



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADÉMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE**

Année 2017

N° 9441

THÈSE

pour le

**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE**

par

Manon PIERRE

Née le 14 novembre 1990 à Hong Kong (99)

**Le « tout-céramique » en C.F.A.O. dentaire directe :
Concepts actuels et critères de choix en prothèse fixée**

Présentée et soutenue publiquement le vendredi 10 mars 2017

Examineurs de la thèse :

Pr J-M MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
Dr <u>J. SCHOUVER</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Directeur</u>
Dr F. KANNENGISSER	Assistant Hospitalo-Universitaire	Co-directeur
Dr P. CORNE	Maître de Conférences Associé	Juge
Dr P. HIRTZ	Assistant Hospitalo-Universitaire	Juge

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*



Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI — Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr S. DURVALIX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme	DROZ Dominique	Maître de Conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de Conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de Conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Assistante *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
	M.	MERCIER Thomas	Assistant *
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme	FILLEUL Marie Pierryle	Professeur des Universités *
	M.	EGLOFF Benoît	Maître de Conférences *
	Mme	GREGOIRE Johanne	Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme	CLEMENT Céline	Maître de Conférences *
	Mme	LACZNY Emily	Assistante
	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
Sous-section 57-01 Parodontologie	M.	AMBROSINI Pascal	Professeur des Universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de Conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de Conférences *
	M.	PENAUD Jacques	Maître de Conférences
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation	Mme	GUILLET-THIBAUT Julie	Maître de Conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de Conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences *
	M.	DELAITRE Bruno	Assistant
	Mme	KICHENBRAND Charlene	Assistante *
	Mme	NACHIT Myriam	Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M.	YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des Universités *
	Mme	EGLOFF Claire	Assistante *
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M.	MORTIER Éric	Maître de Conférences *
	M.	AMORY Christophe	Maître de Conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de Conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Maître de Conférences
	M.	GEVREY Alexis	Assistant
	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	DE MARCH Pascal	Maître de Conférences
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de Conférences
	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences *
	Mme	CORNE Pascale	Maître de Conférences Associé *
	M.	GILLET Marc	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Assistant *
	M.	KANNENGIESSER François	Assistant
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante *
	M.	VUILLAUME Florian	Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Oclusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme	STRAZIELLE Catherine	Professeur des Universités *
	Mme	MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de Conférences
	M.	HARLE Guillaume	Assistant Associé

Souligné : responsable de la sous-section

* temps plein

Mis à jour le 16.11.2016

Remerciements

A NOTRE PRESIDENT,

Monsieur le Professeur Jean Marc MARTRETTE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Doyen de la Faculté d'odontologie de Nancy

Chef de Service du CSERD de Nancy

Docteur en Sciences Pharmacologiques

Habilité à diriger des Recherches

Sous-section : Sciences biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie).

Vous nous faites l'honneur de siéger en tant que président de notre jury.

Nous vous remercions pour votre disponibilité en tant que doyen tout au long de nos études. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de notre respect.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE,

Monsieur le Professeur Jacques SCHOUVER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Vous nous faites l'honneur de participer au jury de ma thèse. Nous vous remercions pour la qualité de votre enseignement et vos conseils tout au long de nos études. Merci de nous avoir transmis votre intérêt pour la prothèse. Veuillez trouver ici le témoignage de notre profonde estime.

A NOTRE JUGE ET CO-DIRECTEUR,

Monsieur le Docteur François KANNENGIESSER

Docteur en chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait le grand honneur de nous diriger dans ce travail. Nous vous sommes infiniment reconnaissants pour votre implication, votre soutien, votre aide et votre patience tout au long de la rédaction.

Veillez trouver dans ce travail le témoignage de notre gratitude.

A NOTRE JUGE,

Madame le Docteur Pascale CORNE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences Associé
Sous-section : Prothèses

Nous vous remercions d'avoir accepté de faire partie de ce jury.

Nous vous remercions pour vos conseils et votre aide lors de nos années d'études.

Vous nous avez beaucoup apporté et beaucoup appris.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Pierre HIRTZ

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalo-Universitaire
Sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter notre invitation à siéger parmi le jury de cette Thèse et nous vous en remercions.

Veillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre profond respect

Table des matières

1. BASES FONDAMENTALES.....	14
1.1. LA CFAO EN PROTHÈSES DENTAIRES	16
1.1.1. <i>Définition/Historique</i>	16
1.1.1.1. Directe	17
1.1.1.2. Indirecte et semi-directe	19
1.2. LES CÉRAMIQUES À USAGE DENTAIRE.....	22
1.2.1. <i>Définition/Historique/Evolution</i>	22
1.2.2. <i>Classifications des céramiques(HELVEY, 2014)(7)</i>	23
1.2.2.1. Classification traditionnelle.....	23
1.2.2.2. Classification actuelle	24
□ Selon la composition chimique	24
□ Selon le procédé de mise en forme (DEJOU,2010)(8)	26
□ Selon la microstructure (GIORDANO, 2010) (9)	26
1.2.3. <i>Propriétés des céramiques</i>	29
1.2.3.1. Propriétés mécaniques (ATLAN, 2015)(6)	29
1.2.3.1.1. Module d'élasticité	29
1.2.3.1.2. Résistance à la flexion (HÄLG, 2009) (13)	30
1.2.3.1.3. Ténacité (HÄLG, 2009)(13).....	31
1.2.3.1.4. Dureté et coefficient d'abrasion	32
1.2.3.1.5. Résistance à la compression.....	32
1.2.3.1.6. Facteurs influençant la résistance mécanique	33
1.2.3.2. Propriétés physico-chimiques	34
1.2.3.2.1. Conductivité thermique	34
1.2.3.2.2. Conductivité électrique	35
1.2.3.2.3. Optiques/Esthétique	35
1.2.3.2.4. Maquillage et glaçage des blocs.....	38
1.2.3.2.5. Aptitudes au collage/scellement.....	42
1.2.4. <i>Synthèse</i>	43

2. ETAPES DE LA CHAÎNE PROTHÉTIQUE/CONSERVATRICE EN CFAO DIRECTE.....	45
2.1. PRISE DE COULEUR	46
2.2. PRÉPARATIONS PROTHÉTIQUES	49
2.3. EMPREINTE OPTIQUE (ACQUISITION NUMÉRIQUE) (38)	64
2.4. CONCEPTION DES ÉLÉMENTS PROTHÉTIQUES ASSISTÉE PAR ORDINATEUR (FAGES, 2008)(2).....	69
2.1. FABRICATION ASSISTÉE PAR ORDINATEUR DES ÉLÉMENTS PROTHÉTIQUES	75
2.2. POSE DES ÉLÉMENTS CONÇUS (COLLAGE VS SCÈLEMENT).....	76
2.3. AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS DE LA CFAO (27) (57) (22)	84
2.4. AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS DE LA CFAO.....	85
3. CRITÈRES DE CHOIX DES CÉRAMIQUES DENTAIRES EN FONCTION DE LA RESTAURATION ENVISAGÉE	88
3.1. CAHIER DES CHARGES EN PROTHÈSE FIXÉE.....	88
3.2. EN CFAO DIRECTE.....	88
3.2.1. <i>Rappel</i>	88
3.2.2. <i>Blocs céramiques ou lingotins disponibles sur le marché</i>	89
3.2.2.1. Synthèse	89
3.2.2.2. Blocs vitrocéramiques	89
3.2.2.3. Blocs feldspathiques.....	96
3.2.2.4. Céramiques infiltrées.....	100
3.2.2.4.1. In-Ceram Alumina®.....	100
3.2.2.4.2. In-Ceram Zirconia®	100
3.2.2.5. In-Ceram Spinell®	101
3.2.2.6. Blocs hybrides	102
4. CONCLUSION.....	108

Table des figures

Figure 1: Système Cerec complet;	19
Figure 2:Exemple de classification des céramiques(LASSERRE, 2005)(10)	27
Figure 3: Différents types de blocs céramiques usinables classés en fonction de leur composition (NASR, 2015)(11)	28
Figure 4:Essai de flexion en 3 points	31
Figure 5: Teintier de moignons de chez Ivoclar Vivadent.....	37
Figure 6: Couronne Empress brute après usinage	39
Figure 7: Couronne en Empress fixée sur support à l'aide d'une pâte réfractaire	39
Figure 8: Mise en place de la glasure	40
Figure 9:Mise en place d'un shade pour accentuer les sillons occlusaux.....	40
Figure 10:Mise en place d'un shade orangé	41
Figure 11:Mise en place d'un stain blanc afin d'imiter une fissure.....	41
Figure 12: Exemple de four de cuisson pour céramique	41
Figure 13:Résultat après cuisson.....	42
Figure 14:A gauche: Bloc E.max A3 LT; A droite: Bloc Empres A3 LT	42
Figure 15: Teintier Classical Vita	47
Figure 16: Teintier 3D-Master de Vita	47
Figure 17: Teintier Chromascop.....	48
Figure 18: Préparation pour la réalisation d'un Inlay sur 2ème PM (29).....	51
Figure 19: Lésion d'usure occlusale	51
Figure 20: Table top en E.max press	52
Figure 21: Taille des rainures directement dans le Mock up.....	53
Figure 22: Préparation pour la réalisation d'une facette.....	53
Figure 23: Facette pelliculaire en e.max	53
Figure 24: Préparation de type "butt margin"	54
Figure 25: Coffret pour la préparation guidée CFAO	55
Figure 26: Préparation pour réalisation d'un bridge tout céramique (29)	59
Figure 27: Exemple d'une préparation V-prep (36)	60
Figure 28: Préparation de type endo V-prep sur molaire	61
Figure 29: Préparation pour Endocouronne (37).....	62
Figure 30: Préparation de la chambre camérale (37)	62

Figure 31: Différentes finitions des limites de préparation.....	63
Figure 32: Principe d'acquisition de triangulation(39)	65
Figure 33: Montage optique de la technique de parallèle confocale (40)	65
Figure 34: Technique de la défocalisation (41)	66
Figure 35: Technique de moiré (42)	67
Figure 36: Tableau comparatif des différentes caméras actuellement sur le marché	67
Figure 37: Appréciation de la conformité d'une préparation en CFAO (34)	68
Figure 38: Exemple d'un tracé de limite pour un onlay sur prémolaire	71
Figure 39: Exemple de contrôle de points d'occlusion	72
Figure 40: Fraises à usineuse	75
Figure 41: Usinage d'un onlay pour molaire et morphologie des différentes fraises	76
Figure 42: Application de l'acide fluorohydrique	80
Figure 43: Application du silane sur la pièce prothétique	81
Figure 44: Application de l'acide orthophosphorique	81
Figure 45: Application de l'adhésif	82
Figure 46: Les recommandations d'assemblages cliniques selon le type de céramique (54)...	83
Figure 47: Bloc e.max à translucité moyenne, teinte A2 et taille C14	89
Figure 48: Blocs Empress	92
Figure 49: Bloc Empress Polychromatique taille C14, teinte A2	93
Figure 50: Blocs Celtra Duo et Suprinity	95
Figure 51: Bloc cerec	96
Figure 52: Bloc Vita Mark II	97
Figure 53: Blocs Vita Triluxe forte et Triluxe	98
Figure 54: Bloc Vita RealLife	99
Figure 55: Blocs Vita de la gamme "In-Ceram"	101
Figure 56: Réseau céramique et réseau polymère s'imbriquant pour former Vita Enamic	102
Figure 57: Arbre de synthèse des indications des blocs usinables	105

Table des tableaux

Tableau 1: Rationnalisation des blocs usinables en fonction des restaurations	106
Tableau 2: Tableau comparatif des différents blocs	107

Introduction

La dentisterie du XXI^e siècle s'inscrit pleinement dans l'ère numérique et n'échappe pas à l'avènement de nouvelles technologies, de nouveaux procédés et matériaux.

La C.F.A.O ou Conception et Fabrication Assistées par ordinateur intéresse à présent l'art dentaire et s'invite dans les laboratoires de prothèses et les cabinets dentaires. Grâce à la précision et l'ergonomie désormais acquises par les scanners, les caméras intra-orales et les machines-outils, l'empreinte chimico-manuelle devient une empreinte optique où les données analogiques sont numérisées et le modèle de travail physique devient un modèle numérique de travail où la conception a directement lieu.

On parle de réalité augmentée et il est aujourd'hui possible de réaliser des éléments prothétiques et restaurateurs dans une chaîne prothétique ne passant pas par un laboratoire, uniquement au cabinet, voire même en une seule séance!

Aussi, les matériaux ne sont pas en reste sur le chemin de l'innovation. Dans un modèle de process « chairside » ou « tout-au-fauteuil », la CFAO offre l'opportunité d'utiliser des matériaux combinant à la fois esthétique et résistance comme la céramique. Nous nous fixons ici comme objectif d'étudier l'utilisation du « tout-céramique » en CFAO dentaire directe.

Dans un premier temps, nous abordons un bref historique de la CFAO dentaire ainsi que ses grands principes.

Nous introduisons ensuite une classification actuelle des céramiques à usage dentaire, matériau au cœur de notre sujet: tous les blocs industriels disponibles sur le marché sont par ailleurs étudiés dans ce travail.

Nous étudions dans un second temps chaque étape de conception et de fabrication de cette chaîne prothético/conservatrice assistée par ordinateur; du diagnostic et la pose de l'indication, à l'assemblage des éléments conçus puis fabriqués. Chaque étape de conception assistée par ordinateur est détaillée et iconographiée.

Le cœur de ce travail aborde toutes les préparations dentaires corono-périphériques et partielles préconisées pour l'usage du matériau céramique, le plus souvent destiné au collage.

Nous nous efforçons de résumer chacune des parties traitées ainsi que de dégager des recommandations cliniques inhérentes à chacune de ces étapes.

Enfin nous concluons.

1. Bases fondamentales

Nous débutons ce travail en définissant les termes principaux du sujet qui sont :

- **La CFAO dentaire**
- **La céramique dentaire**

1.1. La CFAO en prothèses dentaires

1.1.1. Définition/Historique

En 1973, le professeur François Duret décrit une technique de conception et fabrication prothétique qui s'avère être une véritable innovation pour l'époque : Il partage ses connaissances dans une thèse s'intitulant « Empreinte Optique ».

Cette thèse décrit les procédés de la C.F.A.O. ou conception et fabrication assistées par ordinateur et décrit ainsi les techniques utilisées : l'utilisation d'une lecture optique 3D, d'un ordinateur et d'un centre d'usinage.

La CFAO est le produit :

- de la **CAO (conception assistée par ordinateur)** : elle permet de réaliser le projet prothétique sur un support modélisé.
- et de la **FAO (fabrication assistée par ordinateur)**: elle permet la matérialisation de la pièce prothétique.

Le système *Cerec*®, premier système commercialisé de CFAO pour la fabrication de prothèses, est inventé en 1980 par le Dr Wermer MÖRMAN, chirurgien-dentiste, et Marco BRANDESTINI, ingénieur.

En 1983 à Garancière, le premier système de conception et fabrication assistées par ordinateur est exposé pour les praticiens.(KELLY, 2011) (1)

C'est seulement 2 ans après que la première couronne usinée par le système *Cerec*® est conçue au congrès de l'ADF. Le matériau utilisé n'était pas encore de la céramique.

Par la suite, 3 axes principaux de travail se sont dégagés :

- **La CFAO directe** : le "*chairside*" où toutes les étapes de conception prothétique se déroulent au sein du cabinet dentaire
- **La CFAO indirecte** : L'empreinte physique est réalisée au cabinet dentaire, puis le laboratoire de prothèses effectue l'empreinte numérique du modèle coulé (voire de l'empreinte physique elle-même) à l'aide de scanners essentiellement. La prothèse est ensuite fabriquée à partir de l'empreinte optique.(FAGES, 2008) (2)
- **La CFAO semi-directe** : Une empreinte optique intra-buccale est réalisée au sein du cabinet dentaire puis envoyée via internet au laboratoire de prothèse qui élabore la restauration.

1.1.1.1. Directe

La CFAO directe se caractérise par ses étapes d'élaboration qui se font *toutes au sein du cabinet dentaire* ;

Le praticien maîtrise toutes les étapes, de la préparation à la fabrication :

Après une étude diagnostic, une empreinte optique endobuccale des préparations est réalisée afin de concevoir et fabriquer une pièce prothétique, au sein même du cabinet dentaire.

La fabrication de la pièce prothétique se fait dans une machine-outil à commande numérique, rapide, pouvant permettre au praticien de faire une seule séance clinique intégrant également la fabrication et la pose des éléments prothétiques.

Nous connaissons un système complet, le système Cerec®, commercialisé par Sirona® qui permet d'avoir à la fois :

1* Une caméra intra-buccale (essentiellement Bluecam® et Omnicam® avec Cerec®) permettant de réaliser l'empreinte optique,

2* Des logiciels, qui traitent les informations acquises par la caméra optique, permettant la CAO et le pilotage de la machine-outil qui réalise la pièce prothétique par usinage (FAO) de blocs céramiques ou autres matériaux (résines, métaux...).

On ne démarre cependant qu'UN seul logiciel, ce qui permet une simplification du système.

3* La machine-outil (usineuse InLab Sirona®), équipée de 2 moteurs présentant 2 jeux de 2 fraises (pour ce modèle) permettant l'usinage dans 5 axes différents.(FAGES, 2008) (2)

Certains autres systèmes complets existent alors que d'autres proposent une caméra seule permettant d'utiliser une usineuse de marques différentes et d'utiliser un logiciel CAO indépendant. Il s'agit alors de s'assurer de la compatibilité entre les différents hardwares et softwares :

En effet, le format numérique universel des données s'échange grâce au format STL (Surface Tessellation Language). Il existe des **systèmes fermés** ou **semi-ouverts**, *ces derniers ne permettent pas ou partiellement l'échange universel de ces données.*

L'exemple du système Cerec® : il n'autorise ni la CAO, ni la FAO avec un autre logiciel que celui conçu par Sirona® ou cela demande une application en plus : Sirona Connect®, afin de transférer aux laboratoires les données dans un format STL : c'est donc un **système semi-ouvert**.(BIE, 2015) (3)

La problématique pour les laboratoires de prothèses assurant la CFAO semi-ouverte étant alors de posséder différentes licences de software compatibles entre eux et avec le hardware.

Il est important de savoir que plus les systèmes sont « ouverts » plus on perd de données.

Différents « work flow » ou flux de travail sont possibles dès lors où on « ouvre » les systèmes.



Figure 1: Système Cerec complet;
usineuse MCXL, caméra omnicam, unité informatique (4)

1.1.1.2. Indirecte et semi-directe

La CFAO indirecte et la CFAO semi-directe imposent au praticien de *travailler avec un laboratoire de prothèses ou un centre délocalisé* : Ces 2 derniers assureront la CAO ET la FAO.

Le praticien peut :

- soit envoyer l'empreinte chimico-manuelle classique au laboratoire de prothèse (ou dans un centre délocalisé) où elle sera traitée : l'empreinte est traitée, coulée, puis sa réplique positive est numérisée (scannage). Les nouveaux scanners peuvent enregistrer numériquement le négatif de l'empreinte physique réalisée pour ensuite reproduire le modèle positif de travail : C'est le concept de **la CFAO indirecte**.
- soit réaliser l'empreinte à l'aide d'une caméra optique et adresser sa version numérique par internet au prothésiste (ou au centre délocalisé) : C'est le concept de **la CFAO semi-directe**.

Nous notons que le prothésiste peut concevoir l'élément prothétique sur support dématérialisé (modèle numérique de travail) ou matérialisé en rendant physique le modèle de travail (procédé d'impression 3D, stéréolithographie...)

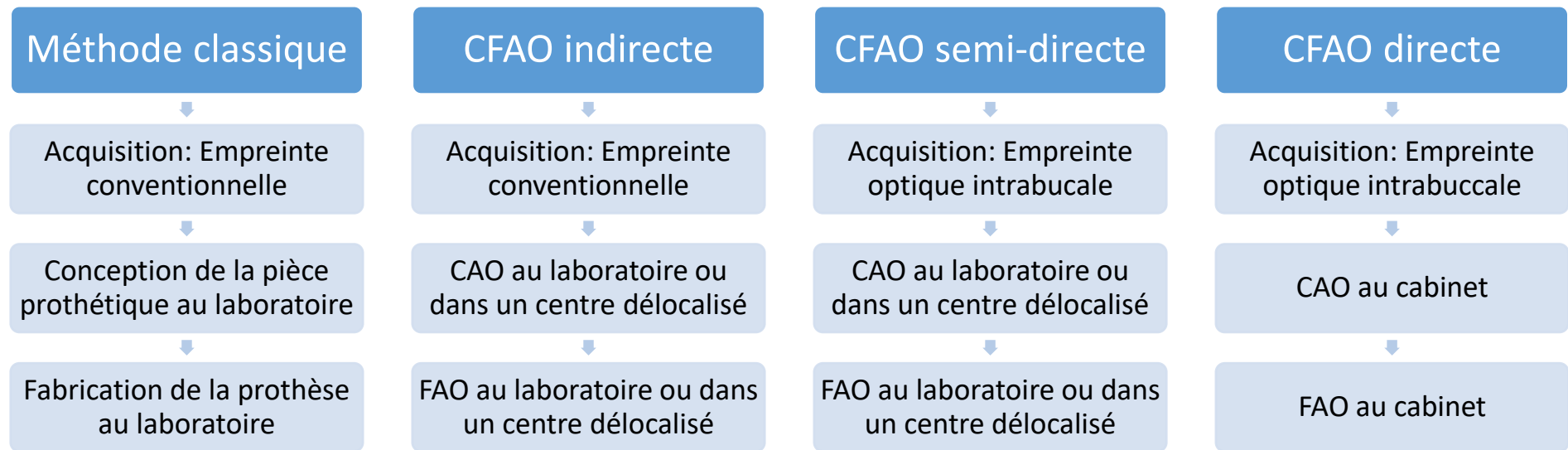
Pour la numérisation des modèles en plâtre, il existe différents types de scanner : *par balayage lumineux* ou *par prise successive de clichés*.

Il y a **3 étapes de modélisation 3D** par scanner, ce qui permet d'avoir une meilleure précision :

1/ On débute par *l'acquisition d'une image basse définition des modèles* (de l'arcade contenant la ou les préparation(s) et des dents adjacentes).

2/ Puis on réalise *une numérisation haute définition qui se concentre juste sur la zone de travail*. L'objectif étant d'avoir le maximum de détails permettant une image 3D servant de support à la future modélisation de la prothèse fixée.

3/ Et pour terminer, on effectue le *scannage des modèles maxillaire et mandibulaire en occlusion ou de l'empreinte en mordu*. (ALLARD, 2014) (5)



Les différentes chaînes prothétiques en CFAO

1.2. Les céramiques à usage dentaire

1.2.1. Définition/Historique/Evolution

Le mot céramique provient du mot grec "keramos" qui signifie "argile".

Ce terme désignait autrefois les poteries recouvertes d'email puis s'est étendu à toute la porcelaine.

L'application de la porcelaine à l'usage dentaire date de 1774, lorsque des prothèses amovibles tout en porcelaine sont inventées par un apothicaire français, Alexis Duchateau.

Selon L'American Society for Testing and Materials, une céramique est : "*un article ayant un corps vitrifié ou non, de structure cristalline ou partiellement cristalline, ou de verre, dont le corps est formé de substances essentiellement inorganiques et non métalliques, et qui est formé par une masse en fusion qui se solidifie en se refroidissant, ou qui est formé et porté à maturité, en même temps ou ultérieurement, par l'action de la chaleur*".

Plus simplement les céramiques sont **des matériaux inorganiques, non métalliques** composés de 2 phases distinctes : **la phase cristalline** et **la phase vitreuse**.

La création de la céramique se fait **en chauffant** et en atteignant la température de fusion, aussi appelée **frittage**, ainsi les deux phases **fusionnent** et créent la céramique.

Le frittage permet de maîtriser la densité de la matière, d'obtenir des matériaux durs (mais fragiles) à porosité contrôlée et inertes chimiquement ainsi que de maîtriser les dimensions de la pièce.(ATLAN, 2015) (6)

1.2.2. Classifications des céramiques(HELVEY, 2014)(7)

Nous allons voir dans un premier temps **la classification des céramiques dentaires**.

Il existe différentes classifications, celles-ci organisent les céramiques selon des critères différents : *température de fusion, microstructure, composition chimique, procédé de mise en forme*.

Ces classifications nous servent à comprendre les différents types de céramique et ainsi mieux les maîtriser (propriétés découlant des différents procédés, esthétique,...) pour garantir le meilleur choix lors de la conception d'une pièce prothétique.

1.2.2.1. Classification traditionnelle

Dans cette classification, les céramiques sont classées **en fonction de la température de frittage**:

- Haute fusion : 1289 à 1390°C : Céramiques utilisées comme dents artificielles en prothèse amovible
- Moyenne fusion: 1090 à 1260°C : Jackets cuites sur platine
- Basse fusion: 870 à 1065°C : Céramiques qui servent à l'émaillage des couronnes céramo-métalliques
- Très basse fusion: 660 à 780°C : Céramiques destinées à l'émaillage du titane et d'alliage à haute teneur en or, mais aussi pour la réalisation d'éléments entièrement en céramique et de joints céramique-dent.

Mais attention, cette classification est insuffisante pour qualifier les systèmes céramiques modernes : en effet, les propriétés des céramiques sont fonction du procédé de mise en forme dans un premier temps et de la microstructure et de la nature chimique dans un second temps. Nous allons apprécier ces classifications.

1.2.2.2. Classification actuelle

Cette classification est la plus utilisée :

Les céramiques dentaires peuvent avoir des propriétés différentes en fonction de leur mise en forme et de leur composition chimique. C'est pourquoi il est important d'analyser et de classer chaque céramique, leurs propriétés en résultant (résistance mécanique, précision d'adaptation, propriété mécanique et microstructure).

Il est donc préférable de classer les céramiques en fonction de la composition chimique, du procédé de mise en forme et de la microstructure.

❖ Selon la composition chimique

Il existe 3 types de matériaux:

- **Les vitrocéramiques** : Ces matériaux sont formés de verre sous la forme d'une matrice englobant leur composante cristalline.

Cette dernière permet à ce groupe de céramique de se cliver en 4 branches :

- Les Feldspathiques naturelles ou synthétiques (ex : Cerec Bloc®) :

Elles sont constituées de poudres d'oxydes, et de pigments colorés frittés dans une matrice vitreuse.

Elles sont les **céramiques traditionnelles** servant à *l'émaillage des coiffes céramo-métalliques*. Elles peuvent aussi être *utilisées sans armature pour des restaurations partielles unitaires*.

- Les céramiques renforcées à la leucite (ex : Empress®, Vita MarkII®) :

Ce sont des céramiques feldspathiques avec une haute teneur en cristaux de leucite, ce qui augmente *leur coefficient de dilatation thermique ainsi que leur résistance mécanique*. Elles sont alors utilisées *sans infrastructure* pour la réalisation de couronnes céramo-céramiques.

- Les céramiques à base de disilicate de lithium (ex : E.max®) :

Ce sont des céramiques feldspathiques avec une haute teneur en cristaux de disilicate de lithium, ce qui augmente *leur coefficient de dilatation thermique ainsi que leur résistance mécanique*. Elles sont alors utilisées *sans infrastructure* pour la réalisation de couronnes céramo-céramiques.

- Les céramiques à base de silicate de lithium (ex : CeltraDuo®, Suprinity®) :

Ce sont des céramiques formées de silicate de lithium et de zircon. Cette association de cristaux permet à la fois de bonnes propriétés mécaniques ainsi que de bonnes propriétés optiques.

➤ **Les céramiques infiltrées** (ex : In-Ceram® de Vita®) :

Ce sont des céramiques formées de cristaux minéraux et de verre.

Dans ce type de céramique, les cristaux sont majoritaires par rapport au verre, ce qui leur confère une forte résistance. Leur formation se fait en 2 étapes :

La première étape consiste en l'élaboration d'une structure en céramique préfrittée poreuse, puis la céramique est infiltrée par un verre liquide comblant les porosités.

Il existe 3 types de céramiques infiltrées :

- A base d'alumine : In-Ceram Alumina
- A base de zircon : In-Ceram Zirconia
- A base d'alumine et de magnésium : In-Ceram Spinell

➤ **Les polycristallines** :

Ce sont des céramiques composées uniquement de cristaux d'alumine ou de zircon, elles ne contiennent pas de matrice vitreuse.

Leur structure permet la conception d'infrastructures aux propriétés mécaniques importantes.

Etant donné leur opacité importante, ces céramiques devront être, dans la plupart des cas, recouvertes de céramiques cosmétiques.

❖ **Selon le procédé de mise en forme** (DEJOU,2010)(8)

Il existe une classification en fonction des procédés de mise en forme pour les couronnes céramo-métalliques (avec armature métallique) ainsi que pour les couronnes céramo-céramiques (sans armature métallique).

Ces procédés ne sont pas détaillés dans ce travail.

❖ **Selon la microstructure** (GIORDANO, 2010) (9)

Il existe des céramiques formées :

- avec **majoritairement une matrice vitreuse** et comprenant des cristaux :
 - La céramique feldspathique qui est formée d'une phase vitreuse renforcée par la présence de cristaux dispersés (quartz, leucite, albite)
 - et la vitrocéramique qui est aussi formée d'une matrice de verre mais renforcée par d'autres cristaux qui sont la leucite, le disilicate de lithium (majorité des blocs CFAO).
- avec **majoritairement une matrice cristalline** (80%) et peu de verre (20%) : Elle se nomme la céramique infiltrée, et sa phase cristalline se compose soit d'alumine soit de zirconne ou de spinelle.
- avec **uniquement des cristaux** (alumine ou Y-TZP (zirconne tétragonale partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium)) : Cette céramique est dite polycristalline.

L'intérêt de cette partie n'est pas de définir exactement toutes les céramiques et leurs classifications, mais de comprendre globalement le matériau céramique utilisé en prothèse dentaire ainsi que de « maîtriser » les céramiques usinables en CFAO qui nous intéressent dans ce travail.

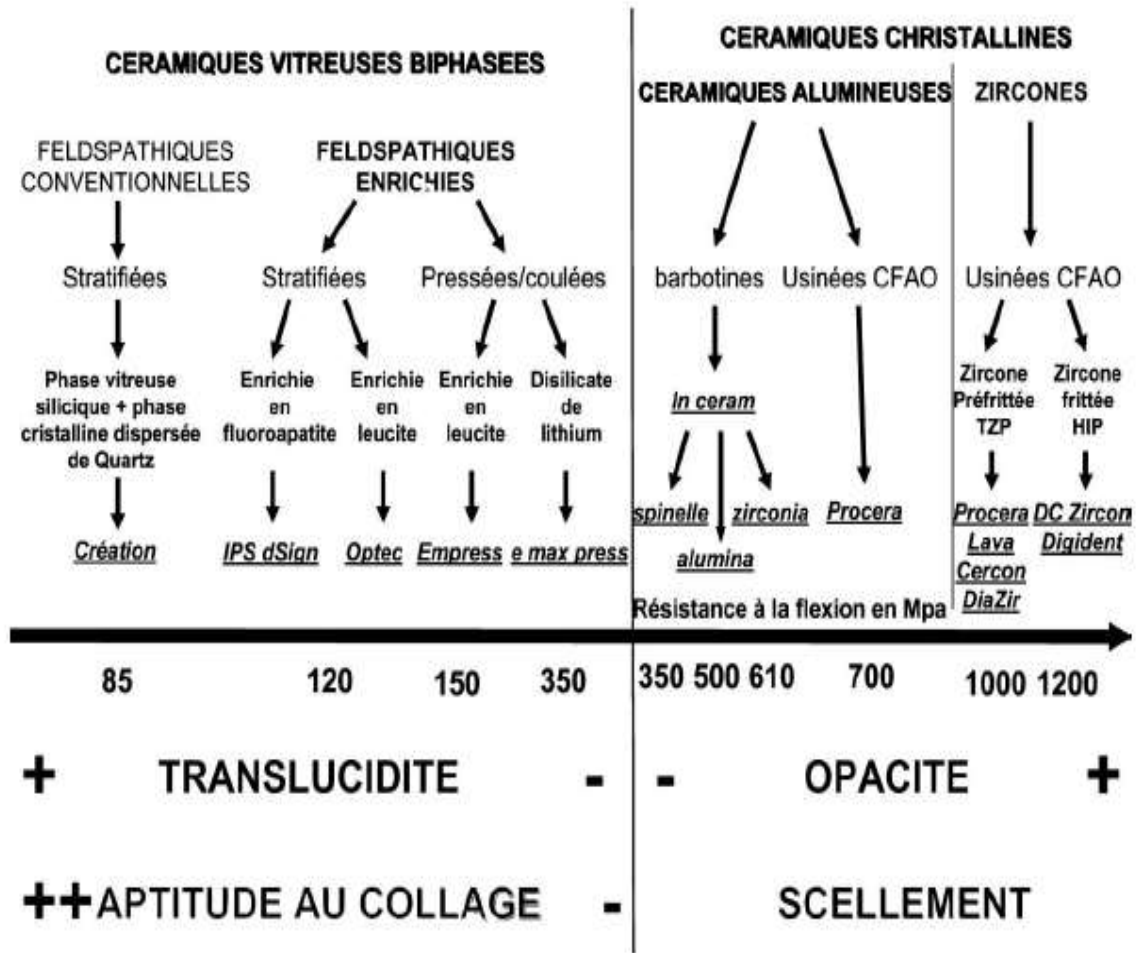


Figure 2: Exemple de classification des céramiques (LASSERRE, 2005) (10)



Céramiques vitreuses			
Feldspathiques	Vitrocéramiques	Vitrocéramiques renforcées	
	Enrichie en leucite	Enrichie en <u>disilicate de lithium</u>	Enrichie en silicate de lithium et en zircon
Avantages: <ul style="list-style-type: none"> - Recul clinique - Esthétique - Gamme variée (dégradés de teintes) 		Avantages: <ul style="list-style-type: none"> - Recul clinique (<u>e.max</u>) - Esthétique - Résistance mécanique - Gamme développée sur translucidité, luminosité, opalescence (<u>e.max</u>) 	
Inconvénients: <ul style="list-style-type: none"> - Fragiles - Translucidité 		Inconvénients: <ul style="list-style-type: none"> - Translucidité relative du LT - Moins lumineuses 	
<i>Mark II, Triluxe, Reallife (Vita), Cerec blocs (Sirona)</i>		<i>Empress CAD (Ivoclar Vivadent) e.Max CAD (Ivoclar Vivadent) Suprinity (Vita), Celtra Duo (Dentsply)</i>	
			

Figure 3: Différents types de blocs céramiques usinables classés en fonction de leur composition (NASR, 2015)(11)

1.2.3. Propriétés des céramiques

Afin d'optimiser **la conception, la pérennité et l'esthétique** de la future prothèse :

Cette partie donne les éléments nécessaires permettant de choisir le matériau idéal pour la situation clinique, en tenant compte à la fois **des propriétés mécaniques et des propriétés physico-chimiques des céramiques**.

1.2.3.1. Propriétés mécaniques (ATLAN, 2015)(6)

Les céramiques dentaires ont la capacité d'être résistantes face à des contraintes en compression mais beaucoup moins lors de contraintes en traction, flexion et cisaillement. Leur rupture est dite **fragile**, en effet il n'y a **pas de déformation plastique** avant la fracture de la céramique. Celle-ci se crée à *partir d'une fissure qui se propage via une faiblesse initiale se trouvant à l'échelle anatomique de la céramique*.

Plus on intègre de cristaux et moins on intègre de verre, plus la structure devient résistante. Les céramiques polycristallines sont donc les plus résistantes alors que les céramiques feldspathiques et vitrocéramiques le sont beaucoup moins car elles contiennent plus de verre.

Cependant, nous verrons que l'amélioration des propriétés mécaniques des céramiques se fait souvent au détriment de leur rendu esthétique.

1.2.3.1.1. *Module d'élasticité*

Le module d'élasticité ou module de Young se traduit par la constante qui relie la contrainte de traction et le début de la déformation d'un matériau élastique isotrope.

Sa mesure permet **de connaître la rigidité du matériau** : *plus le module de Young est élevé, plus la résistance à la déformation augmente*.

Il se situe entre **60 à 90 GPa** pour l'émail humain, **18 à 25 GPa** pour la dentine et autour de **90 GPa** pour les alliages nobles, alors que le module d'élasticité diffère pour les céramiques en fonction de leur microstructure :

Le module de Young pour les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium (E.max®) se situe entre **90 et 110 GPa**, contre **60-80 GPa** pour celles enrichies en leucite (Empress®),

Celui de la céramique composée uniquement d'*alumine* se situe entre **350 et 400 GPa**, plus élevé que la céramique *zircone* qui est de **200 GPa** (MALAU, 2014)(12),
 Pour la *céramique hybride* telle que Vita Enamic® il est de **30 GPa**.

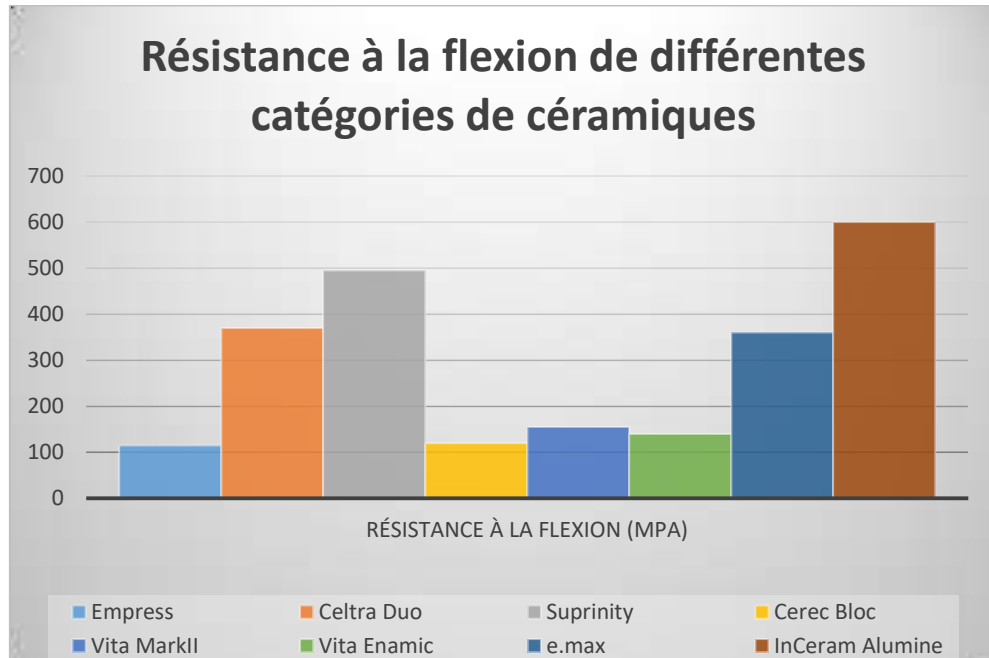
On note que le module d'élasticité de la vitrocéramique enrichie en leucite se rapproche le plus de l'émail humain, alors que la céramique alumineuse a un pouvoir de rigidité important, ce qui permet d'envisager des restaurations de grande étendue (bridges).

Cliniquement : La dent présente des variations du module d'élasticité de 18 à 90 GPa.

Les blocs céramiques ne présentent aucune variation en leur sein et pour certains ont des valeurs très éloignées de la biologie. Ceci est une considération biomécanique primordiale.

1.2.3.1.2. Résistance à la flexion (HÄLG, 2009) (13)

La résistance à la flexion se traduit par la capacité du matériau à résister jusqu'au point de rupture à une force de flexion qui augmente progressivement exprimée en MPa.



Nous déduisons du graphique ci-dessus que les céramiques contenant le plus de matrice vitreuse, ont les moins bonnes valeurs de résistance à la flexion.

Ce sont donc les polycristallines qui résistent le mieux à la flexion puisqu'elles contiennent très peu de verre comme nous l'avons vu.

VICHI and coll. en 2013 teste huit blocs de type vitrocéramique. Ils comparent leurs résistances à la flexion grâce au test suivant : Des échantillons sont découpés dans les blocs en forme de barrette, polis, et placés sur 2 appuis puis testés selon l'essai de flexion en 3 points permettant de mesurer la résistance à la rupture d'un matériau.

Voici les matériaux classés de façon croissante en fonction de leur résistance à la flexion :

Empress > Cerec Bloc > Cerec Bloc PC > Vita Triluxe Forte > Vita Mark II > Vita Triluxe > Empress CAD multi (VICHI, 2013)(14)

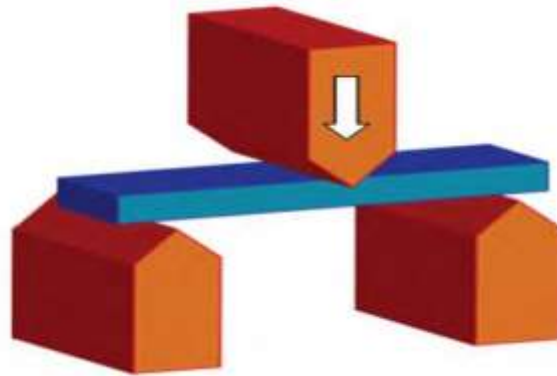


Figure 4: Essai de flexion en 3 points

1.2.3.1.3. Ténacité (HÄLG, 2009)(13)

La ténacité est la résistance à la propagation des fissures exprimée en $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, c'est-à-dire la capacité du matériau à résister aux contraintes exercées par un début de fissure. Plus la résistance est grande, plus la fracture sera tardive et donc plus la restauration sera pérenne dans le temps.

Les céramiques polycristallines sont beaucoup plus résistantes à la propagation des fissures que les céramiques avec une phase vitreuse : Les vitrocéramiques enrichies en *disilicate de lithium* (*E.max®*) ont une ténacité de **$1-3,5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$** , celles enrichies en *leucite* (*Empress®*) de **$0,7-1,2 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$** , alors que les céramiques *polycristallines* « *InCeram®* » ont des valeurs pouvant aller jusque **$8 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$** .

Cliniquement : L'inconvénient du matériau céramique est sa fragilité (dur et cassant). Il est important de respecter une épaisseur de matériau appropriée afin d'éviter tout risque de fissure interne et ainsi éviter leur propagation et donc la fracture de la restauration.

1.2.3.1.4. Dureté et coefficient d'abrasion

La dureté se définit comme « **la résistance d'un matériau à la pénétration d'un indenteur** » et s'exprime en GPa.

Elle peut se mesurer avec la méthode VICKERS : dans ce cas, la dureté s'exprime en HVN (Hardness Vickers Number).

Cette méthode consiste à appliquer une pression sur la céramique à l'aide d'une pyramide de diamant à base carrée. L'empreinte laissée par la pointe du diamant permet de calculer la dureté. (COMPIN, 2013)(15)

La dureté de la céramique est supérieure à celle de l'émail, pouvant aller jusqu'à 460 HVN, contre 340 HVN pour l'émail, c'est cela qui peut entraver la dent antagoniste naturelle lors d'une reconstitution céramique car **plus la valeur de dureté est élevée plus la céramique est « iatrogène » vis-à-vis de la dent antagoniste.** (CONREAU, 2011)(16)

Ce traumatisme peut provenir de l'état de surface et du manque d'homogénéité de la structure surfacique de la céramique, et donc de son potentiel abrasif.

Certaines céramiques que nous étudions plus tard, ont une microstructure à grains très fins, afin de se rapprocher au mieux de l'état de surface de l'émail et de l'usure naturelle des dents. De plus, des études montrent que le polissage et le glaçage diminuent de façon significative l'usure d'émail des dents antagonistes. (GIORDANO, 2006) (17)

Cliniquement : La nuisance de la dent prothétique sur la dent naturelle se traduit par une perte de substance dentaire telle que l'émail. Ce processus engendre sensibilité dentaire et déséquilibre occlusale.

1.2.3.1.5. Résistance à la compression

La résistance à la compression est la capacité d'un matériau à résister à une charge d'écrasement.

Les céramiques dentaires ont une résistance à la compression supérieure ou égale à celle de l'émail : **350 à 500 MPa** et qui peut atteindre jusqu'à **1000 MPa** pour certaines céramiques alumineuses.

Il est important que la céramique soit résistante à la compression surtout dans le secteur postérieur où les forces de mastications sont les plus fortes (jusqu'à 850 N).(CONREAUX, 2001)(16)

Pour résister à ces forces, la céramique doit être bien soutenue, d'où la réalisation de congés larges ou d'épaulement à angle arrondi interne au niveau des préparations coronopériphériques : On privilégie un travail selon un axe en compression pour les céramiques car celles-ci supportent moins bien les forces en cisaillement et en flexion.

Cliniquement : La seule valeur intrinsèque de la résistance mécanique des céramiques, même élevée, ne suffit pas à pérenniser la restauration et à prévenir de la fracture cohésive de celles-ci.

En effet, nous verrons que la préparation prothétique, les épaisseurs de matériau ainsi que l'assemblage tiennent un rôle majeur.

1.2.3.1.6. Facteurs influençant la résistance mécanique

La résistance de la céramique est directement liée au nombre et à la taille des défauts issus de l'élaboration, du montage de la poudre et de la cuisson de la céramique. Ces microdéfauts peuvent être à l'origine de fissures.

- Taux de porosité : Il dépend du compactage (mise en forme de la pâte crue) et de la température de cuisson ainsi que de la distribution granulométrique. En effet le compactage augmente de 40% la résistance de la céramique et la cuisson sous vide permet au taux de porosité de passer à 0.1% contre 4% initialement.
- Température et cycle de cuisson : Une augmentation de température et de la cuisson permettent d'augmenter la résistance de la céramique (jusqu'à un certain seuil).
- Contraintes internes : Elles proviennent d'un différentiel de coefficient de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau et du support.
- Microstructures : Les défauts de surface jouent un rôle majeur dans la diminution de la résistance mécanique, pour y remédier, il est important d'utiliser une glasure ou le

glaçage thermique, ce qui permet d'obtenir les pores et d'ainsi augmenter les propriétés mécaniques.

La résistance augmente aussi, comme vu précédemment, avec la quantité de phase cristalline au sein de la céramique.

L'aspect de surface étant plus lisse, le potentiel abrasif est diminué.

En CFAO directe, les blocs sont issus d'un procédé de mise en forme industriel où l'on peut facilement contrôler ces facteurs.

L'homogénéité au sein d'un bloc est optimale par rapport à un processus de laboratoire.

Il a été comparé la résistance à la fracture des céramiques utilisées en CFAO directe et des céramiques conventionnelles : les résultats montrent que les céramiques conçues de façon industrielle (blocs céramiques) sont plus fiables car elles ne présentent pas de porosités. (TINSCHERT, 2000) (18)

Le traitement de surface (glasure chimique, polissage,...) est réalisé au cabinet.

Des études montrent que le polissage et le glaçage augmentent la résistance des blocs de céramiques jusqu'à 2 fois les valeurs des céramiques feldspathiques conventionnelles. (GIORDANO, 2006) (17)

Pour l'E.max®, la cristallisation du « blue bloc » est indispensable pour que la céramique obtienne ses pleines propriétés.

1.2.3.2. Propriétés physico-chimiques

1.2.3.2.1. Conductivité thermique

Les céramiques sont des **isolants thermiques** : conductivité thermique de $0,01 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$ ($2,2 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$ pour l'émail et $1,4 \text{ W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$ pour la dentine).

Cela permet d'isoler le complexe dentino-pulpaire des variations de température de la cavité buccale.

Nous pouvons modifier leur coefficient de dilatation thermique en influant sur la teneur en oxyde de Potassium du verre. (POUJADE, 2008) (19)

1.2.3.2.2. Conductivité électrique

Les céramiques sont **des isolants électriques**, elles ne transmettent pas de courant car le déplacement de charges électriques ne peut se faire dans ce genre de matériau. (POUJADE, 2008) (19)

1.2.3.2.3. Optiques/Esthétique

L'impression visuelle résulte de nombreux facteurs : **de l'état de surface de la dent, de sa couleur (luminosité, teinte, saturation), de l'épaisseur du matériau, du spectre de la lumière incidente, de la forme de la restauration...** Il en découle le rendu esthétique de la restauration.

Voilà pourquoi il est important de connaître pour chaque céramique les propriétés optiques traduites par la luminosité, la teinte, la translucidité et la saturation. Il s'agit de se rapprocher au mieux des dents environnantes surtout dans le secteur antérieur.

Sur la dent naturelle, la teinte, la saturation et la luminosité relèvent de la dentine et de l'épaisseur de l'émail : en effet **plus l'émail est épais, moins la dentine sera visible et donc moins il y aura de saturation**. *Un émail très translucide donnera une dent peu lumineuse.* Des études analysent les variations de teinte de la céramique avec le temps. Elles démontrent que la variation est la conséquence du vieillissement de la dent (ce qui provoque généralement une augmentation de teinte) et non du vieillissement de la céramique. (FASBINDER, 2001) (20)

Les céramiques les plus translucides sont les céramiques **feldspathiques** ainsi que les **vitrocéramiques** car elles sont composées en majorité par du verre (ATLAN, 2015) (6). Ces deux céramiques sont indiquées pour les *dents pulpées de luminosité forte à moyenne*.

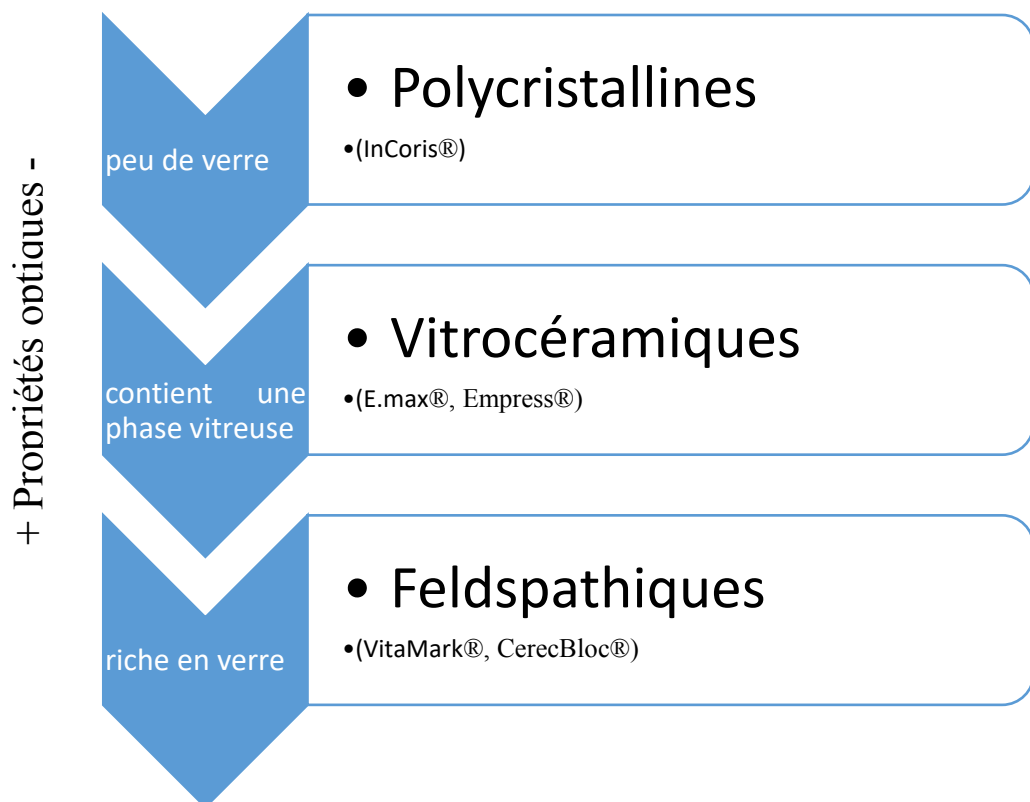
L'**alumine** et la **zircone** sont dites semi-translucides, elles seront donc plus indiquées pour les restaurations sur *dents pulpées de luminosité moyenne à faible*, des *dents dyschromiées* ou des *dents présentant des colorations grises*.

Cela est démontré dans une étude qui compare les degrés de translucidité de différents blocs céramiques en calculant leur « contrast ratio ». Les résultats sont du plus translucide au moins translucide :

E.max HT > Empress HT > Vita Mark II > Empress LT > E.max LT > InCeram Spinel > InCeram Alumina > InCeram Zirconia (VICHI, 2014) (21)

Les blocs céramiques les plus translucides sont donc l'E.max® et l'Empress® en HT.

Il faut savoir que plus la céramique est riche en verre, plus il est facile de jouer avec la translucidité, la luminosité et la teinte.



Les blocs de céramique en CFAO directe sont souvent disponibles en 2 (voire 3) translucidités pour chaque teinte : **HT** (*haute translucidité/high translucency*) et **LT** (*basse translucidité/low translucency*).

Certains blocs proposent un dégradé de couleur permettant d'assurer le mimétisme avec les autres dents du collet vers le bord libre.

Le choix de la teinte et de la translucidité se fera en fonction (BROUSSEAUD, 2015) (22) :

- **De la coloration de la dent sous-jacente à la restauration, ou de la reconstitution corono-radicaire utilisée**
- **Des dents adjacentes**
- **De la caractérisation nécessaire lors du maquillage : les blocs LT laissent mieux apparaitre le maquillage.**

Le praticien peut s'aider d'un teintier de « moignons prothétiques » : il va permettre de confronter la teinte du moignon prothétique (reconstitution corono-radicaire ou moignon dentinaire) et la teinte que l'on veut obtenir afin de choisir le bloc le plus adapté à la situation clinique grâce à un simple tableau de correspondance fourni par le fabricant.



Figure 5: Teintier de moignons de chez Ivoclar Vivadent

Cliniquement : On peut influencer le choix du bloc par la teinte principale : la teinte du bloc doit être choisie en fonction des dents adjacentes mais la translucidité doit être sélectionnée en fonction du support dentaire/prothétique. Si ce dernier doit être masqué, nous choisissons une céramique opaque car le principal facteur responsable de la teinte perçue est la teinte du support sous-jacent. (SALAMEH, 2014) (23)

L'ajustement de la couleur et des caractéristiques se fait grâce au maquillage que nous abordons plus tard.

Les formes (lignes de transition, de grand contour, ...) se définissent lors de la modélisation de la restauration à l'étape de la conception assistée par ordinateur, mais des retouches à la fraise directement sur la céramique sont possibles grâce à des fraises spécifiques.

L'état de surface est réalisé par la cuisson d'une glasure ou d'un polissage mécanique.

Nous jouons sur l'épaisseur, donc la quantité et l'état de surface de cette glasure.

1.2.3.2.4. *Maquillage et glaçage des blocs*

En CFAO directe, nous utilisons des blocs céramiques usinés, les caractérisations au-delà de la forme (établie lors de la conception), et de la couleur sont réalisées en surface, c'est ce qu'on appelle le **Maquillage**.

Le maquillage et le glaçage permettent de reproduire des signes propres au patient ainsi que des nuances permettant une intégration esthétique parfaite de la restauration en bouche. Le maquillage se réalise à l'aide d'un pinceau et se dépose sur l'extrados de la restauration. (CAZIER, 2009) (24)

Les colorants se présentent sous forme de pâte prête à l'emploi et se composent :

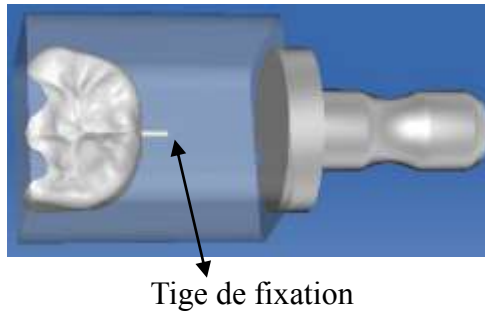
- *De masses colorantes ou « shades »*, utilisées pour rehausser une teinte. Ces colorants sont formés de colorants de terre rare.
- *De colorants intensifs ou « stains »* permettant d'ajouter des tâches ou des nuances ponctuelles. Ces colorants sont formés d'oxydes métalliques opaques. (BROUSSEAUD, 2015) (22)

Ces 2 types de colorants permettent donc de caractériser la dent ; nous imitons des fêlures, facettes d'usure, colorations de sillons, plage de déminéralisation,...

Une glasure est apportée à la surface de la prothèse pour créer une brillance proche de la dent naturelle.

Nous rappelons que cette étape est importante, car elle permet de reboucher les éventuelles microfissures formées lors de l'usinage et donc d'augmenter les propriétés mécaniques. Nous allons donc voir toutes les étapes pour la réalisation du maquillage (BROUSSEAUD, 2015) (22):

1/ Lors de sa sortie de l'usineuse, la pièce prothétique présente une tige de fixation. Celle-ci doit être éliminée avec précaution pour ne pas abimer la prothèse, à l'aide d'une pièce à main, à faible vitesse, afin d'éviter l'échauffement, d'une fraise diamantée et d'une fraise à polir la céramique. L'utilisation de lunettes grossissantes est très utile pour éliminer la totalité de la tige de fixation sans entamer la restauration.



2/ Un nettoyage à l'eau éventuellement réalisé dans un bac à ultra-sons de la prothèse brute doit être réalisé avant le maquillage, afin d'éliminer les résidus de fraisage.



Figure 6: Couronne Empress®LT A3 brute après usinage

3/ Puis la pièce prothétique doit être placée sur sa tige de cuisson, soutenue par une pâte réfractaire. Ce matériau résiste aux hautes températures, pour stabiliser la prothèse, ce qui permet d'éviter les variations dimensionnelles, mais aussi de répartir la chaleur de façon homogène sur la pièce.

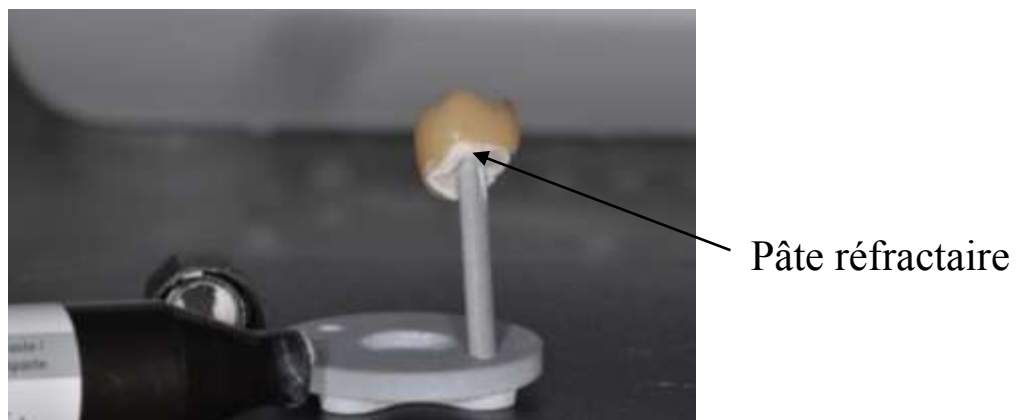


Figure 7: Couronne en Empress®LT A3 fixée sur support à l'aide d'une pâte réfractaire

4/ Le maquillage peut ensuite débiter :

- La glasure est d'abord appliquée sur l'ensemble de l'extrados prothétique à l'aide d'un spray ou d'une pâte à diluer au pinceau : *attention à ne pas sur-doser la quantité de la glasure*, cela dilue les colorants « shades » ou sur-dimensionne l'élément prothétique (cela peut perturber les points d'occlusion désirés ou augmenter l'intensité des points de contact). *Attention aussi à ne pas sous-doser*, dans ce cas la brillance pourrait être insuffisante.



Figure 8: Mise en place de la glasure

- Puis les colorants sont déposés, en fonction de la caractérisation des dents adjacentes à la surface de la pièce prothétique.

La photographie dentaire ou la présence du patient peuvent s'avérer intéressantes durant les étapes de maquillage. Dans tous les cas, un schéma chromatique apparaît nécessaire.

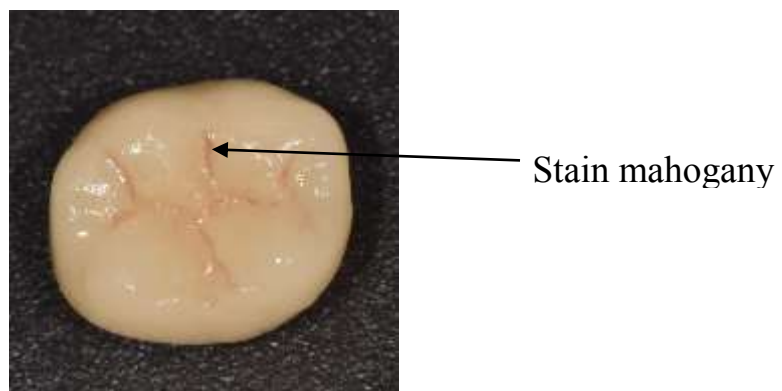


Figure 9: Mise en place d'un stain pour accentuer les sillons occlusaux par caractérisation

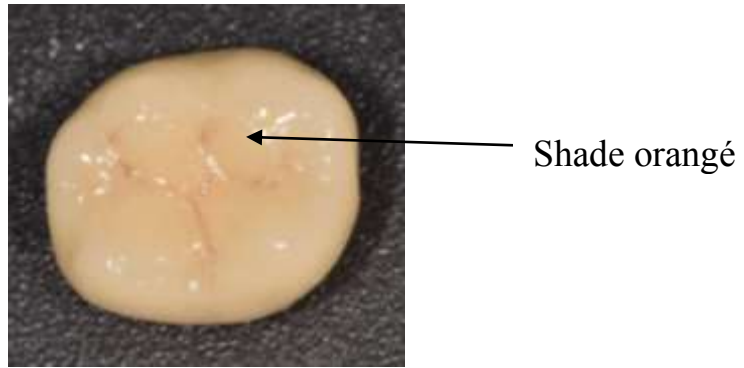


Figure 10: Mise en place d'un shade orangé

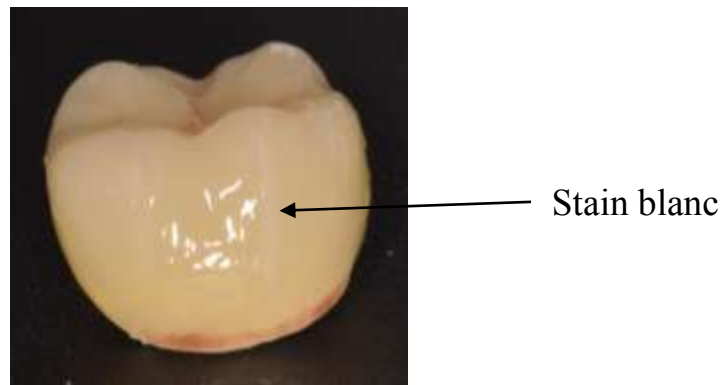


Figure 11: Mise en place d'un stain blanc afin d'imiter une fissure

5/ La pièce prothétique est ensuite placée au centre du four, les paramètres de cuisson ont été préalablement choisis en fonction du matériau utilisé et du type de cuisson voulu (maquillage, glaçage, cristallisation,...).



Figure 12: Exemple de four de cuisson pour céramique „programat cs“

6/ Une fois la cuisson et le refroidissement à l'air libre terminés, la pâte réfractaire peut être retirée à l'aide d'une sonde.

Attention de ne pas refroidir à l'aide d'un spray, cela peut engendrer un choc thermique au niveau de la pièce prothétique et donc une fragilisation voire une fracture.

La prothèse est prête à recevoir son traitement au niveau de l'intrados pour le collage



Figure 13: Résultat après cuisson

Il est intéressant de savoir, qu'avec 2 blocs de composition différente mais de même couleur, le résultat peut être différent : Notons ici l'absence de caractérisations de la CCC en E.max® et les caractérisations que nous venons de voir sur la CCC en Empress®.



Figure 14: A gauche: Bloc E.max A3 LT; A droite: Bloc Empress A3 LT

1.2.3.2.5. Aptitudes au collage/scellement

Par définition, le collage est « **l'assemblage par adhésion** ».

L'aptitude au collage du matériau céramique est augmentée par la présence d'une partie vitreuse dans sa microstructure.

La matrice vitreuse apporte à la céramique un état de surface irrégulier compatible avec de bonnes valeurs d'adhérence. (ATLAN, 2015) (6)

Les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques ont donc les meilleures aptitudes au collage. (HÄLG, 2009) (25)

Les céramiques polycristallines, quant à elle, nécessitent un protocole spécifique de traitement de surface (ROCATECH) que nous décrivons plus tard. Nous verrons aussi que ces céramiques peuvent être collées mais aussi scellées sous certaines conditions.

1.2.4. Synthèse

Les propriétés optiques et les aptitudes au collage augmentent avec le pourcentage de verre contenu dans la céramique, alors que sa résistance mécanique diminue :

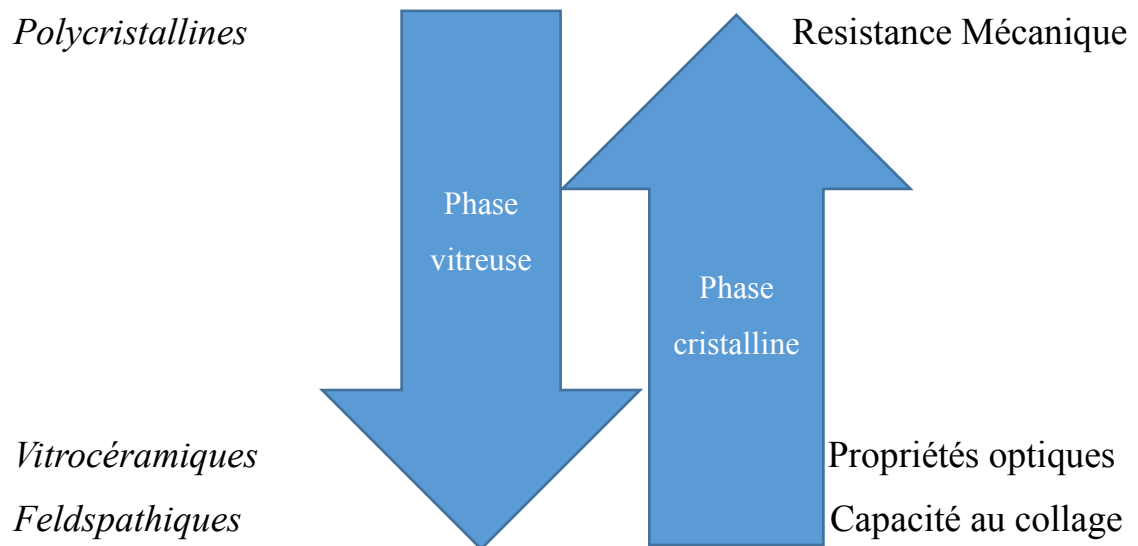
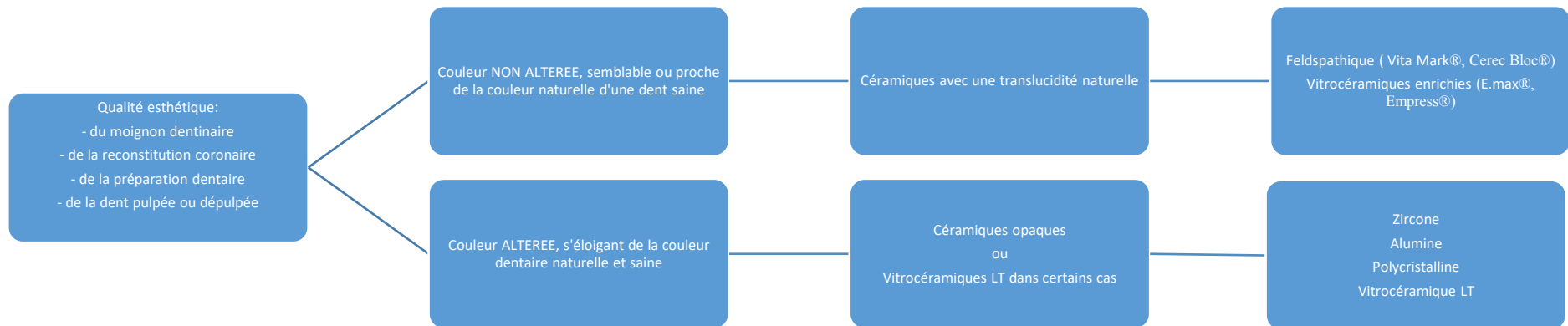


Schéma de synthèse

Nous proposons un arbre décisionnel permettant de choisir un matériau céramique en fonction de la situation clinique, pour un rendu esthétique optimal :



Notons que si le collage est possible et peut être réalisé dans des conditions optimales (accès facilité des limites, absence d'humidité,...), nous préférons les céramiques infiltrées de verre dont le traitement chimique permet l'obtention de valeurs élevées de collage.

Dans le cas contraire, il est plus judicieux de choisir une céramique qui peut se sceller telle que la zircone ou l'E.max®, de même si les charges occlusales sont élevées.

2. Etapes de la chaîne prothétique/conservatrice en CFAO directe

La chaîne prothétique/conservatrice en CFAO directe est extrêmement rigoureuse ; elle débute par le diagnostic des lésions rencontrées et/ou des situations à traiter. Il s'agit alors de confronter les observations cliniques à la faisabilité du cas par CFAO directe. Il en va également de déterminer l'avantage thérapeutique de ce type de prise en charge par rapport à des thérapeutiques plus conventionnelles, sur dents pulpées ou dépulpées, en une ou plusieurs séances.

Ceci s'accordant avec le choix d'un matériau céramique et de son assemblage répondant au mieux aux impératifs mécaniques, conservateurs, esthétiques et fonctionnels.

De manière succincte nous pouvons dissocier les étapes pré-CFAO et CFAO comme ceci :

Etapes pré-CFAO ;

- ° Diagnostic de la lésion/ analyse clinique,
- ° Mesurer l'avantage thérapeutique d'une restauration conservatrice et/ou prothétique en technique CFAO directe,
- ° Poser l'indication ou non du « tout céramique »,
- ° Définir les séances chairside; séance unique ou plurale

Etapes CFAO ;

- ° Choix du matériau céramique de restauration en fonction de la situation clinique,
- ° Prise de couleur/schéma chromatique / Empreinte optique initiale (copie biogénérique)
- ° Préparation prothétique /conservatrice
- ° Empreinte optique des préparations
- ° Conception assistée par ordinateur
- ° Fabrication assistée par ordinateur
- °(Essayage)/Assemblage de l'élément partiel, périphérique ou plural collé ou scellé.

2.1. Prise de couleur

Il a été convenu à ce stade de l'indication pour la réalisation d'éléments tout céramiques en CFAO directe ainsi que le choix du matériau utilisé. Les critères de choix des matériaux adéquats sont détaillés plus tard.

La prise de couleur est donc judicieuse à ce moment mais peut aussi se réaliser juste avant la conception de l'élément prothétique.

Teinte, saturation, luminosité et translucidité sont les caractéristiques chromatiques dentaires à déterminer et à prendre en compte.

La détermination de la couleur peut se faire à l'aide :

- **D'un teintier**
- **D'une caméra intra orale**
- **Colorimètre et spectrophotomètre**

➤ Teintier

Le but étant de choisir le teintier correspondant au type de bloc choisi : nous nous référons au teintier fournis par les industriels de la marque des blocs.

- Chez Vita® (Ex : E.max®):

Il en existe 2 types : **le teintier classical** et **le teintier Vitapan 3D-Master**

**Le teintier classical* se compose de 16 échantillons qui se classent en fonction de la tonalité chromatique. Ces échantillons se divisent en 4 groupes :

A (brun-rougeâtre), B (jaune/rougeâtre), C (gris) et D (gris/rougeâtre)

Chaque tonalité se décline ensuite dans un code chiffre allant de 1 à 4. Ces chiffres correspondent à la saturation.(LASSERRE, 2006)(26)



Figure 15: Teintier Classical Vita

*Le teintier Vitapan 3D-Master comporte 28 échantillons. La classification se fait différemment du teintier classique : les échantillons sont divisés en 5 familles de luminosité croissante de 1 à 5.

Une fois avoir choisi le groupe de luminosité, la saturation s'évalue dans le sous-groupe CENTRAL « M » correspondant à un chiffre de 1 à 3 (1/1.5/2/2.5/3).

Pour terminer, la tonalité chromatique se choisit entre le sous-groupe à droite « R » ou le sous-groupe à gauche « L ». Le « R » a une tendance rouge alors que « L » jaune. (LASSERRE, 2006)(26)

Pour résumé, on choisit :

- 1) Luminosité
- 2) Saturation
- 3) Tonalité chromatique

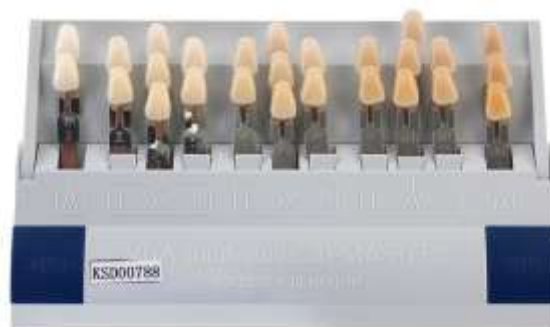


Figure 16: Teintier 3D-Master de Vita

- Chez Ivoclar Vivadent® (Empress®):

Il existe Chromascop®, comportant 20 échantillons divisés en 5 familles chromatiques : Clair, jaune-orangé, brun, gris, brun foncé.

Chaque famille comporte 4 chiffres correspondant à la saturation. (LASSERRE, 2006)(26)



Figure 17: Teintier Chromascop

- Chez Sirona® (Cerec bloc®):

Il existe seulement un teintier pour les Cerec Bloc. Cependant nous verrons dans la partie portant sur les blocs usinables qu'il est possible d'utiliser les teintiers Vita® pour les blocs Cerec C In®.

➤ **Caméra intra-orale**

La société Sopro® a mis au point sur leur caméra une fonction permettant de comparer la couleur d'une dent et la couleur d'un échantillon de teintier sur un moniteur. Le choix de la couleur reste visuel. L'image réalisée à l'aide de la caméra est agrandie sur le moniteur, ce qui permet une comparaison facilitée. (LASSERRE, 2006)(26)

➤ **Colorimètre et spectrophotomètre**

Ce sont des instruments de mesure permettant de déterminer la couleur d'une dent. Avec ces appareils, le choix de la couleur semble plus concret, car le choix ne dépend ni de l'œil ni de la lumière environnante.

Certains fabricants ont mis en place, comme vu précédemment, un « teintier de moignons ». Des tables de correspondance présentes dans le mode d'emploi des blocs permettent de confronter la teinte de la préparation et la teinte de la restauration finale que l'on souhaite obtenir. *Cela permet de déterminer le bloc le plus adapté au cas clinique.*

Afin de faciliter la prise de couleur, il est intelligent d'effectuer une photographie dentaire, permettant de comparer directement la photographie au teintier. Attention, pour cela la photographie doit être conforme à la réalité en bouche.

2.2. Préparations prothétiques

L’empreinte numérique ainsi que le matériau céramique imposent au praticien une démarche clinique stricte : tout doit être en accord avec les capacités d’usinage de la machine-outil.

Aussi, il faut réaliser **une préparation en adéquation avec les exigences mécaniques et esthétiques du matériau mais aussi avec les exigences de la machine-outil** (VALLATA, 2001) (27). C’est pourquoi le praticien doit **STANDARDISER** ses préparations, dans chacune des catégories celles-ci doivent être reproductibles, et cela quel que soit l’opérateur les réalisant.

Une technique permet de simplifier la réalisation des préparations : **La Préparation Assistée par Guidage ou PAG.**

Toutes les préparations peuvent être concernées par des techniques assistées par guidage ou par pénétration contrôlé (de la restauration conservatrice (inlay) à la restauration prothétique corono-périphérique).

RAYNAL et FAGES ont réalisé un coffret de fraises permettant de rationaliser la pénétration assistée par guidage. Nous détaillons ce procédé plus tard.

(Les préparations concernées par cette technique sont : Facettes, V-prep, Couronne, Endo V-prep, Endo-couronne).

Au-delà de certaines fraises spécifiques et créées par ce coffret de séquençage, des fraises jaugées et millimétrées existent depuis longtemps et sont disponibles dans les catalogues fabricants.

En une seule prise de vue occlusale, nous devons pouvoir apprécier l’intégralité des éléments de la préparation : *limite cervicale, ligne de transition, ligne délimitant la face occlusale, les papilles entières, les points de contact.*

Lors de cette étape, on matérialise déjà l’axe d’insertion de la restauration :

Axe de la préparation = axe de la prise d’empreinte = axe d’usinage de la prothèse

- Inlays, onlays et couronnes partielles postérieures/overlays (CAZIER, 2009)(24) (VALSESIA, 2005)(28):



▪ Commun aux 3 préparations :

- Les parois ont une **divergence occlusale ne dépassant pas 6°**
- Les **angles internes sont arrondis**
- L'**épaisseur minimale** en occlusale (pour le matériau de restauration) par rapport au point le plus bas de la fosse centrale est **en moyenne de 1,5 mm**
- L'**angle cavo-superficiel** au niveau de l'interface restauration-dent doit être de **90°**, ce qui *augmente la résistance au niveau des bords*
- Les limites de préparation occlusales ne doivent pas coïncider avec les points de contacts occlusaux. Idéalement, elles doivent se situer à plus de 1mm du joint de collage
- Le fond de cavité doit être plat pour favoriser les forces de compression s'exerçant sur le matériau de la restauration
- Les parois d'émail trop fines sont supprimées
- Les zones inter proximales doivent être accessibles, ce qui facilitera l'élimination des excès de colle lors de la pose

▪ Propre à l'inlay :

- Les **extensions proximales** ne dépassent pas **1,5-2mm**
- Son **isthme** (= sa largeur) est **minimum de 1,5mm**

▪ Propre à l'onlay et à l'overlay:

- L'épaisseur des parois axiales ne doit pas être inférieure à 1mm
- L'épaulement au niveau de la limite cervicale est de 90° avec un angle interne arrondi



Figure 18: Préparation pour la réalisation d'un Inlay sur 2ème PM (29)

Il existe des restaurations occlusales ultra conservatrices, ne demandant pas de préparations, visant à augmenter la dimension verticale lors d'usures sévères, et reconstituer une OIM équilibrée par la réalisation d'anatomies occlusales fonctionnelles.

On parle de **table-top ou facette occlusale**. Ici, la problématique de l'aptitude au collage et à supporter les contraintes mécaniques du matériau est TOTALE.

Ces types de restauration sont décrits par F. VAILATI (30) et s'accompagnent souvent de restaurations antérieures par la technique de la double facette. Les patients traités sont souvent des patients bruxeurs et/ou ayant des usures dentaires sévères avec effondrement de la dimension verticale d'occlusion supérieure à 2-3 mm.



Figure 19: Lésion d'usure occlusale



Figure 20: Table top en E.max press

➤ **Facettes** (ETIENNE, 2012)(31) (CIESLAK, 2015) (32):

Il existe différents types de préparation pour les facettes :

- « **no prep** »,
- « **window préparation** »,
- « **butt margin** »,
- « **incisal overlap** ».

Le choix de la préparation se fait en fonction du cas clinique, nous les décrivons ensuite.

Quel que soit le type de préparation :

- Afin de conserver le plus de substance amélaire dans une logique conservatrice et d'optimisation du collage, il faut tailler la dent en utilisant uniquement des instruments de finition diamantés (25-40 μ m),
- L'utilisation d'une clé indicatrice d'épaisseur de la facette ainsi qu'un mock-up sont recommandés,
- Pour éliminer l'émail sans excès, il est nécessaire d'appliquer la méthode de pénétration contrôlée ou de pénétration améliorée par guidage (Préparation Assistée Guidée) : creuser des rainures avec une fraise à rainure ou une fraise boule, elles serviront de repères de profondeur, directement dans le mock-up :



Figure 21: Taille des rainures directement dans le Mock-up



Figure 22: Préparation pour la réalisation d'une facette

- « no prep » :

Ici, la dent n'est pas préparée OU de façon très minime (0.5 mm au niveau incisal) : c'est une préparation non invasive (95% de la dent conservée).

La facette céramique est collée sur la couche d'émail superficiel qui est aprismatique. Si cette dernière doit être éliminée pour augmenter les propriétés de la facette, on obtient des facettes « prep-less ».



Figure 23: Facette pelliculaire en e.max®

- « **window preparation** » :

Dans ce type de préparation, seule la face vestibulaire est travaillée sans modifier le bord libre de la dent, il existe donc un mini congé cervical.

Elle est aussi très économique pour les tissus dentaires (80% de la dent conservée).

- « **Butt margin** » :

Lors de cette préparation, l'opérateur élimine la face vestibulaire ainsi que le bord libre de la dent SANS retour palatin : le bord libre est réduit de 1,5 mm environ. Le bord incisal est plat en formant un angle droit avec l'axe transversal de la dent.



Figure 24: Préparation de type "butt margin"

- « **Incisal overlap** » :

Cette préparation ressemble fortement au « Butt margin », en plus de la réduction au niveau de la face vestibulaire et du bord libre, il y a un retour palatin avec un mini congé.

Le retour palatin est une zone de fragilité, il faut qu'il soit placé au-dessus du point d'occlusion en OIM.

- **Couronnes** (VALSESIA, 2005)(28):

- **Antérieure** (VERON, 2015) (33) :

Les restaurations antérieures subissent d'importante contrainte en cisaillement, flexion et en compression. Afin d'optimiser le seuil d'accommodation du matériau céramique, les préparations doivent répondre à des critères très spécifiques. Aussi, le collage joue un rôle prépondérant.

Cette préparation peut être conçue avec la technique de la PAG :

- 1/ Réalisation de rainures guides de 1,2 à 1,5 mm de profondeur en vestibulaire.
 - 2/ Réalisation de rainures guides d'environ 2 mm de profondeur au niveau du bord incisif.
 - 3/ Réalisation de rainures guides de 0,8 à 1 mm de profondeur en palatin.
- Les rainures doivent être parallèles entre elles et être toutes de la même profondeur.
- 4/ Réduction des faces vestibulaire et palatin, en ne dépassant pas la profondeur des rainures guides. La limite interne de préparation doit être un épaulement à angle droit arrondi ou en congé ¼ rond et supra- ou juxta-gingivale.
 - 5/ Réduction des faces proximales de 0,6 à 0,8 mm.
 - 6/ Réduction du bord incisif en ne dépassant pas la profondeur des rainures guides.
 - 7/ Arrondir les angles.
 - 8/ Polissage à l'aide de fraises à granulométrie fine.

L'angle de convergence occlusale des parois axiales est de 7° afin de garantir une stabilité primaire pour la couronne par réciprocity des parois.(RAYNAL, 2014)(34)

Des fraises guides ou jaugées permettent d'assurer des valeurs de réduction et de préparation contrôlées. C'est dans cet esprit que RAYNAL et FAGES décrivent des protocoles de préparation assistée par guidage (PAG) avec des séquences de fraises bien spécifiques.

Nous décrivons ici une séquence de préparation corono-périphérique assistée par guidage.(35)

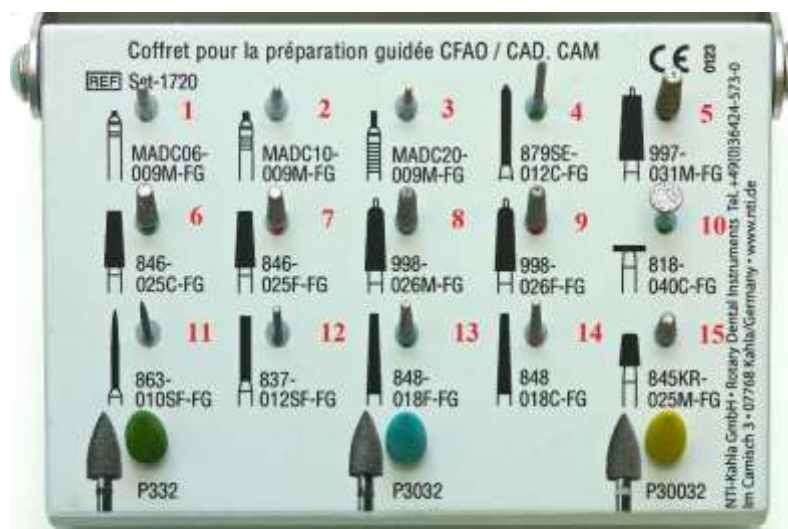
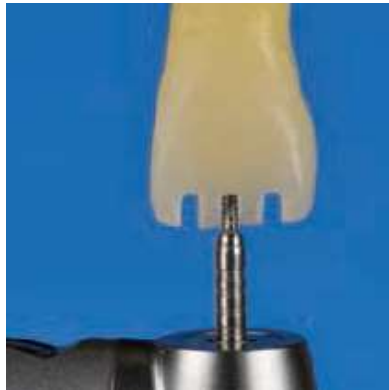


Figure 25: Coffret pour la préparation guidée CFAO

1/ Utiliser la fraise n°3 afin de réaliser 3 rainures guides (mésiale, centrale et distale) au niveau du bord incisif et dans le grand axe de la dent. Cette fraise permet un calibrage de 2 mm de hauteur et de 0,9 mm de largeur.



2/ Utiliser la fraise n°10 afin de créer un plateau perpendiculaire au grand axe de la dent : la fraise élimine de façon régulière les 2 mm de hauteur en suivant les rainures guides.



3/ Utiliser la fraise n°5 pour créer un sillon guide central vestibulaire. Toujours dans le grand axe de la dent, cette fraise permet une réduction radiale de 800 microns d'épaisseur. Attention, il faut que la pointe mousse soit toujours en contact avec l'email sous-jacent.

Une fois la fraise en place, le mouvement en rotation se fait du bord libre jusqu'au sommet des papilles interdentaire (il s'agit souvent du dernier tiers de la face vestibulaire) en suivant la courbure naturelle de la dent. On parle de « peeling ».



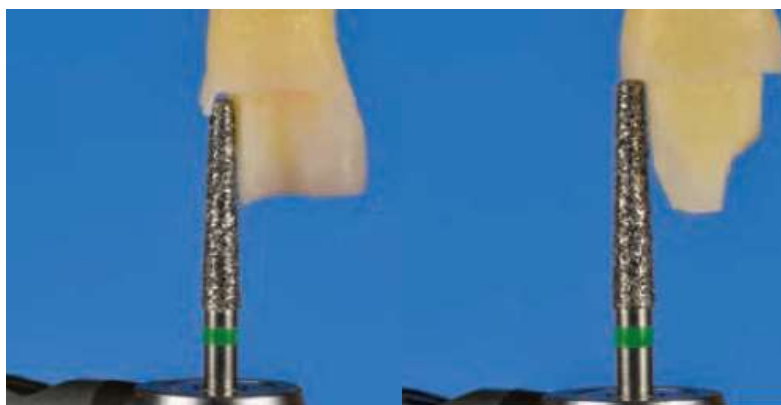
4/ Garder la même fraise pour progresser dans la réduction de la face vestibulaire d'une demi épaisseur en mésial puis en distal en gardant toujours le guide mousse au contact de la dent. Il reste toujours à ce stade un sillon guide vestibulaire.

5/ Réaliser en palatin un segment d'épaulement de 800 microns de profondeur parallèle au plateau incisif et dans la partie médiane du cingulum : Création d'un épaulement droit à micro angle interne arrondi de 800 microns.



6/ Utilisation de la fraise n°14, celle-ci est complémentaire de la précédente. Elle permet de réduire de 800 microns d'épaisseur la face vestibulaire et palatine en suivant l'épaisseur du sillon guide.

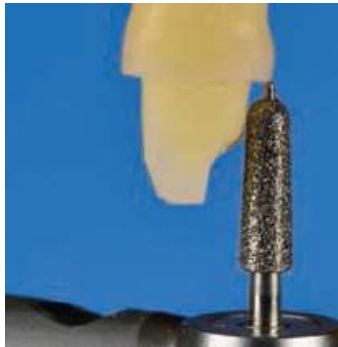
Les segments d'épaulement vestibulaire et palatin sont alors réunis successivement.



7/Utilisation de la fraise n°8 afin de modifier l'épaulement vestibulaire en congé ¼ de rond de 800 microns d'épaisseur.



8/Homogénéiser en gardant la fraise n°8 la face palatine.



La préparation a donc une convergence de 7° , des épaulements droits proximaux et palatins de 800 microns d'épaisseur, un congé $\frac{1}{4}$ de rond vestibulaire de 800 microns d'épaisseur.



En tout point de la préparation le seuil d'accommodation des contraintes du matériau sur sa préparation est OPTIMAL.

▪ **Postérieure :**

Les éléments prothétiques postérieurs subissent des contraintes en compression essentiellement.

Afin de limiter les contraintes en flexion et en cisaillement du matériau et d'optimiser le seuil d'accommodation, les préparations pour couronnes postérieures doivent respecter les critères suivants:

- La préparation doit être à **épaulement à angle droit interne arrondi** de 800 microns de profondeur ou **avec un congé ¼ de rond** de 800 microns de profondeur également :

Cela facilite la résistance des couronnes céramo-céramiques en compression ainsi que la réalisation de l'usinage de la zone périphérique du joint dento-prothétique.(RAYNAL, 2014)(34)

- La limite cervicale est **supra ou juxta-gingivale**
- **L'angle de convergence occlusale** des parois axiales est de 7° afin de garantir une stabilité primaire pour la couronne par réciprocity des murs.(RAYNAL, 2014)(34)
- **L'épaisseur minimale** en occlusale (pour le matériau de restauration) ne doit pas être inférieur à **1,5 mm**.

Si certaines céramiques très dures (E.max,...) peuvent s'accommoder aux contraintes occlusales avec de plus faibles valeurs théoriques (jusqu'à 8/10ème), il est bien entendu plus pérenne d'obtenir des valeurs plus élevées ; 1,5-2 mm étant optimales, toutes céramiques confondues.



Figure 26: Préparation pour réalisation d'un bridge tout céramique (29)

➤ **Couronne V-prep** (BENNASAR, 2015)(36)

La couronne V-prep est une préparation uniquement dédiée aux dents cuspidées, pour les reconstructions tout céramique des faces occlusales.

Elle doit son nom à sa géométrie particulière en forme de « V » successifs.

Étapes de préparation :

1/ Réalisation des sillons guides : à l'aide de fraises jauges diamantées de 2mm de longueur et de 0,9mm de diamètre. La fraise est logée dans le grand axe de la dent jusqu'à sa butée : elle suit les sillons intercuspidiens puis elle traverse les arêtes cuspidiennes de la dent.

2/ On réalise ensuite la réduction cuspidienne à l'aide d'une fraise cylindro-conique de 7° de convergence, cela réunit les sillons guides entre eux.

L'extrémité de la fraise est orientée obliquement dans le fond de sillon qu'elle balaye transversalement (sans tailler d'avantage).

Lorsque la jonction amélo-dentinaire est atteinte, la fraise change légèrement de direction dessinant 4 V inversé dans le sens vestibulo-lingual et mésio-distal.

3/ Pour finir, un polissage est réalisé à l'aide d'une fraise cylindro-conique diamantée bague rouge, toujours avec une conicité de 7° : les angles saillants deviennent lisses.(36)

Ce type de préparation est également très bien décrit et protocolisé par RAYNAL et FAGES comme le montre l'iconographie associé.

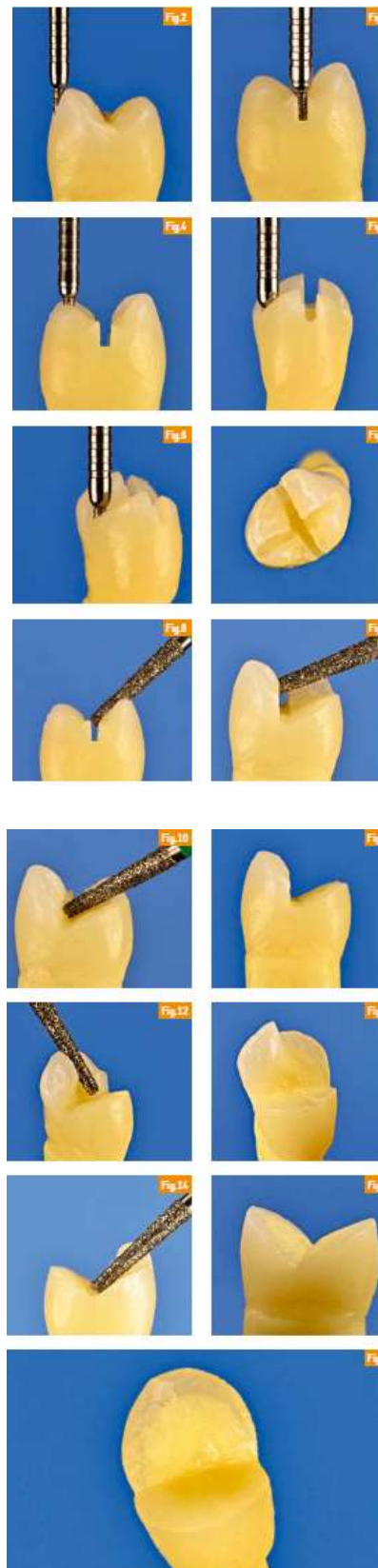


Figure 27: Exemple d'une préparation V-prep (36)

➤ Endo V-prep

Ce type de préparation est indiqué en 1^{ère} intention après un traitement endodontique. Elle s'adresse à la lésion de stade 4 de la classification SiSta en n'affectant pas les zones cervicales.

Cette préparation est de type tenon-mortaise : Toutes les étapes sont identiques à la couronne V-prep en ajoutant une préparation axiale pour terminer : elle permet la mise de dépouille de la chambre pulpaire de 7°. La mise de dépouille de la chambre associée à la V-prep forme une préparation anti-rotationnelle.

Le plancher pulpaire est plat.

La conservation d'un maximum d'émail périphérique augmente l'aptitude de collage de la préparation.



Figure 28: Préparation de type endo V-prep sur molaire

➤ Endo-couronne

Cette préparation :

- A un contour cervical en forme de trottoir cervical avec une épaisseur de réduction uniforme de 1,5-2mm,
- La chambre camérale est mise de dépouille de 6-10°, il est important de ne pas délabrer le plancher pulpaire,
- Les limites sont supra-gingivales,
- Les angles vifs sont supprimés lors du polissage.

La couronne se collera aussi bien au niveau du plancher et des parois de la chambre pulpaire qu'au niveau de la préparation cervicale.

Dans cette préparation, la forme anti-rotationnelle est uniquement due à la préparation de la chambre pulpaire. De plus, il y a moins d'émail périphérique nécessaire pour le collage.



Figure 29: Préparation pour Endocouronne (37)



Figure 30: Préparation de la chambre camérale (37)

L'intérêt de ce type de restauration est ; lorsque c'est possible, de profiter de la chambre pulpaire comme ancrage pour la restauration coronaire. L'alésage radiculaire est alors supprimé ainsi que la réalisation d'une reconstitution corono-radicaire (RCR) ; souvent associé à une fragilisation interne des structures dentaires résiduelles.

Si l'opérateur maîtrise les réductions et les finitions appropriées, il est possible de réaliser des préparations « hybrides » permises par le collage et l'aspect mécanique des matériaux : par exemple, si lors d'une préparation d'overlay, l'opérateur se rend compte que la conservation d'une ou plusieurs cuspidés est possible, il passera à une préparation pour onlay.

On peut également allier des préparations conservatrices occlusales à des préparations

corono-périphériques partielles.

En résumé, pour que la prise d’empreinte numérique puis que la modélisation soient facilitées, il est indispensable que :

- Les limites cervicales et les lignes de finition soient clairement délimitées et réalisées.
- Les valeurs de réduction doivent correspondre aux exigences du matériau de restauration.
- Les angles vifs doivent être évités ainsi que les bords trop fins, il est préférable de réaliser un congé $\frac{1}{4}$ de rond profond ou un épaulement droit à angle interne arrondi de 800 microns de profondeur. (VALLATA, 2011) (27)

Les préparations ont une réduction calibrée qui permet la mise en place des matériaux de restauration ainsi que de fixation. Ces réductions sont assurées par la pénétration contrôlée ou par la P.A.G.

Il est important de standardiser les préparations pour les mettre en adéquation avec les exigences mécaniques et esthétiques.

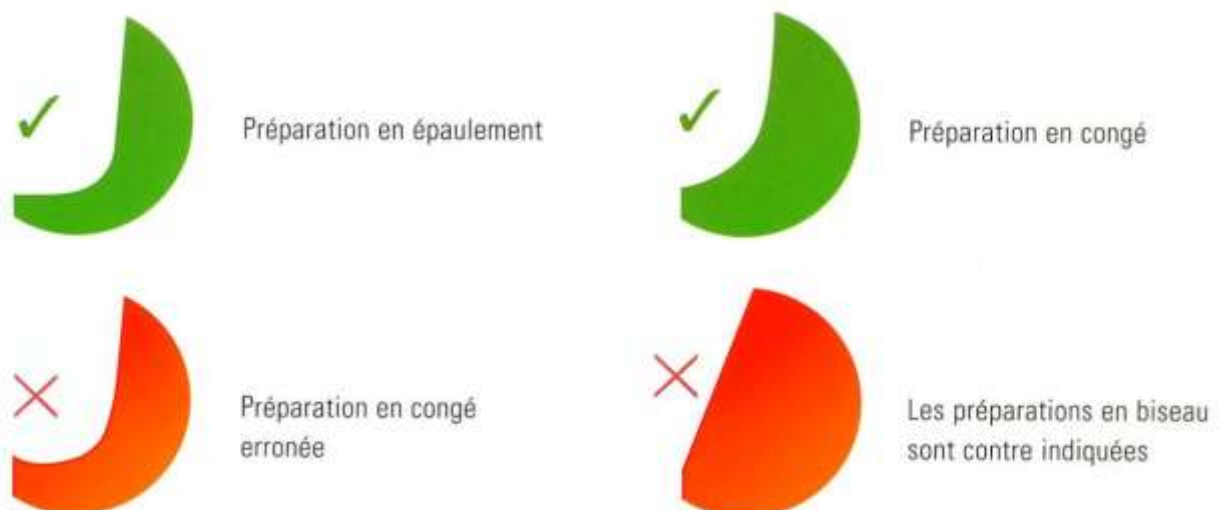


Figure 31: Différentes finitions des limites de préparation

2.3. Empreinte optique (acquisition numérique)(38)

La préparation prothétique étant réalisée, il est maintenant possible de réaliser l’empreinte optique:

Cette empreinte est le résultat de l’enregistrement de la perturbation d’un rayonnement lumineux engendrée par les volumes buccodentaires.

Nous devons disposer pour cela d'une caméra optique ainsi qu'un ordinateur avec un logiciel de modélisation pour numériser les données captées.

L'empreinte optique comporte 2 étapes :

- le captage ou l'enregistrement optique = **ACQUISITION**
 - la modélisation en 3D = **NUMERISATION**
- Le captage : Il se fait à l'aide d'une caméra optique, celle-ci émet une lumière à balayage optique vers la surface à enregistrer qui après réflexion est reçue par des capteurs CCD (Charges Coupled Device) présents au sein de la caméra. La numérisation se fait par le traitement de l’onde lumineuse réfléchie vers la caméra et plus particulièrement sur le CCD présent dans sa tête.

Il existe 5 techniques d’acquisition pour que la caméra évalue le relief:

- **Triangulation (3)** : L’objet à enregistrer est éclairé par une lumière et observé par un objectif distant de la source lumineuse. Source lumineuse, objet et objectif réalisent donc « le triangle ». La distance source-objectif étant fixe et connue, c’est l’angle entre le faisceau incident et le faisceau réfléchi qui permet de déterminer la distance de l’objet. Ce type d’enregistrement est utilisé par le système Cerec® de Sirona®. Ce dernier commercialise 2 types de caméra : l’Omnacam® et la Bluecam®.

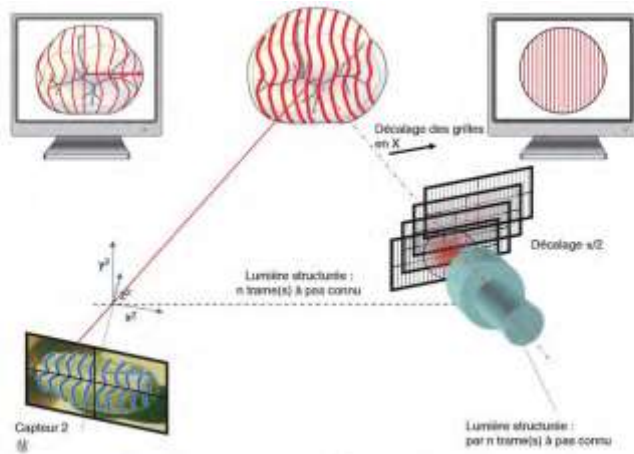


Figure 32: Principe d'acquisition de triangulation(39)

- **Microscopie confocale parallèle (3)** : En utilisant le principe du microscope confocal, on observe les différents niveaux de profondeur de l'objet à enregistrer en faisant varier simultanément le plan d'éclairage de l'objet et le plan focal de l'objectif : il s'agit de faire passer le faisceau laser à travers un montage optique, cela permet de reconstituer de proche en proche le volume mesuré.

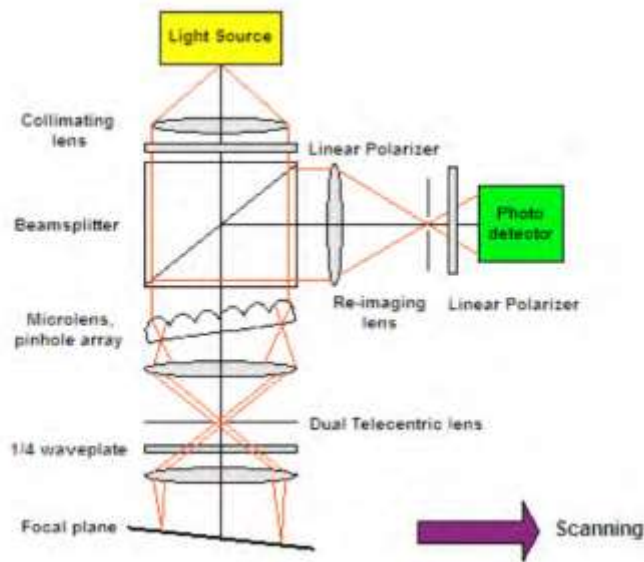


Figure 33: Montage optique de la technique de parallèle confocale(40)

Cet enregistrement est utilisée par les systèmes : iTero® de Straumann®, TRIOS® de 3 Shape®, Intra Scan® de Zfx®.

- **Défocalisation (3)** : Technique basée sur l'observation de points à travers l'objectif (une lentille). Si les points sont nets : c'est que ceux-ci sont dans le plan focal de l'objectif, alors que s'ils sont flous : c'est qu'ils sont hors du plan focal, ainsi la distance entre les points et le plan focal est proportionnel avec le diamètre du fluu. C'est cette propriété qui est exploitée afin de connaître la distance de l'objet au plan focal.

Cet enregistrement est utilisé par Lava Cos® de 3m-Espe®.

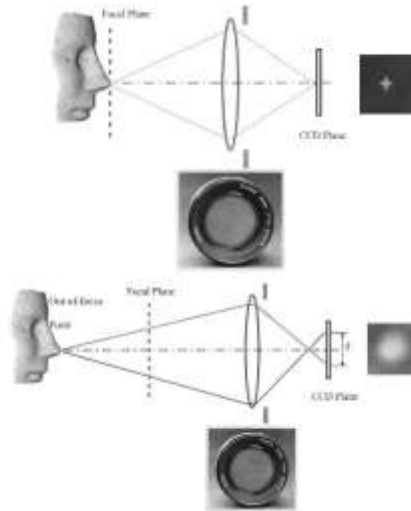


Figure 34: Technique de la défocalisation (41)

- **Stéréophotogrammétrie (3)** : Technique qui définit la forme d'un objet à partir de photographies : en réalisant 2 images d'une même zone, sous des axes différents. La reconnaissance des formes ajoutée à l'analyse des déformations permet la reconstitution du relief de l'objet. Condorscan® par Aabam® utilise cette technique (caméra développée avec l'aide de F. DURET).
- **Tomographie optique de cohérence ou technique de moiré (3)** : Le principe est de séparer en deux un faisceau lumineux afin qu'un premier se dirige vers un miroir de référence et que le deuxième arrive sur l'objet à mesurer : c'est l'interférence de la réflexion de ses deux faisceaux qui déterminera la distance des différents points de l'objet.

Il est nécessaire pour obtenir tous les points de l'objet, de déplacer le miroir.

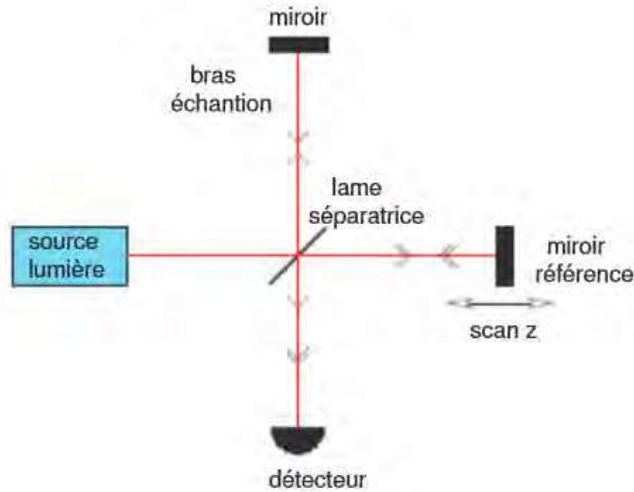


Figure 35: Technique de moiré (42)

Ce principe est utilisé par « l'E4D system » qui a sorti en France la caméra Planscan avec Planméca.

Caméra	Constructeur	Technique optique	poudrage	Date de lancement	système	Prise de vue
Bluecam	Sirona	Triangulation active	oui	2009	Fermé	clichés
Omicam	Sirona	Triangulation active	non	2012	Fermé	Vidéo/ balayage
TRIOS	3Shape	Microscopie confocale parallèle	oui	2008	Semi- ouvert	balayage
Condorscan	Aabam	Stéréophotogrammétrie	non	2014	Ouvert	balayage
iTero	Cadent	Parallèle confocale	non	2007	Ouvert	clichés
Planscan	Planméca	Tomographie optique de cohérence	non	2014	Ouvert	balayage
Intra Scan	ZFX	Microscopie confocale parallèle	non	?	ouvert	Balayage
Lava COS	3M	Défocalisation	oui	2008	Semi- ouvert	balayage

Figure 36: Tableau comparatif des différentes caméras actuellement sur le marché

Ici, nous n'avons pas pour objet de décrire plus largement les techniques d'acquisition, ni de savoir quelle caméra a la technologie la plus fiable.

Quel que soit le système d'acquisition utilisé, il est nécessaire d'enregistrer :

- **la zone de préparation** : plus précisément, l'empreinte doit permettre de voir l'intégralité des points clés de la préparation qui sont : la limite cervicale, la ligne délimitant la face occlusale, la ligne de transition, les papilles gingivales, les points de contact.

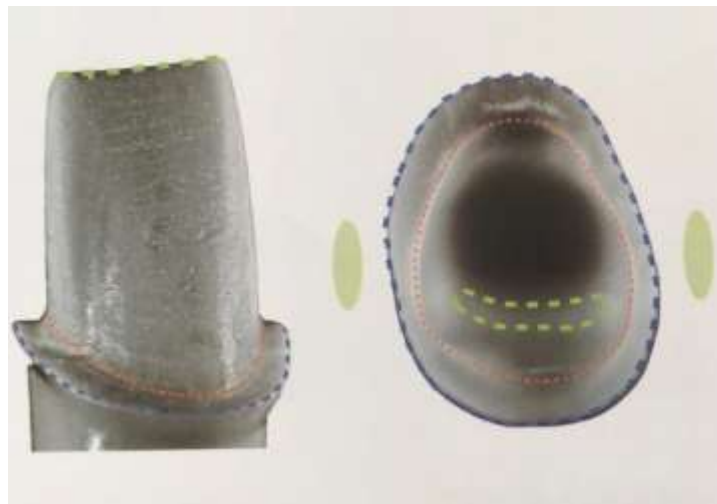


Figure 37: Appréciation de la conformité d'une préparation en CFAO (34)

- **l'occlusion** : L'enregistrement de l'occlusion est généralement réalisé par la prise de plusieurs images vestibulaires du patient en fermeture buccale. Il est aussi possible d'enregistrer à l'aide de la caméra optique, l'empreinte faite avec une clé en silicone d'occlusion spécialement mise en place.

Notons que l'enregistrement de l'occlusion est seulement statique, il peut s'apparenter à la coulée de l'empreinte physique et de la mise en occluseur des modèles dans le cadre de restauration encastré réalisé à l'aide d'une empreinte sectorielle.

Des logiciels sont en voie de développement pour améliorer l'enregistrement de l'occlusion et ainsi enregistrer une occlusion dynamique.

- et **l'antagoniste** : pour gérer l'occlusion et enrichir le catalogue biomorphologique.
- La modélisation en 3D: Grâce au logiciel, une image se forme au fur et à mesure du captage sur ordinateur des zones enregistrées. Les zones sans information se présentent sous forme de creux qui s'effacent en repassant sur la zone pour créer une nouvelle image.

Pour que l'empreinte optique soit de bonne qualité, il faut que la préparation dentaire présente des lignes de finitions précises et que les tissus environnants soit exempts de salive, de sang, secs et qu'ils ne soient pas exposés à la lumière du scialytique.

Selon les différents types de caméra il sera peut être nécessaire de réaliser **un coating** (le poudrage de la préparation). Son rôle est d'amplifier le signal optique enregistré par la caméra 3D et de diminuer les interactions liées aux tissus environnants. (DURET, 2013) (38)

Le coating peut être réalisé à l'aide d'une poudre (Cerec® Powder) ou d'un spray (ex : Contrast spray®, Optispray®), ce qui permet de déposer une fine couche blanche opaque. Attention, pour éviter une mauvaise empreinte, celle-ci doit être déposée sans excès en quantité suffisante (environ 10µm) et doit être homogène.

Le coating tend à disparaître afin de limiter les gestes de la prise d'empreinte. Cependant, il présente encore de nombreux avantages.

2.4. Conception des éléments prothétiques assistée par ordinateur (FAGES, 2008)(2)

Après avoir réalisé l'empreinte optique de la préparation, de l'antagoniste et de l'occlusion, la numérisation de ces empreintes a lieu.

La CAO va permettre de **concevoir de façon virtuelle sur un support réel modélisé, le projet prothétique**. Elle se substitue aux « maquettes en cire » de nos prothésistes.

Le modèle numérique de travail est une réalité augmentée qui permet de travailler la réalité virtuelle représentée par la prothèse à concevoir, tout étant basé sur les mesures initiales de la situation clinique.

Elle peut se subdiviser en 2 phases :

- **1/ Une phase de traitement des données** acquises par l’empreinte optique
- **2/ Une phase de modélisation** : où l’on traite le modèle numériquement puis où l’on conçoit la restauration

➤ **Traitement des données = NUMERISATION**

L’image est traitée par un logiciel qui distingue les points importants à exploiter pour ensuite les relier entre eux afin de construire une surface.

Cliniquement, l’empreinte doit alors contenir un minimum de données ayant un maximum d’informations (zones d’intérêt comme vue préalablement).

La phase de saisie des informations génère un flow trop important de données.

Un traitement numérique de ces données permet d’éliminer les informations inutiles et erronées. C’est pourquoi un logiciel réduit ces données pour pouvoir être traitées par un ordinateur sans pour autant nuire à la qualité de l’information enregistrée. (BENNASAR, 2009)(43)

C’est aussi pourquoi la prise d’empreinte optique ne doit pas contenir trop d’images superposées (issus de trop nombreux passages avec la caméra sur les mêmes zones) afin de réduire les calculs de correction de l’ordinateur et d’augmenter la véracité de nos empreintes.

Enfin, les techniques d’acquisition sont différentes selon les caméras utilisées.

➤ **Phase de modélisation/conception**

Le modèle étant reconstitué sur le moniteur, le praticien va pouvoir **MODELISER** et **CONCEVOIR** un élément prothétique en réalité augmentée.

Pour ce faire, le modèle de travail est traité numériquement. Ce traitement correspond aux différentes étapes laboratoires de conception qui sont :

1/ Corrélation des arcades

2/ Recherche des axes et du plan d’occlusion

3/ Tracé des limites de préparation

4/ Recherche de l’axe d’insertion prothétique

5/ Vérification de la préparation à l'aide d'outils de contrôle

(Présence ou non de contre dépouille, netteté des limites de préparation, réduction suffisante, état de surface)

6/ Conception de l'élément prothétique



Figure 38: Exemple d'un tracé de limite pour un onlay sur prémolaire

Il existe en fonction de la situation clinique, différents modes de modélisations pour la réalisation de l'élément prothétique (FAGES, 2008)(2) (KRAI, 2012)(44) (RAYNAL, 2006)(45). Les noms de ces modes de conception sont différents selon les systèmes mais les principes décrits ci-après restent les mêmes.

- **Le mode « bio générique »**: Le logiciel reconstitue l'anatomie initiale de la dent après une analyse de sa morphologie résiduelle ainsi que celle des dents antagonistes et adjacentes, une fois la préparation dentaire terminée. En effet, ce mode effectue une analyse métrique personnalisée de la situation dentaire et utilise ces données pour calculer la morphologie occlusale de la dent.
- **Le mode corrélation**: Il permet de réaliser une restauration à partir d'une situation préexistante (amalgame, composite, inlay-onlay), si cette dernière est satisfaisante, ou à partir d'un wax up réalisé en laboratoire. Il permet d'enregistrer les parties de la dent que l'on souhaite reproduire à l'identique sur la restauration (très intéressant pour les faces vestibulaires). Dans cette situation, une empreinte optique complémentaire est faite avant la préparation.

Par exemple : La dent 44 présente un inlay qui doit être déposé suite à une infiltration bactérienne, le logiciel enregistre la forme de cette restauration pour recréer la future forme de la prothèse.

- **Le mode reproduction (modélisation par reproduction en miroir)**: Cette méthode permet de reconstituer une dent grâce à l'effet "miroir". En effet, le logiciel va copier une dent en tout point pour réaliser son clone controlatéral à l'identique. Il est possible de reconstruire des pièces allant de l'angle incisif à la dent complète avec une symétrie parfaite.

Par exemple : La dent 11 présente un composite avec une perte de l'anatomie initiale, le logiciel va utiliser la dent 21 pour reproduire l'ancienne anatomie de 11.

- **Le mode base de données**: Le logiciel CAO, propose une série de dents stockée dans une bibliothèque et classée en fonction de l'âge (jeune, adulte, âgé), c'est cette même base de données qui sert à la reconstitution bio générique. Le praticien sélectionne la morphologie souhaitée puis le logiciel adapte cette " préforme" à la préparation, c'est à dire à la limite cervicale, aux points de contact, à l'occlusion et aux dents adjacentes.

Une fois la conception terminée, des **outils de contrôle** nous permettent l'examen de la restauration ainsi que sa conformité pour la conception et l'assemblage des restaurations céramiques partielles ou périphériques, collées ou scellées.

Avant d'engager la fabrication de la pièce prothétique il est possible de **modifier manuellement** :

- **La forme** par ajout ou retrait de céramique,
- **La texture** par lissage des surfaces,
- **L'occlusion et les points de contact** de la future restauration grâce à des codes couleurs :

-**vert** : contact équilibré

-**bleu foncé à bleu clair** : contact faible à nul

-**rouge** : contact fort, le plus souvent trop important : suroclusion

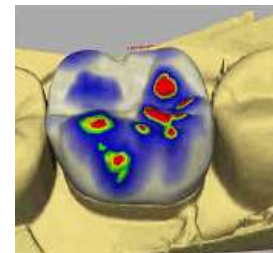


Figure 39: Exemple de contrôle des points d'occlusion.

Si après vérification de tous les paramètres à notre disposition :

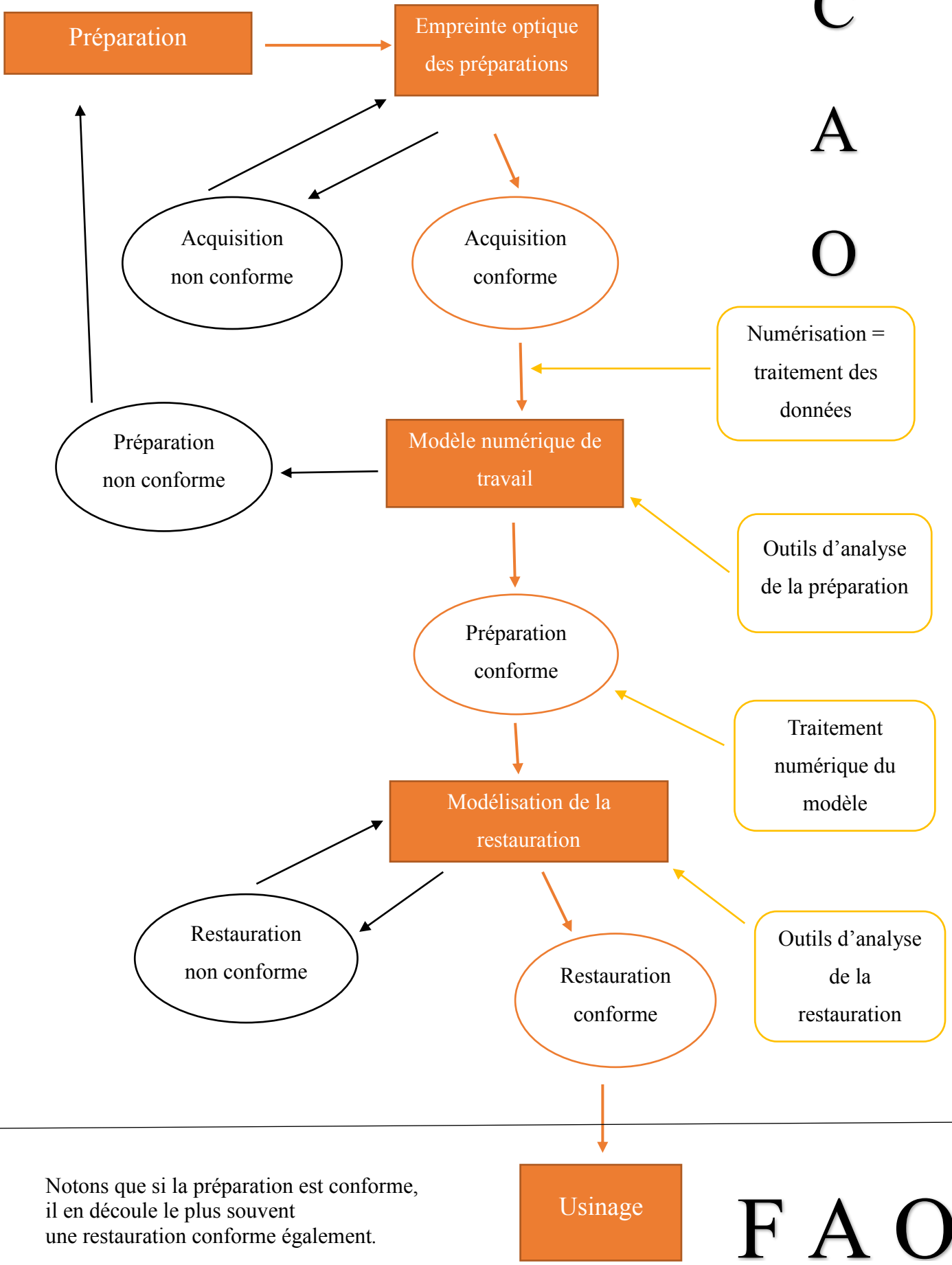
- *La préparation est conforme*: l'usinage de la pièce prothétique peut débuter.
- *Dans le cas contraire*, il faut reprendre la préparation, reprendre l'empreinte optique puis refaire un 2^{ème} contrôle. Si à la suite de ce 2^{ème} contrôle tout est conforme, alors l'usinage pourra débuter.

Résumé : L'empreinte optique réalisée a été numérisée pour l'obtention d'un modèle numérique de travail. Des outils de contrôle de la préparation permettent de valider ce modèle numérique de travail comme lieu de conception d'éléments prothétiques tout céramique.

Différents modes de conception permettent de se rapprocher au mieux de la morphologie individuelle du patient. D'autres outils de contrôle permettent de valider la véracité mécanique de l'élément conçu et d'y apporter des modifications si nécessaire.

Cette chaîne de conception assistée par ordinateur nous permet le recul et le contrôle de nos restaurations et précède la fabrication.

C A O



Notons que si la préparation est conforme, il en découle le plus souvent une restauration conforme également.

F A O

2.1. Fabrication assistée par ordinateur des éléments prothétiques

Le but de la FAO est de permettre le passage de la pièce prothétique virtuelle (réalité augmentée), conçue grâce au logiciel CAO, à la réalité ;

C'est à dire de matérialiser cette pièce prothétique grâce à la machine-outil par un procédé soustractif. La pièce est usinée par 2 unités de fraisage commandées par le logiciel de conception et son application d'usinage.

Chaque unité de fraisage se compose de deux fraises diamantées spécifiques (pouvant aller jusque quatre fraises mais celles-ci ne travaillent pas toutes en même temps) et qui opèrent dans les trois dimensions de l'espace: une fraise conique de 1,6 mm de diamètre et une fraise à escalier de 1,2 mm de diamètre.

Celles-ci travaillent selon **3 axes dans les 3 plans** de l'espace, grâce à cela, il est **possible de réaliser toutes les formes de restaurations**.



Figure 40: Fraises de l'usineuse ivoclar Mc inlab xl

Le temps d'usinage se situe entre 5 et 60 min en fonction de la taille de la restauration à usiner (dont dépend la taille du bloc choisi), du matériau lui-même (en fonction de sa dureté) et de la machine-outil (en fonction de sa capacité d'usinage, de l'usure des fraises,...). En effet, les usineuses aujourd'hui disponibles en chairside permettent l'usinage de nombreux matériaux : résine, PICN, métal, zircone, céramiques,... même si dans la pratique, les blocs résines et les blocs céramiques sont essentiellement usinés en CFAO directe.

La technologie de laboratoire restant nécessaire au traitement des autres matériaux : four de synthérisation pour la zircone, usineuses plus performantes,...

Il est évident que plus la pièce à usiner est importante, plus le temps de travail est long. Plus le matériau est dur, plus le temps est également long et plus l'usure des fraises et du matériel en lui-même est importante.

Les matériaux étudiés dans ce travail sont les céramiques, présentées sous forme de blocs industriels que nous allons présenter dans la partie suivante.



Figure 41: Usinage d'un onlay pour molaire par l'usineuse Mc inlab XI

2.2. Pose des éléments conçus (collage vs scellement)

Nous arrivons à la dernière étape de la chaîne prothétique : **l'assemblage de l'élément conçu puis fabriqué**, c'est une étape tout aussi importante que la préparation dentaire et la fabrication de la prothèse.

L'assemblage a pour but de créer une *résistance mécanique entre 2 matériaux lors de leur séparation*. En prothèse fixée, la notion d'assemblage se clive en 2 branches : **Le scellement et le collage**. (PILAVYAN, 2014) (46)

Le choix du scellement ou du collage se fait en fonction du *matériau utilisé* pour la constitution de l'élément prothétique, de *l'épaisseur* de ce matériau ainsi que de la *limite de la préparation* dentaire.

Le scellement

Il existe 3 grandes familles de matériaux d'assemblage par le scellement (MALAU, 2015) (47):

- Les ciments au phosphate de zinc (Crown and Bridge®)
- Les ciments polycarboxylates (Durelon®)
- Les ciments de scellement adhésifs/potentiel adhésif (CVI, CVI MAR) (Fuji®, Ketac Cem®)

- **à l'aide de ciment conventionnel (PEREMULTER, 2009) (48)**

Il s'obtient par agrégation mécanique du ciment durci (par une réaction acide-base). Cette réaction élabore des liaisons qui ne combinent qu'une faible cohésion au matériau, ce qui rend le ciment cassable.

- Les avantages du ciment :

*Manipulation facilitée et élimination des excès facilitée

*Pas ou peu de traitement de surface dentaire ou du matériau à sceller

*Il tolère l'humidité buccale (car leur réaction de prise est hydrophile)

- L'inconvénient des ciments est la faible rétention due à leur basse cohésion ainsi que la nécessité d'avoir des préparations dites rétentives (nombre de paroi et hauteur importante). Ce, pour améliorer la friction statique du ciment par le principe de réciprocité des parois.

- **à l'aide de CVI MAR**

Dans les années 1970, l'émergence des ciments verre-ionomères de scellement offre une autre possibilité que l'utilisation des ciments conventionnels, permettant le développement de matériaux d'assemblages aux qualités adhésives.(WILSON, 1977)(49)

Les CVI MAR sont des ciments verre-ionomères auxquels ont été ajoutés des monomères acryliques hydrophiles (HEMA ou bisGMA) et des amorceurs de polymérisation : ils possèdent donc **une double réaction de prise : réaction par agrégation mécanique (acide-base) et réaction chimique (polymérisation)**.

Leur résistance à la solubilité et l'augmentation de leurs propriétés mécaniques grâce à la partie résineuse, sont les points forts des CVI MAR.(CRAIG, 1977)(50)

Il en existe plusieurs dans le commerce, certains d'entre eux requièrent un traitement de surface des préparations à l'aide d'une solution acide (FUJI plus®) : Ce conditionnement permet la formation d'une couche hybride à la surface de la dentine grâce à la partie résineuse du CVI MAR et augmente de 30% l'adhérence (CHEYLAN, 2000)(51). D'autres n'ont pas besoin de traitement de surface comme RELYX Luting Cement® ou KETAC CEM Plus®.

Le collage

Les procédés tournés vers la conservation tissulaire, font peu à peu disparaître les notions de rétention mécanique pour laisser place à une rétention basée non pas sur l'encastrement mécanique de la prothèse mais sur les performances mécaniques du matériau d'assemblage et de ses qualités adhésives (au substrat dentaire et à la restauration prothétique). (PEREMULTER, 2009) (48)

En plus d'une réaction mécanique, le collage crée des interactions chimiques. Leur mode de durcissement se fait par polymérisation de monomères acryliques : ce sont donc des résines, chargées ou non de minéraux (PEREMULTER, 2009) (48). Ces deux phases sont liées par un agent de couplage.

Il existe :

- **Les composites de collage avec potentiel auto-adhésif** (Super-bond®, Panavia21®, Relyx unicem®) :

Ils comportent des monomères actifs capables de se lier aux surfaces prothétiques, permettant l'absence d'utilisation d'un système adhésif.

- **Les composites de collage sans potentiel adhésif** (MultiLink automix®, Variolink®) : Ils nécessitent l'emploi d'un système adhésif.

Tous deux sont hydrophobes, contrairement aux ciments, ces colles nécessitent d'être manipulées à l'abri de l'humidité buccale, la pose d'un champ opératoire de type digue d'étanchéité est largement recommandé.(PEREMULTER, 2009)(48)

Les composites de collage interfèrent avec la dent mais aussi avec la restauration prothétique : c'est pourquoi avant tout collage, plusieurs procédures sont à réaliser (GUASTALLA, 2005) (52) :

- **Conditionnement des surfaces dentaires** : L'utilisation d'un *acide orthophosphorique* à 37% sur la surface de l'émail et de la dentine permet :
 - **l'élimination des boues dentinaires ou smear layer**, ce sont des résidus créés lors de l'élaboration de la préparation dentaire. Ceux-ci obturent l'entrée des canalicules et diminuent donc la capacité d'adhérence.
 - **Pouverture des tubulis dentinaire**, ce qui permet une pénétration profonde du matériau de collage.
 - **création de digits** au niveau de l'émail par dissolution des cristaux d'hydroxyapatite.
 - déminéralisation de prismes d'émail** permettant un microrelief de surface.

La jonction dentine adhésif est de moins bonne qualité mais l'application de Chlorhexidine après le conditionnement à l'acide orthophosphorique permet de diminuer l'activité enzymatique responsable de la dégradation du joint collé. (RAUX, 2017)(53)

- **Conditionnement de la restauration céramique** : L'utilisation d'un *acide fluorhydrique* à 4,5- 9% sur la face interne de la restauration crée une surface crayeuse (création de digits).
Après l'élimination de l'acide, il faut appliquer *un silane ou primer*. C'est un agent de couplage qui permet :
 - De créer une liaison chimique à la céramique et de se lier à la résine de collage** grâce à des liaisons covalentes et en formant une couche de siloxane
 - D'augmenter la mouillabilité à la surface de la céramique**

Mais attention, ce type de conditionnement au niveau de la face interne de la céramique est différent en temps d'application et concentration en fonction de la composition chimique des céramiques.

Il est recommandé de conditionner ces 2 interfaces (dent et céramique) afin de limiter le vieillissement du joint collé. En effet, le vieillissement du joint collé provient de la fatigue de la colle elle-même mais aussi des interfaces « dent-colle » et « colle-matériau ». (RAUX, 2017) (53)

Voici les protocoles adaptés pour les céramiques composées en partie de verre puis pour les céramiques renforcées à l'alumine ou à la zircone :

Il est important avant chaque protocole de collage de mettre en place un champ opératoire pour rester isoler de l'humidité et à l'abri de tout flux salivaire. Les valeurs d'adhésion sont ainsi bien meilleures ainsi que l'ergonomie de travail.

➤ **Assemblage des couronnes à base de céramique vitreuse :**

- 1) Mordancer l'intrados de la restauration à l'aide d'un acide fluorohydrique de 4,5 à 9% pendant environ : 30 secondes pour les céramiques à base de disilicate de lithium, 1 min pour les céramiques renforcées à la leucite, 2 min pour les céramiques feldspathiques (ANCKENMANN, 2014)(54)



Figure 42: Application de l'acide fluorohydrique à 4.5%

Puis on rince à l'eau courante le même temps que pour l'action de l'acide.

Attention, il est possible de sur-mordancer la surface céramique, il faut bien se renseigner auprès du fabricant sur les temps recommandés.

Une fois cette étape réalisée, plonger la couronne céramique dans un bain ultrasonique contenant de l'eau distillée pendant 4 min afin que les débris créés par le mordantage soient éliminés. Une solution de neutralisation de l'acide peut également être utilisée. La couronne doit ensuite présenter un aspect mat, sans dépôts blanchâtres au sein de son intrados.

- 2) Appliquer le silane ou primer dans l'intrados de la couronne qui sera compatible avec l'agent de fixation de la couronne. Laisser appliquer 1 à 2 min puis sécher.



Figure 43: Application du silane sur la pièce prothétique.

Il est possible de laisser évaporer à l'air libre le silane ou par apport de chaleur (ex : sèche-cheveux)

L'air chaud atteignant 100°C améliore d'environ 20% les valeurs d'adhérence de l'assemblage. (ANCKENMANN, 2014)(54)

- 3) Conditionner l'émail avec un acide orthophosphorique à 35% pendant 30 secondes ainsi que la dentine pendant 15 secondes puis rincer 30 secondes et sécher. Dans certains cas, seul un mordantage sélectif de l'émail est réalisé.



Figure 44: Application de l'acide orthophosphorique à 37%.

- 4) Appliquer une fine couche d'adhésif avec ou sans photopolymérisation (cela dépend du système choisi: dans le protocole de Variolink® il faut photopolymériser alors que pour Multilink®, il ne faut pas) **sur la préparation.**



Figure 45: Application de l'adhésif.

- 5) Coller la restauration à l'aide du composite de collage (à appliquer uniformément sur la préparation et sur l'intrados).
- 6) Photopolymérisation pendant 10 secs, afin que la colle ne soit pas trop dure.
- 7) Application de glycérine pour limiter l'inhibition de photopolymérisation de la partie superficielle du joint de collage par l'oxygène de l'air.
- 8) Elimination des excès à l'aide d'une sonde ou autres instruments spécifiques: la colle étant toxique pour le parodonte, tous les excès doivent être éliminés.
- 9) Photopolymérisation durant 30 secs

Remarque : Les vitrocéramiques présentant le moins de phase vitreuse répondent le moins bien à ces traitements chimiques et donc présentent des valeurs d'adhésion moins élevées.

Il peut être envisagé de sceller certaines de ces vitrocéramiques quand elles l'autorisent, par exemple avec l'E.max, il est possible de sceller si l'épaisseur occlusale est supérieure ou égale à 2 mm et si les parois de la préparation sont très peu convergentes. Alors qu'avec la céramique Empress, seul le collage est indiqué.

➤ **Assemblage des couronnes à base d'alumine et/de zircon** :

Les céramiques à base d'alumine et à base de zircon ne contiennent pas de matrice vitreuse.

C'est cette composante formée de verre après traitement par l'acide fluorhydrique qui

permet une bonne valeur d'adhésion. Le traitement par acide sur ce genre de céramique est donc presque INEFFICACE. (ANSTETT, 2011)(55)

De ce fait, pour réaliser des anfractuosités sur ces céramiques il existe 2 protocoles :

- **La tribochimie** : correspond à un sablage à l'aide d'alumine à 50 µm enrobé de silice

Ce sablage permet l'augmentation des effets du silane.

Attention, un sablage >2 bars peut altérer le matériau céramique. (ANCKENMANN, 2014)(54)

- **L'approche chimique** : correspond à l'application de primers spécifiques.

Le primer doit être composé d'un monomère de phosphate. Il améliore l'assemblage sans risque pour le matériau.

Le silane est disponible : -Soit sous forme liquide associé ou non à d'autres agents (ex : Ceramic Primer® de Kuraway, Monobond Plus® de Ivoclar Vivadent)

-Soit il est intégré directement dans la composition du composite de collage (ex : Panavia® de Kuraway). (ANCKENMANN, 2014)(54)

- **Le scellement** :

L'utilisation d'un ciment type CVI MAR permet d'obtenir des valeurs d'adhésion moyenne mais reproductibles ainsi qu'avec un protocole de collage relativement simple.

De plus, ces céramiques étant opaques, la photopolymérisation est difficile : l'utilisation d'un matériau chétopolymérisable est plus adaptée.(GUASTALLA, 2005) (52)



Figure 46: Les recommandations d'assemblages cliniques selon le type de céramique. (54)

Critères décisionnels

Les préparations prothétiques pour les restaurations « tout-céramique » permettent une économie tissulaire. La préservation des tissus diminue la rétention mécanique, c'est pourquoi, afin de compenser cette perte de rétention il est important de choisir le meilleur système d'assemblage.

Les systèmes adhésifs évoluent avec le développement des céramiques dentaires. Ils nécessitent cependant un protocole rigoureux. Ce protocole a été simplifié par certains fabricants grâce au système de collage avec potentiel adhésif.

D'après LÜHRS et BLATZ, ces nouveaux systèmes, diminuent les forces d'adhésion. Les composites de collage associé à un système adhésif connaissent le plus grand recul clinique, ce qui nous conforte dans l'idée que ces systèmes restent les plus fiables et présentent les plus grandes valeurs d'adhésion.(BLATZ, 2004)(56) (LÜHRS, 2010)(57)

D'après la HAS, les restaurations partielles de type inlays/onlays doivent être collées à l'aide d'un composite de collage sans potentiel adhésif afin d'augmenter leur rétention.(HAS, 2009)(58)

Si le protocole de collage est difficile voire impossible à réaliser dans des conditions optimales, le CVIMAR reste le 2^{ème} matériau de choix. Le CVIMAR est le système qui se rapproche le plus des composites de collage et a une tolérance relative à l'humidité.

Le scellement conventionnel reste le matériau le moins indiqué pour ce type de restaurations et s'avère souvent illusoire dans une démarche de dentisterie conservatrice mettant en œuvre des restaurations partielles, par ailleurs dites « adhésives » ou « collées ».

En résumé, les matériaux céramiques doivent préférentiellement être collés au substrat dentaire pour :

- *renforcer leurs propriétés mécaniques,*
- *renforcer leur rétention,*
- *obtenir une étanchéité marginale*
- *et permettre une translucidité donc une opacité contrôlée*

NB : Tout comme à la suite du scellement d'une couronne corono-périphérique céramo-métallique à l'aide d'un ciment, l'assemblage par collage d'une restauration partielle conduit à l'obtention d'une entité composite dent/restauration.

2.4. Avantages et inconvénients de la CFAO

Les avantages sont :

- ✓ **La séance unique** en cabinet qui est souvent possible mais concerne essentiellement les restaurations conservatrices. Les dents pulpées peuvent être traitées en 1h ce qui diminue les risques de complications post-opératoires.
L'incorporation d'une phase de maquillage/glaçage et de cuisson tend à différer la pose (overlay esthétique, couronne céramo-céramique).

- ✓ **Biologique :**
 - Le complexe dentino-pulpaire est moins agressé, et il y a une plus grande préservation des tissus grâce à la technique du collage et à l'hybridation dentinaire immédiate (= couche hybride réalisée à l'aide d'un système adhésif immédiatement après avoir terminé la préparation et avant la prise d'empreinte). L'hybridation dentinaire permet l'obturation des canalicules et ainsi protège la pulpe.
 - Grâce au « tout-céramique », il n'y a plus de problème de polymétallisme ou de corrosion par relargage d'ions métalliques cytotoxiques.

- ✓ **Mécanique, fonctionnel et Esthétique** grâce au matériau céramique comme nous l'avons vu.

- ✓ **L'empreinte optique :** grâce à la caméra optique, le plus souvent peu encombrante en bouche, et qui est un réel confort pour le patient du fait d'absence de matériau d'empreinte.
C'est également plus confortable pour le praticien, qui a la possibilité de compléter ou de réitérer immédiatement une empreinte déjà réalisée, sans matériau, sans tirage et sans protocole de désinfection.
Le praticien a le contrôle de sa chaîne prothétique : l'analyse de sa préparation ainsi que les étapes rigoureuses de conception sont gages d'autoperfectionnement et de progression.

- ✓ Affranchissement de certaines erreurs imputables au cours à la chaîne prothétique « conventionnelle », notamment lors de la coulée d’empreinte.
Il y a moins de « processus compensatoire » durant cette chaîne prothétique (ex : **Absence du vernis d'espacement** et donc diminution des défauts d'ajustage cervicaux et des erreurs d'occlusion) sous réserve de bien paramétrer dans le logiciel l’espacement pour le joint de collage (fonction du système utilisé).
- ✓ **Possibilité de reprise de la préparation et de l’empreinte dans la séance** grâce aux outils de contrôle
- ✓ **Archivage des données** une fois les empreintes réalisées, processus rapide et nécessitant peu de place

Les inconvénients de la CFAO :

- ✓ Les préparations doivent :
 - Etre extrêmement rigoureuses
 - Respecter une certaine « standardisation » qui conduit à une bonne reproductibilité.
- ✓ Lors de l’empreinte optique :
 - Il est nécessaire de bien préparer le terrain avant l’enregistrement (préparation parodontale, technique d’accès au sulcus,...)
 - Il faut être exempt de tout fluide buccal
 - Il est préférable de respecter le protocole d’acquisition en fonction de la caméra
- ✓ Lors du collage :
 - La pose du champ opératoire est obligatoire
 - Nécessité de respecter les protocoles de collage
 - L’élimination minutieuse des excès est impérative afin de préserver la santé parodontale
 - Le composite de collage a une incompatibilité avec les substances à base d’eugénol (IRM de temporisation par exemple)

- Il est possible d'avoir une couche superficielle inhibée par l'oxygène de l'air (pouvant être contrôlée par l'utilisation de glycérine)
- Le collage sur dent vivante amène des complications de type pulpite irréversible (nécrose) ou réversible (hypersensibilité). Pour éviter cela, il faut faire attention aux valeurs trop élevées de photopolymérisation et reproduire le protocole d'hybridation dentinaire immédiate.

Une étude montre que la sensibilité post-opératoire est due principalement à des interférences occlusales. (FASBINDER, 2006) (59)

✓ Un contrôle régulier de la vitalité pulpaire doit être réalisé

✓ Le coût d'investissement du système et le coût de sa maintenance restent élevés

Nous profitons de la considération de cet aspect pour mentionner que l'acquisition de ce type de matériel doit être motivée par la volonté de s'inscrire dans une dentisterie à OPTIMA, conservatrice et avant gardiste. Ceci est une nouvelle façon de travailler... pas nécessairement d'économiser !

3. Critères de choix des céramiques dentaires en fonction de la restauration envisagée

Il est indispensable d'étudier tous les matériaux céramiques à notre disposition en CFAO pour une pérennité occluso-fonctionnelle et esthétique de la prothèse.

3.1. Cahier des charges en prothèse fixée

Le choix du type de céramique à utiliser, pour rappel, doit être la synthèse de cinq critères fondamentaux (ZIELINSKI, 2009) (60):

- Les exigences mécaniques : la céramique doit pouvoir résister au mieux aux contraintes occlusales.
- Les exigences fonctionnelles : qui déterminent la qualité de la restauration des fonctions manducatrices par la prothèse fixée.
- Les exigences biologiques : La prothèse doit s'intégrer au sein de l'environnement buccal sans créer de problèmes dento-parodontaux. Ici, grâce au caractère inerte et biocompatible de la céramique.
- Les exigences esthétiques : De plus en plus demandée par les patients, la restauration doit être esthétique, surtout en secteur antérieur.
- Les données acquises par la science : surtout concernant la longévité et la résistance à la fracture des céramiques (mésusages des systèmes et des matériaux).

3.2. En CFAO directe

3.2.1. Rappel

Nous rappelons que la CFAO directe ou Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur directe désigne tous les équipements utilisés pour l'élaboration d'une prothèse allant de l'empreinte numérique à la fabrication grâce à une machine-outil.

Les matériaux utilisés pour la fabrication sont **des blocs céramiques usinables** vendus dans le commerce adaptés à cette machine-outil, nous les décrivons dans la partie suivante.

3.2.2. Blocs céramiques ou lingotins disponibles sur le marché

3.2.2.1. Synthèse

Il existe différents industriels qui commercialisent des blocs CFAO :

La recherche et la motivation d'innover nous permettent d'apprécier des blocs de plus en plus esthétiques et performants, bien que chaque bloc présente des propriétés différentes.

Mais c'est aussi l'évolution du système CFAO qui nous permet de réaliser pratiquement tout type de restauration : inlays, onlays, facettes, couronnes, endocouronnes, chapes de bridges et de couronnes céramo-céramiques, reconstructions supra implantaire (piliers de cicatrisation,...).

C'est pourquoi les blocs développés doivent répondre aux caractéristiques et aux impératifs physique et esthétique propres à chaque type de reconstruction.

3.2.2.2. Blocs vitrocéramiques

- **Enrichis en disilicate de lithium** :

Il existe dans le commerce les blocs **E.Max CAD®** de Ivoclar Vivadent® qui se présentent comme cela :



Figure 47: Bloc e.max à translucidité moyenne, teinte A2 et taille C14.

Ces blocs sont des vitrocéramiques (feldspathiques mélangées à 30% de dioxyde de lithium).

Ils sont disponibles en trois niveaux de translucidité : HT (forte), MT (moyenne) et LT (faible).

A cela s'ajoute l'existence de différentes tailles et couleurs :

	Blocs disponibles	Teintes disponibles
HT	En L12 et C14	<ul style="list-style-type: none"> A-D (A1/2/3/3.5/4, B1/2/3/4, C1/2/3/4, D2/3/4) Bleach : BL1 à BL4
HT	En B40 et B40L	<ul style="list-style-type: none"> A-D (1/2/3/3.5, B1/2, C1/2, D2) Bleach : BL2
LT	En L12 et C14	<ul style="list-style-type: none"> A-D (A1/2/3/3.5/4, B1/2/3/4, C1/2/3/4, D2/3/4) Bleach : BL1 à BL4
LT	En C16, A16 et B32	<ul style="list-style-type: none"> A-D (1/2/3/3.5, B1/2, C1/2, D2) Bleach : BL2
MT	En C14 et A14	<ul style="list-style-type: none"> MO0 à MO4

Les avantages de ces blocs sont :

- Résistance à la compression supérieure à celle des autres vitrocéramiques et céramiques hybrides grâce au lithium (376 MPa contre 100 MPa pour les céramiques feldspathiques de base). Les propriétés mécaniques sont donc augmentées
- Les cristaux de disilicate de lithium permettent de dévier et de ramifier les fissures, ainsi ils évitent leur propagation
- Grande résistance à la fatigue (121 MPa contre 39 MPa pour les céramiques feldspathiques de base)

De plus, une étude montre que les couronnes céramo-céramiques réalisées en E.max ont un taux de fracture plus bas (9% de fracture en 3 ans) que les couronnes céramo-métalliques (17% de fracture en 3 ans). (ESQUIVEL-UPSHAW, 2013) (61)

- Esthétique très satisfaisante (tons chauds et réalistes)
- Recul clinique long (environ 20 ans) :

En regroupant plusieurs études, PIEGER démontre que **le taux de survie pour les couronnes unitaires postérieures est excellent** (100% à 2 ans, 97.8% à 5 ans et 96.7% à 10 ans).

Pour les **bridges**, le **taux de survie est acceptable à court terme** (83.3% à 2 ans), mais se

dégrade au fil du temps (78.1% à 5 ans et 70.9% à 10 ans). (PIEGER, 2004) (62)

- Possibilité de scellement si l'épaisseur de la céramique est supérieure à 2 mm en occlusal et si les parois de la préparation sont très peu divergentes (réciprocité des murs $<8^\circ$)
- Possibilité de réaliser des bridges jusqu'à 3 éléments et d'éléments en extension (sous certaines indications)
- Possibilité de cut-back
- Ténacité élevée ($=2,37 \text{ MPa.m}^{1/2}$)

Les inconvénients :

- Translucidité relative du LT :

Une étude montre que lorsque la préparation dentaire/prothétique sous-jacente est métallique, la restauration en E.max® LT apparaît sombre et bleuâtre, alors que lorsque celle-ci est blanche opaque, la restauration apparaît plus brillante et jaunâtre. (NIU, 2014) (63)

- Blocs moins lumineux car moins de phase vitreuse
- Moins bonnes valeurs de collage par rapport aux blocs feldspathiques et vitrocéramiques enrichies en leucite surtout si absence de conditionnement des surfaces dentaires et céramiques
- Blocs monochromatiques, nécessitant des compétences de maquillage
- Impossibilité de réaliser des bridges supérieurs à 3 éléments ou avec des intermédiaires au-delà de la 2^{ème} prémolaire ou supérieurs à 2 intermédiaires. De plus il est nécessaire d'avoir une surface de connexion très importante (12 à 16 mm²)
- Blocs violets avant cuisson (blocs non cristallisés), ce qui rend plus difficile de prévoir le résultat après cuisson et complique le maquillage (sinon réaliser 2 cuissons).
- Dureté très élevée et usure des dents antagonistes
- A l'usinage, les contraintes sur les fraises et les moteurs sont réduites car ce sont des blocs préfrittés mais l'usure des fraises demeurent quand même plus importante que sur la majorité des blocs moins durs.

Les indications sont :

- Couronnes céramo-céramiques unitaires postérieures et antérieures,
- Inlays (attention à la différence du module d'élasticité entre l'E.max et la dent naturelle),
- Onlays,
- Facettes dont l'épaisseur est permise par l'usinage au cabinet,
- Bridge inférieur ou égale à 3 éléments avec 1 intermédiaire maximum et ne dépassant pas la 2^{ème} prémolaire car la résistance à la flexion pas assez élevée (= 360 MPa) pour les faibles valeurs de connectique (<16 mm²),
- Mésostructure collée sur ti-base pour pilier implanto-porté individualisé,
- Couronne unitaire implanto-portée transvissée,
- Bridges avec 1 élément en extension (Incisive latérale, canine, 1ere et 2eme prémolaire).

• **Enrichis en leucite :**

Il existe les **blocs IPS Empress CAD de Ivoclar Vivadent®** : Ce sont des vitrocéramiques (feldspathiques enrichies en leucite).



Figure 48: Blocs Empress

Cette céramique est disponible dans les deux types de translucidité : HT (haute) et LT (basse).

Les teintes sont disponibles entre celles de Chromascop et les teintes de A à D. De plus, en raison de la forte demande, la marque propose des teintes plus claires Bleach : de BL1 à BL4. Il existe aussi pour une transition de couleurs entre les zones dentines et incisales, des blocs polychromatiques IPS Empress CAD Multi®, disponibles dans les 5 teintes de A à D les plus courantes et deux teintes Bleach.

Voici un tableau récapitulatif des blocs disponibles dans cette catégorie :

	Tailles	Teintes disponibles
Multi	L12, C14, C14L	<ul style="list-style-type: none"> • A-D (A1/2/3/3.5, B1) • Bleach : BL1 et BL3
HT	V12	<ul style="list-style-type: none"> • A-D (A1/2/3) • Chromascop : 100
HT	L8, L10 et L12	<ul style="list-style-type: none"> • A-D (A1/2/3/3.5, B1/2/3, C2, D3) • Chromascop : 100, 200 et 300
LT	V12	<ul style="list-style-type: none"> • A-D (A1/2/3) • Chromascop : 100
LT	L8, L10 et L12	<ul style="list-style-type: none"> • A-D (A1/2/3/3.5, B1/2/3, C2, D3) • Chromascop : 100, 200 et 300 • Bleach : BL1 à BL4



Figure 49: Bloc Empress Polychromatique taille C14, teinte A2

Les avantages:

- Esthétique :
 - Blocs polychromatiques,
 - Transmission de la lumière équivalente à l'émail naturel,
 - Translucidité naturelle : idéal pour les restaurations sur dents pulpées,
 - Choix facile de la couleur par comparaison directe avec les dents.

- Vaste gamme,
- Recul clinique > 20 ans,
- Convient pour la réalisation de tous types d'éléments unitaires,
- Faible dureté : 4,7 MPa, l'abrasion des dents naturelles antagonistes est donc très faible,
- Excellentes valeurs d'adhésion (plus de phase vitreuse que l'E.max),
- Usinage rapide et moins usant qu'avec l'E.max.

Les inconvénients:

- Impossibilité de réaliser des bridges car ces blocs ont une faible résistance à la flexion (=70-130 MPa), de ce fait les longs blocs n'existent pas,
- Il est déconseillé de réaliser des restaurations sur dents dyschromiées car grande translucidité, cela laisse apparaître la couleur grisâtre de la dent (sinon faire un maquillage prononcé ou utiliser un bloc LT),
- Faible ténacité = environ $1 \text{ MPa.m}^{1/2}$,
- **Matériaux non adaptés pour les patients bruxeurs** si les contraintes occlusales excessives ne sont pas « contrôlées ». La prise en charge pour ces patients est pluridisciplinaire, il est nécessaire de réaliser une gouttière de libération occlusale.
- Pas de possibilité de réglage de contrôle occlusal avant collage.

Les indications :

- Inlays
 - Onlays
 - Facettes
- Essentiellement avec les blocs HT car forte translucidité
- Couronnes unitaires -> Essentiellement avec les blocs LT car luminosité et saturation naturelle évitant une teinte grisâtre de la pièce prothétique.
-
- **Une nouvelle catégorie : Céramique vitrocéramique enrichie en silicate de lithium renforcé à la Zircon**

Il existe la céramique créée par *Dentsply*® : **la céramique CeltraDuo**® ainsi que **Suprinity**® de *Vita*®.

Ces céramiques allient **la résistance** qu'apporte la zircon avec l'**esthétique** des cristaux de disilicate de lithium. Cette combinaison de matériaux assure une structure fine et homogène.

Ces blocs existent en HT et en LT, ainsi qu'en 8 teintes.

Ses avantages :

- Esthétique (effet caméléon) grâce à sa phase vitreuse dominante,
- Grande résistance et durabilité de la restauration grâce à sa composante zircon,
- Usinage facilité car ce sont des blocs préfrittés ayant une microstructure ultra fine,
- Bonne translucidité et bonne transmission de la lumière,

- Résistance à la flexion élevée (= 370-420 MPa pour CeltraDuo®, 494.5 MPa pour Suprinity®),
- Bonne valeurs d'adhésion grâce à ses cristaux de disilicate de lithium,
- Malgré la composante zircone, ces blocs ne nécessitent pas de cuisson de sintérisation,
- Nombreuses indications,
- Ténacité élevée (=2-3 pour Suprinity).

Les inconvénients :

- Dureté supérieure due à la composante zircone, qui peut entraver la dent antagoniste
- Difficulté de maquillage de par l'aspect des blocs avant cuisson de cristallisation (blocs ambrés)
- Il est déconseillé de réaliser des endocouronnes car leur module d'élasticité est largement supérieur à la dent naturelle (210 GPa pour Suprinity®, 80 GPa pour l'émail),
- Polissage difficile dans les zones anfractueuses, le risque est de transformer ces zones en piège à tartre et colorations.

Les indications :

- Facettes,
- Onlays,
- Couronnes unitaires postérieures et antérieures,
- Suprastructures implantoportées unitaire,
- Bridge inférieur à 3 éléments (ne comprenant pas de 1ere ni de 2eme molaire en pratique).



Figure 50: Blocs Celtra Duo et Suprinity

3.2.2.3. Blocs feldspathiques

- Il existe des blocs formés de céramique feldspathique dans la gamme Cerec® de chez Sirona® :
 - **Cerec Bloc®**
 - **Cerec PC®**
 - **Cerec C In®**



Figure 51: Bloc cerec

Ces blocs sont à base de silicate sans leucite :

- **Cerec Bloc®** est un bloc **monochromatique** : disponible en 4 tailles (8;10;12;14); 6 degrés de luminosité existent; 3 utilisés pour les blocs à saturation „translucide“ (S2-T, S3-T, S4-T) et 3 pour les blocs à saturation „opaque“ (S2-O, S3-O, S4-O). Pour les blocs à saturation „moyenne“, les 6 degrés de luminosité sont disponibles (de S0-M à S5-M)
- **Cerec PC®** est un bloc **polychromatique** constitué de trois couches avec chacune un niveau de saturation chromatique différent : disponible en 3 tailles (12 ; 14 ; 14/14), et en 3 couleurs (S2-PC, S3-PC, S4-PC)
- **Cerec C In®** est formé d'un **noyau dentinaire hautement chromatique recouvert d'une couche d'émail translucide** : Il n'existe qu'en une seule taille. Disponible en 11 couleurs (10 classiques (teintier vita classical: BL2, A1-A2-A3-A3.5-A4, B2-B3, D3, et 1 teinte de blanchiment).

Les avantages :

- Résistance à l'abrasion proche de celle de l'émail : très faible usure des dents antagonistes,
- Polissage aisé,

- Peu usant pour les outils d'usinage (fraise, moteurs),
- Esthétique ++ pour le bloc polychromatique et pour Cerec C In®,
- Convient pour tous types de restaurations unitaires,
- Excellentes valeurs d'adhésion,
- Ténacité moyenne (= entre 1,5 et 2 MPa.m^{1/2}).

Les inconvénients :

- Laisse transparaître une coloration différente de la couleur naturelle des dents vitales quand le bloc est utilisé sur dent devitalisée,
- Ne peut pas être utilisé pour les bridges car résistance à la flexion limitée (environ = 120MPa).

Les indications :

- Couronnes unitaires sur dents antérieures ou postérieures,
- Facettes,
- Inlays,
- Onlays.

- Nous avons également les blocs de chez Vita® :

- Mark II®
- Triluxe®
- Triluxe Forte®
- RealLife®

- Les blocs Vita MarkII® :

Ce sont des blocs **monochromatiques**.



Figure 52: Bloc Vita Mark II

Ils sont disponibles en 4 tailles (8 ; 10 ; 12 ; 14) dans les **teintiers classiques** ainsi que dans les **teintiers 3D Master** :

- Teintier VITA classical : A1–D4, A1C, A2C, A3C, A3.5C, A4C, B2C, B3C, C2C, C3C, et D3C.
- Teintier Vita system 3D-Master : 0M1C (teinte blanchie pour les tailles 12 et 14), 1M1C, 1M2C, 2M1C, 2M2C, 2M3C, 3M1C, 3M2C, 3M3C et 4M2C

o Les blocs Vita Triluxe® et Vita Triluxe Forte®:

Les blocs Vita Triluxe® possèdent trois couches de saturation différente, alors que Vita Triluxe Forte® en possèdent 4.

Ces niveaux de saturation permettent de réaliser une transition de teinte entre le collet et la zone incisales.

Une étude montre que ces blocs ont une esthétique supérieure aux monoblocs de par leur gradient de teinte qui permet un mimétisme par rapport aux caractéristiques optiques des dents. (GIORDANO, 2006) (17)

Ces blocs sont disponibles en 4 tailles (12 ; 14 ; 14/14) dans les teintiers classiques ainsi que dans les teintiers 3D Master :

- Teintier classical : Vita triluxe® est disponible en A1–D4 A1C, A2C et A3C
Vita triluxe forte® est disponible en A1–D4 A1C, A2C, A3C et A3,5C
- Teintier 3D Master : Les 2 types de blocs sont disponibles en 1M2C, 2M2C et 3M2C.



Figure 53: Blocs Vita Triluxe forte et TriLuxe

○ Vita RealLife® :

Uniquement pour les restaurations **pour dents antérieures**, la structure de ce bloc se forme d'un noyau dentinaire enrobé d'émail, ce qui imite le dégradé de teinte curviligne entre la dentine et l'émail que l'on observe sur la dent naturelle.

Ce bloc est disponible en 1 taille (14/14) dans 6 couleurs dans la gamme du teintier 3D Master : 0M1C, 1M1C, 1M2C, 2M1C, 2M2C et 3M2C.



Figure 54: Bloc Vita RealLife

L'avantage des blocs Vita® :

- Recul clinique (plus de 25 ans pour les blocs Vita MarkII®) :

Des études montrent un taux de survie important pour les restaurations à base de Vita Mark II : 95,5 % de succès pour les inlays (POSSELT, 2003) (64), 1 échec sur 18 couronnes antérieures à 5 ans (BINDL, 2004) (65).

- Translucidité naturelle,
- Radio-opacité,
- Facilité de polissage,
- Comportement de l'abrasion proche de celui de la dent naturelle,
- Structure fine = temps d'usinage court,
- Maquillage aisé,
- Bonnes aptitudes au collage.

Les inconvénients :

- Laisse transparaître une coloration grisâtre quand le bloc est utilisé sur dent devitalisée,
- Ne peut pas être utilisé pour réaliser les endocouronnes sur PM ou M, ni pour les bridges car résistance à la flexion limitée (environ = 154 +/- 15MPa),
- Faible ténacité (= environ 1 MPa.m^{1/2}).

Les indications :

- Couronnes unitaires sur dents antérieures ou postérieures,
- Facettes,
- Inlays,
- Onlays.

3.2.2.4. Céramiques infiltrées

Ces céramiques sont utiles pour les armatures de couronnes et de bridges. La céramique esthétique devra donc une fois l'armature usinée être montée en laboratoire de prothèse.

Nous les citons : **In-Ceram Alumina®**, **In-Ceram Zirconia®** et **In-Ceram Spinell®** de chez Vita®.

3.2.2.4.1. In-Ceram Alumina®

C'est un bloc utile comme armature pour les couronnes antérieures et postérieures unitaires et les petits bridges antérieurs.

3.2.2.4.2. In-Ceram Zirconia®

Vita In-Ceram YZ® est un dioxyde de zirconium préfritté partiellement stabilisé à l'oxyde d'itrium.

Ces blocs sont utilisés pour les armatures de bridge 3 éléments en postérieur ainsi qu'en implantologie grâce à sa biocompatibilité et sa ténacité supérieure aux autres céramiques à base d'oxyde.

On obtient grâce à cette céramique des infrastructures très résistantes et très précises

présentant toutes les qualités physiques du dioxyde de zirconium partiellement stabilisé : L'apport d'oxyde de zirconium augmente la résistance à la flexion mais également la ténacité à la rupture et la résistance à la fatigue.

3.2.2.5. *In-Ceram Spinell®*

Ces blocs sont employés pour les inlay/onlay ou les armatures de couronne antérieure d'après le fabricant.

La spinell est chimiquement très stable et biocompatible, elle est aussi utilisée comme matériau réfractaire.



Figure 55: Blocs Vita de la gamme "In-Ceram"

Les **avantages** de ces blocs :

- Fiabilité clinique,
- Radio translucidité,
- Haute résistance,
- Aucun liseré métallique visible lorsqu'ils sont utilisés en infrastructure.

Les **inconvénients** :

- Nécessité de sintériser les blocs formés de zircone (utilisation d'un four spécial). Après sintérisation les blocs perdent environ 20% de volume, il faut donc

surdimensionner la restauration avant cuisson (à l'usinage),

- Ces blocs étant très durs, les fraises et les moteurs s'usent rapidement.

Les **contre-indications** pour ces blocs de céramiques infiltrés :

- Moignon dentaire fortement décoloré (que pour les In-Ceram Spinell®),
- Volume en substance dentaire dure trop fragile,
- Bruxisme,
- Préparation insuffisante.

Les indications :

- Armature de bridge 3 éléments (voire plus),
- Armature pour couronne unitaire.

3.2.2.6. Blocs hybrides

- À proprement parler, il n'existe **qu'une seule céramique hybride à ce jour : Vita Enamic®** :

Il s'agit de la première céramique dentaire hybride appelée aussi PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network) : Elle est composée d'une structure à double réseau qui mélange le meilleur de la céramique et du composite.

La composition principale est la part céramique, celle-ci est renforcée par un réseau polymère : ces deux dernières sont totalement imbriqués. (ARCHIEN, 2015) (66)

Cette hybridation offre de nombreuses possibilités et perspectives.

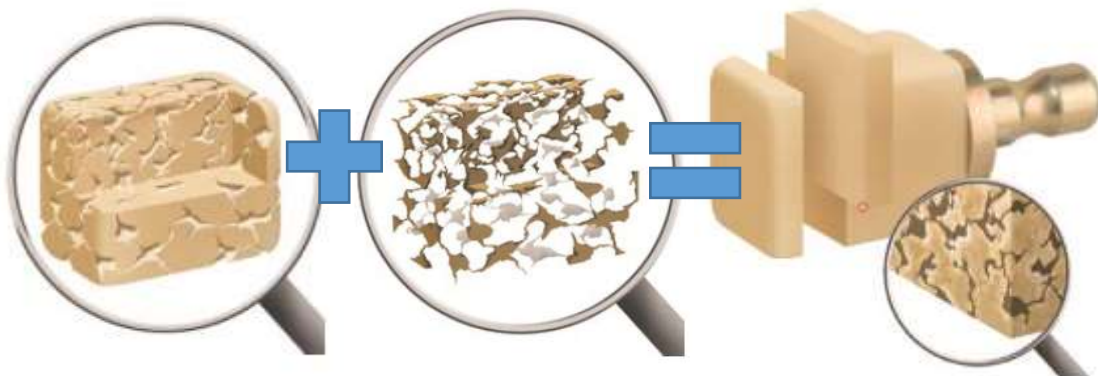


Figure 56: Réseau céramique et réseau polymère s'imbriquant pour former Vita Enamic

Les avantages de ce PICN :

- Usinage facilité : il est plus rapide grâce à sa composante composite, et il n'y a pas de traitement thermique après usinage.
- Polissage facilité grâce à sa composante composite,
- Moins cassant,
- Plus résilient : ce bloc est capable d'absorber les chocs : possibilité de réaliser des restaurations de fines épaisseurs,
- Fort potentiel de résistance mécanique :
 - sa résistance à la flexion est de 140 MPa
 - son module d'élasticité est de 30 GPa, nous avons vu précédemment que celui de l'émail est de 80 GPa et celui de la dentine 20 GPa, le PICN se trouvant entre les deux est le matériau le plus idéal car les blocs céramiques ont un module d'élasticité supérieur à celui de l'émail.
Cette céramique hybride est capable de supporter les forces de cisaillement et de compression du système manducateur.
- Aptitude au collage augmentée grâce à sa composante composite : elle va permettre après mordantage, l'apparition d'une structure poreuse augmentant la capacité d'adhésion.
- Adaptabilité : Un rajout de résine composite pour adapter la situation clinique est possible,
- Restaurations occlusales fines possibles (<0.2mm),
- Polissage mécanique par brillantage.

Les inconvénients :

- Moins esthétiques que les blocs céramiques car ils sont moins brillants, et qu'ils n'existent qu'en blocs monolithiques,
- Usure rapide du maquillage surtout sur les faces occlusales : Le maquillage est fixé par polymérisation, ce qui est moins durable et moins esthétique,
- Usure des gaps marginaux de collage plus importante,
- Faible ténacité (=1 MPa.m^{1/2}),
- Faible translucidité.

Les indications :

- Restaurations de fines épaisseurs (table top occlusaux, occlusal veneer),
- Prothèses implantoportées surtout dans le secteur postérieur : la mise en charge direct est possible, car le PICN absorbe les chocs ce qui promeut l'ostéointégration,
- Tous les cas d'usures sévères avec perte de dimension verticale supérieure à 3 mm,
- Restaurations surtout postérieures de par son manque d'esthétisme,
- Pilier de cicatrisation anatomique.

Vita Enamic® est proposé sous forme d'un bloc disponible en 1 taille (14) avec 5 teintes disponibles (0M1, 1M1, 1M2, 2M2 et 3M2) et deux degrés de translucidité.

Cliniquement : La possibilité d'allier les propriétés de 2 types de matériaux différents qui sont la céramique et le composite augmente significativement les avantages et indications des restaurations en CFAO directe. Les PICN sont très certainement l'avenir des matériaux disponibles en CFAO.

Les différentes étapes d'infiltration de polymères au sein du réseau céramique devraient permettre de moduler les propriétés mécaniques différenciellement dans les blocs industriels, tout comme les différents degrés de saturation.

Ainsi, il serait possible de se rapprocher au plus près des différentes valeurs chromatiques et mécaniques des dents à restaurer.

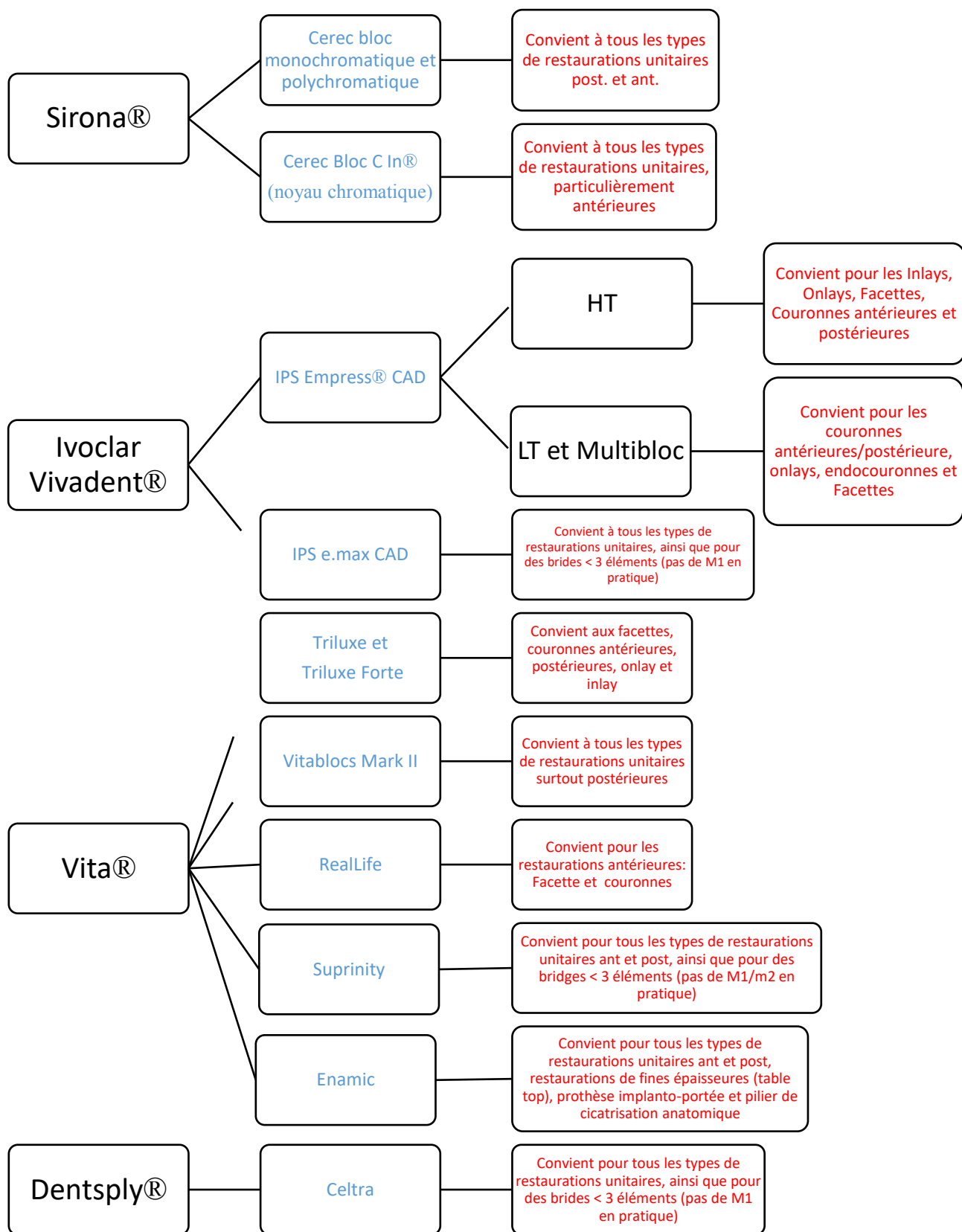


Figure 57: Arbre de synthèse des indications des blocs usinables

Tableau 1: Rationnalisation des blocs usinables en fonction des restaurations

	Inlay	Onlay	Overlay	Facette	Couronne	Bridge	Endocouronne
E.max	X	X	X	X	X	X	X
Empress :							
-HT	X	X	X	X			
-LT					X		X
Sirona :	X	X	X	X	X		X
-Cerec bloc							
-Cerec PC	X	X	X	X	X		X
-Cerec C In				X	X		
Vita Bloc :	X	X	X	X	X		X
-Mark II							
-Trilux				X	X		
-Trilux forte				X	X		
-RealLife				X	X		
CeltraDuo		X	X	X	X	X	X
Suprinity		X	X	X	X	X	X
Vita Enamic	X	X	X	X	X		X

Tableau 2: Tableau comparatif des différents blocs

	E.max	Empress	Cerec Bloc	Suprinity/ Celtra Duo	MarkII/ RealLife/ Triluxe	Vita Enamic
Usinage	Rapide	Rapide	Rapide	Rapide	Rapide	Rapide
Aptitudes au collage	Moins bonnes par rapport aux autres vitrocéramiques	Excellents	Excellents	Correcte	Bonnes	Augmentée grâce à composante composite
Résistance à la flexion	Elevée	Faible	Faible	Elevée	Faible	Elevée
Polissage	Aisé	Aisé	Aisé	Difficile	Aisé	Aisé
Esthétique	Tons chauds et réalistes	Correcte	Excellente pour bloc polychromatique et Cerec C In	Effet Caméléon	Excellente pour bloc polychromatique	Moins esthétique
Recul clinique	Env. 20 ans	>20ans	X	X	<25 ans	X
Ténacité	Elevé	Faible	Moyenne	Moyenne	Faible	Faible
Maquillage	Difficile avant cristallisation	Aisé	Aisé	Difficile avant cristallisation	Aisé	Usure rapide du maquillage
Dureté	Elevée	Faible	Faible	Elevée	Faible	Faible
Translucidité	Relative du LT	Naturelle	Bonne	Bonne	Naturelle	Faible

4. Conclusion

Nous avons vu à travers ce travail que la CFAO tient une place de choix dans l'arsenal thérapeutique à disposition des praticiens de l'art dentaire.

Ce procédé de conception s'inscrit dans une dentisterie résolument moderne dite « à optima » ; c'est à dire optimisant la préservation tissulaire et la vitalité pulpaire grâce à des préparations spécifiques et grâce à l'assemblage par collage.

Il est également possible d'optimiser l'esthétique et la fonction grâce aux céramiques disponibles en lingotins usinables par des machine-outils performantes.

Cependant, cette nouvelle chaîne prothético/conservatrice demande une extrême rigueur depuis le diagnostic jusqu'à l'assemblage des éléments réalisés.

Le diagnostic des lésions et des situations à traiter doit clairement orienter vers l'indication ou la contre-indication d'un traitement par CFAO directe, semi-directe ou indirecte.

Dans certains cas la CFAO directe n'apparaît pas comme le moyen thérapeutique idéal: il s'agit alors de se tourner vers un laboratoire via une chaîne prothétique plus conventionnelle ou via de la CFAO ouverte.

En effet dans des cas de réhabilitation globale, étendue, implanto-portée voire simplement « hyper-esthétique », la CFAO directe peut s'avérer décevante ou compliquée à mettre en œuvre.

La CFAO directe fait appel à une certaine logique de travail où les étapes de préparations tissulaires ne peuvent s'improviser mais doivent répondre à une standardisation en adéquation avec les exigences mécaniques et esthétiques du matériau céramique.

Les préparations assistées par guidage (P.A.G.) peuvent être la solution efficace pour assurer la reproductibilité de ces préparations.

Les exigences concernent aussi bien les capacités de conception d'un ordinateur et des données que nous lui fournissons tout comme les capacités de travail des usineuses utilisées.

Les techniques d'acquisition via les caméras intra-orales par la prise d'empreinte optique sont à la portée de tous mais requièrent idéalement une connaissance des moyens utilisés (propriétés et recommandations d'utilisation des différentes caméras...).

La vitesse d'apprentissage de ces techniques est cependant très encourageante!

Il en va de même pour les étapes de conception assistées par ordinateur; celles-ci s'apparentent aux traitements physiques réalisés par les prothésistes et il nous faut développer certaines de leurs compétences, notamment dans la correction des morphologies dentaires, l'occlusodontie voire même dans le maquillage des éléments céramiques.

Aussi, nous avons pu voir que les éléments issus d'une chaîne CFAO directe sont idéalement destinés à l'assemblage par collage. Le scellement peut tout de même être envisagé dans certaines situations cliniques.

Le collage confère une amélioration bio-mécanique à l'entité composite; dent/restauration.

Les prouesses permises par le collage offrent bien souvent la possibilité d'une préservation tissulaire et pulpaire améliorée et place un nouveau gradient thérapeutique avant la réalisation d'éléments prothétiques plus délabrants.

Il est aujourd'hui acquis que pour obtenir les meilleures performances de collage, celui-ci doit être réalisé dans des conditions particulières obtenues à l'aide de la pose d'un champ-opérateur isolant la dent à traiter du milieu buccal.

Il s'avère également que le choix du système de collage est primordial: les systèmes de collage au composite de collage sans potentiel adhésif semblent présenter de nombreux avantages par rapport au composite auto-adhésif dont il faut limiter l'utilisation à de rares indications.

Les sensibilités et complications pulpaires tant redoutées suite à un collage sont le plus souvent réversibles et peuvent être gérées par des procédés comme le scellement dentinaire immédiat ou le contrôle des lampes à photopolymériser.

Ces considérations ne doivent pas décourager les praticiens d'envisager les restaurations adhésives partielles.

Les études comparatives et méta-analyses montrent des taux de survie des éléments céramiques tout à fait acceptables voire proches des gold standards actuels.

Les avantages et inconvénients des blocs de céramique usinables ont été étudiés au travers de leurs propriétés physico-chimiques et mécaniques et permettent de mieux appréhender leur choix dans la large gamme aujourd'hui proposée.

Tous les blocs ne répondent pas aux mêmes exigences mécaniques et esthétiques et ne permettent pas leur emploi en toutes indications.

La limite du matériau céramique réside encore en sa fragilité, ce qui ne permet pas encore la réalisation d'éléments prothétiques de type bridge de grande portée.

Cette même fragilité impose une certaine épaisseur à nos restaurations.

La considération de tous ces éléments nous a conduit vers l'appréciation de nouveaux matériaux, tels que la céramique hybride ou autres PICN (Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network).

Ces matériaux en voie de développement promettent d'allier les avantages du matériau céramique et du matériau polymère afin de se rapprocher au plus près des valeurs mécaniques et chromatiques des dents à restaurer.

Ces matériaux en plein essor sont très certainement l'avenir des matériaux utilisés en CFAO qui tend quant à elle à devenir incontournable.

Bibliographie

1. KELLY J, BENETTI P.

Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 1 juin 2011;56:84-96.

2. FAGES M, RAYNAL J, MAGERIT E.

La Cfao directe aujourd'hui, principes généraux. Inf Dent. 2008;90(38):2273-9.

3. BIE C.

L'empreinte optique au cabinet dentaire. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Toulouse: Université de Paul Sabatier - Toulouse III; 2015 [consulté le 29 décembre 2016]. 82p. Disponible sur : <http://thesesante.ups-tlse.fr/984/>

4. Henry Schein.

Sirona Cerec [Internet]. c2017 [consulté le 6 septembre 2016] Disponible sur: https://www.henryschein.fr/cabinet/cfao/materiel/sirona-cerec.aspx?sc_lang=fr-fr&hssc=1

5. ALLARD Y, CASU J-P, HOLLENDER M, RICHELME J.

La CFAO indirecte. Inf Dent. mai 2014;96(20):22-9.

6. ATLAN A.

Les matériaux céramiques, que faut-il en retenir ? Inf Dent. sept 2015;29(97):21.

7. HELVEY GA.

Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations. Compend Contin Educ Dent 15488578. janv 2014;35(1):38-43.

8. DEJOU J.

Les céramiques. [Internet]. 2010 [consulté le 29 mars 2016]. Disponible sur: <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>

9. GIORDANO R, MCLAREN EA.

Ceramics Overview: Classification by Microstructure and Processing Methods. Compend Contin Educ Dent 15488578. 11 déc 2010;31(9):682-97.

10. LASSERRE J, PHAM VAN VIET, CHEVALLIER J.

Restauration céramique du secteur antérieur: évolution et révolution dans les concepts. Stratégie Prothétique. 2005;5(4):247-60.

11. NASR K, CHABRERON O, ARCAUTE B.

Choix des blocs en CFAO directe en fonction de la situation esthétique en secteur antérieur. Le fil dentaire. [Internet]. 2015 [consulté le 16 août 2016]. Disponible sur: <http://www.lefildentaire.com/articles/analyse/materiel/choix-des-blocs-en-cfao-directe-en-fonction-de-la-situation-esthetique-dans-le-secteur-anterieur/>

12. MALAU C.

CFAO et céramo-céramiques usinables, mise en oeuvre clinique. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Brest: Université de Bretagne occidentale. U.F.R d'Odontologie de Brest; 2014. 96 p.

13. HÄLG G, HÄMMERLE C, SAILER I, SUTER A, THOMA A, RAMEL C.

Caractéristiques « matériau » des céramiques dentaires. In: Les céramiques dentaires en pratique clinique. Paris: Quintessence international;2009. p. 2.

14. VICHIA 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.

15. COMPIN L.

Couronne unitaire tout céramique: Les indications des différents matériaux en fonction des situations cliniques. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nantes: Université de Nantes; 2013. 100 p.

16. CONREAUX C.

La liaison céramo-céramique tiendra-t-elle ses promesses? [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nancy: Université Henri Poincaré-Nancy 1; 2011. 243 p.

17. GIORDANO R.

Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc 1939. sept 2006;137 Suppl:14S-21S.

18. TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE KJ.

Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent. sept 2000;28(7):529-35.

19. POUJADE J-M, ZERBIB C, SERRE D.

Céramiques dentaires. EMC - Médecine buccale. 2008;3(1):1-12 [Article 28-410-C-10].

20. FASBINDER DJ, LAMPE K, DENNISON JB, PETERS M, NEMATOLLAHI K.

Three year clinical performance of CAD/CAM generated ceramic onlays (abstract 1883). J Dent Res. 2001;80(special issue):271.

21. VICHIA A, CARRABBA M, PARAVINA R, FERRARI M.
 Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al. août 2014;26(4):224-31.
22. BROUSSEAUD J, LEVITTE B.
 Technique de maquillage en CFAO directe. Le Fil Dentaire. [Internet]. mai 2015 [consulté le 16 août 2016] Disponible sur: <http://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/technique-de-maquillage-en-cfao-directe/>
23. SALAMEH Z, TEHINI G, ZIADEH N, RAGAB HA, BERBERI A, ABOUSHELIB MN.
 Influence of ceramic color and translucency on shade match of CAD/CAM porcelain veneers. Int J Esthet Dent. 2014;9(1):90-7.
24. CAZIER S, CHIEZE J-B, HRYCENKO M-A.
 Place de la CFAO directe en omnipratique. Réal Clin. déc 2009;20(4):219.
25. HÄLG G, HÄMMERLE C, SAILER I, SUTER A, THOMA A.
 La fixation des restaurations tout-céramique. In: les céramiques dentaires en pratique clinique. Paris: Quintessence international;2009. p. 93.
26. LASERRE J, POP I, d'INCAU E.
 La couleur en odontologie [Internet]. 2006 [consulté le 4 janvier 2017]. Disponible sur: http://ccfeov.free.fr/CCFEOV/Enseignement/Entrees/2011/4/18_DIU_REO_-_La_couleur_en_odontologie_files/CDP135%20COULEUR%20ODONTO.pdf
27. VALLATA A.
 Les limites cervicales en prothèse fixée : concepts et préceptes. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nancy: Université Henri Poincaré-Nancy 1; 2011. 288 p.
28. VALSESIA L.
 Reconstruction du secteur antérieur par procédés céramo-céramiques: Données actuelles. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nancy: Université Henri Poincaré-Nancy 1; 2005. 160 p.
29. Labocast.
 IPS e.max [Internet]. janvier 2013 [consulté le 20 septembre 2016]. Disponible sur: https://www.labocast.org/dentaires/ips-e_max.htm

30. VAILATI F, BELSER UC.
Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 1. Eur J Esthet Dent 2008; 3: 30-44.
31. ETIENNE O.
Préparation des facettes en céramique. Inf Dent. 2012;19(94):23-6.
32. CIESLAK S.
Les facettes avec et sans préparation dentaire : aspects actuels. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nancy: Université Henri Poincaré 1.2015. 186 p.
33. VERON A.
Les prothèses fixées « tout céramique » sur dents naturelles usinées par CFAO. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Lyon: Université Claude Bernard-Lyon I; 2015. 50 p.
34. RAYNAL J.
La Préparation Assistée par Guidage (PAG). Strat Proth. avr 2014;14(2):99-111.
35. RAYNAL J, BENNASAR B.
La couronne complète sur dent antérieure. Dentoscope [Internet]. [consulté le 28 décembre 2016]. Disponible sur : <http://www.edp-dentaire.fr/images/stories/diapo/50-155.pdf>
36. BENNASAR B., RAYNAL J.
La couronne Vprep prémolaire. Dentoscope [Internet]. octobre 2015 [consulté le 28 décembre 2016]. Disponible sur: <http://www.edp-dentaire.fr/images/stories/diapo/48-D151.pdf>
37. BENNASAR B., FAGES M.
The endocrown: a different type of all ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc.* 2013;79:d140.
38. DURET F.
Empreinte optique: la clé du succès. Le Fil Dentaire. [Internet]. 2013 [consulté le 11 mars 2016] Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/pratique/au-fil-des-conferences/empreinte-optique-la-cle-du-succes/>
39. DURET F., PELISSIER B.
Différentes méthodes d'empreinte en CFAO dentaire. Strat Proth. novembre 2003;5(3):Tome 1

40. WENLIANG G.
Paralell mode confocal system for wafer bump inspection
41. FRIGERIO F.
3-Dimensional Surface Imaging Using Active Wavefront Sampling. [Thèse d'ingénieur mécanique en ligne]. Massachusetts: Université de Princeton. 2006. 130 p.
42. OOUADOUR M.
Principe de tomographie et spectro-tomographie optique de cohérence par intercorrélation sans balayage basée sur un réseau de diffraction - document [Thèse de sciences pour l'ingénieur en ligne]. Franche-Comté: Université de Franche-Comté; 2009 [consulté le 4 septembre 2016]. 122 p. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00544927/document>
43. BENNASAR B., FAGES M., MARGERIT J.
La CFAO pour la réalisation des maquettes de fonderie en prothèse fixée. Cah Prothèse. juin 2009;146:23-31.
44. KRAI N.
Les inlays-onlays céramiques réalisés par cerec vs les inlays-onlays réalisés par méthode traditionnelle. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nantes: Université de Nantes; 2012. 59 p.
45. RAYNAL J.
Reconstitution d'un angle incisif. Apport du cerec 3-3D. Stratégie Prothétique. 2006;6(2):97-106.
46. PILAVYAN E, ANCKENMANN L, ETIENNE O.
Assemblage des restaurations usinées en céramique: un choix raisonné. Stratégie Prothétique. 2014;14(2):131-144
47. MALAU C.
CFAO et céramo-céramique usinables: mise en œuvre clinique. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Brest: UFR d'odontologie de Brest; 2015. 93p.
48. PEREMULTER S, DURET F, LELIEVRE F, LECARDONNEL A, CHERON R.
La prothèse céramo-céramique par CFAO. Paris: Quintessence International. 2009;
49. WILSON A, CRISP S, LEWIS B, MCLEAN J.
Experimental luting agents based on the glas ionomer cements. Brit Dent J. 1977;(142):117-22.

50. CRAIG R.
Restorative dental materials. 10^e éd. St Louis: Mosby-Year Book; 1977.
51. CHEYLAN J.
Evaluation de l'adhérence et de l'étanchéité procurées par des biomatériaux de scellement et de collage. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Paris: Université Paris V; 2000. 160 p.
52. GUASTALLA O., VIENNOT S., ALLARD Y.
Collages en odontologie. EMC - Odontologie. 2005; 1-7[Article 23-065-D-10]
53. RAUX F.
Comment éviter le vieillissement du joint collé. Inf Dent. 11 janvier 2017;1/2(99):13
54. ANCKENMANN L, ETIENNE O, PILAVYAN E.
Assemblage des restaurations usinées en céramique: un choix raisonné. Strat Proth. avr 2014;14(2): 131-143
55. ANSTETT A.
Le collage des facettes céramiques: des données fondamentales à la pratique. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nancy: Université Henri Poincaré-Nancy 1; 2011. 162 p.
56. BLATZ M.
In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. Am J Dent. 2004;17(3):169-72.
57. LÜHRS A.
Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. Clin Or Inv. 2010;14(2):193-9.
58. HAS.
Reconstitution d'une dent par matériau incrusté [Internet]. Haute autorité de santé. 2009 [consulté le 4 janvier 2017]. Disponible sur: http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-10/rapport_inlay_onlay.pdf
59. FASBINDER DJ.
Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc 1939. sept 2006;137 Suppl:22S-31S.

60. ZIELINSKI A.
Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur: vers une prothèse plus conservatrice?. [Thèse de chirurgie dentaire en ligne]. Nancy:Université Henri Poincaré-Nancy 1; 2009. 262p.
61. ESQUIVEL-UPSHAW J, ROSE W, OLIVEIRA E, YANG M, CLARK AE, ANUSAVICE K.
Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* avr 2013;22(3):166-73.
62. PIEGER S, SALMAN A, BIDRA AS.
Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* juill 2014;112(1):22-30.
63. NIU E, AGUSTIN M, DOUGLAS RD.
Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *J Prosthet Dent.* déc 2013;110(6):501-9.
64. POSSELT A, KERSCHBAUM T.
Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent.* juill 2003;6(3):231-48.
65. BINDL A, MÖRMANN WH.
Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* avr 2004;112(2):197-204.
66. ARCHIEN C.
Vita Enamic. *Inf Dent.* sept 2015;97(29):26.

PIERRE Manon – Le tout céramique en CFAO dentaire directe : Concepts actuels et critères de choix en prothèse fixée

Nancy 2017 : 117 pages, 57 figures, 2 tableaux.

Th. Chir.-Dent. : Nancy 2017

Mots clés : Prothèse fixée, céramiques dentaires, CFAO directe, Conception, Fabrication

Résumé

Dans le cadre de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) directe en prothèse fixée, il existe différentes céramiques à la portée du praticien. Ce travail reprend dans un premier temps l'historique ainsi que les principes de la CFAO puis la classification et les propriétés des différentes céramiques.

Dans un second temps, nous avons abordé les étapes de la chaîne prothétique en CFAO directe allant de la préparation prothétique/conservatrice à l'assemblage de l'élément conçu et réalisé au sein du cabinet dentaire.

Enfin, nous avons présenté les types de blocs céramiques disponibles sur le marché selon leur classification ainsi que leurs avantages et inconvénients au travers de leurs propriétés mécaniques et physico-chimiques. Le but étant de rationaliser leurs indications dans leurs utilisations en CFAO directe.

Membres du jury :

Pr J-M MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
Dr <u>J. SCHOUVER</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Directeur</u>
Dr F. KANNENGIESSER	Assistant Hospitalo-Universitaire	Co-directeur
Dr P. CORNE	Maître de Conférences Associé	Juge
Dr P. HIRTZ	Assistant Hospitalo-Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur :

PIERRE Manon
10 ter, rue du tapis vert
54000 NANCY

Jury : Président : J.M. MARTRETTE – Professeur des Universités
 Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
 F. KANNENGISSER – Assistant Hospitalier Universitaire
 P. CORNE – Maître de Conférences des Universités associé
 P. HIRTZ – Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Mademoiselle PIERRE Manon**

né(e) à: **HONG KONG (Chine)**

le **14 novembre 1990**

et ayant pour titre : « **Le tout céramique en CFAO dentaire directe : concepts actuels et critères de choix en prothèse fixée** ».

Le Président du jury

J.M. MARTRETTE

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie

J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse **g441**

NANCY, le **30 JAN. 2017**

Le Président de l'Université de Lorraine


P. MUTZENHARDT