réelle supériorité d'un type ou d'un autre. Les auteurs ayant réalisé ces études s'accordent toutefois pour dire que ce vieillissement est cliniquement et esthétiquement acceptable, dans les limites du nombre de cas étudiés.

A propos de la translucidité :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Vichi et al. (2014)	eMax, Empress, Vita Mark II, Zircone, Alumine	Les céramiques les plus opaques sont les céramiques de haute résistance Pour les autres, eMax HT est plus translucide que Empress HT et Vita Mark II

A propos des teintes perçues et du vieillissement :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Fasbinder et al. (2005)	Vita Mark II, Paradigm	Paradigm varie moins
Fasbinder (2006)	Inlays/onlays Empress, Vita Mark II et composite	A 5 ans Empress plus stable Composite varie le plus La variation est plus due à une variation de la dent support
Niu et al. (2013)	Disilicates	Teinte modifiée par l'épaisseur de la céramique et le matériau de restauration sous-jacent
Salameh et al. (2014)		Teinte perçue est plus influencée par la teinte de base du support

3.2.5. Mise en œuvre et facteurs influençant les céramiques

Ces dernières années, les recherches se sont tournées vers les rapports existants entre les céramiques, leur mode de mise en œuvre (préparation et adhésion) et le comportement de ces céramiques face à la fracture après mise en œuvre.

Au sujet de la préparation, Hopp et Land (2010) mettent en avant l'importance de la qualité de préparation en rappelant que l'usinage se fait par des fraises de longueur et largeur connues qui guident toute la préparation et pas l'inverse (140).

- Lin et al. (2012) réalisent une étude sur les préparations de facette et montrent que lors d'une préparation traditionnelle pour facette de type 1, la résistance est identique entre une céramique feldspathique frittée traditionnelle et une céramique usinée (ProCAD). Dans le cas de préparation de type 2 ou 3, il faut une céramique plus forte (ProCAD) donc une céramique usinée. (114).
- Alghazzawi et al. (2012) montrent que le design des préparations pour facettes réalisées en CFAO (type 1,2 ou 3) n'influence pas le taux de fracture pour les céramiques zircons ou feldspathiques. Ils notent cependant que les facettes zircons ont plus tendance au décollage complet et les feldspathiques à la fracture en cas de charge trop importantes (141).

Au sujet de l'adhésion, de nombreux articles paraissent pour étudier le comportement des céramiques sous la contrainte en fonction du mode d'adhésion choisi.

- Bindl et al. (2006) publient une grande étude de comparaison sur différentes céramiques.
 - Les vitrocéramiques renforcées en leucite et les céramiques feldspathiques (Vita Mark II) ont une force et une résistance qui est insuffisante pour résister aux contraintes en théorie, elles doivent être collées pour augmenter cette force. L'hypothèse de l'étude est que les disilicates, qui sont des céramiques plus résistantes, n'ont pas besoin de collage pour être renforcés et auront donc la même résistance à la fracture après collage ou scellement.
 - Les tests sont réalisés sur 3 couronnes postérieures en ProCAD, Vita Mark II et VP2297 (disilicate)

- Les 3 couronnes, scellées, sont soumises à une charge croissante. Quelque soit le type de céramique un trait de fracture se crée à la même charge. La couronne disilicate se fracture si elle est soumise à une charge double de la charge qui a créé la fracture initiale alors que les autres céramiques se fracturent après une légère augmentation de charge. A l'observation, le ciment est désagrégé ce qui montre son faible pouvoir de rétention.
- Lorsque les couronnes sont collées, il faut augmenter la charge nécessaire pour démarrer la fracture.

Les auteurs concluent en rejetant leur hypothèse, malgré sa résistance mécanique de base, une céramique à base de disilicate scellée n'est pas assez rétentive et résistante.

Ils mettent néanmoins en évidence le mécanisme de fracture des céramiques (hors zircone) qui n'est pas un événement brutal en soi mais un phénomène de propagation d'un trait de fracture à partir d'un cône de fracture initial avec un départ et une fin (142).

- Stawarczyk et al. (2013) montrent que les vitrocéramiques sont les céramiques qui présentent le plus de fracture, surtout si une résine adhésive est utilisée.
 - Le scellement est possible bien que déconseillé pour les disilicates et zircons, mais les vitrocéramiques moins résistantes nécessitent un collage pour être renforcées
 - Bindl et al. (2006) montrent que le taux de fracture des couronnes vitrocéramiques après collage par résine composite est supérieur à celui des couronnes scellées (142).
 - Attia et al. (2006) calculent une augmentation significative du taux de fracture avec les agents adhésifs par rapport à un oxyphosphate de zinc (143).
 - Borges et al. (2009) montrent un taux de fracture plus important pour des couronnes alumines, disilicates et leucites scellées avec un ciment résine composite qu'avec un CVIMAR (144).

L'étude conclue que pour les vitrocéramiques, le type de cimentation utilisé influe sur le taux de fracture à la différence des disilicates et zircons. Il y a une augmentation du taux de fracture avec les ciments résine (145).

Cependant il existe de nombreuses études contradictoires selon le type de ciment utilisé, de nouvelles études seront nécessaires pour corrélérer ces conclusions.

- Rigolin et al. (2014) montrent que la force de collage est identique entre une vitrocéramique renforcée en leucite et un disilicate lorsqu'un adhésif dual en résine

conventionnel (composite Variolink de chez Ivoclar Vivadent®) et un ciment résine dual auto-adhésif (RelyX U100 de chez 3M® (146) sont utilisés.

- Cette année, Yu et al. (2014) ont essayé d'étudier plus en détail ce phénomène de fracture suivant l'adhésif utilisé.
 - Ils notent qu'entre le scellement à l'oxyphosphate de zinc et les ciments résine adhésifs, ces derniers plus résistants et rétentifs absorbent le stress transmis par la céramique et l'accumulent ce qui augmente le taux de fracture (122). Ces résultats apparaissent en contradiction avec ceux d'une étude préalable (147).
 - Pour les auteurs ces phénomènes sont liés à la forme de la cavité :
 - Une cavité MOD va accumuler plus de stress et le redistribuer lors de la fracture.
 - Ces phénomènes s'observent aussi bien sur des dents vitales avec une cavité MOD que sur des dents devitalisées.
 - Sur une dent devitalisée avec une cavité MOD, il y aura un transfert moins important avec un traitement endo moins dense ou plus court en coronaire.

Ils concluent que les cavités pour inlay MOD influencent le taux de fracture surtout en y ajoutant les effets des ciments résine adhésifs. D'où la possibilité de réaliser un onlay pour contrer cet effet plutôt qu'un simple inlay MOD.

A retenir :

Les céramiques usinées impliquent une préparation rigoureuse et un protocole d'adhésion strict.

La faiblesse des vitrocéramiques et des feldspathiques impose un collage ce qui paradoxalement est responsable d'une augmentation du taux de fracture. En effet un scellement par ciment n'étant pas assez rétentif, en cas de stress trop important le ciment se désagrège et c'est le descellement. Avec le collage, la force de la rétention fait que le stress s'accumule à l'interface de collage et se transmet à la céramique ce qui provoque au final une fracture qui se propage de proche en proche à l'interface de la matrice vitreuse et cristalline à partir d'un cône initial. La faible résistance des vitrocéramiques et feldspathiques entraîne une fracture complète rapide si les forces appliquées augmentent ou sont reproduites sur la zone de départ.

Les céramiques à base de disilicate et zircones peuvent théoriquement être scellées car elles n'ont pas besoin de collage pour les renforcer. Cependant les risques de descellement sont élevés ce qui oriente vers un collage ou une adhésion. Leur résistance et leur structure leur permet de résister non pas au départ de la fracture (qui apparait sensiblement aux mêmes charges que pour les vitrocéramiques, exceptées pour les zircons) mais à la propagation de cette fracture. En effet il faudra une charge bien plus importante (simple au double) pour aboutir à une fracture complète.

C'est compte tenu de ces caractéristiques et de la morphologie de la préparation (inlays MOD ou possibilité de réalisation d'inlay/onlay) que doit se faire le choix du type de céramique.

A propos des préparations :

Etude (année)	Préparation	Résultats
Hopp et Land (2010)		Préparation fonction des fraises d'usinage
Lin et al. (2012)	Facettes	Type 2/3 nécessitent des céramiques usinées
Alghazzawi et al. (2012)	Facettes	Design (1/2/3) n'influence pas le taux de fracture. Les zircons se décollent alors que les feldspathiques se fracturent si trop de charge

A propos de l'adhésion :

Etude (année)	Matériau	Résultats
Bindl et al. (2006)	Disilicates, vitrocéramiques renforcées en leucite, feldspathiques	Collage obligatoire pour renforcer les céramiques Fracture par propagation suite à une accumulation de stress à l'interface
Bindl et al. (2006)	Vitrocéramiques	Taux fracture des couronnes collées est supérieur aux couronnes scellées
Attia et al. (2006)	Résine adhésive, oxyphosphate de zinc	Taux de fracture augmente avec l'adhésif
Borges et al. (2009)	Alumines, leucites, disilicates	Taux fracture supérieur avec résine adhésive qu'avec CVIMAR
Stawarczyk et al. (2013)	Vitrocéramiques	Augmentation taux fracture avec les résines adhésives
Rigolin et al. (2014)	Vitrocéramiques, disilicates	Force de collage identique entre un adhésif dual et un ciment résine pour les deux types de céramique
Yu et al. (2014)		Résines adhésives absorbent le stress et l'accumule ce qui augmente le taux de fracture Augmenté si cavité MOD d'où intérêt de faire un inlay/onlay

3.3. Conclusion de la revue de littérature

Les blocs utilisés en CFAO permettent de réaliser des reconstructions fiables et pérennes, tant mécaniquement qu'esthétiquement et biocompatibles.

Parmi les céramiques proposées sur le marché, ce sont les céramiques polycristallines haute résistance renforcées en zircon, alumine ou spinelle qui ont les meilleures propriétés mécaniques. Mais elles ne sont utilisables qu'en CFAO avec étape de laboratoire et pas directement au fauteuil.

Les blocs de céramique au disilicate de lithium pour utilisation directe au fauteuil (e.max CAD et Empress2 CAD) ont les meilleures propriétés mécaniques après les céramiques polycristallines. Ces blocs permettent de conserver une très bonne résistance à la fracture avec des épaisseurs minimales de matériau ou en présence de fonction occlusale majorée. Cette résistance des disilicates n'est pas liée à leur structure intrinsèque comme pour les zircons mais à leur capacité à résister à la propagation des traits de fracture à partir de la zone de fracture initiale. Selon les premières études in vitro les blocs composites (Paradigm MZ, Lava Ultimate) seraient plus résistants que les disilicates avec cependant une étanchéité plus faible, mais ces données doivent être validées par des études supplémentaires sur la longévité et par des études in vivo.

Les céramiques feldspathiques renforcées en leucite (Empress CAD, Pro CAD) ou en oxyde de silice ou alumine (Cerec Bloc, Cerec bloc C in, Vita Mark I et II, Enamic, Triluxe, Triluxe Forte, Real Life) possèdent des propriétés équivalentes entre elles. Leur résistance mécanique plus faible doit être compensée par une adhésion ce qui, paradoxalement augmente leur taux de fracture. Ces céramiques ont des qualités esthétiques excellentes et des résistances acceptables lorsque le matériau présente des épaisseurs suffisantes et que les protocoles d'adhésion sont respectés.

Quelque soit le type de céramique, il ressort que les blocs polychromatiques multicouches sont moins résistants en flexion que les blocs monochromatiques (114,116). Une différence significative a été observée entre les blocs Empress CAD LT et multi d'Ivoclar mais cette différence ne se retrouve pas pour les blocs de Sirona (Cerec Blocs et Cerec Blocs PC) ou de Vita (Mark II, Triluxe et Triluxe Forte) (116). Des études supplémentaires sont nécessaires pour expliquer la raison de ces résistances plus faibles des blocs polychromatiques et prouver leur longévité en postérieur sur le long terme.

La plupart des échecs recensés en CFAO l'ont été sur des canines et reconstructions postérieures. Il est aujourd'hui montré que les dents reconstruites par inlays CFAO montrent une résistance à la fracture identique à celle des dents saines. En présence d'inlay MOD, notamment sur les prémolaires, un recouvrement cuspidien (onlay) associé permettra de réduire le risque de fracture par rapport à un inlay seul. Pour les facettes type 1, il ne semble pas y avoir de différence de pérennité entre des reconstructions CFAO et des céramiques pressées. Dans le cas de facettes de type 2 et 3, les charges mécaniques subies impliquent plutôt l'utilisation d'une céramique usinée.

D'un point de vue biologique, les blocs céramiques en CFAO respectent les principes de biocompatibilité observés jusque là avec les céramiques traditionnelles. Il manque actuellement des études évaluant l'impact biologique des blocs composites.

L'absence d'interséance et l'enchaînement de la préparation et du collage de la reconstruction ont fait apparaître des taux de sensibilités post-opératoires non négligeables. Cependant les études ont montré que ces sensibilités disparaissent totalement après quelques jours à quelques semaines. La CFAO ne semble pas avoir d'impact sur l'intégrité pulpaire.

Les étapes de polissage et glaçage réalisées soigneusement permettent (en plus de renforcer les caractéristiques mécaniques des céramiques) d'abaisser leur coefficient d'abrasion jusqu'à des valeurs voisines de celles de l'émail permettant de diminuer significativement l'usure amélaire face aux céramiques. Les blocs composites subissent moins les effets du polissage car ils s'usent face à l'émail, un mauvais polissage ou polissage incomplet n'impacte donc pas l'usure amélaire mais augmente l'usure de la reconstruction et la rétention de plaque avec les risques de pénétration bactérienne.

Esthétiquement ces blocs céramiques ou composites ont un très bon comportement dans le temps selon les études menées. Les blocs polychromatiques présentent des résultats esthétiques exceptionnels qui compensent leur faiblesse mécanique relative, ils sont donc à réserver pour les reconstructions esthétiques antérieures.

Quelque soit le bloc sélectionné, les étapes de polissage et maquillage de surface permettent un mimétisme avec les dents naturelles. Toutefois cette étape de maquillage doit être rapide et n'a pas pour but de rattraper un décalage de teinte du bloc choisi. Les blocs composites peuvent être maquillés directement en utilisant des composites pour

méthode directe alors que les céramiques nécessitent l'utilisation de kits de maquillage spéciaux pour CFAO.

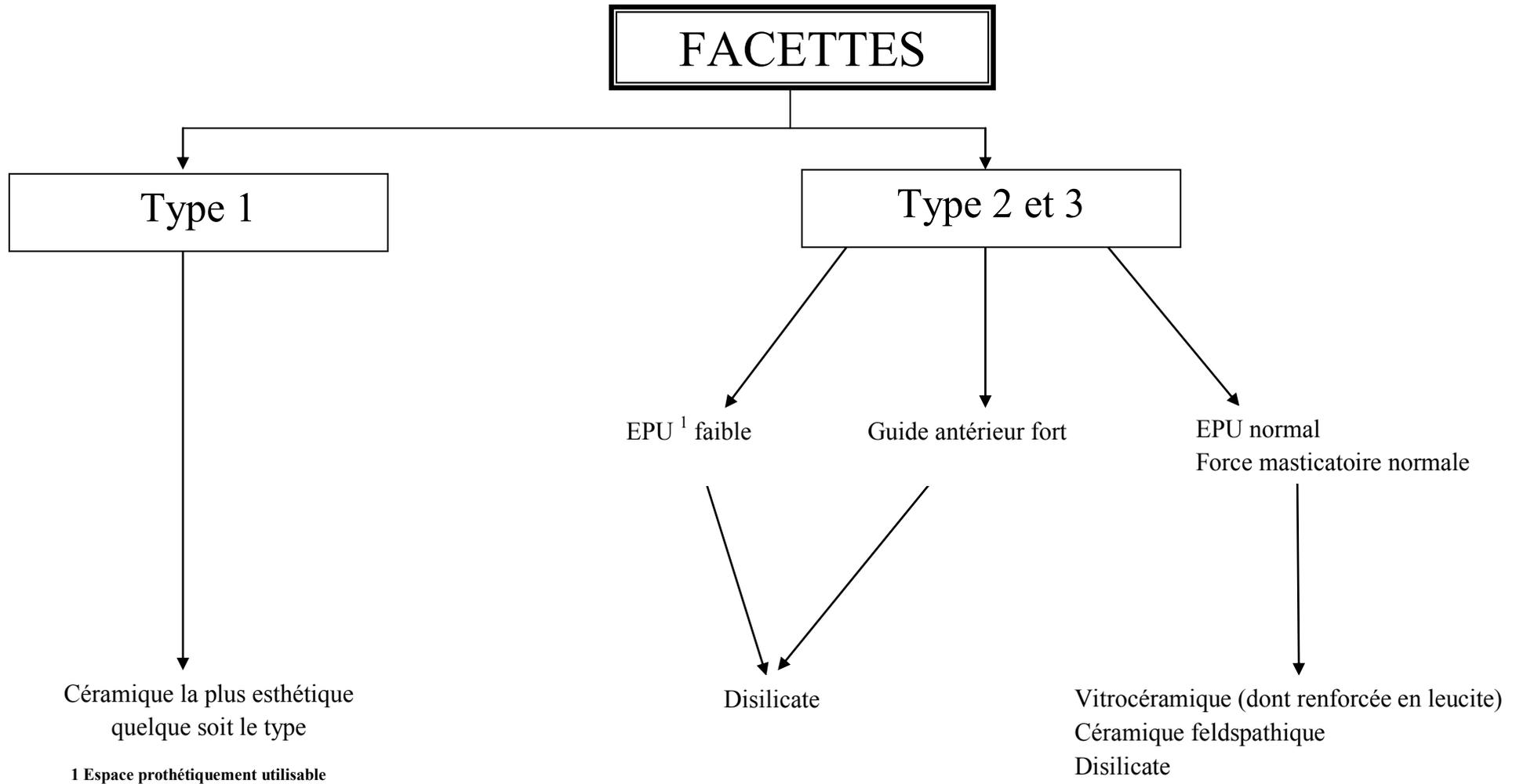
Enfin, comme toute restauration esthétique il faut noter l'importance majeure de la teinte du support sous jacent qui influe plus sur le résultat esthétique final que le choix de teinte ou de l'épaisseur de la reconstruction. Dans les cas extrêmes de dyscolorations, la littérature recommande l'utilisation de céramiques support polycristallines (coques ou chapes) opaques type zircone ou alumine recouverte d'une facette de vitrocéramique cosmétique. Ces techniques doivent être réalisées en CFAO de laboratoire.

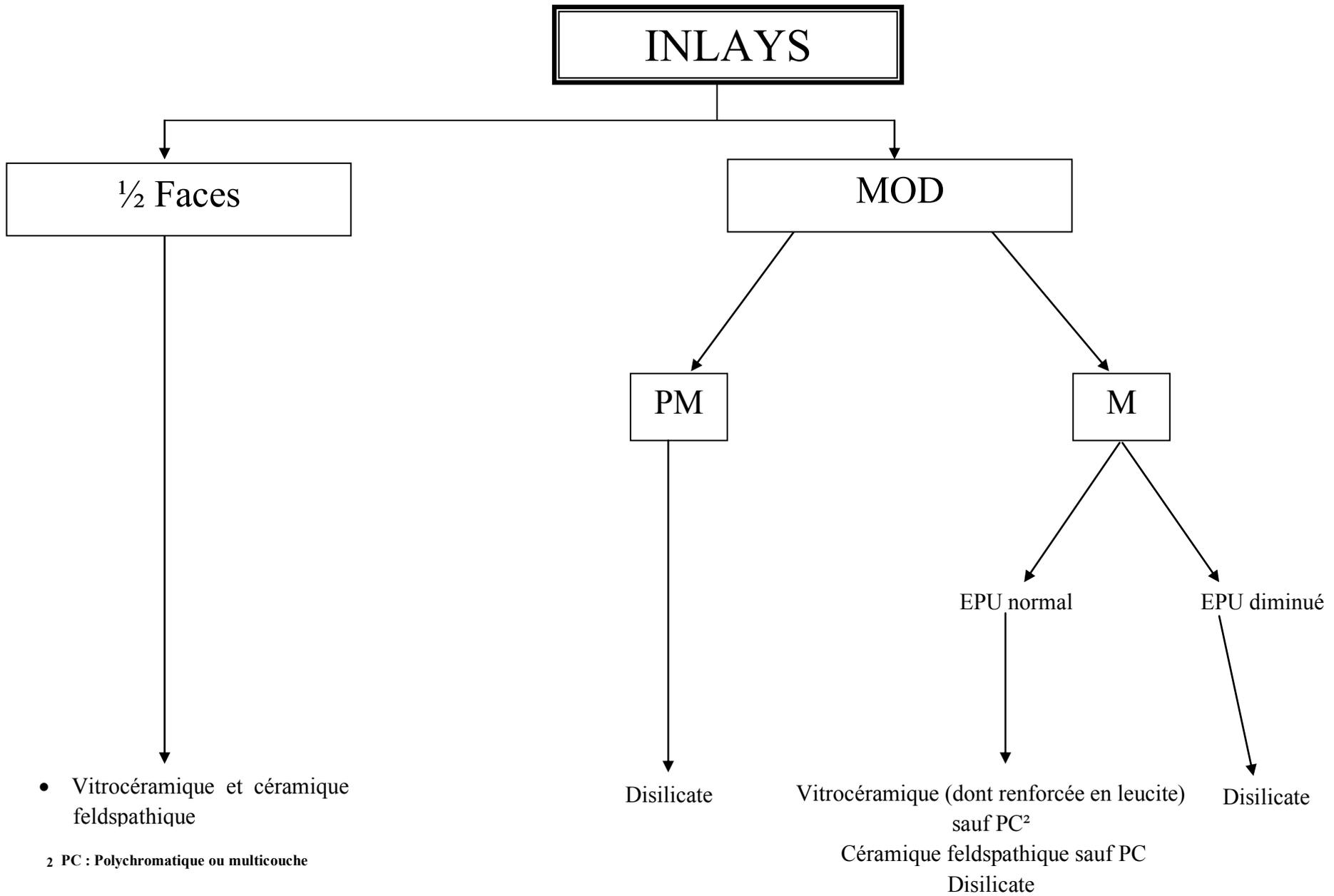
Enfin et surtout, la mise en œuvre de ces reconstructions CFAO implique une démarche stricte et réfléchie.

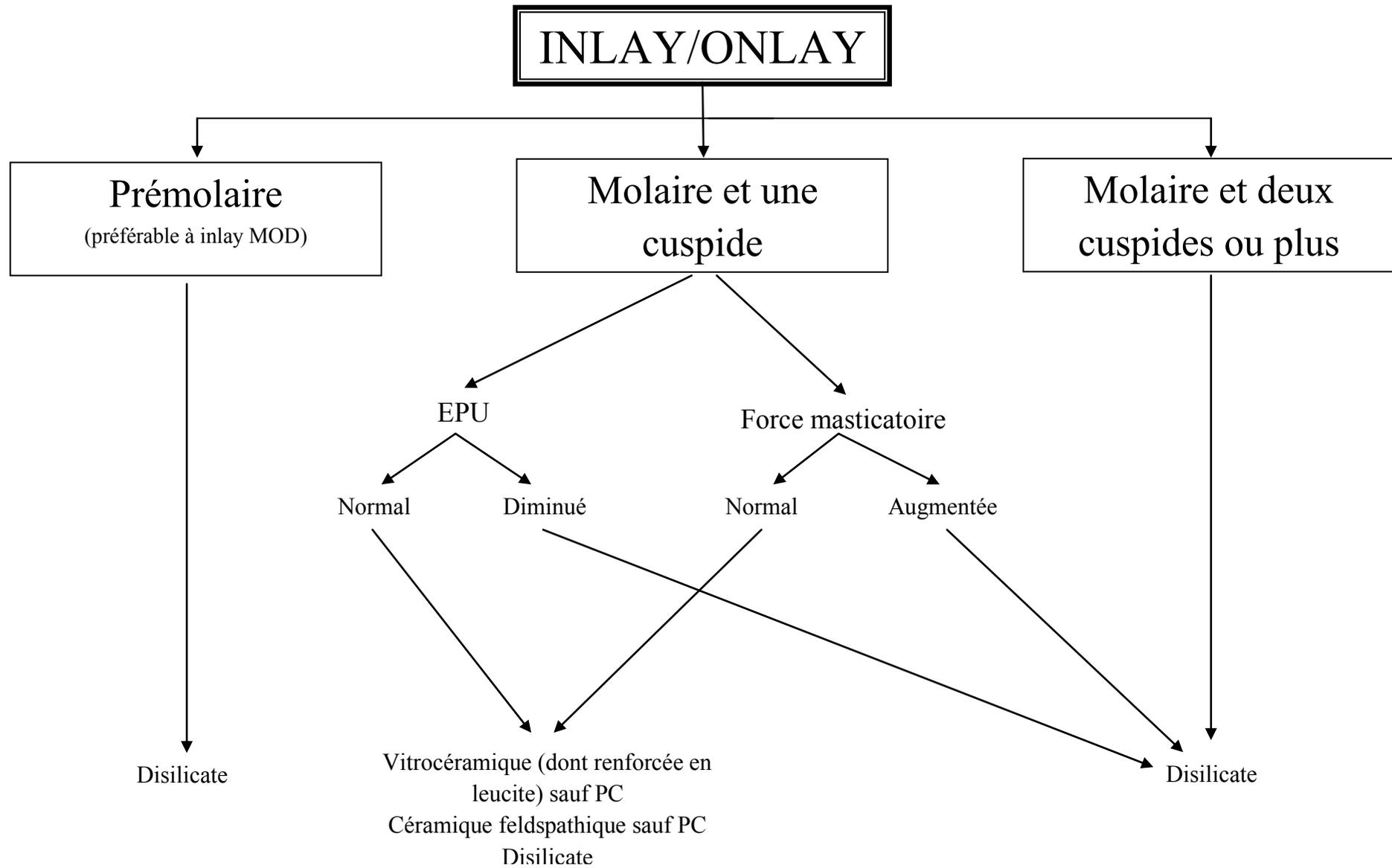
La préparation doit d'abord être guidée par le matériau choisi et les capacités de CAO et FAO en respectant à la fois les grands principes de préparation, les données fabricants et les possibilités de la machine CFAO utilisée. Le praticien doit garder à l'esprit que l'évaluation a posteriori de sa préparation peut l'amener à changer de type de céramique donc de bloc pour adapter au mieux son choix de matériau à la situation clinique. On peut parler de boucle de rétrocontrôle au sein du protocole de préparation.

Au vu de la littérature étudiée, il n'est pas possible d'évaluer les blocs composites face aux blocs céramiques. Les premières études mettent en avant les qualités mécaniques et esthétiques de ces blocs mais aucune étude de longévité n'a été trouvée. L'utilisation de ces blocs par les praticiens doit se faire dans le strict respect des conditions d'indication, mise en œuvre et réalisation pour permettre dans le futur d'obtenir des informations supplémentaires sur leur comportement in vivo et dans le temps.

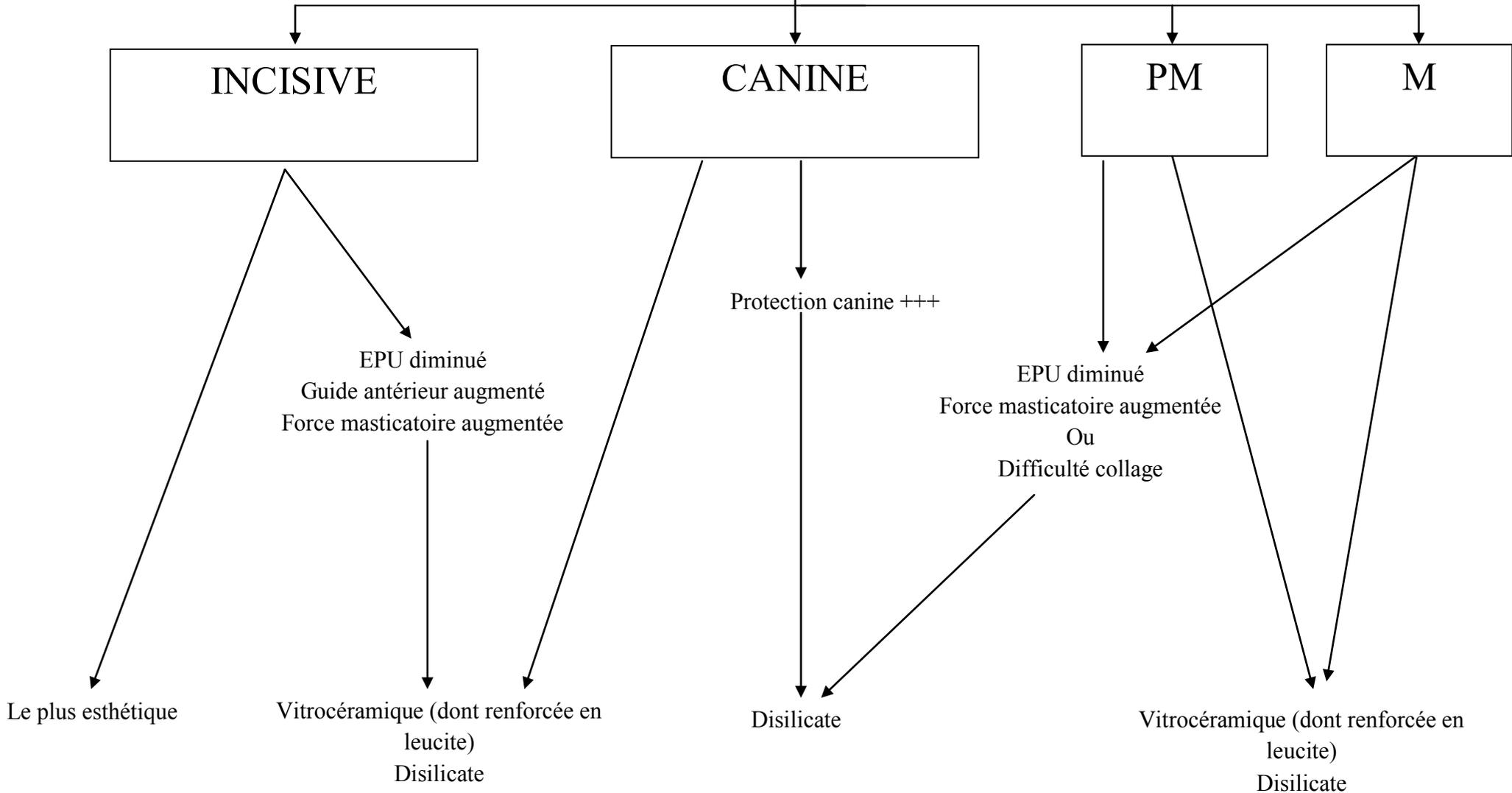
4. Arbre décisionnel du choix du bloc céramique en fonction de la restauration unitaire en CFAO



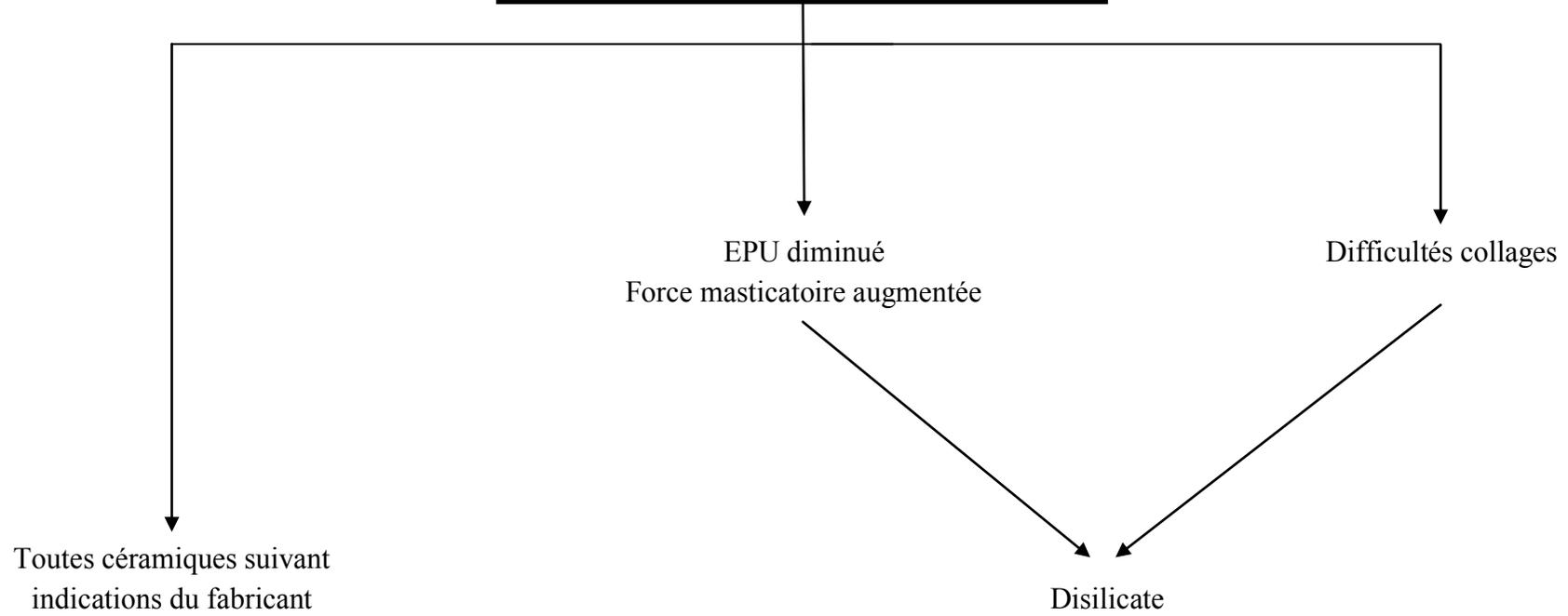




COURONNES



ENDOCOURONNES



CONCLUSION

La CFAO directe est une méthode qui a fait ses preuves. Elle permet au praticien de réaliser de plus en plus rapidement en une séance au fauteuil des reconstructions esthétiques et durables. Elle se place comme une alternative fiable, rapide et économique aux techniques indirectes traditionnelles avec étape de laboratoire.

Outre le coût d'achat d'un système d'installation, la prolifération des blocs disponibles sur le marché pour les reconstructions unitaires peut décourager le praticien qui ne se retrouve plus entre les différents types et les différentes caractéristiques des matériaux.

En effet, il s'avère difficile même pour un praticien possédant une machine CFAO de faire un choix éclairé entre les différents blocs proposés par les différents fabricants. Cela conduit le plus souvent le praticien à n'utiliser qu'un seul type de bloc dans son activité quand bien même il ne serait pas le plus adapté à la situation clinique.

De plus, la confusion existante entre les définitions des différents types de céramiques a tendance à compliquer le raisonnement clinique et le choix de matériau.

Le but de ce travail était d'aider le chirurgien dentiste dans son choix du bloc CFAO à usiner pour des reconstructions unitaires au fauteuil. Il s'agissait ici de donner au professionnel de santé des outils de comparaison et un guide issus d'une analyse de la littérature, lui permettant de tirer au maximum profit de sa machine et des blocs qu'il peut utiliser.

Au vu de la littérature étudiée, il apparait que le choix du matériau est intimement lié à la préparation qui est réalisée et aux capacités de la machine CFAO et qu'il existe entre les trois une relation de réciprocité :

- le matériau choisi et les capacités d'acquisition et de réalisation de la machine guide la réalisation de la préparation
- la préparation réalisée au final doit valider ou infirmer le choix du matériau et rester conforme aux données techniques de la machine

Ce postulat de base pose le choix définitif du matériau qui peut être réalisé en fonction des caractéristiques recherchées par le praticien : esthétique ou fonctionnalité et résistance. Le choix doit alors se faire non pas selon la marque du bloc mais selon la situation clinique et les propriétés propres à chaque famille de matériau.

Bibliographie

1. Gabor D. Holography, 1948-1971. [London]: Imperial Colleges of Science and Technology; 1971.
2. Duret F, Duret B, Pelissier B. Histoire vécue : Le Temps des pionniers (CAD CAM : real life story : pioneers time). *Inf Dent*. 2007;29:1659-63.
3. Duret F. Historique du CAD/CAM. *Technol Dent*. 2003;200/201:5-14.
4. Kumar K P, Manjunath S. Cerec In dentistry. *J Int Acad Res Multidiciplinary*. may 2014;2(4):636-49.
5. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. sept 2006;137:7S - 13S.
6. Allen K, Schenkel A, Estafan D. An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system. *Gen Dent*. juin 2004;52:234-5.
7. Duret F, Péliissier B. Différentes méthodes d’empreinte en CFAO dentaire. *Médecine Buccale [Internet]*. 2010 [cité 15 avr 2014];28-740-R-10.
8. Duret F. Empreinte Optique. [Lyon]: Claude Bernard; 1973.
9. Matériaux CFAO - Sirona Dental [Internet]. [cité 23 sept 2014]. Disponible sur: <http://www.sirona.fr>
10. Auther A. Cours Odontologie Conservatrice et Restauratrice. 2008.
11. Decup F, Pourreau F, Sebrien A. Restauration postérieure esthétique : Technique directe versus indirecte ? *Réal Clin*. 2003;14(4):423-41.
12. HAS. Reconstitution d’une dent par matériau incrusté (inlay onlay) [Internet]. 2009 juill [cité 3 août 2014].
13. Rasines Alcaraz M, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin P, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. mars 2014;31(3):CD005620.
14. Baudoin CA, Bennani V, Serre D. Inlays-onlays de céramique indications et formes de préparation. *Actual Odonto-Stomatol*. 2000;212:407-15.
15. Koubi S, Aboudharam G, Brouillet J-L. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. *Médecine Buccale [Internet]*. 2006 [cité 15 avr 2014];28-275-M-10.
16. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. *Médecine Buccale [Internet]*. 2008 [cité 15 avr 2014];28-220 p 10.
17. Tirllet G, Attal J-P. Le gradient thérapeutique un concept médical pour les traitements esthétiques. *Inf Dent*. 2009;41 et 42:2561-8.

18. Rucker L, Ritcher W, Macentee M, Richardson A. Porcelain and resin veneers clinically evaluated: 2-year results. *J Am Dent Assoc.* 1990;(121):594-6.
19. Magne P, Douglas W. Porcelaine veneers : Dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int J Prosthodont.* 1999;12:111-21.
20. Touati B, Miara P, Nathanson D. Dentisterie esthétique et restauration céramique. *Cah Prothèse.* 1997;2:2-7.
21. Capa N. An alternative treatment approach to gingival recession: gingiva-colored partial porcelain veneers: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2007;98:82-4.
22. Frydman N. Les facettes céramiques à propos d'un cas clinique. *Chir Dent Fr.* 2000;996:44-50.
23. Van Dijken J. All ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent.* déc 1999;(20):1115-24.
24. Kelly J, Nishimura I, Campbell S. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* janv 1996;75(1):18-32.
25. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* nov 2008;5(6):729-45.
26. Touati B, Miara P, Nathanson D. Dentisterie esthétique et restaurations en céramique [Internet]. CdP. Paris; 1999 [cité 16 avr 2014]. 337 p.
27. Shillinburg H. Bases fondamentales en prothèse fixée [Internet]. CdP. Paris; 1998 [cité 16 avr 2014]. 592 p.
28. Clément M, Noharet R, Viennot S. Réalisation clinique d'une prothèse fixée unitaire : optimisation du résultat esthétique. *EMC - Médecine Buccale.* 2014;9(3):1-17.
29. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramocéramiques. *Médecine Buccale* [Internet]. 2007 [cité 15 avr 2014];28-740-V-10.
30. Heydecke G, Butz F, Strub J. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with proximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* août 2001;29(6):427-33.
31. ANAES. Reconstitutions coronaires préprothétiques coulées et insérées en phases plastiques, indications et contre indications. *Inf Dent.* 2004;42:2971-4.
32. Gutmann J. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* avr 1992;67(4):458-67.
33. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* mai 1992;18(5):209-15.

34. Rees E, Messer H, Douglas W. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic restorative procedures. *J Endod.* 1989;15:512-6.
35. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa A. A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. *Int Endod J.* déc 2004;37(12):840-8.
36. Blatz M, Ripps A, Sadan A, Holst S. Adhesive cementation of chairside CAD/CAM inlays and onlays. *Dent Today.* janv 2006;1(25):62-5.
37. Blatz M, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* oct 2007;38(9):745-53.
38. Bolhuis P, De Gee A, Feilzer A. The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations. *Oper Dent.* avr 2005;30(2):220-7.
39. Gerdolle D, Lorch F, Mortier E. Préparation et collage des inlays/onlays : concepts cliniques actuels. *Clinic (Paris).* 2010;31:75-83.
40. Bouquet F, Fonteneau C. Intégration de la CFAO directe au cabinet dentaire. *Réal Clin.* 2009;20(4):243-9.
41. Cazier S, Chieze J, Moussaly C. Place de la CFAO directe en omnipratique. *Réal Clin.* 2009;20(4):219-30.
42. Sadoun M. Céramiques dentaires. Matériau céramique et procédé de mise en forme. *Technol Dent.* 2000;165/166:13-7.
43. Leinfelder K. Porcelain esthetics for the 21th century. *J Am Dent Assoc.* 2000;131:47-51.
44. Lecarbonnel A. Jacket unitaire sur feuille d'or Sunrise. *Cah Prothèse.* 1989;67:63-8.
45. McLean J, Hughes T. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965;119:251-67.
46. Farina M, Garbin C. Une nouvelle solution esthétique. *Art Tech Dent.* 2000;11(171-8).
47. Poujade J-M, Zerbib A, Serre D. Céramiques dentaires. *Médecine Buccale [Internet].* 2008 [cité 15 avr 2014];28-215-M-10.
48. Ferrari J, Sadoun M. Classification des céramiques dentaires. *Cah Prothèse.* 1995;89:17-26.
49. McLean J. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85:63-6.
50. Dejou J. Cours Biomatériaux [Internet]. 2009 [cité 10 sept 2014].

51. Nguyen J, Ruse D, Sadoun M. Nouvelle classe de matériaux composites. *Entret Bichat*. 2013;37-40.
52. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc* [Internet]. sept 2006 [cité 22 sept 2014];137(Suppl 14S-21S).
53. Nguyen J, Migonney V, Ruse N, Sadoun M. Properties of experimental urethane dimethacrylate based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure. *Dent Mater J*. 2013;29:535-44.
54. Nguyen J, Migonney V, Ruse N, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized resin-infiltrated glass-ceramic networks. 2013 mars 22; Seattle.
55. Pelissier B. Matériaux et CFAO dentaire. *Clin Prat*. mars 2010;51:58-62.
56. Blocs Ivoclar Vivadent [Internet]. [cité 23 sept 2014]. Disponible sur: www.ivoclarvivadent.fr
57. Matériaux CAD/CAM Vita [Internet]. [cité 23 sept 2014]. Disponible sur: www.vita-vip.com
58. Blocs 3M [Internet]. [cité 23 sept 2014]. Disponible sur: www.3m.com
59. Vallata A. Les limites cervicales en prothèse fixée : concepts et préceptes. Nancy; 2011.
60. Baltzer A. All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation-preparing the tooth to match the material. *Int J Comput Dent*. 2008;11(3-4):241-56.
61. Shillinburg H, Jacobi R, Brackett S. Les Préparations en prothèse fixée [Internet]. CdP. Paris; 1988 [cité 16 avr 2014].
62. Fuzzi M, Rapelli G. Les préparations pour inlays, onlays céramiques. *Réal Clin*. 1996;7(4):487-97.
63. Lassere J, Clavé D, Guillon B. Les Inlays- Onlays de céramique collée : Aspects cliniques et de laboratoire. *Art Tech Dent*. 1994;5(1):3-15.
64. Guignes P. Cours d'Odontologie Conservatrice. 2011.
65. Guignes P. Technique de préparation des inlays-onlays. 2012.
66. Garber D, Goldstein R. Inlays et Onlays en céramique et en composite, restaurations postérieures esthétiques. Cdp. Paris; 1995.
67. Arnetzl G, Arnetzl G. Aspects cliniques en céramo-céramique [Internet]. VITA; 2003 [cité 14 nov 2014].
68. Zaruba M, Göhring T, Wegehaupt F, Attin T. Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays. *Acta Odonto Scand*. mars 2013;71(2):317-24.

69. Edelhoff D, Sorensen J. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* mai 2002;87(5):503-9.
70. Javaheri D. Considerations for planning esthetic treatment with veneers involving no or minimal preparation. *J Am Dent Assoc.* mars 2007;138(3):331-7.
71. Chen JH, Shi CX, Wang M, Zhao SJ, Wang H. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J Dent.* 2005;33:3-8.
72. Magne P, Magne M. Facettes en céramique a l'aube de l'an 2000 : une fenêtre ouverte sur la biomimétique. *Réal Clin.* 2000;9:229-43.
73. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique. Quintessence International; 2003. 406 p.
74. Devigus A, Lombardi G. Facettes en Vitablocs for CEREC/inLab. Guide clinique et prothétique. 2006.
75. Kihn P, Barnes D. The clinical longevity of porcelain veneers: a 48-month clinical evaluation. *J Am Dent Assoc.* juin 1998;129(6):747-52.
76. Strappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:514-22.
77. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics. *J Am Dent Assoc.* sept 2008;139:19-24.
78. Zimmermann R, Seitz S, Evans J, Bonner J. CAD/CAM and lithium disilicate: an anterior esthetic case study. *Tex Dent J.* févr 2013;130(2):141-4.
79. Jalalian E, Atashkar B, Rostami R. The effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings (computer associated design/computer associated machine. CAD/CAM system). *J Dent.* 2011;8:123-9.
80. Bartala M, Carreyre E, Laviole O, Dos Santos A. Critères de choix de l'ancrage radiculaire lors des reconstitutions pré prothétiques. *Strat Proth.* sept 2005;5(4):291-300.
81. Bindl A, Richter B, Mörmann W. Survival of ceramic computer- aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macro retention geometry. *Int J Prosthodont.* juin 2005;18(3):219-24.
82. Fages M, Bennisar B. L'endocouronne : un type différent de reconstruction tout-céramique pour les molaires. *J Can Dent Assoc.* 2013;(79):d140_f.
83. Richter B, Mörmann WH. Adhesive cementation of Cerec inlays . Cerec 3-ceramic CAD / CAM inlays and partial crowns , design and production by computer. Zurich : Foundation for the advancement of Computer Dentistry. 2001;131-45.

84. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* sept 2006;137:22S - 31S.
85. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* sept 2000;28(7):529-35.
86. Mörmann W. CAD/CAM in aesthetic dentistry: CEREC 10 year anniversary symposium. *Quintessence Int.* 1996;
87. Martin N, Jedyakiewicz N. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater J.* janv 1999;15(1):54-61.
88. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside CEREC inlays and onlays. *Int J Comput Dent.* 2003;6:231-48.
89. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Scharer P. Seven year results of leucite reinforced glass ceramic crowns (abstract 1368). *J Dent Res.* 1998;77 (special issue):802.
90. Studer S, Lehner C, Scharer P. Seven year results of leucite reinforced glass ceramic inlays and onlays (abstract 1375). *J Dent Res.* 1998;77 (special issue):803.
91. Bindl A, Mörmann W. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(2):197-204.
92. Isenberg B, Essig M, Leinfelder K. Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J Esthet Dent.* 1992;4(5):173-6.
93. Berg N, Derand T. A 5-year evaluation of ceramic inlays (CEREC). *Swed Dent J.* 1997;21:121-7.
94. Fasbinder D, Denisson J, Heys D, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 2005;136:1714-23.
95. Heymann H, Bayne S, Sturdevant J, Wilder A, Roberson T. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc.* 1996;127:1171-81.
96. Gladys S, Van Meerbeek B, Inokoshi S. Clinical and semi quantitative marginal analysis of four tooth-colored inlay systems at 3 years. *J Dent.* 1995;23:329-38.
97. Bindl A, Mörmann W. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci.* avr 2003;111(2):163-9.
98. Denissen H, Dozic A, Van der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* nov 2000;84(5):506-13.
99. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* mars 2002;15(2):122-8.

100. Fasbinder D, Denisson J, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *J Am Dent Assoc.* juin 2010;141:10S - 14S.
101. Pieger S, Salman A, Bidra A. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* Mer 2014;14:22-30.
102. Fasbinder D. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* déc 2010;31(9):702-4, 706, 708-9.
103. Marquardt P, Strub J. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37(4):253-9.
104. Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithiadisilicate- based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater J.* 2006;22(11):1008-13.
105. HAS. Prothèses dentaires à infrastructure céramique [Internet]. 2007 déc [cité 3 sept 2014].
106. Layton D, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont.* avr 2013;26(2):111-24.
107. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence Int.* 1994;25(3):199-207.
108. Abozenada B, Giordano R, Pober R. In-vitro wear of restorative dental materials (abstract 1693).
109. McLaren E, Giordano R. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9, high-alumina frameworks. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28:1-12.
110. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures : a laboratory study. *Int J Prosthodont.* juin 2001;14(3):231-8.
111. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic systems, part 2. *Acta Medica.* 2007;50(2):105-7.
112. Tysowsky G. The science behind lithium disilicate: today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative. *Oral Health J.* mars 2009;93-7.
113. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* févr 2012;40(2):154-62.

114. Lin W, Ercoli C, Fenq C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and Weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. juill 2012;21(5):353-62.
115. Bakeman E, Rego N, Chaiyabutr Y, Kois J. Influence of Ceramic Thickness and Ceramic Materials on Fracture Resistance of Posterior Partial Coverage Restorations. *Oper Dent* [Internet]. oct 2014 [cité 27 oct 2014].
116. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*. oct 2013;26(5):255-9.
117. ISO 6872:2008. International Organization of Standardization; 2008.
118. Batson E, Cooper L, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. oct 2014;112(4):770-7.
119. Beli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater J*. avr 2014;30(4):424-32.
120. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent*. 2005;94:342-9.
121. Steele A, Johnson B. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod*. janv 1999;25(1):6-8.
122. Yu W, Guo K, Zhang B, Weng W. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dent Mater J*. 2014;33(3):349-54.
123. El-Damanhoury H, Haj-Ali R, Platt J. Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD-CAM Blocks. *Oper Dent* [Internet]. sept 2014 [cité 25 nov 2014].
124. Chen C, Trindade F, de Jager N, Kleverlaan C, Feilzer A. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater J*. sept 2014;30(9):954-62.
125. Magnuson D, Oden A, Krystek I. Clinical evaluation of CEREC restorations. In: Mörmann WH, ed. *International Symposium on Computer Restorations: State of the art of the CEREC method*. Quintessence Int. 1991;339.
126. Sjögren G, Bergman M, Molin M, Bessing C. A clinical examination of ceramic (Cerec) inlays. *Acta Odontol Scand*. juin 1992;50(3):171-8.
127. Fasbinder D, Lampe K, Denisson J, Peters M, Nematollahi K. Clinical performance of CAD/CAM generated ceramic onlays (abstract 2711). *J Dent Res*. 1999;78 (special issue):444.

128. Molin M, Karlsson S. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *Int J Prosthodont.* juin 2000;13(3):197-200.
129. Sorrentino R, De Simone G, Tetè S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2012;16:977-85.
130. Pae A, Lee H, Kim H, Kwon Y, Woo YH. Attachment and growth behaviour of human gingival fibroblasts on titanium and zirconia ceramic surfaces. *Biomed Mater.* avr 2009;4(2):025005.
131. Tetè S, Zizzari V, Borelli B, De Colli M, Zara S, Sorrentino R, et al. Proliferation and adhesion capability of human gingival fibroblasts onto zirconia, lithium disilicate and feldspathic veneering ceramic in vitro. *Dent Mater J.* 2014;33(1):7-15.
132. Barth E, Johansson C, Albrektsson T. Histologic comparison of ceramic and titanium implants in cats. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:227-31.
133. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* févr 2010;25(1):63-74.
134. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *J Oral Rehabil.* 2005;32:747-52.
135. Keller P. *Visual Cues.* IEEE Computer Society Press; 1994.
136. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent.* août 2014;26(4):224-31.
137. Fasbinder D, Lampe K, Denisson J, Peters M, Nematollahi K. Three year clinical performance of CAD/CIM generated ceramic onlays (abstract 1883). *J Dent Res.* 2001;80 (special issue):271.
138. Niu E, Agustin M, Douglas R. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *J Prosthet Dent.* déc 2013;110(6):501-9.
139. Salameh Z, Tehini G, Ziadeh N, Ragab H, Berberi A, Aboushelib M. Influence of ceramic color and translucency on shade match of CAD/CAM porcelain veneers. *Int J Esthet Dent.* Spring 2014;9(1):90-7.
140. Hopp C, Land M. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2013;5:21-32.
141. Alghazzawi T, Lemons J, Liu P, Essiq M, Janowski G. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *J Prosthet Dent.* déc 2012;108(6):386-93.
142. Bindl A, Luthy H, Mörmann W. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater J.* 2006;22:29-36.

143. Attia A, Abdelaziz K, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95:117-23.
144. Borges G, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho L, De Oliveira W. Fracture Loads of All-Ceramic Crowns under Wet and Dry Fatigue Conditions. *J Prosthodont.* déc 2009;18(8):649-55.
145. Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J.* nov 2013;32(6):888-95.
146. Rigolin F, Miranda M, Florio F, Basting R. Evaluation of bond strength between leucite-based and lithium disilicate-based ceramics to dentin after cementation with conventional and self-adhesive resin agents. *Acta Odontol Latinoam.* 2014;27(1):16-24.
147. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* mars 2002;10(1):15-22.
148. Bolla M, Colon P, Leforestier E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe [Internet]. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD); 2010 [cité 30 oct 2014].

Table des matières des illustrations

Figure 1 : Le Cerec® Lemon de Mörmann et Brandestini, 1985.....	17
Figure 2 : the CEREC 1® prototype unit, the “lemon,” with Dr. Werner Mörmann (left) and Marco Brandestini, 1985	17
Tableau 1 : évolution du système CEREC, selon Mörmann (2006). (5).....	18
Figure 3 : Evolution du système Cerec, du prototype (g.) au dernier modèle Cerec AC (d.)..	19
Figure 4 : Le gradient thérapeutique de Tirlet et Attal (2009).(17)	25
Tableau 2 – Durée comparative de réalisation d’une restauration par CFAO directe (Cerec® MCX, AC Bluecam et bloc IPS Empress CAD) et technique artisanale selon Cazier et al. (2009)	34
Figure 5 : Microphotographie en MEB d’une céramique selon Dejou (2009-2010).....	38
Figure 6 : Frittage des particules de céramique selon Sadoun (2000).....	39
Figure 7 : Transformations allotropiques des cristaux de ZrO ₂ au cours du réchauffement et du refroidissement selon Dejou (2010) (50).....	41
Figure 8 : Cerec Blocs Sirona®	44
Figure 9 : bloc Cerec C IN	44
Figure 10 : blocs Ivoclar-Vivadent® IPS Empress® CAD.....	45
Figure 11 : blocs Ivoclar-Vivadent® e.max CAD	45
Figure 12 : Bloc Vita MARK II	46
Figure 13 : Bloc Vita Triluxe	47
Figure 14 : Bloc Vita Triluxe Forte.....	47
Figure 15 : bloc Vita Suprinity.....	49
Figure 16 : Bloc Vita® Real Life	50
Figure 17 : Principes généraux de préparation d’un inlay-onlay céramique CFAO, selon Arnetzl et Arnetzl (2003) (67).....	54
Figure 18 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress CAD (56).....	56

Figure 19 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56).....	57
Figure 20 : préparation des repères de profondeur par fraise boule diamantée. Photographie Dr. Alessandro Devigus (74).....	59
Figure 21 : réduction anatomique de la face vestibulaire avec une fraise congé, on préserve les points de contact. Photographie Dr. Alessandro Devigus (74)	59
Figure 22 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56).....	60
Figure 23 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56).....	60
Figure 24 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56).....	61
Figure 25 : épaulement droit à angle interne arrondi (59).....	62
Figure 26 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56).....	64
Figure 27 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56).....	64
Figure 28 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS e.max CAD (56).....	65
Figure 29 : fiche technique de préparation fabricant pour IPS Empress® CAD (56).....	65
Figure 30 : Réalisation des sillons de guidage sur une dent isolée et in situ.(82).....	66
Figure 31 : Préparation du trottoir cervical à l'aide d'une fraise-roue tenue parallèlement au plan occlusal. (82)	67
Figure 32 : Préparation axiale réalisée avec une fraise cylindro-conique, pour rendre continues la chambre pulpaire et la cavité d'accès.(82)	67
Figure 33 : Polissage de la bande cervicale. (82).....	68
Figure 34 : Contour cervical avant (A) et après (B) le polissage. (82)	68
Figure 35 : Dent préparée (a), endocouronne (b) et résultat final après le scellement (c)(82). 69	
Tableau 3 - Indications fabricants pour les blocs CFAO en configuration « chair side »	71
Figure 36 : Image en ME d'une céramique pressée, conventionnelle (montée manuellement) et d'un bloc Vita Mark II (Vita®).(52)	73
Figure 37 : tableau de résultats de l'étude de Fasbinder et al. 2010 (102).....	75
Figure 38 : Test in vitro d'usure d'émail avec Vitablocs Mark II(Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), Paradigm MZ100 (3M ESPE, St.Paul, Minn.), émail et résine acrylique. Un ratio proche de 1 indique une usure similaire à celle d'une dent contre une dent (52)	80

Figure 39 : Essai de flexion en trois points	81
Tableau 4 : Indications cliniques recommandées par l'OIS pour les céramiques (116).	82
Figure 40 : Les facteurs de la translucidité de la céramique. Facteurs influençant la translucidité selon Keller (1994) (135)	90

Annexes

Annexe 1 : liste des études menées sur le CEREC, selon (81)	121
Annexe 2 : critères de l'U.S.P.H.S (143)	123

Annexe 1 : liste des études menées sur le CEREC, selon (84)

TABLE

CEREC* clinical studies.					
STUDY (YEAR)	STUDY SETTING	EVALUATION PERIOD (YEARS)	EVALUATION CRITERIA	NO. OF PATIENTS	NO. OF RESTORATIONS
Mörmann and colleagues ^a (1991)	University	3	Modified U.S. Public Health Service (USPHS)	30	94
Magnuson and colleagues ^a (1991)	Private practice	2	California Dental Association (CDA)	108	301
Sjögren and colleagues ^a (1992)	Private practice	2	CDA	72	301
Isenberg and colleagues ^a (1992)	University	3	USPHS	NA†	121
Gladyz and colleagues ^a (1995)	University	3	Clinical examination and scanning electron microscope (SEM)	20	24
Brauner and Bleniek ^a (1996)	University	6	Clinical examination	NA	453
Heymann and colleagues ^a (1996)	University	4	Modified USPHS	28	50
Otto ^a (1996)	Private practice	5	Clinical examination	108	200
Berg and Derand ^a (1997)	Private practice	5	Clinical examination and SEM	46	115
Cerutti and colleagues ^a (1998)	University	7	Modified USPHS	46	109
Sjögren and colleagues ^a (1998)	University	5	CDA	27	66
Mello and Karlsson ^a (2000)	University	5	CDA	20	20
Pallesen and van Dijken ^a (2000)	University	8	Modified USPHS	16	32
Reiss and Walther ^a (2000)	Private practice	12	Modified USPHS	299	1,011
Fasbinder and colleagues ^a (2001)	University	3	Modified USPHS	58	92
Otto and De Nisco ^a (2002)‡	Private practice	10	Modified USPHS	108	300
Posselt and Kerschbaum ^a (2003)	Private practice	3	Clinical examination and SEM	794	2,328
Bludi and Mörmann ^a (2004)	University	4	Modified USPHS	24	18
Sjögren and colleagues ^a (2004)‡	University	10	Modified USPHS	27	66
Bludi and colleagues ^a (2005)	University	4.5	Modified SPHS	136	308
Fasbinder and colleagues ^a (2005)	University	3	Modified USPHS	43	80
Reiss ^a (2006)‡	Private practice	18	Modified USPHS	299	1,011

* CEREC is manufactured by Breda Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany.
† NA: Not available.
‡ Second report on the same patient population as reported previously.

Annexe 1(suite) :

TABLE (CONTINUED)				
CEREC* clinical studies.				
TYPE OF RESTORATIONS	CEREC UNIT	MANUFACTURER'S NAME, CITY AND STATE	% OF FAILED RESTORATIONS	% OF FRACTURED RESTORATIONS
Inlays	1	Vitabloes Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)	2.1	2.1
Inlays and onlays	1	Vitabloes Mark I	1.9	0.7
Inlays	1	Vitabloes Mark I	3.4	2.0
Inlays and onlays	1	Vitabloes Mark I, Dicor MGC (Dentsply International, York, Pa.)	5.8	5.8
Inlays	1	Dicor MGC, Vitabloes Mark II	0	0
Inlays	1	Vitabloes Mark I	5.5	1.2
Inlays	1	Dicor MGC	0	0
Inlays and onlays	1	Vitabloes Mark I	1.0	0
Inlays	1	Vitabloes Mark I	2.6	2.6
Inlays	1	Vitabloes Mark I	0	0
Inlays	1	Vitabloes Mark II	6.1	4.5
Inlays	1	Vitabloes Mark II	5.0	5
Inlays	1	Vitabloes Mark II, Dicor MGC	9.4	9.4
Inlays and onlays	1	Vitabloes Mark II, Dicor MGC	8.0	4.0
Onlays	2	Vitabloes Mark II	3.3	2.2
Inlays and onlays	1	Vitabloes Mark I	8.0	4.3
Inlays and onlays	1 and 2	Vitabloes Mark II	1.5	0.3
Crowns	2	Vitabloes Mark II	5.5	5.5
Inlays	1	Vitabloes Mark II	10.6	6.1
Crowns	2	Vitabloes Mark II	16.3	3.4
Inlays	2	Vitabloes Mark II, Paradigm (3M ESPE, St. Paul, Minn.)	5.0	2.5
Inlays and onlays	1	Vitabloes Mark, Dicor MGC	8.5	3.3

Annexe 2 : critères de l'U.S.P.H.S (148)

Tableau 8 : critères de l'U.S.P.H.S.

Critère	Note	Restauration
Forme anatomique	Alpha	La restauration est en continuité avec les formes anatomiques existantes.
	Bravo	La restauration est en discontinuité avec les formes anatomiques existantes, mais le manque de matériau est insuffisant pour exposer la dentine ou la base.
	Charlie	Perte suffisante de matériau pour exposer la dentine ou la base.
Adaptation marginale	Alpha	Cliniquement, la restauration semble présenter une bonne adaptation marginale, la sonde n'accroche pas, il n'y a pas de hiatus visible
	Bravo	
	Charlie	La sonde accroche ; présence d'un hiatus ; pas d'exposition dentinaire
	Delta	La sonde pénètre dans un hiatus, il y a une exposition dentinaire. La restauration est fracturée, elle est mobile ou il y a un manque de matériau
Coloration marginale - ligne de contour - état de surface - teinte	Alpha	Pas de coloration du joint dent restauration Coloration marginale superficielle Coloration marginale profonde
	Bravo	
	Charlie	
	Alpha	La surface de la restauration est lisse

Etat de surface		
Teinte		
Forme de Contour axial		
Contact interproximal		
Carie secondaire		
Sensibilité		

TITLE : Choosing materials for CAD/CAM single dental restoration in dental office.

SUMMARY

As part of CAD/CAM single dental restorations, this thesis work takes up in the first instance the story and value to CAD/CAM in dental offices in 2014.

Second, types of available materials (ceramics and composites) are presented according to their classifications and indications for use drawn up by manufacturers. In parallel, the different single-tooth preparations achievable are described as their preparation guidelines.

An analysis of the literature from the 90's to the present day on the CAD/CAM restorations is presented and summarized to figure out the decision-making criteria to consider in the choice of CAD/CAM bloc. This analysis is compared to manufacturer's instructions in order to inform the practitioner and guide him owing to the high number of available products.

Finally, based on the collected data, decision trees for each type of single restoration are presented for helping the practitioner in his set of choice of the material is will use.

DISCIPLINE: DENTAL SURGERY

KEYWORDS: CAD/CAM – MATERIAL – CHAIR SIDE – SINGLE RESTORATION

HEADING AND ADDRESS OF THE U.F.R OR LABORATORY:

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
3, Chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex

THESIS DIRECTOR:

Doctor ARCAUTE Bertrand

TITRE : Choix du matériau pour restauration unitaire par CFAO au cabinet dentaire

RESUME:

Dans le cadre de restaurations unitaires au fauteuil par CFAO, ce travail reprend dans un premier temps l'historique et l'apport de la CFAO dans les cabinets dentaires en 2014.

Dans un second temps les types de matériaux disponibles (céramiques et composites) sont présentés selon leurs classifications et leurs indications d'utilisation par les fabricants. En parallèle, les différentes préparations unitaires réalisables sont décrites ainsi que leurs impératifs de réalisation.

Une analyse de la littérature des années 90 à nos jours sur les reconstructions CFAO est présentée et résumée pour définir les critères décisionnels à considérer dans le choix du bloc CFAO. Cette analyse est comparée aux indications des fabricants pour les blocs proposés afin d'éclairer le praticien et le guider face à la quantité de produits disponibles.

Enfin, à partir de l'ensemble des données recueillies, des arbres décisionnels pour chaque type de reconstruction sont présentés pour aider le praticien dans sa démarche de choix du matériau qu'il va utiliser.

TITRE ET RESUME EN ANGLAIS : Choosing materials for CAD/CAM single dental restoration in dental office (cf recto)

DISCIPLINE: CHIRURGIE DENTAIRE

MOTS CLES: CFAO – MATERIAU – RESTAURATION UNITAIRE

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R OU DU LABORATOIRE:

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
3, Chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THESE:

Docteur ARCAUTE Bertrand