HAL
open science

Le collage des céramiques infiltrées usinées par CFAO

Samuel Darmouni

▶ To cite this version:

Samuel Darmouni. Le collage des céramiques infiltrées usinées par CFAO. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-01712344

HAL Id: dumas-01712344
https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01712344

Submitted on 19 Feb 2018

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

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

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

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017 Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en Chirurgie Dentaire

présentée et soutenue publiquement le

par DARMOUNI Samuel

LE COLLAGE DES CERAMIQUES INFILTREES USINEES PAR CFAO

Directeur de thèse : Docteur Catherine MESGOUEZ

Co-directeur de thèse : Docteur Nelly PRADELLE

JURY

M. le Professeur Bruno TAVERNIER	Président
Mme le Docteur Catherine MESGOUEZ	Assesseur
Mme le Docteur Amélie COUDERT	Assesseur
M. le Docteur Didier MAURICE	Assesseur
M. le Docteur Pierre MOULIN	Assesseur
Mme le Docteur Nelly PRADELLE	Membre Invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017 Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en Chirurgie Dentaire

présentée et soutenue publiquement le

par DARMOUNI Samuel

né le 24 janvier 1992

LE COLLAGE DES CERAMIQUES INFILTREES USINEES PAR CFAO

Directeur de thèse : Docteur Catherine MESGOUEZ

Co-directeur de thèse : Docteur Nelly PRADELLE

JURY

M. le Professeur Bruno TAVERNIER	Président
Mme le Docteur Catherine MESGOUEZ	Assesseur
Mme le Docteur Amélie COUDERT	Assesseur
M. le Docteur Didier MAURICE	Assesseur
M. le Docteur Pierre MOULIN	Assesseur
Mme le Docteur Nelly PRADELLE	Membre Invité

U N I V E R S I T E P A R I S D I D E R O T – P A R I S 7

Présidente de l'Université :	Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie :	M. le Professeur Robert GARCIA
Directrice Générale des Services :	Madame Pascale SAINT-CYR

J U R Y

M. le Professeur Bruno TAVERNIER	Président
Mme le Docteur Catherine MESGOUEZ	Assesseur
Mme le Docteur Amélie COUDERT	Assesseur
M. le Docteur Didier MAURICE	Assesseur
M. le Docteur Pierre MOULIN	Assesseur
Mme le Docteur Nelly PRADELLE	Membre Invité

M. le Professeur Bruno TAVERNIER Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence du jury de cette thèse, veuillez trouver par ce travail l'expression de mes remerciements les plus sincères et de mon profond respect.

Mme le Docteur Catherine MESGOUEZ Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous m'avez fait de diriger et de participer au jury de cette thèse, veuillez recevoir toute ma gratitude et mon plus profond respect.
Je vous remercie pour vos précieux conseils, votre gentillesse, votre disponibilité et votre aide au cours des années et de l'élaboration de ce travail.

Mme le Docteur Amélie COUDERT Docteur en Biologie
Maître de Conférences des Universités

Pour l'honneur que vous me faites de siéger au jury de cette thèse veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.
.

M. le Docteur Didier MAURICE Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de siéger au jury de cette thèse veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude.

M. le Docteur Pierre MOULIN Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de siéger au jury de cette thèse, pour la qualité de votre enseignement je vous prie de recevoir l'expression de mon profond respect et de ma gratitude.

Mme le Docteur Nelly PRADELLE Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous m'avez fait de co-diriger cette thèse et de participer au jury. Pour la qualité de votre enseignement et vos conseils durant ces années et l'élaboration de cette thèse veuillez trouver l'expression de ma profonde reconnaissance et mes remerciements les plus sincères.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION

1. LES CERAMIQUES DENTAIRES UTILISEES EN CFAO 3
   1.1. LA CFAO 3
      1.1.1. *Définition CFAO* 3
      1.1.2. *Historique* 4
      1.1.3. *Etapes de la CFAO* 5
      1.1.4. *Critères de choix des systèmes de CFAO* 10
      1.1.5. *Les principaux systèmes de CFAO* 11
      1.1.6. *Evolution de la CFAO* 19
   1.2. LES CERAMIQUES DENTAIRES 22
      1.2.1. *Définition* 22
      1.2.2. *Classification des céramiques dentaires (Sadoun et Ferrari, 1995)* 23
      1.2.3. *Les céramiques et la CFAO* 30
   1.3. LES NOUVELLES CERAMIQUES « HYBRIDES » 32
      1.3.1. *Les matériaux* 32
      1.3.2. *Propriétés* 35
2. L'ASSEMBLAGE : GESTION DES INTERFACES 40
   2.1. INTERFACE CERAMIQUE/ MATERIAU D'ASSEMBLAGE 40
      2.1.1. *Cahier des charges des matériaux d'assemblage* 40
      2.1.2. *Les différents modes d'assemblage : coller ou sceller* 40
      2.1.3. *Synthèse sur les matériaux d'assemblage* 53
      2.1.4. *Traitement de surface de la céramique* 55
   2.2. INTERFACE DENT/ MATERIAU D'ASSEMBLAGE 61
      2.2.1. *Rappels sur les tissus dentaires minéralisés* 61
      2.2.2. *L'adhésion* 63
      2.2.3. *Compatibilités des adhésifs avec les polymères de collage* 75
   2.3. LES NOUVELLES CERAMIQUES HYBRIDES : COLLAGE DE LA VITA ENAMIC® 78

CONCLUSION

INDEX ET TABLE DES ILLUSTRATIONS

INTRODUCTION

La CFAO, Conception Fabrication Assistée par Ordinateur, est apparue à la fin des années 70 en Odontologie et n'a cessé d'évoluer et de se perfectionner.

Un grand nombre de nouvelles céramiques usinées sont aujourd'hui commercialisées : il s'agit des céramiques hybrides alliant les avantages des composites et des céramiques. Pour chacune d'elles, la mise en place d'un protocole d'adhésion est bien définie : il repose sur les grands principes d'adhésion des céramiques traditionnelles aux tissus dentaires minéralisés.

La première partie de cette thèse proposera une revue de littérature sur les céramiques dentaires usinées par CFAO actuellement commercialisées. Les derniers matériaux apparus sur le marché encore appelés « hybrides » seront particulièrement détaillés.
Une deuxième partie traitera la question de l'assemblage des pièces prothétiques aux tissus dentaires par scellement ou par collage avec la gestion des différentes interfaces.
Pour finir, nous développerons un temps par temps opératoire justifié des différentes étapes d'assemblage de l'Enamic®, céramique hybride, avec un polymère de collage.

1. LES CERAMIQUES DENTAIRES UTILISEES EN CFAO

1.1. La CFAO

1.1.1. Définition CFAO

La conception et fabrication assistée par ordinateur appelée communément CFAO (ou bien CAD/CAM pour Computer Aided-Design/Computer Aided-Manufactured) consiste à remplacer les étapes classiques de conception d'une prothèse (empreinte, coulée des modèles, préparation du die, montage de la céramique, maquillage, cuisson, glaçage) par une empreinte optique et un traitement numérique des informations permettant d'obtenir la pièce prothétique en un temps réduit (Lazarides et Escure 2010).

La CFAO peut être divisée en 2 entités distinctes mais complémentaires (Figure 1) :

- La C.A.O : Conception Assistée par Ordinateur qui « transforme un élément en données exploitables par l'ordinateur » (Landwerlin 2011). Cela nécessite la prise d'une empreinte optique soit par une caméra, soit par un scanner intra-oral permettant la numérisation en 3D de l'information recueillie en bouche. Cette image sera ensuite transformée en données numériques et transmise à un ordinateur qui permet de reconstituer à l'écran un modèle de travail virtuel (Duret 1986).
- La F.A.O : Fabrication Assistée par Ordinateur qui consiste à créer grâce au traitement des données obtenues par la CAO une version numérique de la future prothèse. Ensuite un usinage virtuel ou une impression 3D à l'aide ou non d'un faisceau laser est réalisé pour aboutir à la création de la prothèse définitive (Abduo et al. 2014).

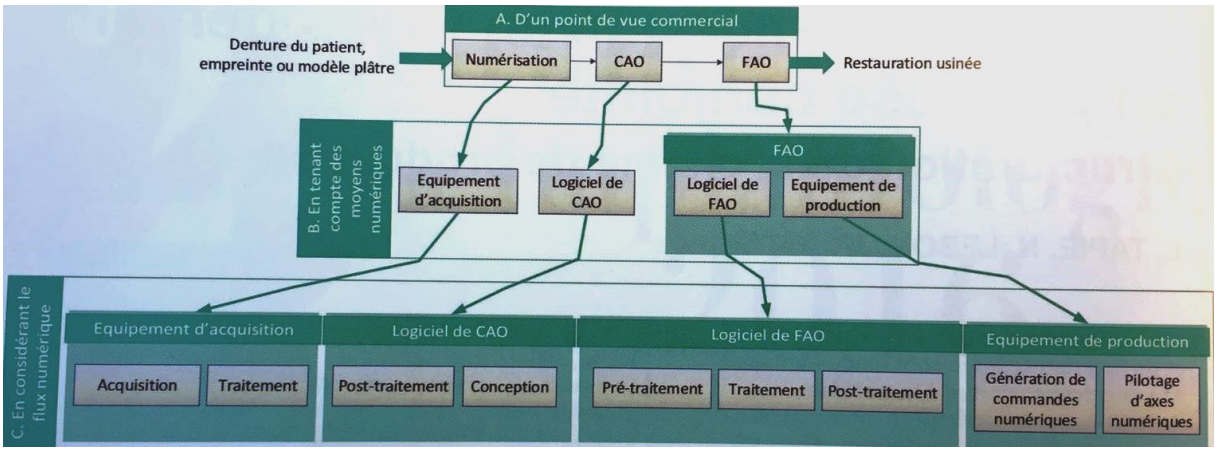


Figure 1 - Structure de la chaine numérique (Tapie L et al. 2015a)

1.1.2. Historique

La CFAO en Dentisterie a vu le jour dans les années 1970. C'est le Dr François Duret qui a été le premier à imaginer en 1971 l'association entre l'optique tridimensionnelle, la conception par ordinateur et la fabrication des couronnes à l'aide d'une machine-outil à commande numérique (Duret 1986). Il entreprend alors sur ce sujet la réalisation de sa thèse de Docteur en Chirurgie-Dentaire qu'il soutiendra en 1973.

En 1983 lors des Entretiens de Garancière François Duret présente ses travaux et le premier prototype d'un système de CFAO dentaire (Davidowitz et Kotick 2011) ainsi que le prototype de la pince optique disposant de 4 fibres optiques : 2 pour la caméra d'enregistrement et 2 pour le laser (Figure 2) (Landwerlin 2011).

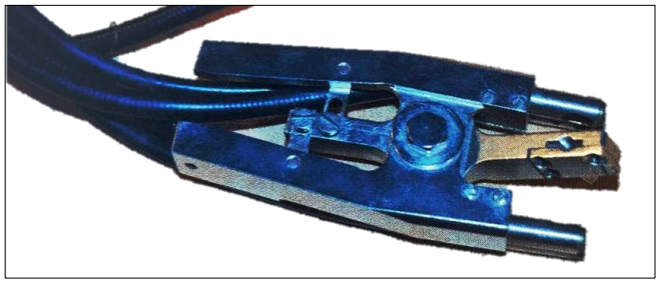


Figure 2 - Prototype de la pince optique de DURET (Landwerlin 2011)

En 1985, il fait une démonstration de son système au congrès de l'Association Dentaire Française (ADF) en réalisant une couronne postérieure en moins d'une heure (Davidowitz et Kotick 2011).

Dans les années 80 le Dr Moermann va développer le système « CEREC » pour permettre la réalisation d'inlays et de couronnes en cabinet dentaire, et le docteur Andersson le système « PROCERA » (Miyazaki et al. 2009).

Le Cerec 1 est commercialisé en Europe en 1988 et va permettre la réalisation d'inlays. Contrairement aux systèmes de Duret et du Cerec qui ont choisi la prise en bouche par caméra 3D et l'usinage par fraisage, le docteur Andersson a choisi la solution du micro palpage de modèle et l'usinage par électro érosion. Ce choix est essentiellement dicté par le matériau utilisé : le titane, l'objectif étant d'associer le Procera aux implants dentaires (Duret F et al. 2007).

Ainsi dès 1992, la CFAO fait son entrée dans l'implantologie et en 1993 apparait le 1er journal spécialisé en CFAO dentaire : « International of Computerized Dentistry » (Bartala et Duret 2014).

A partir des années 95 et surtout 2000 de nombreux autres systèmes voient le jour améliorant la rapidité et la précision de scannage et d'usinage. Les systèmes ouverts sont également apparus (compatibilité entre des marques différentes).

1.1.3. Etapes de la CFAO

La préparation de la ou des dents est une étape incontournable. Cette préparation repose sur les grands principes de préparation périphérique en prothèse conjointe. Des impératifs propres à la CFAO sont cependant nécessaires pour une lecture correcte (Lazarides et Escure 2010) (Landwerlin 2011):

- dépouille de 10° ;
- la limite cervicale doit avoir une forme de congé large ou d'épaulement à angle interne arrondi ;
- les limites de préparations doivent être visibles ;
- réductions homothétiques

La CFAO peut ensuite être séparée en 3 grandes étapes (Figure 3) :

- **numérisation**
- **conception**
- **fabrication**

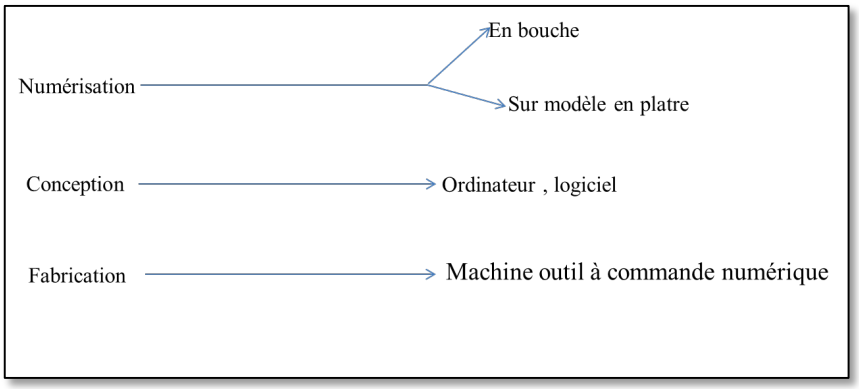


Figure 3 - Les trois étapes de la CFAO d'après « L'empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire » (Landwerlin 2011)

1.1.3.1. La numérisation

Elle se fait par scannage. Un dispositif intra-buccal (caméra ou sonde) (Figure 4) analyse les dents selon les trois axes de l'espace (Duret 1986). Cela permet de transformer les données physiques en données numériques exploitables. La numérisation peut également se faire sur un modèle en plâtre réalisé après empreinte traditionnelle, par un scanner extra-oral (Figure 5).

Figure 4 - Dispositifs intra-buccaux (Medicalexpo)

Figure 5 - Scanner extra-oral (Sirona)

1.1.3.2. La conception (CAO)

Elle se fait grâce à un logiciel qui traite les données obtenues par la caméra optique. Après le scannage, le logiciel peut retoucher automatiquement la limite cervicale et modifier certains paramètres (extrados, intrados …) (Figure 6) avant l'étape d'usinage (Bartala et Duret 2014). Le logiciel de création a pour fonction première de générer la future prothèse (Duret 1986).

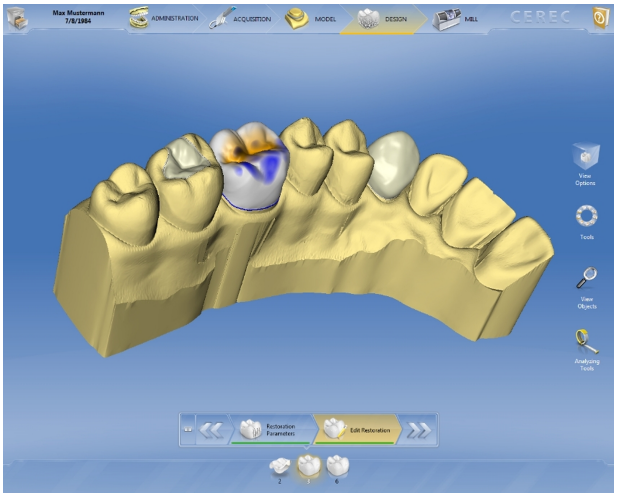


Figure 6 - Exemple d'une interface de logiciel de CAO (Sirona)

1.1.3.3. La fabrication (FAO)

Une machine-outil à commande numérique (Figure 7) fabrique la pièce prothétique à partir des informations obtenues par le logiciel. La fabrication se base sur le choix du matériau à usiner et sur la spécification de la ou des fraises d'usinage (Tapie L et al. 2015b).

Figure 7 - Exemple de machine d'usinage (CS 3000)

1.1.3.4. Concepts de production

En fonction de la localisation de l'unité de production, 3 concepts de production existent :

- **CFAO directe**
- **CFAO semi-directe**
- **CFAO indirecte**

1.1.3.4.1. La CFAO directe

L'unité de production se trouve au sein du cabinet dentaire.

Toutes les étapes de CFAO se font donc au cabinet dentaire, en général en une seule séance (Bartala et Duret 2014).

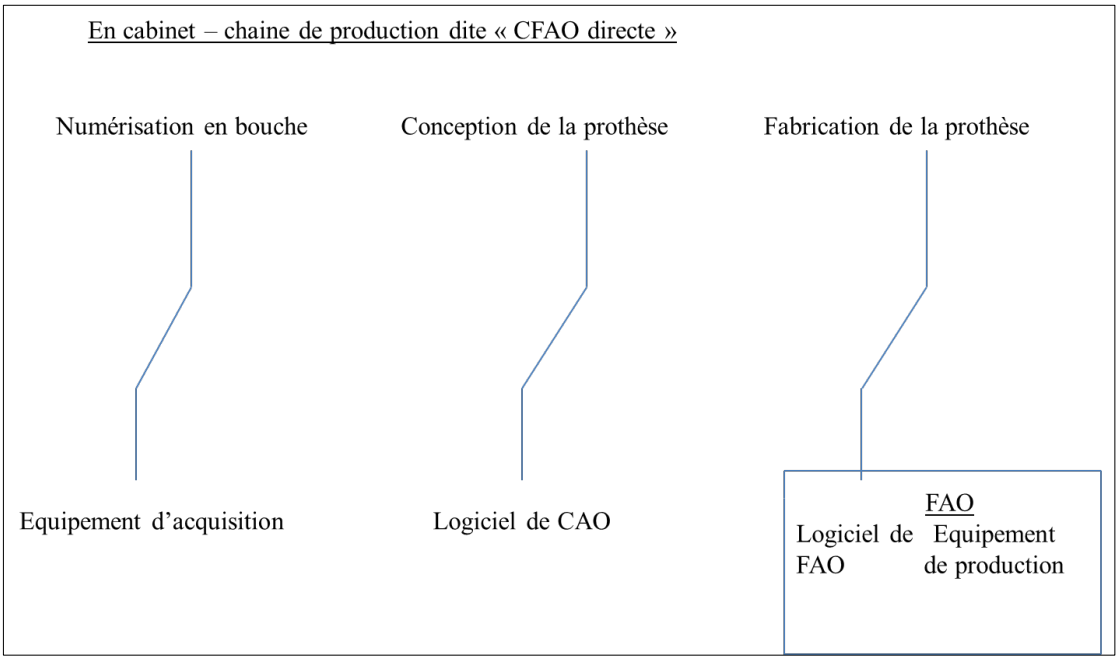


Figure 8 - Chaine de production directe d'après « La chaine numérique en CFAO dentaire en prothèse conjointe : Structuration de la chaine de production » (Tapie L et al. 2015a)

1.1.3.4.2. La CFAO semi-directe

La récupération et la numérisation de l'information se fait en bouche à l'aide d'une caméra intra-buccale mais la partie CAO et FAO est effectuée par le laboratoire de prothèse qui aura reçu au préalable les modèles virtuels par internet (Bartala et Duret 2014).

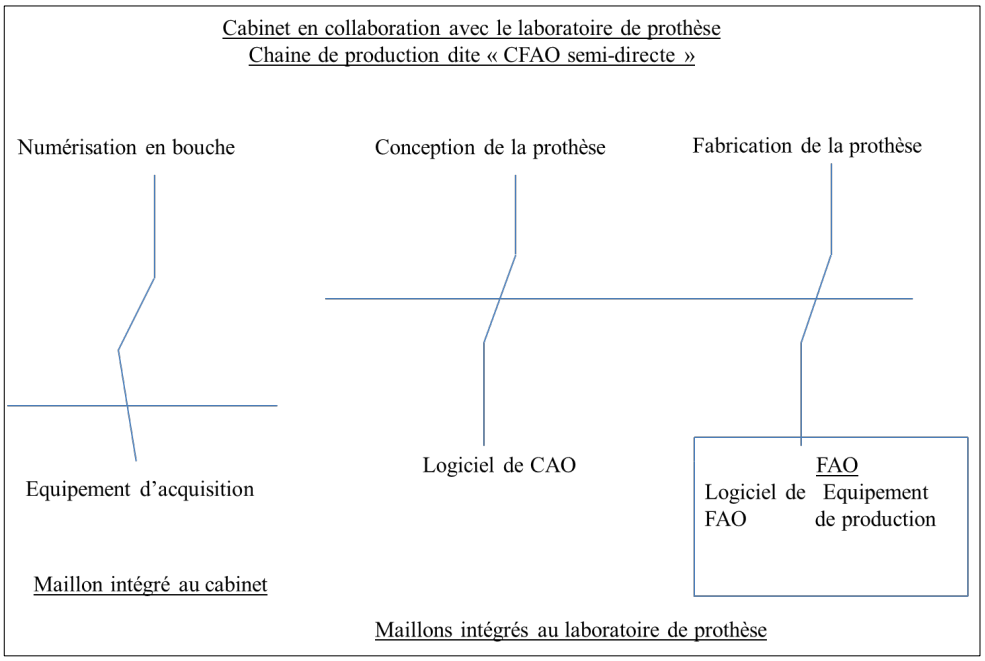


Figure 9 - Chaine de production semi-directe d'après « Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe : Structuration et manipulation des données numériques » (Tapie L et al. 2015b)

1.1.3.4.3. La CFAO indirecte

Une empreinte conventionnelle est réalisée au fauteuil. Elle est ensuite envoyée au laboratoire de prothèse qui la numérisera et exploitera la chaine de CFAO décrite précédemment.

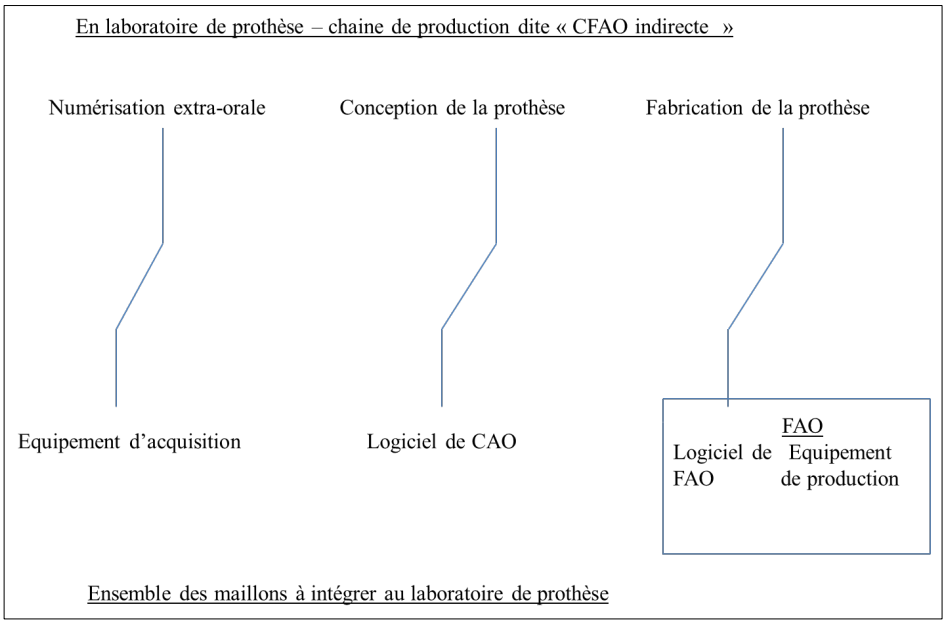


Figure 10 - Chaine de production indirecte d'après « Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe : Structuration et manipulation des données numériques » (Tapie L et al. 2015b)

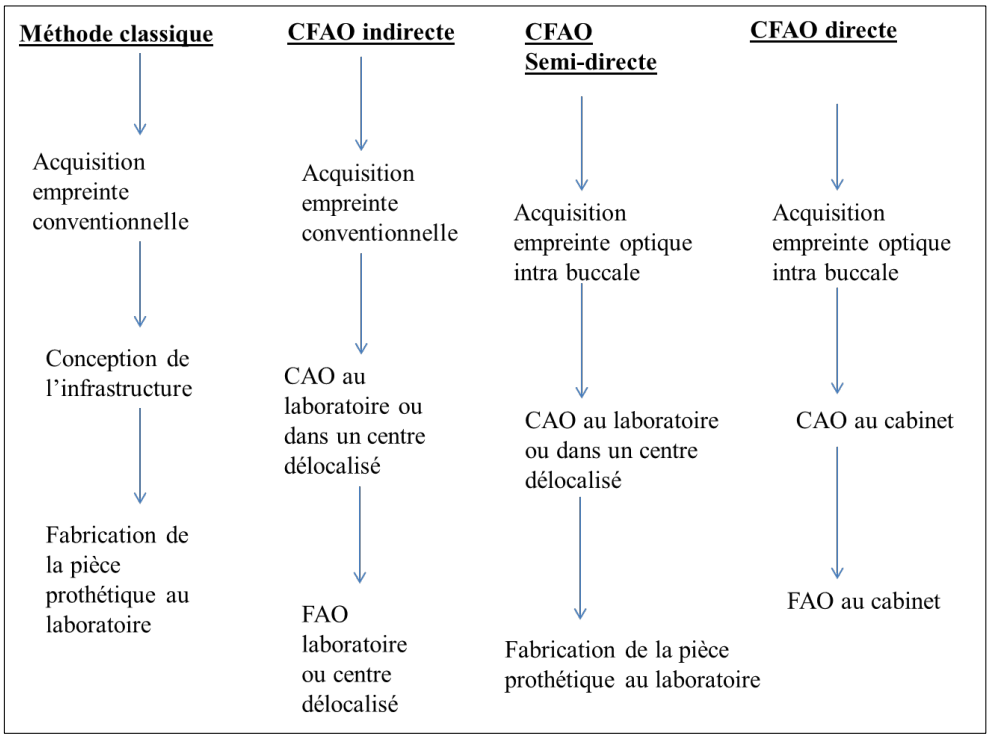


Figure 11 - Les différentes méthodes de CFAO d'après « La CFAO appliquée » (Bartala et Duret 2014)

1.1.4. Critères de choix des systèmes de CFAO

- **Le poudrage** : certains dispositifs (Apollo DI (Sirona), CEREC BlueCam (Sirona), DWIO (Dental Wings), MIA3D (Densys 3D) et True Définition Scanner (3M Espe)) nécessitent de poudrer (poudre de dioxyde de titane) les surfaces bucco-dentaires avant de les enregistrer pour limiter les reflets et permettre une bonne lecture des volumes. Les systèmes sans poudrage, plus simple d'utilisation et évitant un temps opératoire supplémentaire nécessitent néanmoins un séchage soigneux des surfaces à enregistrer. La majorité des systèmes proposés aujourd'hui s'utilisent sans poudre (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).
- **Le mode d'enregistrement** : soit image par image (cliché par cliché, se rapproche de la photographie) soit numérisation « à la volée » ou continue (plus facile à utiliser, se rapproche de la vidéo) (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).
- **Modèle en couleur ou monochrome** : tous les systèmes avec poudrage proposent un modèle virtuel monochrome. La couleur prédomine dans majorité des systèmes proposés aujourd'hui (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

- **L'ergonomie de l'unité d'acquisition** : soit une simple caméra parfois intégrable dans l'unit qui communique avec un ordinateur externe (par le biais d'une interface USB ou Ethernet), soit un module à mettre sur le plan de travail qui comprend la caméra et le système informatique ou soit un « cart » autonome avec roulette qui comprend la caméra et le système informatique (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

1.1.5. Les principaux systèmes de CFAO

En 2014, il existait six systèmes de CFAO disponibles sur le marché français. Un an plus tard ils étaient au nombre de neuf (Descamp et al. 2016).

1.1.5.1. Le système **CEREC** (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic)

Plusieurs versions se sont succédées au fil des années (Figure 12). Introduit en 1987, ce système a été le 1er à combiner un scannage numérique avec une unité de fraisage (Davidowitz et Kotick 2011).

Actuellement le système CEREC est le leader sur le marché de la CFAO. La version « CEREC 4.0 » est proposée depuis 2011 et la version 4.4 est actuellement utilisé (Descamp et al. 2016).

Année	Matériel	Capacité du logiciel	Type de restoration	Développeurs
1980	Concept basique	2D	Inlays	Mormann
1985	CEREC 1	2D	1er inlays au fauteuil	Mormann et Brandestini
1988	CEREC 1	2D	Inlays (1) , onlays (2), facettes (3)	Mormann et Brandestini
1994	CEREC 2	2D	1-3 , partielle (4) et couronnes entières (5) coping (6)	Siemens
2000	CEREC 3 et inlab	2D	1-6 , bridge à 3 unités	Sirona
2003	CEREC 3 et inlab	3D	1-6 , bridge à 3 et 4 unités	Sirona
2005	CEREC 3 et inlab	3D	1-6 ,ajustement virtuel occlusal automatique	Sirona

Figure 12 - L'évolution du système CEREC (Mörmann 2006)

Il existe deux caméras dans le système CEREC (Descamp et al. 2016) :

- l'Omnicam dont l'enregistrement se fait de manière continue, le poudrage n'est pas nécessaire.
- la bluecam dont l'enregistrement se fait image par image, un poudrage est nécessaire.

Ce système permet de scanner en bouche la préparation ainsi que les relations inter-arcades puis on réalise la phase de CAO et de FAO (Santos et al. 2013). Il peut être utilisé en CFAO directe ou semi-directe.

Le système CEREC est utilisé essentiellement pour les inlays/onlays, facettes et couronnes unitaires et depuis 2015 il s'utilise en orthodontie.

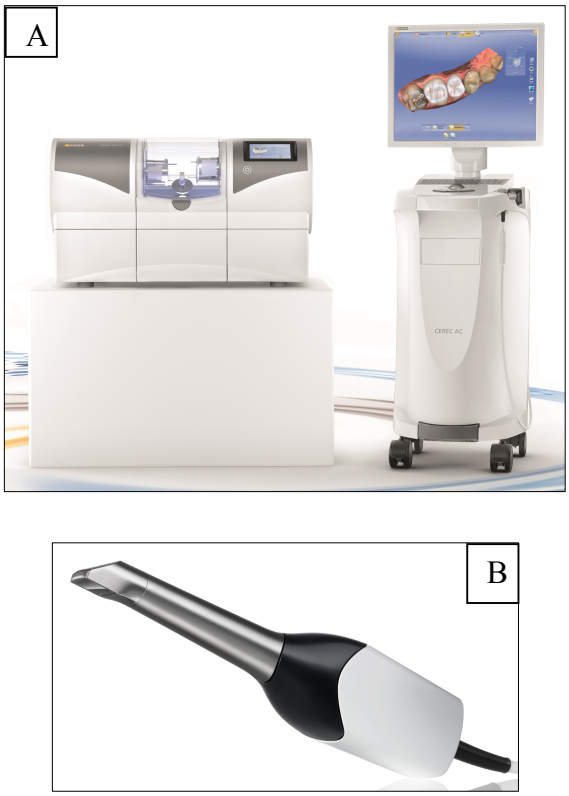


Figure 13 – A et B Composants du système CEREC (Sirona)

1.1.5.2. Le système **True Definition Scanner** (TDS) de 3M-ESPE

Ce système succède au système Lava C.O.S commercialisé en France depuis 2009.

Le poste d'acquisition est constitué d'un cart à roulettes supportant un écran tactile et la caméra (Figure 14) (Descamp et al. 2016).

A la différence des systèmes, où l'on saisit les images, cliché après cliché, l'empreinte optique se fait en vidéo. On filme en continu, et en 3D les dents et les préparations (Landwerlin 2011). Un poudrage est nécessaire avant la prise.

La société 3M ne propose pas de machine outil de CFAO directe mais le TDS peut être connecté avec d'autres usineuses chairside (Descamp et al. 2016).

Figure 14 - Le système TDS (3M ESPE)

Le système TDS permet de réaliser en plus des éléments de prothèse fixée classique, de la prothèse sur implant et de l'orthodontie (Invisilign ®) (Descamp et al. 2016).

1.1.5.3. Le système **TRIOS®** de 3Shape

Commercialisé en France depuis septembre 2012, la version 3 est disponible depuis août 2015 (Descamp et al. 2016).

Dans ce système, la caméra est connectée soit à un cart à roulettes supportant un écran tactile, ou soit directement à un ordinateur personnel permettant de poser la caméra sur le plan de travail (Figure 15) (Descamp et al. 2016).

Figure 15 - Le système TRIOS ® (Taneva et al. 2015)

L'enregistrement se fait de manière continue, sans poudrage préalable (Chouraqui JF et Moussaly C 2015). Ce système est utilisé en dentisterie restauratrice et prothétique (inlay-cores inclus), en implantologie (permet la réalisation de guides chirurgicaux) et en orthodontie (fabrication de dispositifs thérapeutiques) (Descamp et al. 2016).

1.1.5.4. Le système **ITERO® Element** d'Align Technology

Ce système américain est apparu sur le marché français en 2010.

La version 3 disponible depuis mars 2015 est proposée en version cart à roulettes avec écran tactile ou en version fixe destinée à être posée sur le plan de travail du cabinet (Figure 16) (Descamp et al. 2016).

Figure 16 - Le système ITERO ®Element (Align Technology)

L'enregistrement se fait de manière continue et le poudrage n'est pas nécessaire. Ce système est réservé à la pratique de la dentisterie restauratrice et prothétique (Landwerlin 2011).

1.1.5.5. Le système **CS 3500** de Carestream

Ce système est apparu sur le marché en 2013 (Descamp et al. 2016).

La caméra se connecte à n'importe quel ordinateur sur un port USB configuré (Figure 17). Il n'y a donc pas de borne d'acquisition dans le cabinet dentaire. L'acquisition se fait image par image et ne nécessite pas de poudrage préalable (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

Figure 17 - Le système CS 3500 (Carestream)

Ce système peut être utilisé en CFAO directe ou semi-directe et s'est orienté depuis mars 2015 vers la prothèse sur implant (guide chirurgicaux, prothèse sur implant) et l'orthodontie (enregistrement d'arcades complètes) (Descamp et al. 2016).

1.1.5.6. Le système **Zfx** de Zimmer Biotech

Ce système est disponible sur le marché français depuis 2013 (Descamp et al. 2016).

La caméra se relie à un ordinateur PC directement par port USB (Figure 18). L'acquisition se fait image par image et ne nécessite pas de poudrage préalable (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

Figure 18 - Le système Zfx (Zimmer Biotech)

Ce système est utilisé en CFAO semi-directe et son application est réservée en dentisterie restauratrice et prothétique (sauf inlay-cores) et en prothèse sur implant (Descamp et al. 2016).

1.1.5.7. Le système **PlanScan®** de Planmeca

Ce système a été commercialisé en 2014, suite à la reprise du système E4D de D4D Technology déjà présent aux Etats-Unis (Descamp et al. 2016).

La caméra se connecte à un ordinateur par port USB (Figure 19). L'acquisition se fait de manière continue et sans poudrage préalable (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

Figure 19 - Le système PlanScan (Planmeca)

Ce système est réservé à la pratique de la dentisterie restauratrice et prothétique, la prothèse sur implant (cependant pas de possibilité de réalisation de guide chirurgical) et l'orthodontie (Descamp et al. 2016).

1.1.5.8. Le système **DWIO** de Dental Wings

Ce système de CFAO est apparu sur le marché français en 2015 (Descamp et al. 2016).

Ce système est composé d'une borne d'acquisition supportant la caméra et un écran (Figure 20). L'acquisition se fait de manière continue et le poudrage préalable est nécessaire (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

Figure 20 - Le système DWIO (Dental Wings)

L'originalité de ce système réside dans sa commande à distance qui peut être soit vocale soit guidée par geste devant un capteur (Descamp et al. 2016).

Ce système est réservé à la pratique de la dentisterie restauratrice et prothétique (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

1.1.5.9. Le système **Condor** de MFI

Ce système est apparu sur le marché en 2015 et est mis au point par François Duret lui-même (Descamp et al. 2016).

La caméra Condor (considérée comme la plus petite et la plus légère du marché) se caractérise par la présence de deux caméras à son extrémité lui permettant d'être à la fois un instrument de visualisation et un scanner d'empreinte optique (Querbes et al. 2015). L'empreinte optique est également facilitée grâce à un système de rail de guidage permettant de positionner la caméra à bonne distance par rapport aux dents (Figure 21) (Querbes et al. 2015).

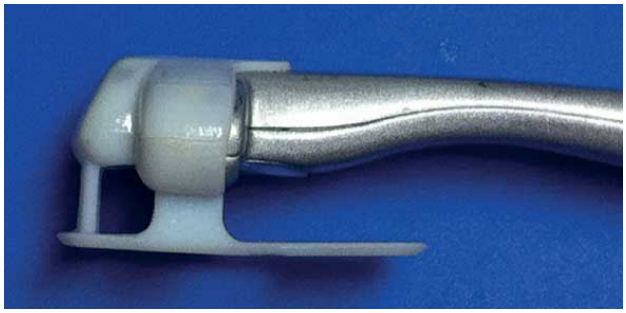


Figure 21 - Rail de guidage de la caméra Condor (Landwerlin O)

Cette caméra est reliée à un ordinateur par port USB. L'acquisition se fait de manière continue et le poudrage n'est pas nécessaire (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

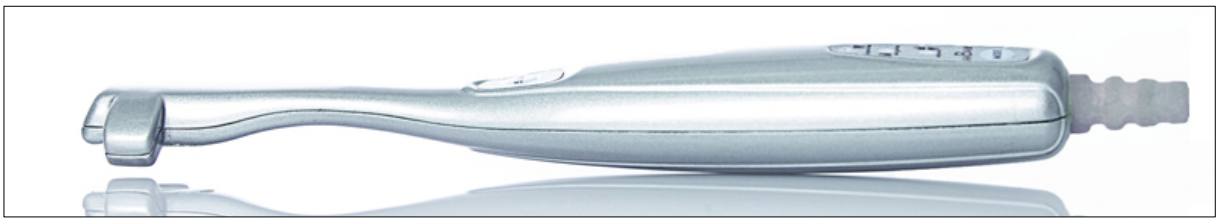


Figure 22 - Le système Condor (MFI)

Ce système est réservé à la pratique de la dentisterie restauratrice et prothétique (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

1.1.5.10. Tableau récapitulatif des systèmes de CFAO sur le marché

Système	Poudrage	Acquisition	Image	Module de prise d'empreinte	Inlay cores	Implants	Possibilité CFAO directe
3M-ESPE: True Definition Scanner	Oui	A la volée	Monochrome	Unité mobile à roulettes	Non	Oui	GACD-Lyra
3shape:Trios 3	Non	A la volée	Couleur	Unité mobile à roulettes/au fauteuil /module USB	Oui	Oui	GACD-Lyra
Carestream: CS 3500	Non	Image par image	Couleur	Module USB	Non	Oui	CS 3000
Align technology: iTero Element	Non	A la volée	Couleur	Unité autonome portative	Non	Oui	Non
Dental Wings:DWIO	Oui	A la volée	Monochrome	Unité mobile à roulettes	Non	Non renseigné	DWLM
Sirona -Bluecam -Omnicam	Oui Non	Image par image A la volée	Monochrome couleur	Unité mobile à roulettes	Non	Oui	CEREC MC CEREC MCX
MFI:Condor	Non	A la volée	Couleur	Module USB/au fauteuil	Non	Non	Non
Planmeca: Planscan	Non	A la volée	Monochrome	Module USB/au fauteuil	Non	Non	Planmill 40,50
Zimmer biotech ZFX	Non	Image par image	Monochrome	Module USB/au fauteuil	Non	Oui	Non

Figure 23 - Tableau récapitulatif des principales caractéristiques des systèmes de CFAO présent sur le marché (Descamp et al. 2016) (Chouraqui JF et Moussaly C 2015).

1.1.6. Evolution de la CFAO

La technologie de la CFAO ne cesse de progresser. Au fil des années, chaque système évolue et de nouvelles fonctionnalités apparaissent permettant une précision encore plus performante.

Le smile Design : la conception du sourire va permettre la restauration des dentures antérieures en tenant compte de la bouche et du visage du patient (Figure 24) (Bartala et Duret 2014).

Figure 24 - Le smile Design (3D)

L'articulateur virtuel : il représente une 1ère ébauche dans la prise en compte de la physiologie masticatoire fonctionnelle du patient pour établir des surfaces occlusales adaptées dynamiquement et non plus seulement en occlusion statique (Figure 25) (Bartala et Duret 2014).

Figure 25 - L'articulateur virtuel (3D)

L'amélioration de l'ergonomie : elle est permise par la disparition des machines volumineuses et l'apparition d'une connectique directe de la caméra 3D sur port USB (Landwerlin 2011).

L'holographie conoscopique pour la numérisation des reconstitutions coronoradiculaires : l'holographie conoscopique est une nouvelle technique de numérisation utilisée en CFAO dentaire, l'intérêt principal est qu'un unique faisceau (aller-retour) est nécessaire pour effectuer la mesure, notamment celle de la profondeur (Figure 26) (Landwerlin 2011).

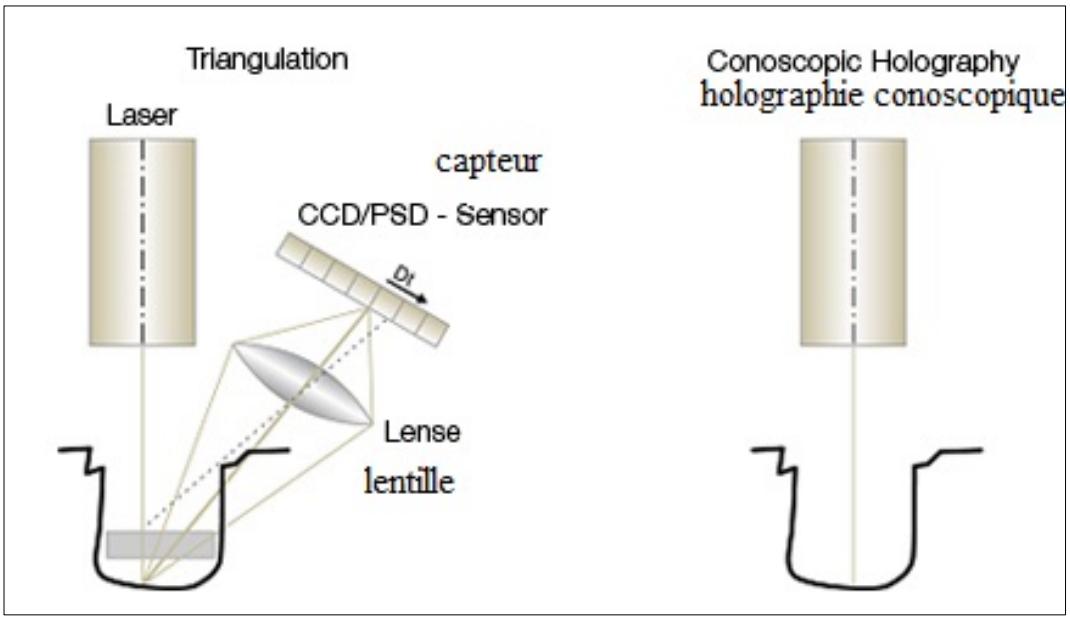


Figure 26 – L'holographie conoscopique (Nobel Biocare)

1.2. Les céramiques dentaires

1.2.1. Définition

Le mot céramique provient de « keramos », terme grec signifiant argile. Avant que ce terme ne soit utilisé pour l'art dentaire en 1774 par Alexis Duchateau, il a d'abord désigné des poteries composées d'émail puis toute la porcelaine et d'autres matériaux essentiellement constitués de silicates qui représentent les céramiques traditionnelles.

Peut être considéré comme céramique « tout matériau inorganique, fragile et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique » (Poujade JM et al. 2008).

Les céramiques dentaires sont composées d'une **structure vitreuse** (matrice de verre désordonnée) renforcée par plusieurs **phases cristallines** (ordonnées, qui vont permettre d'augmenter la résistance des céramiques par rapport aux verres) (Figure 27).

En 1995, Michel Degrange et Michael Sadoun en donnent la définition suivante : « une céramique est un matériau composé d'oxydes, mis en forme à partir d'une poudre dont la consolidation fait appel à un frittage en phase liquide » (Sadoun et Degrange 1986).

Selon Richard Ogolnik et Bernard Picard une céramique est « un matériau composé d'oxydes, dont la mise en forme et la consolidation font appel à un traitement thermique à haute température et dont la microstructure est biphasée » (Ogolnik et Picard 1982).

Ces matériaux restent cependant rigides. De nouvelles céramiques contenant plus de cristaux ont alors été élaborées pour pallier cette rigidité (Poujade JM et al. 2008) (Sadoun et Degrange 1986). Cependant, elles sont aussi plus opaques et doivent ensuite être recouvertes de céramique cosmétique.

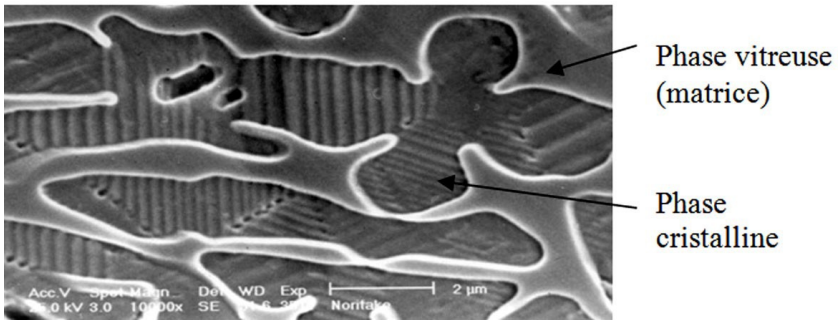


Figure 27 - Microphotographie en Microscope électronique à balayage (MEB) d'une céramique (Dejou J 2009)

1.2.2. Classification des céramiques dentaires (Sadoun et Ferrari, 1995)

Il existe un grand nombre de céramiques qui trouvent leur place en Odontologie. Celles-ci peuvent être classées en fonction de leur température de fusion (classification qui n'est plus utilisée), leur nature chimique, leur microstructure et leur procédé de mise en forme (Giordano et McLaren 2010).

1.2.2.1. Classification selon la nature chimique

On distingue principalement quatre types de matériaux : les céramiques feldspathiques, les vitrocéramiques, les céramiques alumineuses et les céramiques à base d'oxyde de zirconium.

- **Les céramiques feldspathiques**

Ce sont des céramiques traditionnelles qui sont généralement utilisées pour l'émaillage d'infrastructures métalliques (Sadoun M et Ferrari J 1995). Pour augmenter leur résistance mécanique, de nouvelles céramiques feldspathiques à haute teneur en cristaux de leucite sont apparues sur le marché (Figure 28). Les leucites s'opposent à la propagation des fissures. Leur coefficient de dilatation thermique est augmenté ce qui permet leur utilisation pour la confection de restaurations entièrement céramiques.

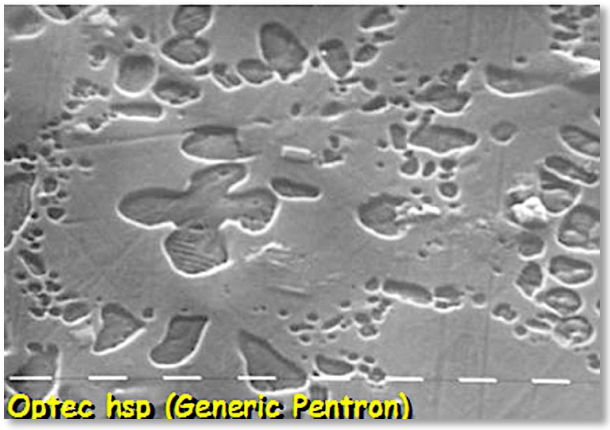


Figure 28 - Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'un échantillon de céramique feldspathique à haute teneur en leucite (Dejou J 2009)

- **Les vitrocéramiques**

Les vitrocéramiques sont des « matériaux mis en forme à l'état de verres, qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire contrôlé et partiel » (Sadoun M et Ferrari J 1995). La première application des vitrocéramiques en Dentisterie sera proposée en 1968 par MacCulloch (MacCulloch 1968).

Deux procédés de vitrocéramiques ont été développés :

- Dicor® : Développé par Adair et Grossman en 1977, ce matériau est à base de mica tétrafluororsilicate.
- Cerapearl® : Mis au point par Hobo et Iwata en 1985, ce matériau est à base d'apatite.

Avec ces deux matériaux, la céramisation va s'accompagner d'une modification structurale. C'est une structure biphasée avec une dispersion de cristaux dans la phase vitreuse. D'un verre optiquement transparent à l'origine, on passe à une vitrocéramique translucide qui est ensuite colorée par émaillage de surface.

Il existe aujourd'hui deux grandes familles de vitrocéramique : celle dont la phase cristalline majoritaire est la leucite (ex : Empress I®) et celle dont la phase majoritaire est le disilicate de lithium (ex : Empress II®, (Figure 29))

Figure 29 - Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'un échantillon de vitrocéramique Empress 2 (Dejou J 2009)

- **Les céramiques alumineuses**

MacLean et Hugues proposent en 1965 d'améliorer les propriétés mécaniques de la céramique dentaire en y incorporant de l'alumine.

Leur première céramique contient 40 % d'alumine en poids. Cette céramique alumineuse sert d'infrastructure pour la réalisation de couronnes jacket (McLean et Hughes 1965).

Ensuite des céramiques avec 65 % d'alumine permettant de fabriquer des prothèses toutes céramiques ont été développées (ex : **Cerestore®).**

En 1985, Michel Sadoun développe une céramique composée de 85 % d'alumine (**In-Ceram**). Elle contient une phase vitreuse dans une matrice cristalline préalablement frittée (Sadoun M et Ferrari J 1995). Cette céramique peut être infiltrée par de l'alumine (**in-Ceram alumina®**, (Figure 30)), par de la zircone (**In-Ceram zirconia®**, plus résistante mais plus opaque) ou par du magnésium (**In-Ceram spinelle®**, plus translucide et moins résistante).

L'apparition de la CFAO sur le marché dentaire a permis le développement de céramique composée de 98 % d'alumine permettant l'amélioration toujours plus importante des propriétés mécaniques de la céramique au détriment des propriétés esthétiques. Cette céramique sans phase vitreuse sert de céramique d'infrastructure (ex : **Procera®**).

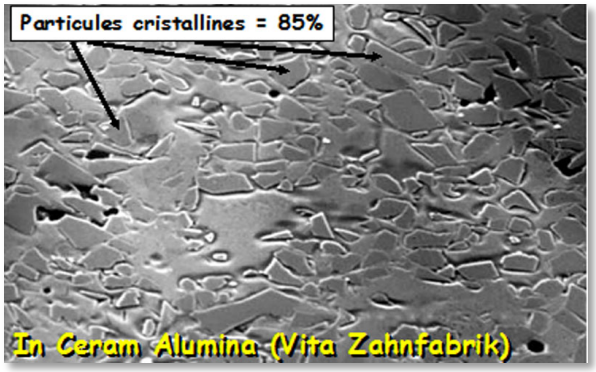
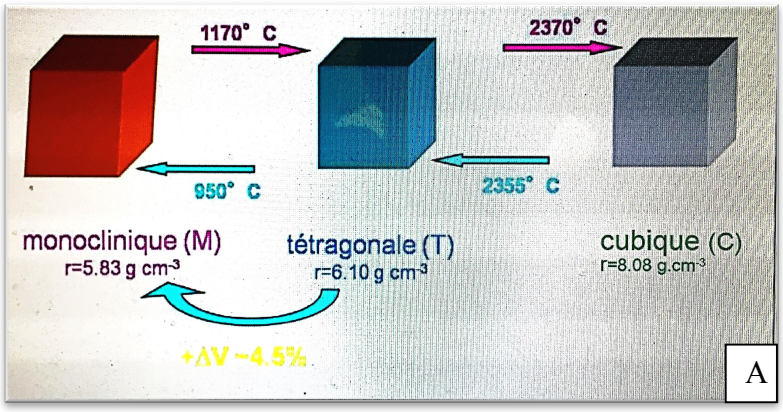


Figure 30 - Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'un échantillon de céramique alumineuse à haute teneur en particules cristallines et verre infiltré (Dejou J 2009)

- **Les céramiques à base de zircone**

Elles sont constituées d'oxyde de zirconium stabilisées dans 3 % d'oxyde d'Ytrium. Selon sa température, la zircone possède trois formes : monoclinique, tétragonale et cubique. Jusqu'à 1170°, le matériau est stable : c'est la phase monoclinique. Au-dessus de cette température, la

zircone s'organise en phase tétragonale puis cubique à partir de 2370° (Figure 31) (Piconi et Maccauro 1999). Les propriétés mécaniques de la zircone changent en fonction de sa forme : la forme tétragonale possède des meilleures propriétés mécaniques que les formes cubique et monoclinique.



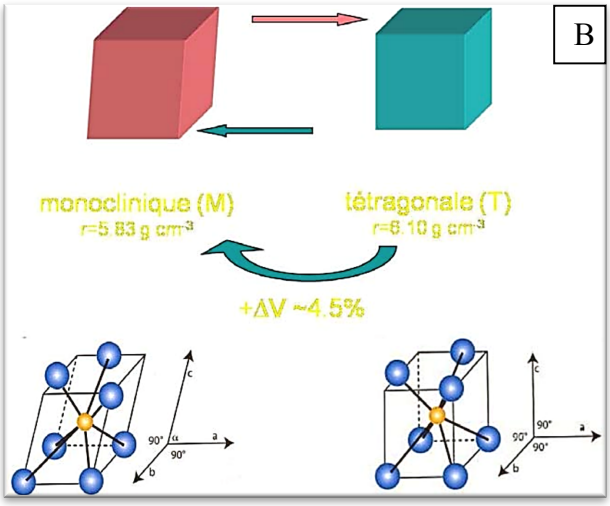


Figure 31 - A et B - Représentation schématique des trois phases de la zircone (Pradines C 2010)

Lors de son refroidissement, le phénomène s'inverse : de la phase quadratique en passant sous les 950°C, la zircone retrouve sa phase monoclinique et perd ses importantes propriétés mécaniques. On observe également une augmentation de volume de l'ordre de 3 % à 5 % (Pradines C 2010).

Ce matériau présente une forte résistance à la propagation des fissures. L'incorporation d'oxyde de zirconium a permis d'obtenir un matériau avec une très forte résistance mécanique qui permet la réalisation de restaurations prothétiques unitaires et plurales en tout céramique

(Figure 32). En raison de leur opacité, elles sont utilisées comme céramiques d'infrastructures à la place de l'armature métallique des couronnes céramo-céramiques (Piconi et Maccauro 1999).

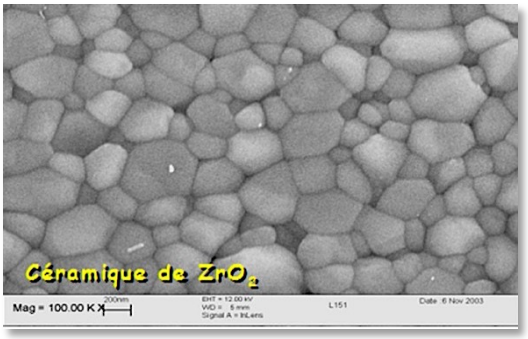


Figure 32 - Microphotographie d'un échantillon de céramique cristalline à base de zircone partiellement stabilisée (MEB) (Dejou J 2009)

1.2.2.2. Classification selon la microstructure

Les propriétés mécaniques et optiques des céramiques dentaires dépendent de leur microstructure. Celle-ci est généralement constituée d'une phase vitreuse et cristalline. Plus la proportion de phase cristalline est importante, meilleures seront les propriétés mécaniques de la céramique (Sadoun M et Ferrari J 1995). Cependant, le collage est plus difficile car il est dépendant de la phase vitreuse de la céramique.

On distingue donc trois catégories de céramiques en fonction de leur microstructure :

- **Microstructure de type matrice vitreuse avec une phase cristalline dispersée** (Figure 33) : les céramiques feldspathiques contiennent une phase vitreuse composée de feldspath (mélange d'aluminosilicate, de sodium et de potassium) et une phase cristalline composée d'oxyde de silicium (quartz) de 55 à 78 %.

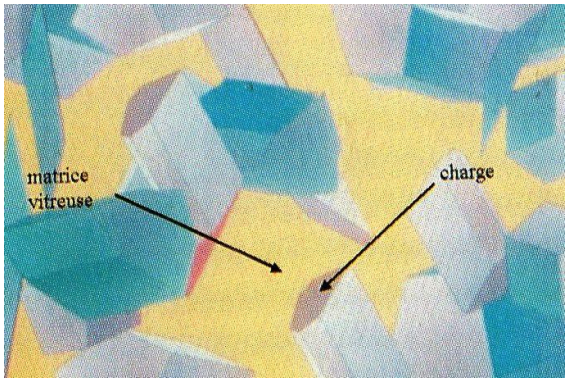


Figure 33 - Microstructure de type matrice vitreuse avec une phase cristalline dispersée (Laborde G et al. 2004)

- **Microstructure de type matrice cristalline avec une phase vitreuse infiltrée** (Figure 34) **:** seul le In-Ceram® appartient à cette catégorie. Les charges sont reliées entre elles pour empêcher la propagation de fissure dans la matrice. Leur composition varie en fonction de leur teneur en alumine et en quartz.

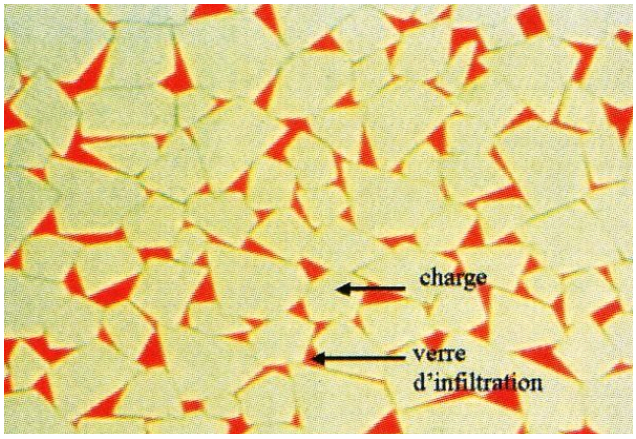


Figure 34 - Microstructure de type matrice cristalline avec une phase vitreuse infiltrée (Laborde G et al. 2004)

- **Microstructure polycristalline pure de haute densité et absence de phase vitreuse (**Figure 35**)** : la zircone appartient à cette catégorie (Giordano et McLaren 2010). La phase cristalline est composée de 100 % d'oxyde de zirconium dans le cas de la zircone et 100 % d'oxyde d'alumine dans le cas de Procera®**.**

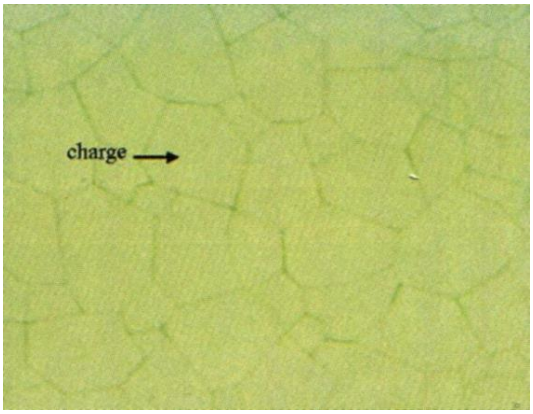


Figure 35 - Microstructure polycristalline pure de haute densité et absence de phase vitreuse (Laborde G et al. 2004)

1.2.2.3. Classification selon le procédé de mise en forme

Les céramiques sont classées en deux catégories selon qu'elles soient utilisées ou non avec une armature métallique, cette armature permettant un renfort mécanique et l'annulation de la rétraction de frittage de la céramique (Sadoun M et Ferrari J 1995).

- **Les céramiques utilisées avec armature métallique**

Cette armature peut être coulée en alliage précieux ou non précieux. C'est la technique la plus utilisée pour les céramiques feldspathiques conventionnelles. Elle peut également être réalisée par frittage ou par usinage avec des céramiques feldspathiques (Figure 36) (Sadoun M et Ferrari J 1995).

Procédé de mise en forme de l'infrastructure	Métal de l'infrastructure	Céramique utilisée
Coulée par cire perdue	-Alliage : Au , AuPd , NiCr , CrCo -Titane -Au basse température de coulée	-CCM feldspathique -Felds basse fusion titane -Felds basse fusion Au
Usinage	-Titane -Alliages classiques	-feldspathique basse fusion titane -CCM feldspathique
-Frittage	-Alliage Au ,Ag , Pd	-Feldspathique classique

Figure 36 - Céramique avec support métallique selon « la classification des céramiques dentaires » (Sadoun M et Ferrari J 1995)

- **Les céramiques utilisées sans armature métallique**

Pour s'affranchir des contraintes liées au procédé céramo-métallique (esthétique et corrosion), les recherches se sont orientées vers des matériaux permettant la réalisation de restaurations « tout céramique ». L'amélioration des propriétés mécaniques a particulièrement été recherchée (Sadoun M et Ferrari J 1995). On distingue cinq procédés de mise en forme des céramiques :

- cuisson sur revêtement ;
- injection par pression dans un moule à basse ou haute température ;
- coulée par le procédé de la cire perdue et vitrocéramisation ;
- céramiques usinées ;
- barbotine (suspension d'alumine dans de l'eau) + frittage + infiltration.

1.2.3. Les céramiques et la CFAO

Toutes les céramiques utilisées en prothèse conventionnelle sont accessibles par CFAO (Figure 37) (Marniquet et al. 2014). Les céramiques hybrides font également partie de la famille des céramiques.

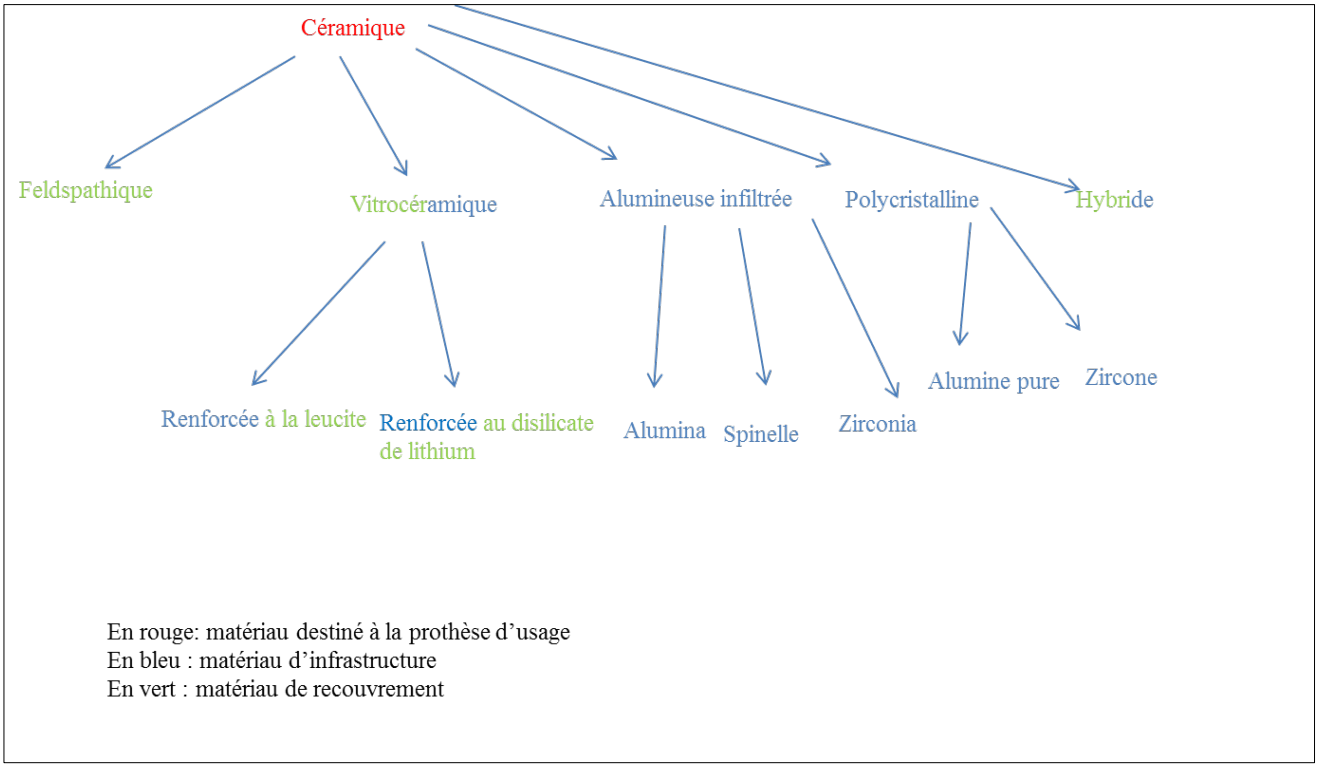


Figure 37 - Les céramiques utilisées en CFAO (Attal JP et al. 2007)

Famille de céramique		Composition	Nom commercial	Date de commercialisation	Utilisation	Type de conception	Points forts	Points faibles	Indications	Résistance à la flexion en MPa	Propriétés optiques	Mode d'assemblage
-Phase cristalline +matrice vitreuse -cristaux dispersés	Céramiques feldspathiques	Renforcées avec de la leucite	IPS Empress CAD Paradigm C Pro CAD Blocks	1998 2006 1998	Monobloc	CFAO directe ou CFAO indirecte	Esthétique Biocompabilité	Propriétés mécaniques	-Facette -Couronne antérieure -Inlays-Onlays	160	Très bonnes	collage
		Renforcée avec de l'albite	Vitabloc Mark II CEREC Blocs	1991 2007	Monobloc					70-100	Très bonnes	collage
	Vitrocéramiques	Renforcée avec du disilicate de lithium	IPS e.max Cad	2006	Monobloc Infrastructure		Esthétique Biocompabilité	Résistance mécanique(meilleure que feldspathique)	-Facette -Couronnes antérieures et postérieures -Inlays-Onlays -Petits bridges anterieurs -Cantilever 2 dents	400	Très bonnes	collage
Alumineuses infiltrées -matrice vitreuse infiltrée -Cristaux imbriqués		Alumine + spinelle AL_2O_3+$MgAl_2O_4$ + verre	In-Ceram Spinell	1993	Infrastructure	CFAO indirecte	Différentes teintes et différentes opacités disponibles Bonnes propriétés mécaniques pour Alumina et Zirconia	Propriétés mécaniques inférieures à celles des polycristallines pures	-Couronnes antérieures -Facette	350	Très bonnes	scellement
		Alumine Al_2O_3 + verre	In-Ceram Alumina	1993					-Couronnes antérieures et postèrieures -Bridge antérieur (3 éléments) -Bridge collée	450-600	bonnes	scellement
		Alumine + zircone Al_2O_3+ZrO_2+verre	In-Ceram Zirconia	1993					-Couronnes antérieures et postérieures -Bridge antérieur et postérieur (3 élements) -Pilier implantaire	700	Moyennes	scellement
Dense -Une phase polycristalline -Absence de matrice vitreuse		Alumine Pure Al_2O_3	Procera All Ceram InCoris Al	1993	Infrastructure	CFAO indirecte	Translucidité intermédiaire Bonnes propriétés mécaniques	Propriétés mécaniques plus faibles que la zircone	-facette sur dent dyschromé -couronnes antérieures et postérieures -Bridge antérieur (3 éléments) -Pilier implantaire	600	Moyennes	scellement
		Zircone Y-TZP (stabilisé en phase tétragonale avec 5% d'oxyde d'Yttrium) ZrO_2+Y_2O_3	InCoris ZI IPS e.maxZirCAD	2003			Résistance mécanique Résistance à la corrosion	Propriétés optiques Faible hybridation à basse température	-Couronnes antérieures et postérieures -Bridges antérieures et postérieures de petites et grandes étendues -pilier implantaire	900-1100	Mauvaises	Scellement-collage

Figure 38 - Les céramiques utilisées en CFAO d'après (Buijs 2003) (Coudray L et al. 2009) (Li et al. 2014) (Miyazaki et Hotta 2011) (Marniquet et al. 2014) (Giordano 2006) (Fasbinder 2012) (Fasbinder 2010) (Laborde G et al. 2004) (Attal JP et al. 2007) (Fasbinder 2002) (Lebras 2003) (Etienne O et Hajito J 2011) (Segal 2001) (Heffernan et al. 2002) (Awliya et al. 1998) (Sailer et al. 2013) (Attal JP et Tirlet G 2014)

1.3. Les nouvelles céramiques « hybrides »

Aujourd'hui, il n'existe pas de matériaux universels pouvant répondre à toutes les indications (prothèse d'usage, infrastructure, recouvrement).

Ces dernières années, la recherche s'est beaucoup développée vers un matériau polyvalent pouvant répondre à un plus grand nombre d'indications et aux demandes esthétiques des patients. Cette nouvelle génération de céramiques dentaires « hybrides » possède les propriétés mécaniques et esthétiques de la céramique et une moindre fragilité grâce aux polymères. Ces matériaux offrent donc une meilleure usinabilité par rapport aux céramiques classiques et une meilleure résistance à l'usure par rapport aux composites.

Actuellement trois matériaux sont utilisés sur le marché dentaire de la CFAO : Lava™ Ultimate, Enamic® et Cerasmart™.

Cependant le terme céramique « hybride » utilisé pour le Lava™ Ultimate et le Cerasmart™ est plutôt un terme commercial portant à confusion et ne reflétant pas les véritables propriétés à la différence de l'Enamic®.

1.3.1. Les matériaux

1.3.1.1. Le Lava™ Ultimate de 3M Espe (2011)

C'est le premier matériau à avoir associé les caractéristiques de la céramique à celles des composites. Ce matériau est constitué d'une matrice polymère d'Uréthane Diméthacrylate (UDMA) infiltrée par 80 % en poids de nanoparticules de zircone et de silice (des particules de 20 nm de silice, de 4-11 nm de zircone) (Figure 39) (Zimmermann et al. 2013).
La proportion plus importante de charges permet d'augmenter ses propriétés mécaniques par rapport aux composites (Belli et al. 2014). Moins fragile que les céramiques, le matériau résiste mieux aux contraintes et aux propagations de fissures lors de l'usinage (Albero et al. 2015).
Depuis 2015, des échecs trop fréquents en termes de collages ont modifié les indications de ce matériau qui est indiqué pour la réalisation d'inlay-onlay et de facettes (Marniquet et al. 2014) (Mainjot et al. 2016).

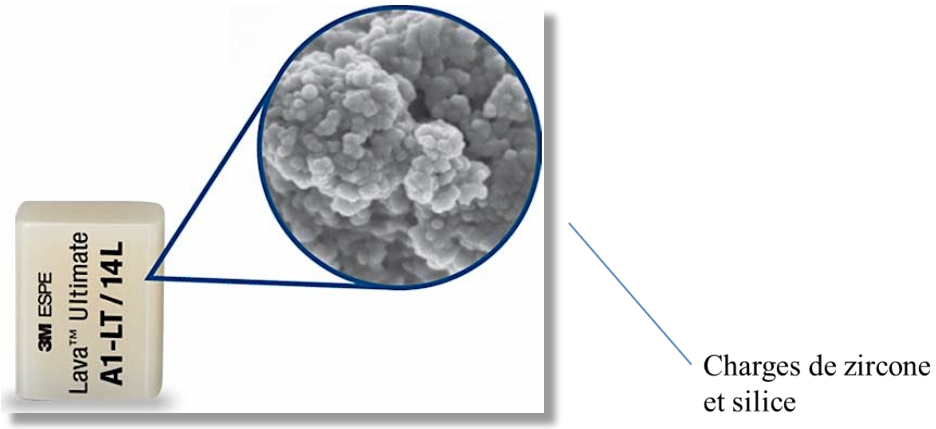


Figure 39 - Bloc de Lava Ultimate (3M)

1.3.1.2. L'Enamic® de Vita (2013)

L'Enamic® commercialisé en 2013, est la première céramique dentaire réellement hybride utilisée pour les restaurations en CFAO, sur le modèle des céramiques infiltrées (Figure 40) (Swain et al. 2016). L'Enamic® est un matériau infiltré par un réseau de polymère, d'où le terme de « Polymer Infiltrated Ceramic Network material » ou PICN (Mainjot et al. 2016).

Figure 40 - Bloc d'Enamic (Vita)

Ce matériau se compose de vitrocéramique (86 % du poids) infiltrée d'une manière homogène par deux réseau de polymères de UDMA et de triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA), polymérisé à haute température et haute pression ce qui augmente les propriétés mécaniques et physiques de la résine (Figure 41) (Nguyen JF et al. 2014).

Figure 41 - Vue d'un échantillon d'Enamic (MEB) (Atlan A 2015)
On peut distinguer le réseau de vitrocéramique à gauche , le réseau de polymère au milieu , et le double réseau à droite.

Cette polymérisation à haute pression (250-300 MPa) et haute température (180°C) va permettre une diminution du relargage des monomères résiduels permettant une meilleure biocompatibilité, la réduction de la distance et de la mobilité entre les monomères ce qui va réduire le volume libre et diminuer le nombre, la taille des défauts et la rétraction volumique de polymérisation, ce qui entrainera une amélioration de la liaison entre les charges et la résine (Nguyen JF et al. 2012).

Ce matériau est caractéristique par son pourcentage volumique de charges plus élevé (73-75 % pour les céramiques hybrides et 60-65 % pour les composites) et par la configuration des charges (dispersées pour les matériaux composites et reliées entre elles par frittage pour les PICN) (Mainjot et al. 2016). L'accroissement de la fraction volumique des charges permet l'amélioration du module d'élasticité, de la dureté et du coefficient d'expansion thermique (Nguyen JF et al. 2014).

Ce matériau est indiqué pour la réalisation de couronnes, inlays-onlays et facettes (Della Bona et al. 2014).

1.3.1.3. Le Cerasmart™ de GC (2014)

Le Cerasmart™ est un matériau composé à 29 % d'une matrice résineuse composée d'UDMA à l'intérieur de laquelle se trouvent des particules de nano-céramiques feldspathiques correspondant à 71 % du poids (Figure 42) (Stawarczyk et al. 2015). Ces fines particules de verres sont dispersées dans la matrice grâce à un traitement sous haute pression. Ces charges étant mieux réparties, la transmission des contraintes est plus homogène, et celles-ci sont mieux amorties par le matériau par rapport à une céramique traditionnelle.

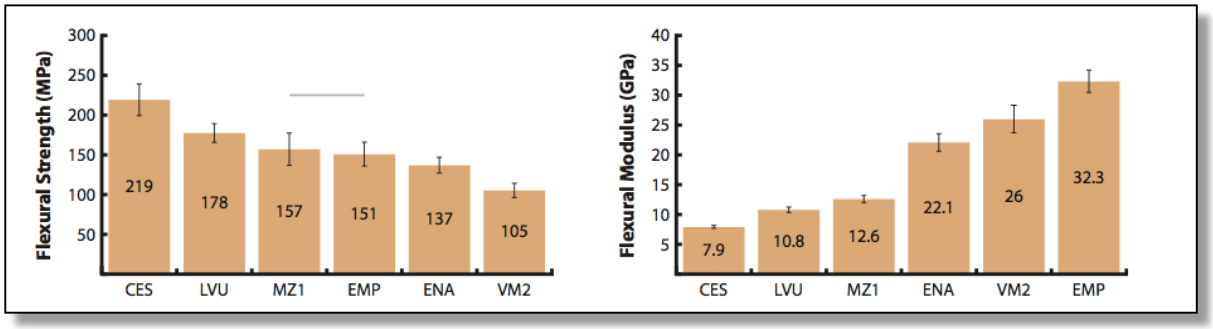
Sa manipulation est facile, le polissage et les retouches sont facilement réalisables grâce à son état de surface (Koizumi et al. 2015). Au niveau esthétique, le matériau présente deux gammes de translucidité (haute et basse) et un bon équilibre entre fluorescence et opalescence pour mieux imiter la dent naturelle. Cet équilibre est obtenu par la transmission de la lumière du matériau influencé par la différence de réfraction entre la matrice résineuse et les particules de nano-céramiques (Stawarczyk et al. 2015). Ce matériau est indiqué pour la réalisation de couronnes, d'inlays-onlays, de facettes et de couronnes sur implants (GC).

Figure 42 – Bloc de Cerasmart (GC)

Le Lava™ Ultimate et le Cerasmart™ sont tous les deux des matériaux à charges dispersées (de composition et tailles différentes) dans une matrice composée d'UDMA qui est polymérisée à haute température. Ces matériaux sont donc considérés comme appartenant à la même famille d'un point de vue propriétés mécaniques à la différence de l'Enamic®.

1.3.2. Propriétés

1.3.2.1. Résistance à la flexion



Résistance à la flexion Module d'élasticité

Figure 43 - Valeurs de la résistance à la flexion et du module d'élasticité (pour CES Cerasmart™ , LVU Lava™Ultimate, MZ1 Paradigm MZ100, EMPIPS Empress® CAD,ENA Enamic® et VM2 Vita Mark II®) (Awada et Nathanson 2015).

Ces trois nouveaux matériaux ont une résistance à la rupture élevée (230 MPa pour Cerasmart™, 200 MPa pour le Lava™ Ultimate et 150 MPa pour l'Enamic®) leur permettant de supporter des contraintes importantes.

Leur module d'élasticité (11 GPa pour Cerasmart™, 15 GPa pour le Lava™ Ultimate et 24 GPa pour l'Enamic®) est proche de celui de la dentine (environ 18-20 GPa) (Coldea et al. 2013). Ces matériaux sont donc moins rigides et plus élastiques que les céramiques classiques en subissant des déformations moins importantes.

Concernant la céramique infiltrée Enamic®, son module d'élasticité, de 24 GPa, proche de celui de la dentine, très inférieur à celui des céramiques traditionnelles (environ 80 GPa) , en fait un matériau plus élastique qui peut absorber les contraintes occlusales ce qui réduit le risque de fracture (la matrice résineuse bloque la propagation des fissures et permet une excellente résistance au niveau des bords) (Figure 44) (Mainjot et al. 2016) (Kurbad et Kurbad 2013) (Dirxen et al. 2013).

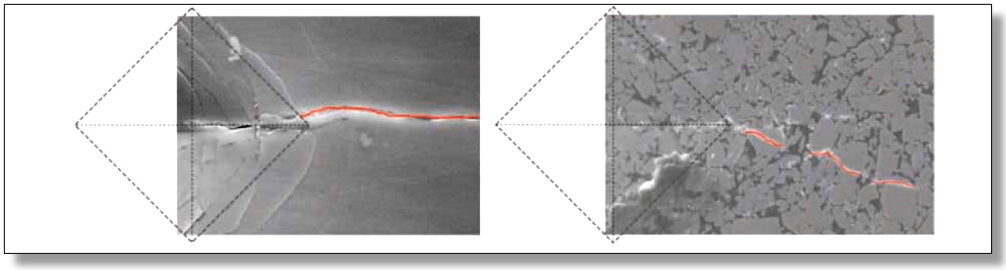


Figure 44 - Observation au microscope électronique à balayage de l'indentation due au test de dureté Vickers (Dirxen et al. 2013)

Sur un échantillon de Vita MarkII® (à gauche), on constate une ligne de fissure typique des céramiques ; Enamic® à droite, où la ligne de fissure est plus réduite et stoppée par le réseau de polymères

Matériau	Résistance à la flexion (MPa) (moyenne ± écart-type)	Module d'élasticité (GPa) (moyenne ± écart-type)	Dureté (HV) (moyenne ± écart-type)
Paradigm MZ100	189,7 (28,2)	14,1 (1,0)	102,9 (3,3)
Cerasmart	234,5 (24,8)	12,1 (0,8)	62,2 (9,9)
Lava Ultimate	248,4 (24,5)	16,0 (2,6)	102,3 (14,5)
Enamic	202,1 (17,9)	21,5 (1,6)	157,2 (14,0)
Celtra Duo	300,1 (16,8)	61,0 (10,0)	463,5 (26,6)
E.max CAD	376,9 (76,2)	67,2 (1,3)	452,9 (16,2)

Figure 45 - Résistance à la flexion, module d'élasticité et dureté de différentes céramiques utilisées en CFAO (Lawson et al. 2016)

1.3.2.2. Le comportement à l'usure

l'Enamic® est moins abrasive que les céramiques traditionnelles (28 µm pour l'Enamic®, 25 µm pour la Lava™ ultimate contre 84 µm pour une céramique polycristalline et 54 µm pour une vitrocéramique) (Figure 46) (Mörmann et al. 2013). Son comportement à l'usure est proche de celui de l'émail ce qui diminue le risque d'usure des dents antagonistes (Coldea et al. 2013).

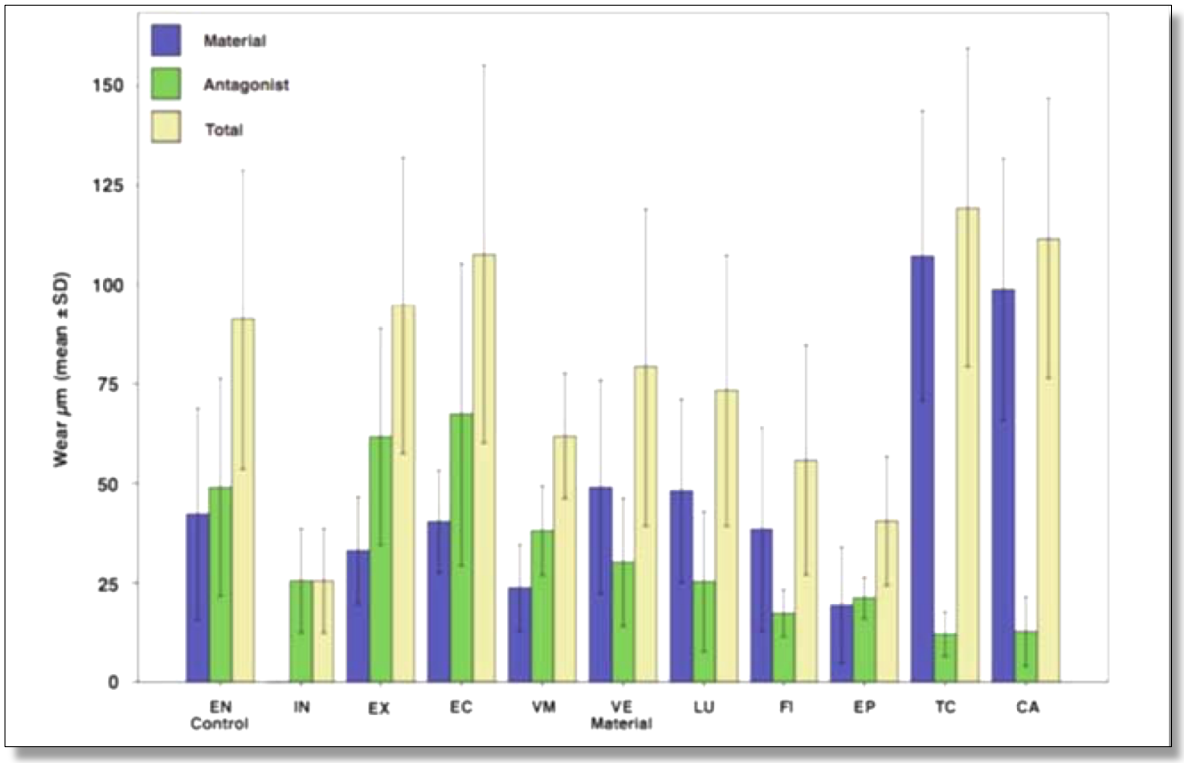


Figure 46 - Usure de la Vita Enamic (VE) (Mörmann et al. 2013).

1.3.2.3. La dureté

La dureté des céramiques hybrides (150 HV pour l'Enamic®, 100 HV pour la Lava™ ultimate, 70 HV pour le Cerasmart™) est plus proche de celle de la dentine (60-80 HV) que des céramiques traditionnelles (642 HV pour une céramique feldspathique et 1300 HV pour une céramique polycristalline) ce qui protège davantage la dent antagoniste et facilite l'usinage et le polissage (Figure 47) (Gutiérrez-Salazar et Reyes-Gasga 2003) (Candido et al. 2014) (Lawson et al. 2016) (Belli et al. 2014) (Quinn et al. 2014).

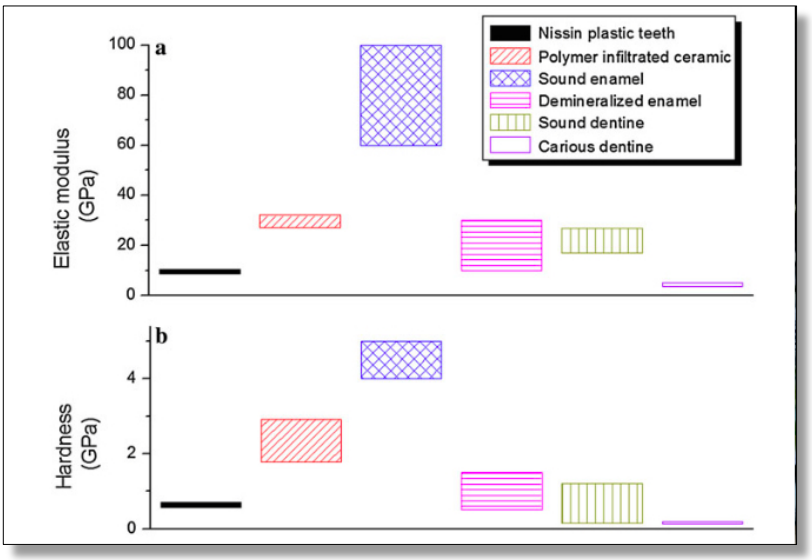


Figure 47 - Comparaison du module d'élasticité et de la dureté entre les PICN, l'émail et la dentine (He LH et al. 2011).

L'usinage des blocs d'Enamic® est également plus rapide: 5 à 6 minutes contre 12-15 pour un bloc de vitrocéramique classique. L'usure des fraises est également diminuée : 132 à 148 usinages de blocs en céramique hybride possibles contre 10 à 20 pour des blocs en céramiques classiques (Nguyen JF et al. 2014). Aucune étape de post-traitement est nécessaire après le fraisage (pas de cuisson qui dénaturerait la matrice de polymère), à l'exception du polissage (Zimmermann et al. 2013).

1.3.2.4. La ténacité

La ténacité est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. La ténacité des PICN est d'environ 1,5 $MPa.m^{1/2}$ ce qui est supérieur à celle des céramiques feldspathiques traditionnelles (environ 1 $MPa.m^{1/2)}$ et proche des composites (1,4 $MPa.m^{1/2}$) et de la Lava™ Ultimate (entre 1 et 2 $MPa.m^{1/2}$) (He LH et al. 2011) (Belli et al. 2014) (Zhang et al. 2013).

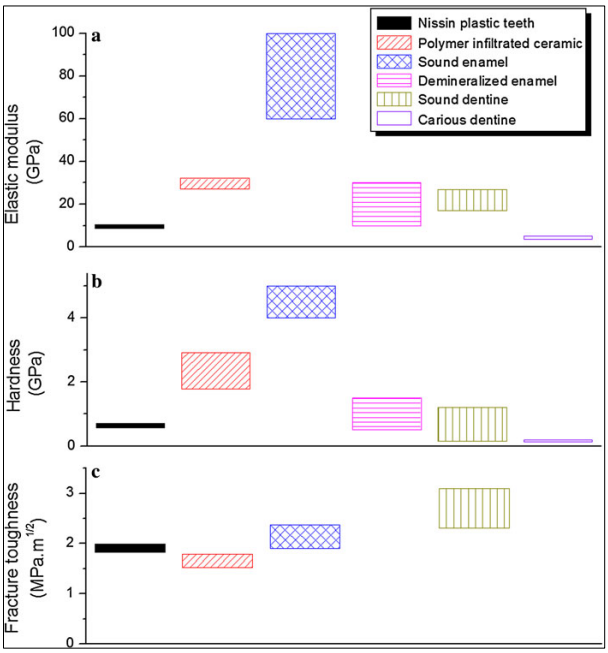


Figure 48 - Comparaison du module d'élasticité, de la dureté et de la ténacité entre les PICN, l'émail et la dentine (He LH et al. 2011)

1.3.2.5. Propriétés esthétiques

L'utilisation de vitrocéramique garantit à l'Enamic® de bonnes propriétés esthétiques avec deux degrés différents de translucidités (haute et normale) (Dirxen et al. 2013).

L'Enamic® présente donc de nombreux avantages par rapport aux céramiques (moins fragile, plus élastique, dureté trois fois inférieure) et par rapport aux composites (propriétés mécaniques et physiques supérieures grâce à la fraction volumique des charges très élevée et la polymérisation sous haute pression et haute température) (Ruse et Sadoun 2014).

Aujourd'hui, la CFAO est en plein essor que ce soit pour l'utilisation de nouveaux logiciels (CAO), l'élaboration de techniques d'empreintes numériques ou de l'usinage de futures pièces prothétiques (FAO). De nouveaux matériaux sont apparus sur le marché. Nous sommes dans l'ère de la Dentisterie Adhésive. Se pose alors la question de la gestion des interfaces entre ces nouveaux matériaux prothétiques et les matériaux d'assemblage.

2. L'ASSEMBLAGE : GESTION DES INTERFACES

L'assemblage entre la pièce prothétique et la dent fait intervenir deux interfaces distinctes : dent-adhésif ou dent-ciment et pièce prothétique-colle ou pièce prothétique-ciment.

2.1. Interface Céramique/ Matériau d'assemblage

2.1.1. Cahier des charges des matériaux d'assemblage

Pour pouvoir être utilisés, les matériaux de scellement ou de collage doivent respecter un certain nombre de critères (Hill EE 2007) (Dupuis et al. 2011) (Azevedo C et Colon P 2005) :

- biocompatibilité : être compatible avec l'organisme humain, n'entrainant aucune perturbation biologique, allergique et inflammatoire ;
- étanchéité au niveau du joint dento-prothétique ;
- être résistant aux agressions chimiques et physico-chimiques du milieu buccal
- pérennité du scellement ou du collage ;
- participation à la rétention de la pièce prothétique ;
- être polyvalent dans la compatibilité avec les différents matériaux prothétiques rencontrés ;
- mise en œuvre facile ;
- temps de prise adapté ;
- avoir un choix varié de teintes ;
- avoir un coût raisonnable.

2.1.2. Les différents modes d'assemblage : coller ou sceller

2.1.2.1. Le collage

2.1.2.1.1. Définition et généralités

« Une colle se définit comme une substance insérée à l'état liquide entre deux surfaces, qui se solidarise par réaction de polymérisation » (Oudin Gendrel A et al. 2015).

C'est un polymère constitué d'une matrice d'esters méthacryliques (phase organique) à laquelle sont incorporées ou non des charges minérales (phase inorganique). Les deux phases sont reliées entre elles par un agent de couplage (Oudin Gendrel A et al. 2015).

La matrice forme une phase continue et lie les charges. Les charges permettent d'augmenter les propriétés mécaniques, la résistance à la compression, à l'abrasion et d'améliorer les propriétés optiques et esthétiques (Dupuis et al. 2011). L'agent de couplage est un silane qui réalise la liaison entre la phase minérale et la phase organique, donc entre la matrice et les charges grâce à trois groupements OH qui interagissent avec les fonctions OH libres des charges d'un côté et de l'autre un groupe méthacrylate qui interagit avec la matrice.

L'inconvénient du collage est la multiplication des interfaces (adhésion et étanchéité nécessaires du côté de la dent, de la céramique et de la colle).

Le collage fait appel à des colles avec ou sans potentiel adhésif. L'utilisation d'un système adhésif Mordançage + Rinçage (M+R) ou auto-mordançant (SAM) est nécessaire pour les colles ne possédant pas de potentiel adhésif propre.

L'adhésion est obtenue par la déminéralisation de la surface dentaire par attaque acide (mordançage), l'utilisation d'un promoteur d'adhésion qui va transformer la surface hydrophile en surface hydrophobe et l'application de l'agent de collage qui va faire la liaison entre la pièce prothétique et les tissus dentaires (Azevedo C et Colon P 2005).

Toutes les colles (sans/avec potentiel adhésif et auto-adhésives) nécessitent une parfaite étanchéité et une isolation de la dent sous champ opératoire.

Les colles peuvent être classées selon deux paramètres : par leur mode de polymérisation ou par leurs propriétés adhésives (Etienne O et Toledano C 2007).

2.1.2.1.2. Classification des colles selon leur mode de polymérisation

La polymérisation d'une colle est une réaction de polymérisation en chaine. Le point de départ est la décomposition d'un amorceur en radicaux libre qui initient l'ouverture de la liaison vinylique et l'élongation du polymère.

L'activation peut être photochimique (photopolymérisation grâce à un spectre lumineux compris entre 400 et 500 nm délivré par la lampe à photopolymériser entrainant la formation de radicaux libres), chimique (chémopolymérisation, réaction d'oxydo-réduction entre un amorceur (peroxyde de benzoyle) et un activateur (amine) aboutissant à la formation de radicaux libres) ou duale (photopolymérisation et chémopolymérisation) (Raskin A).

	Avantages	Inconvénients
Composite de collage photopolymérisable	Elimination des excès facilitée Temps de prise long Couleur du joint esthétique stable dans le temps	Polymérisation incomplète si pièce prothétique épaisse (supérieure à 1 mm)
Composite de collage chémopolymérisable	Polymérisation complète quelle que soit l'épaisseur de la pièce prothétique Incompatibilité avec certains systèmes adhésifs	Temps de prise court Elimination des excès limitée par le temps de prise
Composite de collage à polymérisation duale	Polymérisation complète quelle que soit l'épaisseur de la pièce prothétique	Couleur de joint moyennement stable dans le temps

Figure 49 - Avantages et inconvénients des trois types de composite de collage (Allard Y et Lehmann N 2015)

2.1.2.1.3. Classification des colles selon leurs propriétés adhésives

Les colles peuvent être sans potentiel adhésif (nécessitent l'emploi d'un système adhésif), avec potentiel adhésif (adhèrent spontanément aux surfaces prothétiques mais nécessitent l'application d'un conditionneur sur les tissus dentaires) ou auto-adhésives (ne nécessitent pas de traitement de surface sur les tissus dentaires).

- ***Colles sans potentiel adhésif***

Ces colles sont des résines composites micro-chargées ou micro-hybrides qui polymérisent le plus souvent par polymérisation duale. Leur composition est proche de celle des composites de restauration mais avec une proportion plus importante de charges pour obtenir une viscosité plus faible, ce qui facilite leur mise en place et leur adaptation (Willems et al. 1992).

Ces colles présentent des bonnes propriétés mécaniques et optiques et peuvent adhérer à tous les substrats dentaires (émail, dentine, cément) grâce à leur composition chimique (Etienne O et Toledano C 2007). Ces colles nécessitent la réalisation de traitements de surfaces au niveau de l'intrados prothétique et de la surface dentaire. Elles sont donc utilisées en association avec des systèmes adhésifs M+R ou SAM. Les colles créent ensuite le lien entre les tissus dentinaires, amélaires et l'élément prothétique (Oudin Gendrel A et al. 2015).

Ex : Multilink Automix®, Variolink® (Figure 50, Figure 51, Figure 52)

Figure 50 - Colle sans potentiel adhésif, le Multilink Automix ® (Ivoclar Vivadent)

Figure 51 - Colle sans potentiel adhésif, le Variolink II ® (Ivoclar Vivadent)

Figure 52 - Colle sans potentiel adhésif, le NX3 ® (Kerr)

- ***Colles avec potentiel adhésif***

Au début des années 1980, les colles classiques à matrice type Bis-GMA ont été modifiées par l'adjonction d'un monomère entrainant une liaison chimique ainsi que micromécanique à la structure de la dent (Hill EE 2007).

Ces colles sont donc naturellement adhésives grâce aux monomères qu'elles contiennent. Ces monomères peuvent être :

- A fonction carboxylique 4-méthacyloxyéthyl trimellitate anhydride (4-META) (ex : Superbond™ (Figure 55)). Cette colle est capable de former des liaisons hydrogènes avec les surfaces polaires incorporées à la suite d'un amorçage par oxydo-réduction utilisant le tri-n-butylborane activé en présence d'oxygène, ce qui facilite sa liaison au métal. L'adhésion obtenue après sablage à l'alumine dépasse les 15 à 20 MPa sur des alliages non précieux (Chang et al. 2002).

  Un conditionnement acide de l'émail (acide phosphorique à 65 %) et de la dentine (acide citrique + chlorure ferrique) permet la diffusion du 4-META dans les tissus dentaires entrainant la formation d'une couche hybride (imbrication entre la résine adhésive et les fibres de collagène) (Dupuis et al. 2011). Son caractère faiblement chargé lui confère de bonnes propriétés viscoélastiques et une plasticité après polymérisation ce qui lui permet de mieux résister aux contraintes.

- A fonction phosphatique (ex : Panavia (Figure 54)) : Développées en 1981, ces colles à base de 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP) sont des composites, avec une matrice type Bis-GMA qui contient des monomères phosphates responsables de l'infiltration dentinaire (Radovic et al. 2008). Un mordançage de l'émail est réalisé avec un acide orthophosphorique à 37 %, suivi de l'application d'un primer (ED primer) sur l'émail et la dentine. La colle à fonction phosphatique est ensuite déposée sur la dent et sur la pièce prothétique (silanisation préalable).

Les colles avec potentiel adhésif donnent de bons résultats mais ne possèdent pas toujours des propriétés optiques satisfaisantes.

	4-META	MDP
Charges	Non	Oui, légères
Action	Le mordançage de l'émail puis de la dentine permet l'infiltration du 4-META	Le monomère acide déminéralise et infiltre la dentine
Esthétique	Requiert grande habitude	Existe en plusieurs teintes
Réaction prise	Autopolymérisable	Prise du matériau est anaérobie , polymérisation déclenchée après application d'un gel d'isolation
Recul clinique	Très important	Important
Protocole	Délicat	Relativement simple

Figure 53 - Tableau comparatif de l'utilisation clinique de ces deux matériaux (Dupuis et al. 2011)

Figure 54 - Colle avec potentiel adhésif Panavia™ (Kuraray)

Figure 55 - Le Superbond ™ (Sun Medical)

- ***Colles auto-adhésives***

Les colles « auto » adhésives sont des colles à polymérisation duale et ont pour objectif de combiner la facilité d'utilisation des ciments et les très bonnes propriétés mécaniques, esthétiques et adhésives des colles classiques.

Leur matrice organique contient des monomères méthacryliques présentant des fonctions d'acide phosphorique et/ou carboxylique, responsables de leurs propriétés adhésives, ce qui permet à ces colles de ne pas nécessiter de prétraitement de la surface dentaire (Piwowarczyk et al. 2004). En effet, ces monomères ont la capacité d'infiltrer et de déminéraliser la surface des tissus dentaires (importantes interactions chimiques par chélation entre ces monomères acides et les ions calcium de l'hydroxyapatite, le calcium agissant comme accepteur d'électron) (Gerth et al. 2006) (De Munck et al. 2004).

La réaction de prise de ces colles est une polymérisation par réaction duale (Bohin et Chau 2009).

Leur viscosité et leur taux de charges plus élevé font leur spécificité (Azevedo C et Colon P 2005). Le Rely X Unicem (3M ESPE) fut la 1ère colle auto-adhésive à apparaitre sur le marché en 2003 (Figure 56).

Ces matériaux présentent un protocole de mise en œuvre simplifié puisqu'il suffit de les appliquer sur les surfaces dentaires et prothétiques sans aucun traitement initial (Knellesen C et Perelmuter S 2009). La littérature conseille cependant de mordancer l'émail à l'acide orthophosphorique à 37 % pendant 30 secondes pour améliorer l'adhésion de ces colles (Hikita et al. 2007).

Figure 56 - Presque toutes les colles auto-adhésives se présentent sous la forme de seringue auto-mélangeuse sauf le Rely X TM Unicem qui est conditionné en capsule à vibrer (3M ESPE)

La colle sans potentiel adhésif associée à un système adhésif reste le système de collage le plus fiable. Elle présente les valeurs d'adhésion les plus élevées (environ 40 MPa pour une colle sans potentiel adhésif vs environ 28 MPa pour une colle avec potentiel adhésif vs 20 MPa pour une colle auto-adhésive) (Blatz et al. 2004) (Lührs AK et al. 2010) (Guastalla O 2009). Il est donc le plus adapté pour les préparations actuelles dont la tendance est à la conservation tissulaire nécessitant une adhésion chimique importante.

Une étude a également montré que les colles à polymérisation duale donnent de meilleures valeurs d'adhésion que les colles photopolymérisables ou chémopolymérisables seules (Piwowarczyk et al. 2004).

Cependant, les colles sans potentiels adhésifs sont délicates dans leur protocole d'utilisation et donc opérateur-dépendants. Elles imposent donc la mise en place d'un champ opératoire et d'un traitement de surface spécifique.

Famille	Produits commercialisés	Composition	Prétraitement dentinaire	Réaction de prise		Informations complémentaires
Colles sans potentiel adhésif	Multilink Automix®(Ivoclar Vivadent)	Diméthacrylate, HEMA + charges minérales	-Adhésif Multilink Primer® A/B (automordançant, autopolymérisant)	Dual (20s) ou auto	TT:2'30 TP:3'30	-Seringue automélangeuse -Isolation avec un gel de glycérine
	Variolink II ® (Ivoclar Vivadent)	Résine bis-GMA ,UDMA, TEG-DMA	-Adhésif (Excite®DSC/ Syntac®) dual	Dual	TT :3'3 min	-Isolation avec un gel de glycérine -deux degrés de viscosité
	Apol Comp® (APOL)	Polyméthacrylates et méthacrylates disfonctionnels + Charges (66%du poids)	-Adhésif AutoBond® (automordançant, dual) photopolymérisé après son application	Dual	TT :1'30	Seringue automélangeuse
	Paracore® (Coltène)	Méthacrylate Fluorure Charges de verre (68%du poids)+silice	-Conditionneur : ParaBond Non Rince Conditioner® -Adhésif ParaBond®A/B	Dual	TT:3'30	-Libération de fluorure -Isolation avec un gel de glycérine -Seringue automélangeuse ou pistolet
Colles avec potentiel adhésif	M-Bond (Tokuyama)	Résine MMA Monomère adhésif =MAC-10	-Conditionneur automordançant : ED Primer® (30sec)	Chémo	TT :1'40 TP:4'	Pas de rinçage nécéssaire
	Panavia 21® (Kuraray)	Résine Bis-GMA Monomère adhésif = MDP	-Conditionneur automordançant : ED Primer® (30sec)	Chémo	TT :4' TP:3'	-Libération de fluorure -Isolation avec un gel de glycérine
	SuperBond®(Sun Medical)	Résine MMA Monomère adhésif =4META Catalyseur= TBB Pas de charges	-Mordançage de la dentine avec l'activateur vert pendant 5à10sec	Chémo	TP:8 à10'	-Importante viscoélaticité (absorption des contraintes) -Digue non obligatoire
Colles auto-adhésives	RelyX Unicem (3M ESPE)	-Charges basiques+/- silanisées -Méthacrylates+/- modifiés à l'acide phosphorique -Initiateurs	-Mordançage de l'émail	Dual et réaction acide base		-Pas de champ opératoire -Existe en capsules ou clickers à spatuler -Très forte adhésion aux tissus dentaire, alliages, métaux, céramiques, composite, tenon fibré… -Libération de fluorure
	Max Cem Elite (Kerr)	-Glycérol diméthacrylate dihydrogen phosphate	-Mordançage de l'émail	Dual		-Pas de champ opératoire
	G-Cem Automix (GC)	-esther d'acide phosphorique -résine 4-MET	-Mordançage de l'émail	Dual		- Pas de champ opératoire -seringue automélangeuse

Figure 57 - Principales colles sur le marché (Dervisevic B 2011)

2.1.2.2. Le scellement

2.1.2.2.1. Définition et généralités

« Un ciment est un matériau qui durcit par une réaction acido-basique. Tout ciment est composé d'une poudre et d'un liquide» (Allard Y et Lehmann N 2015). Les ciments contiennent tous de l'eau pour permettre l'ionisation nécessaire à la réaction. Les liaisons établies avec les tissus dentaires se caractérisent par une cohésion assez faible. (Degrange et Chéron 2007).

Les avantages communs de tous les ciments sont leur tolérance en bouche (réaction de prise hydrophile donc tolérance à l'humidité buccale), leur facilité d'utilisation (l'élimination des excès est simple, pas ou peu de traitement de surface) et leur faible coût (Knellesen C et Perelmuter S 2009). Les inconvénients des ciments sont leur faible potentiel d'adhésion spontané imposant une préparation rétentive et leurs teintes (forte opacité) (Degrange et Chéron 2007).

Les ciments se regroupent en 3 familles : les ciments oxyphosphates de zinc, les ciments polycarboxylate de zinc et les ciments verre ionomère type I (CVI).

2.1.2.2.2. Les ciments oxyphosphates de zinc

Ils sont obtenus par mélange d'une poudre à base d'oxyde de zinc à 88 % et d'un liquide formé par 66 % d'acide orthophosphorique et 33 % d'eau (Figure 58). Matériaux centenaires, ils sont utilisés principalement en prothèse conjointe conventionnelle lorsque les préparations sont rétentives.

Leurs avantages sont : le recul clinique, leur facilité d'utilisation, leur potentiel bactériostatique et leur faible coût (Degrange et Chéron 2007). Ils sont cependant opaques et ne peuvent donc pas être utilisés comme ciment sur dent antérieure. Leurs propriétés mécaniques, leur résistance à la pression et à la flexion sont faibles (Li et White 1999) mais néanmoins supérieures aux polycarboxylates de zinc (White et Yu 1993). Des études ont montré des pourcentages importants de fêlures de suprastructure sur des scellements de couronnes céramo-céramiques (3/10) (Casson et al. 2001).

Figure 58 - Exemple d'un ciment oxyphosphate de zinc : le Crown & Bridge ® (Dentsply)

2.1.2.2.3. Les ciments polycarboxylates de zinc

Ces ciments à matrice organo-minérale appartiennent de par leur acide (acide polyacrylique) à la famille des polyalkénoates. La poudre est composée majoritairement d'oxyde de zinc (55 %) et le liquide d'acide polyacrylique (40 %) (Figure 59).

Ils sont utilisés principalement pour le scellement sur dents vitales du fait de leur faible acidité et leur bonne biocompatibilité pulpaire. Néanmoins, ils présentent de faibles propriétés mécaniques et sont très sensibles à la dégradation hydrique (Lu et al. 2005). Ils ne sont aujourd'hui que très peu utilisés pour le scellement définitif.

Figure 59 - Exemple de ciment polycarboxylate de zinc : le Durelon™ (3M ESPE)

2.1.2.2.4. Les ciments verre ionomère type I (CVI)

Les CVI sont composés majoritairement d'acide polyacrylique (50 %), de verre fluoro-amino-silicate (silice à 30 %, alumine à 16 %, fluorure de calcium à 34 %) et d'eau (Figure 60).

Ils adhèrent aux surfaces dentaires par liaison aux ions calcium (chélation) (Yoshida et al. 2000) et aux oxydes métalliques (concerne les alliages précieux et les céramiques) (Mizrahi et Smith 1969). Ils relarguent des ions fluors ce qui leur donne un potentiel bactériostatique et

anticariogène. Ils possèdent également une bonne étanchéité grâce à leur coefficient de dilatation thermique proche de celui des tissus dentaires. Un conditionnement des surfaces dentaires par un acide faible (acide polyacrylique) permet de potentialiser l'adhésion chimique (Hajizadeh et al. 2009). Ils présentent de meilleures propriétés mécaniques que les oxyphosphates de zinc et les polycarboxylates de zinc (résistance à la compression : 200 MPa pour les CVI contre 100 MPa pour les oxyphosphates et 90 MPa pour les polycaraboxylates , résistance à la traction : 12 MPa pour les CVI contre 7 MPa pour les oxyphosphates et 10 MPa pour les polycarboxylates) (Rosenstiel et al. 1998). Ces ciments sont également très sensibles à l'humidité à long terme (Etienne O et Toledano C 2007).

Figure 60 - Exemple de CVI : le Fuji I (GC)

Famille	Produits commercialisés	Composition	Mode de prise	Prétraitement des surfaces dentaires
Oxyphospate de zinc	-Crown&Bridge® (Dentsply) - Zinc Cement® (SS White) - Poscal® (Voco)	Oxyde de Zinc + Acide Orthophosphorique	Réaction acide/base	Ne nécessite pas de prétraitement
Polycarboxylate de zinc	- Durelon® (ESPE) -Aqualex® (Voco)	Oxyde de Zinc + Acide Polyacarboxylique	Réaction acide/base	Ne nécessite pas de prétraitement
Ciment Verre ionomère	- Fugi I (GC) - Ketac Cem (ESPE)	Verre d'Alumino Silicate + Acide Polycarboxylique	Réaction acide/base	+/- Acide polyacrylique

Figure 61 - Récapitulatif sur les ciments de scellement (Dervisevic B 2011)

En dehors du CVI et de ses capacités adhésives intrinsèques, les ciments assurent une rétention purement mécanique dépendante de la rugosité des surfaces en présence, limitant donc ces scellements aux préparations suffisamment rétentives (Pilavyan L et al. 2014). L'intérêt de ces ciments réside dans leur facilité d'utilisation et de manipulation par le praticien.

2.1.2.3. Le scellement adhésif

2.1.2.3.1. Définition et généralités

Les ciments adhésifs représentent une famille intermédiaire entre les ciments de scellement et les colles.

Les ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine font partie de cette famille (CVIMAR) (Etienne O et Toledano C 2007).

2.1.2.3.2. Les ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine

Ces ciments sont des CVI conventionnels au sein desquels des monomères acryliques hydrophiles sont ajoutés (HEMA, éthylène glycol ou dérivé du BisGMA) et des amorceurs de polymérisation (Cheron R. 2005). La réaction de prise est une réaction acide-base avec une photopolymérisation. Les CVIMAR conservent également le travail en milieu humide et le relargage de fluor (Capelle B 2014). L'adhérence des CVIMAR aux tissus dentaires reste néanmoins plus faible (8 à 12 MPa) que celle observée avec les colles (environ 40 MPa pour une colle sans potentiel adhésif et 20 MPa pour une colle auto-adhésive) (Pilavyan L et al. 2014). Un traitement de surface à l'acide polyacrylique à 10 ou 20 % est nécessaire, permettant d'augmenter l'adhésion par ancrage micromécanique (Tay et al. 2001). Leurs propriétés mécaniques sont augmentées par rapport aux CVI conventionnels par l'adjonction de résine.

Figure 62 - Exemple de CVIMAR le Fuji PLUS ® (GC international)

Famille	Produits commercialisés	Composition	Mode de prise		Pretraitement des surfaces dentaires		Informations complémentaires
CVIMAR	-Fuji Plus® (GC)	Verre d'Alumino Silicate + Acide Polycarboxylique + HEMA/TEGMA	Réaction acide base et autopolymérisation	TT= 2''30' TP= 2''30'	+/- Acide polyacrylique ou citrique	Fourni	mélange poudre/liquide prédosé
	-Fuji Cem® (GC)			TT= 2''30' TP= 3''		Non fourni	Clickers +/- seringue automélangeuse
	-Ketac Cem Plus® (3M ESPE)			TT= 2''50' TP= 5''		Fourni	Clickers ou pâte/pâte

Figure 63 - Récapitulatif sur les ciments hybrides (Dervisevic B 2011)

2.1.3. Synthèse sur les matériaux d'assemblage

Matériaux	Avantages	Inconvénients	Indications	Commentaires
Ciment oxyphosphate de zinc	Recul clinique important, Bactériostatique, utilisation simple	Absence de potentiel d'adhésion, faible résistance mécanique, PH acide en début de prise (Agression pour les dents pulpées)	Lorsqu'il est encore utilisé : Couronnes coulées et CCM	Pratiquement plus utilisé
Ciment Polycarboxylate de zinc	Utilisation simple, biocompatibilité	Résistance mécanique moyenne, solubilité élevée, risque de descellement	Scellement provisoire de longue durée	N'est plus utilisé
CVIMAR	Biocompatibilité, bioactivité, libération de fluorures, adhésion aux tissus dentaires, très faible solubilité précoce, tolérant à la manipulation	Temps de travail peu modulable, prix à peine plus élevé qu'un oxyphosphate ou polycarboxylate	Restaurations unitaires ou plurales, CCM, CCC (feldspathique et autres), zircone, alumine	Actuel
Colles	Bonnes propriétés mécaniques, adhésion aux tissus dentaires et aux matériaux, propriétés optiques	Plus compliqué, moins tolérant à la manipulation, nécessite souvent l'emploi d'un adhésif et d'un acide de mordançage, sensibilités post-collage	Restaurations unitaires ou plurales, CCM, CCC lorsque l'adhésion est indispensable (Facettes et inlays céramique par exemple)	Actuel

Figure 64 – Récapitulatif sur les colles et ciments (Capelle B 2014)

Avantages	Inconvénients
-Plus grande résistance à la compression et à la flexion -Faible solubilité -Meilleure adhésion à l'émail et à la dentine ainsi qu'aux restaurations en composites ou en céramique -Polissage aisée -Plus grande résistance à l'abrasion -Meilleurs effets de translucidité et d'esthétique	-Coefficient d'expansion thermique plus élevé -Couche de surface inhibée par l'oxygène (sauf Superbond) -Incompatibilité avec les substances à base d'eugénol -Plus faible tolérance aux erreurs de manipulation

Figure 65 - Avantages et inconvénients des composites de collage par rapport aux ciments (Guastalla O et al. 2008)

Le choix du matériau d'assemblage va se faire en fonction de plusieurs paramètres :

- la nature de la pièce prothétique ;
- le potentiel de rétention de la préparation (dépend du nombre de parois opposées pseudo-parallèles, du degré de convergence/divergence des parois, et du rapport hauteur/largeur - profondeur/largeur) ;
- la situation de la limite cervicale ;
- la charge occlusale (les ciments résistent mal aux forces de cisaillement) ;
- le temps de travail (si court, les ciments sont préférables) ;
- le critère esthétique ;
- la nécessité ou non de réintervention (plus facile de réintervenir avec un ciment) ;
- la possibilité de mise en place ou non d'un champ opératoire.

Selon le rapport de la Haute Autorité de Santé (HAS) en 2009, les colles sans potentiel d'adhésion « sont les seules présentant les meilleures performances cliniques et le meilleur recul avec des propriétés mécaniques et esthétiques ». Elles répondent parfaitement au cahier des charges d'un collage esthétique, fiable et durable (Haute Autorité de Santé 2009) : propriétés mécaniques adaptées au collage, excellentes propriétés optiques, recul clinique, ergonomie, polymérisation duale, faible viscosité, radio-opacité, aptitude au polissage (Dahan L et Raux F 2012).

Il faut avoir recours au scellement adhésif par CVIMAR dans le cadre d'une préparation rétentive et d'une situation clinique rendant le protocole de collage difficile à réaliser.

Le CVIMAR obtient une adhésion moyenne mais présente un protocole simple et reproductible. Les scellements conventionnels ne sont pas indiqués pour les céramo-céramiques (Degrange et Chéron 2007).

2.1.4. Traitement de surface de la céramique

Afin d'optimiser les résultats, un traitement de surface des matériaux céramiques est nécessaire préalablement aux étapes de collage.

Ce traitement permet de créer un ancrage micromécanique et donc une surface rugueuse. Deux solutions sont possibles : le sablage aux particules d'alumine à 50 µm ou le mordançage à l'acide fluorhydrique à 5 % (Figure 66). Par la suite, une étape de silanisation est nécessaire.

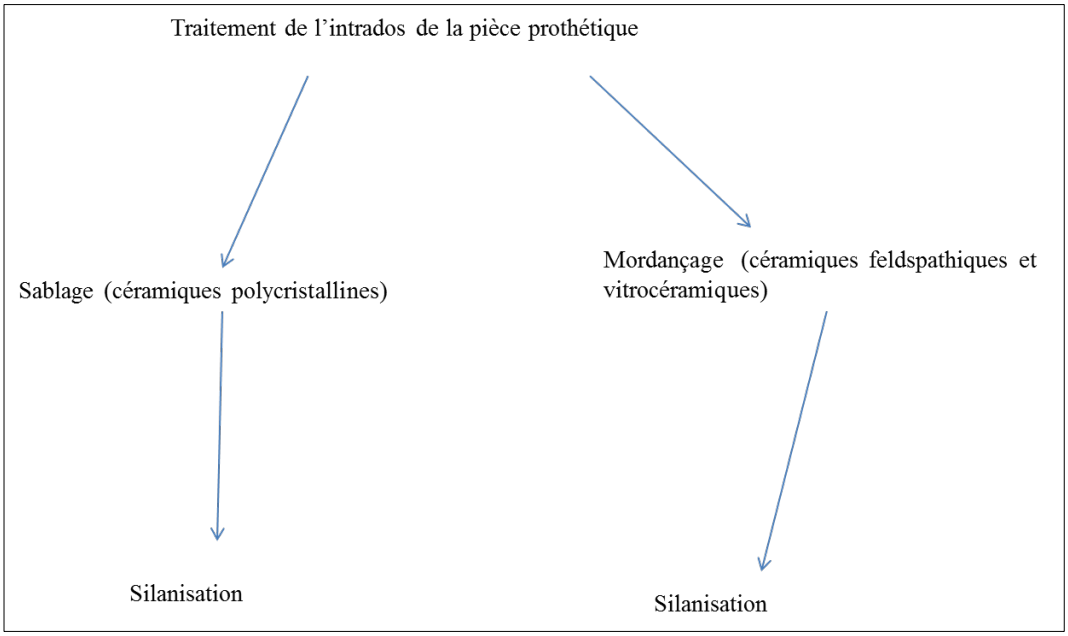


Figure 66 - Traitement de l'intrados de la pièce prothétique

2.1.4.1. Le sablage

Le sablage correspond à la projection de particules d'alumine sous pression dans l'intrados prothétique dans le but de créer des microrugosités.

Les céramiques polycristallines contiennent peu ou pas de silice. Lorsque le matériau ne comporte pas ou peu de verre à sa surface, il est nécessaire de réaliser un traitement de surface tribochimique (projection d'alumine recouverte de silice sous haute pression sur le métal) pour créer des zones rétentives avant le dépôt du silane (Oudin Gendrel A et al. 2015).

Un sablage avec des particules d'oxyde d'aluminium (50 µm) recouvertes de silice (30 µm) est réalisé sous une pression de deux bars pendant cinq secondes pour les céramiques polycristallines. L'énergie créée par l'impact des grains de silice projetés sous haute pression contre la surface permet la liaison de la silice à la surface des céramiques polycristallines. Pour l'usage en laboratoire le systeme Racotec (3M ESPE) est utilisé tandis que Cojet (3M ESPE) est employé pour l'utilisation au fauteuil (Figure 67) (Knellesen C et Perelmuter S 2009).

La formation de silice à la surface de la céramique peut également être réalisée par le procédé Silicoater®. Ce procédé consiste en la projection de tétraéthoxysilane dans une flamme de propane créant de l'énergie thermique permettant la formation de silice (Vojvodic et al. 1995). Ce procédé se réalise exclusivement en laboratoire.

Figure 67 - Le système Cojet (3M ESPE)

Le sablage n'est pas nécessaire pour les vitrocéramiques (dont l'Enamic®) ni pour les céramiques feldspathiques qui possèdent suffisamment de verres à leur surface (Figure 68). Le silane pourra agir directement sur la phase vitreuse de ces céramiques.

Figure 68 - Surface de l'Enamic® avant traitement de surface (M.E.B) (Nguyen JF et al. 2014)

Figure 69 - Surface de l'Enamic ® après sablage (M.E.B) (Nguyen JF et al. 2014)
Le sablage n'est cependant pas nécessaire pour l'Enamic® qui possède une phase vitreuse.

2.1.4.2. Le traitement à l'acide fluorhydrique

Le mordançage à l'acide fluorhydrique augmente la surface de collage, permettant la création de liaisons micro-mécaniques. La dissolution de la phase cristalline des vitrocéramiques, dont l'Enamic®, se fait de manière irrégulière, créant une rugosité de surface permettant un ancrage micromécanique favorable au collage (Chen et al. 1998).

L'acide fluorhydrique est un acide fort qui agit sur la phase vitreuse de la céramique en suivant la réaction : $6H_2F_2 + 2SIO_2 \rightarrow 2H_2SIF_6 + H_2O$ (Estafan D et al. 2000).

L'étude de Peumans et al. en 2007 a montré que l'acide fluorhydrique à 5 % permettait d'obtenir de meilleures valeurs d'adhésion lors du collage à la céramique par rapport à l'acide orthophosphorique à 37 % (37.6 +/- 8.4 MPa contre 19.1 +/- 5.1 MPa) (Peumans et al. 2007).

2.1.4.3. Les silanes

Un silane est une molécule organique avec une extrémité comportant des groupements méthacrylates pouvant co-polymériser avec les groupements méthacrylates des résines de collage et l'autre extrémité comprenant un ou plusieurs groupements trialkoxysilanes qui réagissent avec des substrats inorganiques comme les charges de verre de la céramique. Les silanes sont donc des agents de couplage se liant d'un côté à la céramique contenant de la silice et de l'autre à la colle composite (Figure 70) (Fron H et al. 2009).

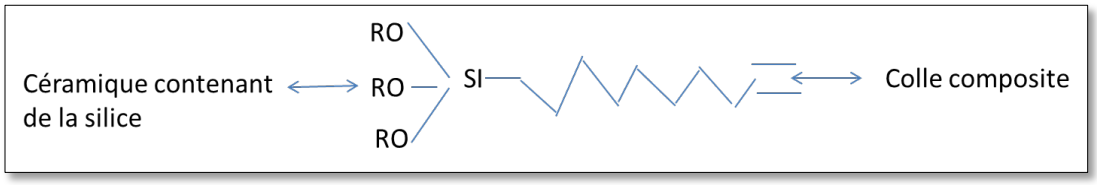


Figure 70 - Formule d'un silane (Fron H et al. 2009)
Au niveau du groupement organique, la double liaison (à droite) va permettre une liaison à la colle composite (par co-polymérisation).Au niveau du groupement trialkoxysilane (à gauche) vont pouvoir se former des liaisons covalentes avec une phase minérale.

Pour pouvoir réagir, le silane doit être hydrolysé : cette réaction produit du silanol et de l'alcool libre mais n'est possible qu'en milieu acide. Le silanol ainsi que la surface inorganique de la céramique contiennent chacun des groupements hydroxyles qui réagissent entre eux en créant des liaisons covalentes appelées aussi liaisons siloxanes par une réaction de condensation qui confère une importante stabilité à l'ensemble (Figure 71) (Fron H et al. 2009).

Cette réaction dégage de l'eau. Il est donc important de bien sécher pour éliminer l'eau et les solvants du film de silane, facilitant ainsi la diffusion de l'adhésif (Dahan L et Raux F 2012). L'utilisation d'une soufflette à air permet l'évaporation des solvants du silane et augmente la réactivité de celui-ci.

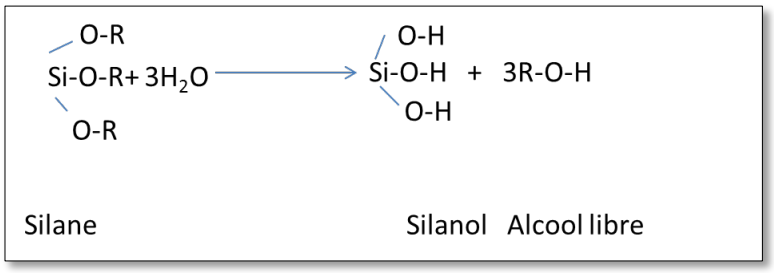


Figure 71 - Principe de l'hydrolyse du silane à pH acide (Fron H et al. 2009)

Pour réagir avec le silane, la céramique doit posséder une phase vitreuse. Si la phase vitreuse et suffisamment importante, il n'est pas nécessaire de réaliser un traitement de surface (sablage) préalable à l'application du silane. C'est le cas des céramiques feldspathiques et des vitrocéramiques contrairement aux céramiques polycristallines. Ces matériaux contiennent de la silice, dont les atomes de silicium s'hydrolysent facilement et se recouvrent alors de radicaux –OH se liant par liaison covalente avec le silane (Figure 72).

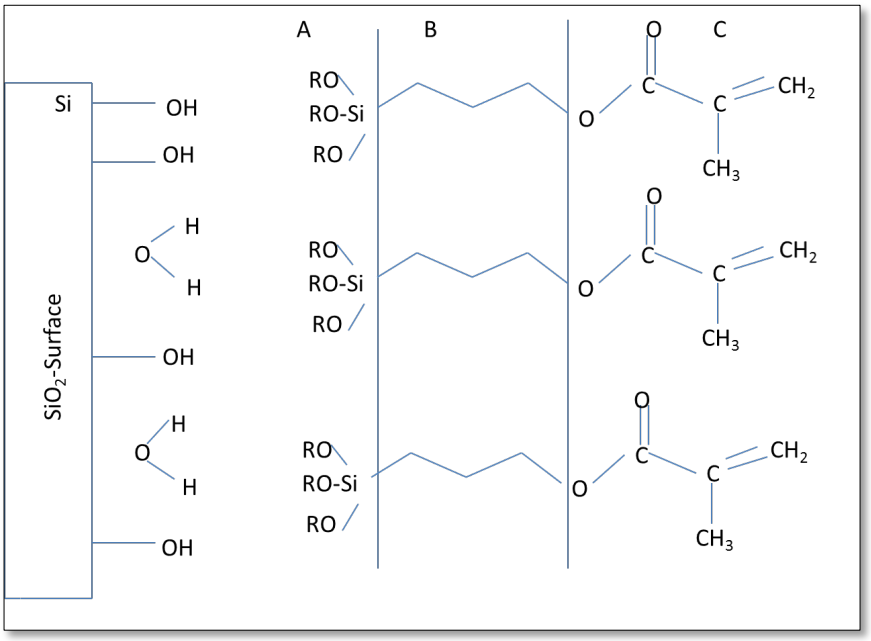


Figure 72 - Molécule de silane se liant à la céramique (Azevedo C et Colon P 2005)
Les molécules de silane peuvent être divisées en trois parties : A : cette extrémité se lie aux groupements OH et aux molécules d'eaux situées en surface de la céramique recouverte de silicates, B : chaîne carbonée n'intervenant pas dans la réaction de silanisation, C : les doubles liaisons vont s'ouvrir pour obtenir une liaison avec les groupements méthacrylates du polymère de collage.

Le silane réduit également les dégradations hydrolytiques du collage et améliore la mouillabilité de la surface traitée (Koubi SA et al. 2009).

- *Produits commercialisés :*

Actuellement, on retrouve sur le marché des silanes se présentant en un ou deux flacons.

Pour le système deux flacons, un flacon contient du silane en solution stable, et le deuxième de l'acide (en majorité de l'acide acétique). Lors de la procédure clinique de silanisation, il faut mélanger le silane avec l'acide pour engendrer la réaction d'hydrolyse (Matinlinna et al. 2004).

Le système mono-flacon contient du silane dans une solution acide ce qui le rend pré-hydrolysé et permet une utilisation clinique immédiate (Figure 73). Cependant, le silane pré-hydrolysé se conserve difficilement, moins d'un an pour un produit entamé. Il est alors impératif de le conserver dans un endroit frais et bien refermer, après emploi (Dahan L et Raux F 2012).

Aujourd'hui le silane à base de MPS (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane) est le plus utilisé. Il se retrouve dilué dans une solution d'eau et d'éthanol à moins de 2% tamponnée à l'acide acétique.

Figure 73 - Exemple de silane un flacon le Vita Ceramics Etch ® (VITA Zahnfabrik)

Type de silane Société commerciale	Mono-composant	Bi-composant
Ivoclar Vivadent	Monobond plus ®	
3M Espe	3M Ceram b Primer ®	
Dentspy	Agent silane calibra ®	
Kuraray	Clearfil Ceramic Primer®	
DMG		DMG Silane ®
Voco	Voco ceramic bond ®	
Ultradent	Silane etch ®	
Micerium	Tender Bond Metal & Ceramic Primer ®	
Tokuyama		Tokuso Ceramic Primer ®
Itena	Silanea ®	
Sun Medical		Porcelain Liner M ®
Saremco		CSP Ceramic Silane Primer ®
Vita	Vitasil ®	
Bisco	Z-Prime Plus ®	Bis Silane ®

Figure 74 - Tableau récapitulatif des silanes existant sur le marché (Anstett A 2011)

2.2. Interface dent/ matériau d'assemblage

2.2.1. Rappels sur les tissus dentaires minéralisés

2.2.1.1. L'émail

L'émail humain mature se compose d'une **phase minérale** (représentant 96 % en poids, et 87 à 91 % en volume, constituée de monocristaux d'hydroxyapatite), d'une **phase organique** (représentant 0.4 % en poids et 2 % en volume) et d'une **phase aqueuse** (3.6 % en poids et 7 à 11 % en volume).

Les cristaux d'hydroxyapatites sont regroupés en prismes hexagonaux (Figure 75). En 1950, le Dr Michael Buonocore démontre qu'un acide peut altérer la surface de l'émail dentaire pour permettre ensuite le collage par une résine adhésive (Guastalla O et al. 2008). La dissolution du cœur des prismes crée un microrelief à la surface de l'émail, permettant l'infiltration de la résine adhésive hydrophobe dans ces anfractuosités et donc l'adhésion par micro clavetage mécanique (Guastalla O et al. 2008).

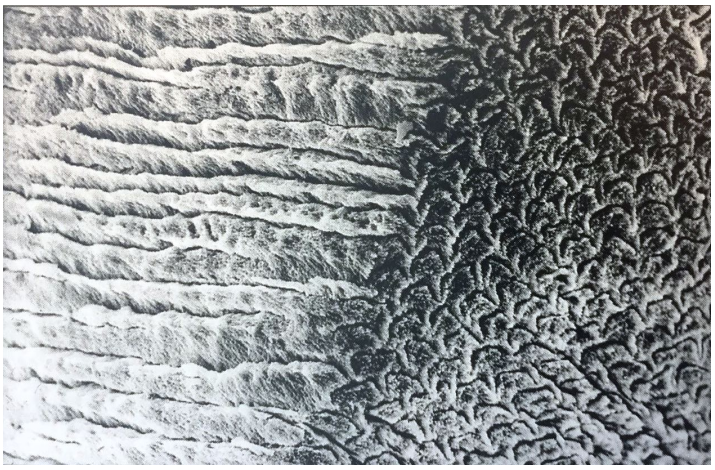


Figure 75 - Organisation prismatique de l'émail sain (MEB) (Lasfargues et al. 2009)

2.2.1.2. La dentine

La dentine est composée d'une **phase inorganique** d'hydroxyapatite (70 %) et d'une **phase organique**, constituée en grande partie de collagène (18 %) et d'une phase aqueuse (12 %).

La dentine est traversée de canalicules ou tubulis dentinaires, qui contiennent les prolongements des odontoblastes.

À l'issue de toute préparation mécanique par fraisage, la surface dentinaire est recouverte d'une couche composée de débris organiques et inorganiques (mélange de collagène dénaturé, d'eau et de cristaux d'hydroxyapatite) produits par le fraisage : la boue dentinaire ou « smear layer » (Figure 76). Cette boue dentinaire pénètre aussi dans les tubulis dentinaires et forme des bouchons, les «smears plugs». Cette couche doit être éliminée ou modifiée avant collage car elle limite la profondeur d'infiltration de la résine dans les tubulis dentinaires (Figure 77) (Guastalla O et al. 2008).

Figure 76 – Section de surface dentinaire recouverte de smear layer (MEB) (Bauser et al. 2001)

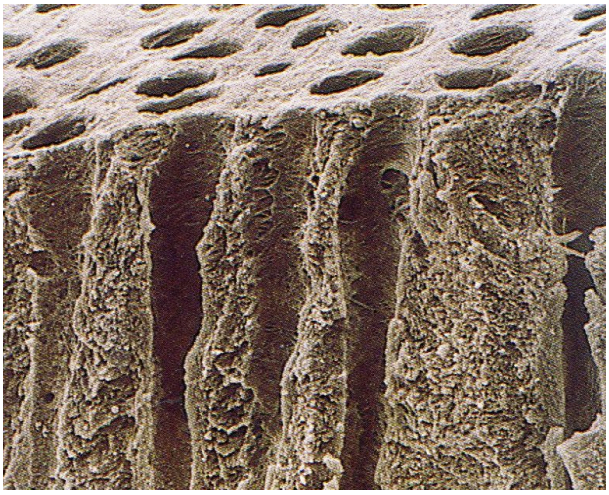


Figure 77 - Surface dentinaire après élimination de la boue dentinaire, exposant les canalicules (MEB) (Bauser et al. 2001)

2.2.2. L'adhésion

L'adhésion est l'ensemble des interactions qui contribuent à lier ou unir deux surfaces entre elles. Plus précisément, elle regroupe « les phénomènes d'ancrage mécanique de l'adhésif dans les pores et rugosités du substrat ainsi que les liaisons chimiques intermoléculaires que l'adhésif et l'adhérant sont susceptibles d'échanger » (Degrange M et al. 1994).

Le principe des systèmes adhésifs se base sur la formation d'une rétention micromécanique et chimique par la pénétration de la résine adhésive au niveau des surfaces amélaires et dentinaires préparées préalablement par le mordançage (Bauser et al. 2001).

Il existe actuellement deux grandes familles de systèmes adhésifs :

les systèmes adhésifs M+R (Mordançage + Rinçage) ;

les systèmes adhésifs auto-mordançants (SAM).

2.2.2.1. Les systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M+R)

Ces systèmes regroupent plusieurs éléments qui sont appliqués successivement sur le substrat dentaire :

- **l'agent de mordançage** : Acide orthophosphorique entre 32 et 37 %
- **le promoteur d'adhésion** : c'est une résine bipolaire capable de faire le lien entre les tissus dentaires hydrophiles et la résine hydrophobe, rendant la surface dentaire hydrophobe
- **la résine adhésive** : résine à base de monomères méthacrylates, chargée ou non.

2.2.2.1.1. Les systèmes M+R III (3 étapes)

Le traitement se fait en trois étapes distinctes (Figure 86).

L'agent mordançant, le promoteur d'adhésion et la résine adhésive sont conditionnés séparément (Figure 87).

1) Le **mordançage** par un gel d'acide orthophosphorique à 37 %.

A pour but de dissoudre la zone interprismatique, ce qui permet de bien exposer les prismes en agissant sur une épaisseur d'émail comprise entre 5 et 50 µm (Figure 78) (Bauser et al. 2001).

Ce traitement de surface permet également d'éliminer la boue dentinaire et de déminéraliser la dentine de surface (Figure 79). Le collagène est mis à nu et les tubulis sont ouverts. Ce traitement affecte la surface de l'émail et de la dentine pour créer des micro-rugosités et des micro-porosités de surface propices à l'infiltration de monomères (Pilavyan L et al. 2014).

Figure 78 - Email mordancé à l'acide orthophosphorique 36 % (MEB) (Eliades et al. 2005)

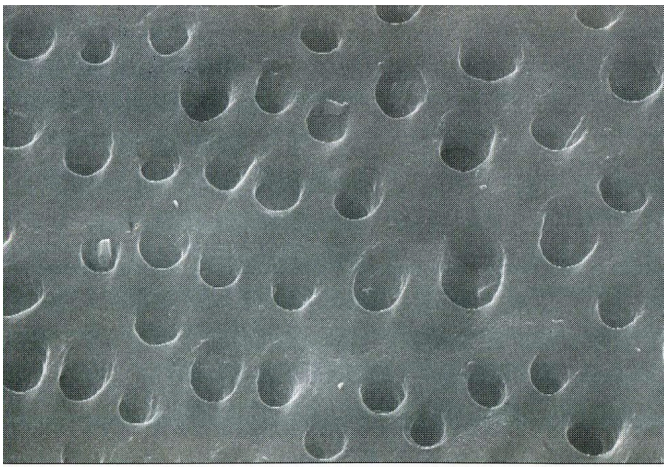


Figure 79 - Dentine mordancée à l'acide orthophosphorique 37 % (MEB) (Eliades et al. 2005)

2) Le **promoteur d'adhésion** transforme la surface hydrophile en surface hydrophobe.

Le promoteur d'adhésion est une solution contenant un ou plusieurs monomères amphiphiles (HEMA). Le pôle hydrophile (OH) fait le lien avec les tissus dentinaires et le pôle hydrophobe (méthacrylate) fait le lien avec la résine adhésive. L'application du promoteur d'adhésion est indispensable pour empêcher le collapsus des fibres de collagène, augmenter la mouillabilité de la dentine et faciliter la pénétration de la résine adhésive (Pashley et al. 1992).

3) L'application d'une **résine adhésive** entraine la formation de la couche hybride (imbrication de la résine adhésive entre les fibres de collagènes) et des TAG (système adhésif qui a pénétré au sein des tubulis) (Figure 80, Figure 81, Figure 85).

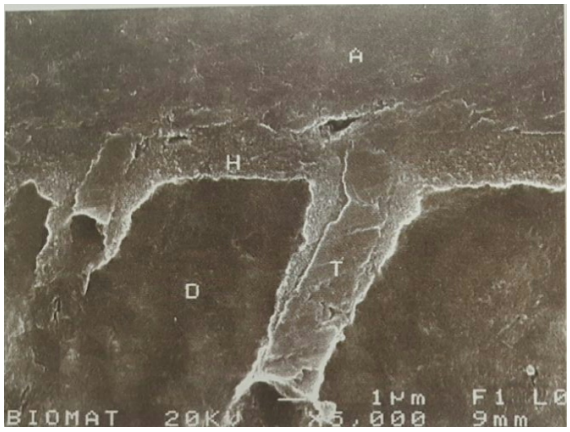


Figure 80 - Coupe réalisée au niveau de la couche hybride (MEB) (Degrange M 2005a)
A : résine adhésive D : dentine déminéralisée T : tubulis dentinaires H : couche hybride

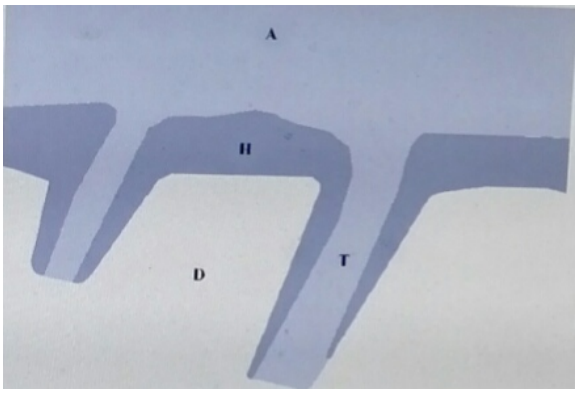


Figure 81 - Schéma réalisé sur la base de la figure 75 et montrant les différentes couches (Degrange M 2005a)

La fonction de ces TAG est d'améliorer l'adhésion (majoration de la force d'adhésion de 10 à 30 %) (Feiglin 1983).

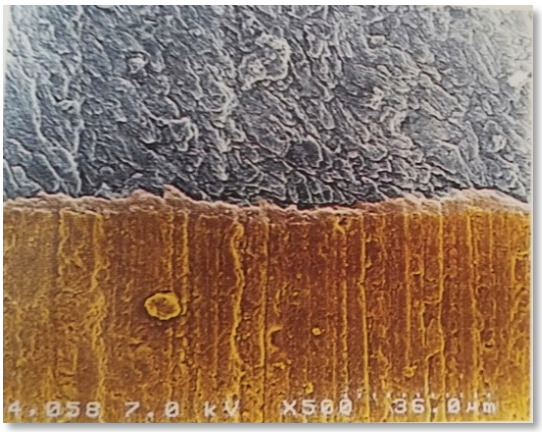


Figure 82 - Adhésion entre l'émail et la résine adhésive (M.E.B) (Bauser et al. 2001)

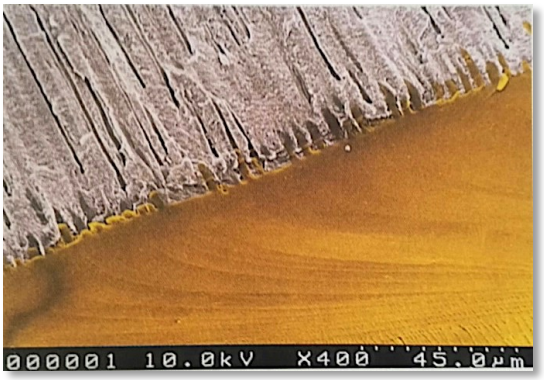


Figure 83 - Adhésion entre la surface dentinaire et la résine adhésive qui pénètre dans les canalicules (MEB) (Bauser et al. 2001)

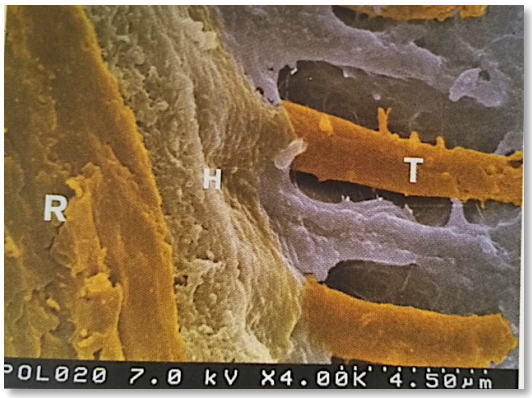


Figure 84 - Section du joint dentine-résine (M.E.B (Bauser et al. 2001))
(R= résine, H = couche hybride, T= prolongements de résine)

La couche hybride est considérée comme le mécanisme principal d'adhésion des systèmes amélo-dentinaires car elle permet d'optimiser l'adhésion au niveau dentinaire (Nakabayashi 1992).

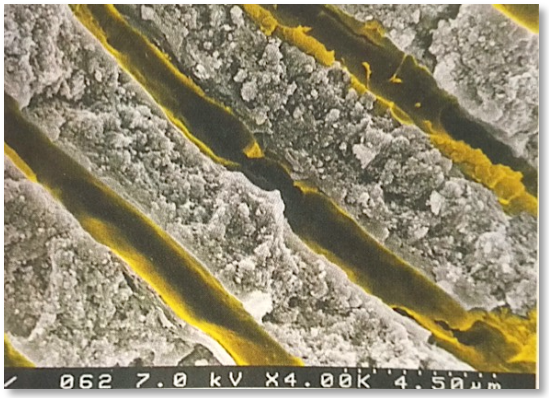


Figure 85 - Couche TAG (M.E.B) (Bauser et al. 2001)

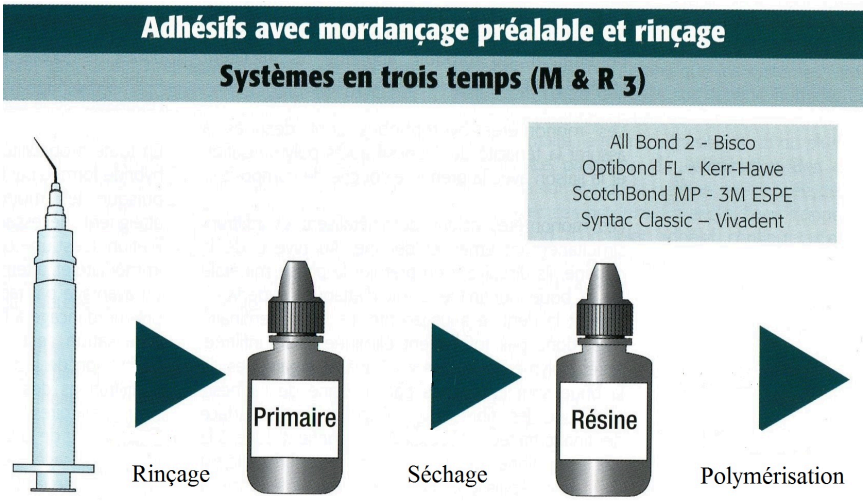


Figure 86 - Schéma du protocole d'un adhésif M+R III (Degrange M 2005b)

Figure 87 - Exemple d'un adhésif M+R III l'OptiBond FL ™ (Kerr)

2.2.2.1.2. *Les systèmes M+R II (2 étapes)*

Ces systèmes adhésifs ont les mêmes propriétés que les systèmes M+R III. Mais le conditionnement des tissus dentaires ne se fait qu'en 2 étapes (Figure 88, Figure 89).

1) Le **mordançage** par un gel d'acide orthophosphorique à 37 %.

2) Le **promoteur d'adhésion** transforme la surface hydrophile en surface hydrophobe et l'application d'une **résine adhésive** entraine la formation de la couche hybride et des TAGS. Le promoteur d'adhésion et la résine adhésive sont alors présents dans le même flacon.

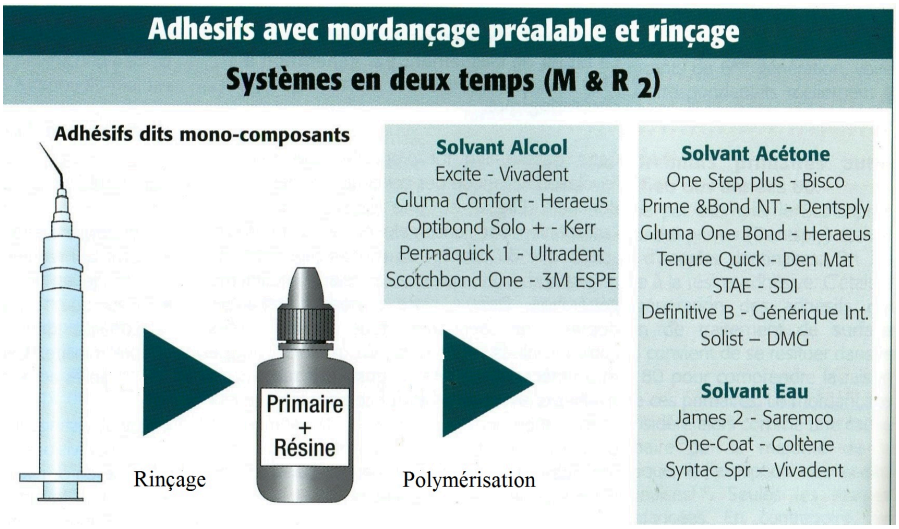


Figure 88 - Schéma du protocole d'un adhésif M+R II (Degrange M 2005b)

Figure 89 - Exemple d'un adhésif M+R II le Adper™ Scotchbond™ 1 XT (3M ESPE)

2.2.2.2. Les systèmes automordançants (SAM)

Les systèmes automordançants, à la différence des sytèmes M+R, n'éliminent pas la boue dentinaire. Elle est stabilisée et modifiée (Degrange M 2007a). Sa présence réduit alors la perméabilité dentinaire (80 %) donc les sensibilités post opératoires (Pashley 1984).

Les systèmes automordançants contiennent des monomères acides (esters phosphatiques ou des acides carboxyliques) et de l'eau. L'eau active l'ionisation des monomères acides qui infiltrent et déminéralisent l'émail et la dentine. Ces monomères fonctionnels tels que 10-MDP ou 4-META peuvent former des liaisons chimiques avec les phases d'hydroxyapatite dissoutes, entrainant une meilleure cohésion de la résine infiltrée après polymérisation (De Munck et al. 2005). Après polymérisation, les constituants organiques de la boue dentinaire sont imprégnés par la résine de l'adhésif, ainsi que les fibres de collagène de la surface dentinaire traitée. La couche hybride contient donc à la fois les protéines de la boue dentinaire et de la dentine.

Au niveau de l'émail, les monomères pénètrent au sein des espaces créés, en englobant les cristaux d'émail dissous car ils ne sont pas éliminés par rinçage. Les monomères favorisent l'infiltration de la résine (Degrange M 2007a).

Au niveau de la dentine, la phase minérale est dissoute afin que des monomères puissent diffuser, au travers du réseau de collagène, à l'intérieur des tubulis.

Les systèmes SAM se présentent en deux catégories : les SAM 2 en 2 étapes (Figure 91) et les SAM 1 en une seule étape (Figure 94) ou parfois deux (Figure 93). Ils peuvent être également classés en fonction du pH de l'acide faible : le SAM fort (pH<1.5) et les SAM moyens (mild) et intermédiaires (intermediately) (ph>1.5) plus performants et plus récents (Peumans et al. 2014).

2.2.2.2.1. Les SAM 2 (2 étapes)

1) Le mordançage et la transformation de la surface hydrophile en surface hydrophobe se font par l'application d'un **promoteur d'adhésion automordançant acide** (self-etching primer). Il déminéralise et infiltre simultanément les tissus dentaires.

2) La création d'une adhésion chimique et micromécanique se fait par l'application de la **résine adhésive** et la formation de la couche hybride et des TAGS.

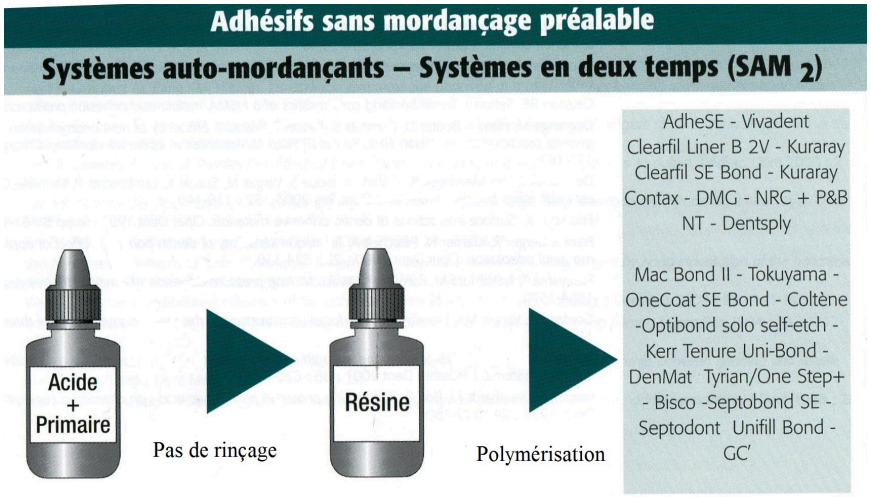


Figure 90 - Schéma du protocole d'un adhésif SAM 2 (Degrange M 2005b)

Figure 91 - Exemple d'un adhésif SAM 2 le AdheSE ®(Ivoclar)

2.2.2.2.2. Les SAM 1 (1 étape)

Ce sont des systèmes à une étape présentant un seul produit à appliquer (Figure 92). Le mordançage, la transformation de la surface hydrophile en surface hydrophobe et la création d'une adhésion chimique et micromécanique se font avec un seul produit. Ce produit associe nécessairement de l'eau, des monomères hydrophiles, des solvants et des monomères hydrophobes.

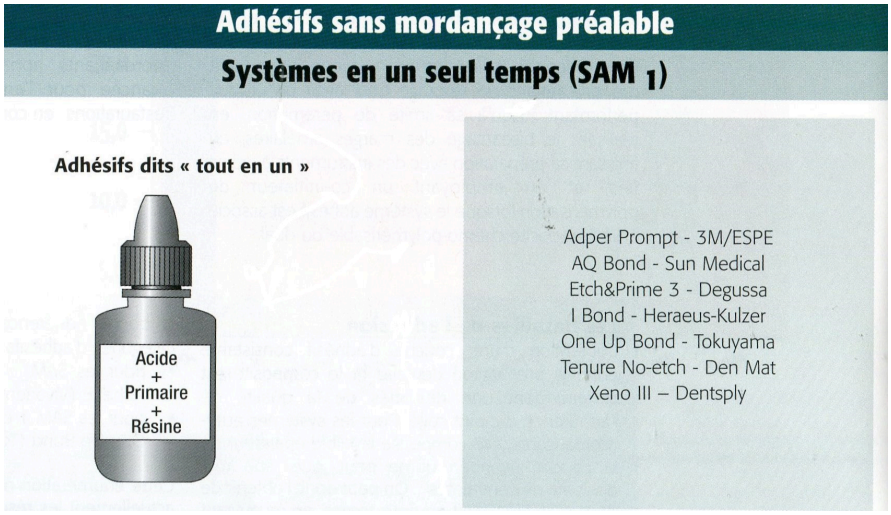


Figure 92 - Schéma du protocole d'un adhésif SAM 1 (Degrange M 2005b)

Figure 93 - Exemple d'un système adhésif SAM 1 Xeno ® III (Dentsply)

Figure 94 - Exemple d'un système adhésif SAM 1le G-aenial ™ Bond (GC)

Les systèmes adhésifs dentaires peuvent être à prise chémopolymérisables, à prise, photopolymérisables ou à prise dual (Figure 95).

Type d'adhésif / Société commerciale	MR III	MR II	SAMII	SAMI
3m ESPE	Adper Scotchbond Multi Purpose®	Adper Scotchbond 1 XT® Adper Single Bond Plus®		Adper Easy Bond®
Dentspy		XP Bond® Prime & Bond NT®		Xeno V+® Xeno III®
Kuraray		Clearfil Photo Bond® Clearfil New Bond®	Clearfil SE Bond® Clearfil Liner Bond 2V®	Clearfil S³ Bond® Clearfil DC Bond®
DMG	Luxabond Total Etch® Teco®		Contax®	
Voco		Solobond M® Solobond Plus®		Futurabond M® Futurabond DC® Futurabond NR®
SDI		Stae®	Frog®	Go!®
Kerr	Optibond FL®	Optibond Solo Plus®	Optibond XTR®	Optibond all in one®
Coltene Whaledent	ART Bond®	One Coat Bond®	One Coat Self Etching Bond®	One coat 7,0®
Micerium	Rock Bond®	Ena Bond®		
Tokuyama				Tokuyama Bond Force® One Up Bond F Plus®
Itena		Iperbond Ultra® Iperbond Ultra® (associé à Iperbond Ultra Activator®)	Quickbond® Quickbond (associé avec Bond Activator®)	Iperbond Ultra® Iperbond Ultra® (associé avec Iperbond Ultra Activator®)
GC			GC Unifil Bond® GC Fujibond LC®	GC G-Aenial Bond® GC G-Bond®
Sun Medical				AQ Bond Plus® Hybrid Bond®
Saremco	CMF Adhesive System®		Microbond®	James-2®
Heraeus Kulzer		Ibond Total Etch® Gluma 2 Bond®		Ibond Self Etch®
Bisco	All Bond II® All Bond III®	ACE All Bond® One Step® One Step Plus®		
Vita	ART Bond Set®			
Ivoclar Vivadent	Syntac®	Excite F® Excite F DSC®	Adhese® Adhese® (associé avec Adhese DC Activator®)	Adhese One F®

Figure 95 - Récapitulatif des différents systèmes adhésifs amélo-dentinaires (en rouge , système adhésif avec prise duale) (Anstett A 2011)

	Avantages	Inconvénients
Adhésifs M+R	-très bonne adhésion à l'émail -recul clinique important	-adhésion à la dentine délicate et donc technique dépendante -plus de manipulation
Adhésifs SAM	-protocole simplifié -adhésion à la dentine efficace -sensibilités post opératoires faibles	- Acide faible et donc adhésion à l'émail moins efficace

Figure 96 - Avantages et inconvénients des différents systèmes adhésifs (Guastalla O 2009)

2.2.2.3. Les adhésifs universels

Récemment, une nouvelle famille d'adhésifs est apparue sur le marché, les adhésifs dits « universels » (Figure 97). Ces adhésifs se caractérisent par leur conditionnement en un seul flacon, l'absence de mélange, la possibilité de les utiliser avec ou sans mordançage et leur utilisation possible pour les restaurations directes et indirectes (Pelissier B et al. 2016).

Ils se comportent comme un système M+R II sur l'émail et comme un système SAM 1 sur la dentine : l'avantage vient du fait qu'un adhésif qui peut être appliqué selon les deux protocoles permet au praticien de choisir quel type de matériau de restauration il va utiliser et comment il va conditionner les tissus dentaires (Oudin Gendrel A et al. 2015).

La plupart des adhésifs universels utilisent des esters de phosphate comme monomère fonctionnel primaire, le plus utilisé étant le 10-MDP. C'est un monomère amphiphile avec à une extrémité, un groupe méthacrylate hydrophobe (permet le collage avec les résines méthacrylates et les ciments) et à son autre extrémité, un groupe phosphate hydrophile (permet le collage aux tissus dentaires, métaux et oxydes de zirconium) (Pelissier B et al. 2016). Le caractère hydrophobe du 10-MDP lui permet d'être stable en solution et lutter contre la dégradation par hydrolyse de l'interface adhésive au cours du temps. Ce monomère établit des liaisons chimiques avec les tissus dentaires par l'intermédiaire d'une liaison calcique avec l'hydroxyapatite (Yokota et Nishiyama 2015).

Les monomères des adhésifs universels ont à la fois un caractère hydrophile leur permettant d'humidifier suffisamment la dentine et un caractère hydrophobe une fois polymérisé pour empêcher l'hydrolyse de l'eau dans le temps (Pelissier B et al. 2016). Ils sont également

suffisamment acides pour être efficaces dans un mode automordançant et contiennent de l'eau nécessaire à la dissociation des monomères acides rendant possible l'automordançage.

Figure 97 - Exemple d'un adhésif universel le Scotchbond™ Universal (3M ESPE)

L'étude de Wagner A. et al. en 2014 a montré que les adhésifs universels présentent de meilleures valeurs d'adhésion sur la dentine lorsqu'ils sont utilisés en système M+R II plutôt que en SAM (Figure 98) (Wagner et al. 2014). L'étude de Diniz AC. et al. En 2016 a comparé différents systèmes adhésifs au niveau de leur force d'adhésion sur l'émail et le système adhésif universel avec M+R a présenté les meilleurs valeurs d'adhésion (36.83 MPa) (Diniz et al. 2016).

Adhesive	Self-etch mode				Etch-and-rinse mode			
	24-h		After thermo-cycling		24-h		After thermo-cycling	
Futurabond U	$37.9 \pm 14.0^{b,c,d}$	(104/5)	$36.6 \pm 18.7^{b,c,d}$	(41/39)	$41.2 \pm 10.7^{b,c,d}$	(66/2)	$46.0 \pm 12.9^{a,b,c}$	(21/0)
All Bond Universal	52.6 ± 12.7^{a}	(35/0)	$44.7 \pm 12.7^{a,b,c}$	(30/0)	$44.8 \pm 10.8^{a,b}$	(26/1)	54.6 ± 11.7^{a}	(25/0)
Scotchbond Universal	$44.0 \pm 21.9^{a,b,c}$	(35/0)	$48.3 \pm 13.85^{a,b,c}$	(18/0)	$49.1 \pm 11.1^{a,b,c}$	(48/0)	$46.8 \pm 15.1^{a,b,c}$	(65/1)
Futurabond M	$36.7 \pm 14.5^{c,d,e}$	(33/4)	26.1 ± 9.7^{e}	(34/13)				
Futurabond DC	$38.5 \pm 14.8^{b,c,d}$	(28/7)	$25.2 \pm 9.2^{d,e}$	(22/11)				

Figure 98 - Valeurs d'adhésion en MPa de différents systèmes adhésifs universels testés en M+R et SAM (Wagner et al. 2014)

2.2.3. Compatibilités des adhésifs avec les polymères de collage

Les colles sans potentiel adhésif nécessitent l'utilisation préalable d'un système adhésif amélo-dentinaire pour pouvoir adhérer aux surfaces dentaires. Cependant un certain nombre de ces adhésifs ne sont pas compatibles avec les modes de polymérisation des colles. A la fin des années 90, des décollements précoces d'inlays ou de facettes impliquant des colles auto-polymérisables ou duales dont la prise se faisait sans photopolymérisation ont été rapportés aux USA (Hagge et Lindemuth 2001). Deux raisons ont été identifiées : l'acidité d'une part et la perméabilité à l'eau des systèmes automordançants d'autre part (Tay et al. 2003). En effet, les SAM se comportent comme des membranes semi-perméables du fait du taux élevé de monomères hydrophiles qu'ils contiennent (Degrange M 2007b). La conséquence à moyen et long terme est l'altération par hydrolyse du joint collé.

Self-etch Adhesives		Microtensile Bond Strength (MPa)*	
		Dual cured composite (light-activation mode)	Dual cured composite (chemical-activation mode)
Two-step	Clearfil SE Bond	54.9±8.0 0 (23)^	55.0±5.7 7 (24)^
	Tyrian SPE/One-Step Plus	53.0±7 7(23)^	49.8±7 4 (22)^
One-step	Xeno III	48.8±9 3 (21)^	7.1±7.0 (24)^R**
	Brush&Bond	41.6±4 4 (25)^	21.0±4 8 (25)^R

Figure 99 - Comparatif d'adhésifs SAM 1 et 2 au niveau de leur force d'adhésion couplés avec un composite dual (chémo et photopolymérisation) (Cheong et al. 2003)

2.2.3.1. Problèmes liés à l'acidité de certains adhésifs

Les colles sont composées d'une « base » et d'un « catalyseur ». Le mélange de ces deux composants permet la formation de radicaux libres qui amorcent la polymérisation (mélange entre le peroxyde organique contenu dans le catalyseur et un amine tertiaire de la base) (Degrange M 2007b). Lorsqu'une colle chémopolymérisable est appliquée sur l'adhésif, certains monomères libres de l'adhésif peuvent diffuser dans la zone profonde du polymère de collage. En effet, la couche superficielle de l'adhésif n'est pas polymérisée car il existe une inhibition de la réaction de polymérisation au contact de l'oxygène de l'air (Suh et al. 2003). Si l'adhésif contient des monomères acides, ces derniers vont pénétrer dans la colle et réagir avec les amines tertiaires (présents dans la base) qui ont un caractère basique et qui donc ne

seront plus disponibles pour participer à la formation des radicaux libres. Le manque de formation de ces radicaux libres inhibe la chémopolymérisation.

Les solutions à cette difficulté consistent à choisir des adhésifs M+R III ou SAM 2. Un adhésif hydrophobe s'opposant à la diffusion des monomères acides du promoteur d'adhésion est utilisé avec ces deux systèmes adhésifs. Ces produits présentent généralement une meilleure compatibilité avec les colles chémopolymérisables (Cheong et al. 2003).

Certains fabricants fournissent un « activateur » avec leur système adhésif dans le but de diminuer l'épaisseur de la couche d'adhésif inhibé par l'oxygène de l'air (Ikemura et Endo 1999). L'activateur est un sulfinate de sodium. Ce dérivé de l'acide sulfinique est un agent réducteur qui réduit l'épaisseur de la couche d'adhésif inhibée par l'oxygène et contribue à former des radicaux libres en réagissant avec les monomères acides de l'adhésif, assurant ainsi une bonne chémopolymérisation. Ces activateurs sont généralement fournis avec les M+R II et les SAM 2.

Les adhésifs duals permettent également de pallier l'effet négatif de l'acidité.

2.2.3.2. Perméabilité à l'eau de certains adhésifs

Certains adhésifs sont suffisamment hydrophiles pour laisser diffuser l'eau contenue dans les tissus dentaires. L'eau a tendance à se concentrer au niveau de l'interface adhésif-colle. En effet, le polymère de collage étant de nature hydrophobe, il est une barrière à la diffusion de l'eau. Il se forme donc des bulles d'eau à l'interface adhésif/composite, affaiblissant, à relativement court terme, le joint collé. Ce problème se rencontre principalement avec les SAM I (Tay et al. 2003) (Degrange M 2007a).

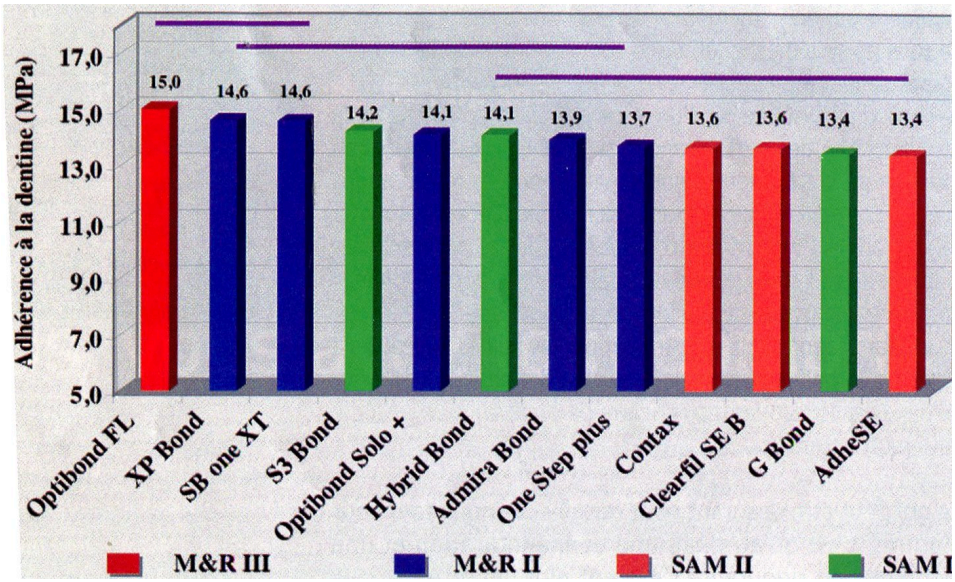


Figure 100 - Histogramme illustrant les valeurs d'adhérence à la dentine des douze adhésifs les plus performants parmi une soixantaine testée (Degrange M 2007a)

Au vu des résultats des études précédentes, nous pouvons conclure que les colles duales associées à un système adhésif M+R III présentent les meilleurs valeurs d'adhésion (Degrange M 2007a).

2.3. Les nouvelles céramiques hybrides : collage de la Vita Enamic ®

Voici un protocole de collage pour les PICN que nous pouvons établir grâce à la synthèse entre les revues de littérature sur les céramiques et les assemblages.

Avant l'étape de l'assemblage, plusieurs prérequis sont indispensables.

1) La **vérification du travail prothétique reçu**, sur le modèle puis en bouche après dépose des restaurations provisoires. L'essayage de la restauration enduite d'une couche de glycérine permet de contrôler et d'ajuster l'adaptation marginale, les points de contact, l'intensité des contacts occlusaux et l'esthétique (Etienne 2011).
2) La pose d'un champ opératoire étanche permettant l'isolation de la dent, l'accessibilité aux limites de la restauration et la préservation des points de contact. La digue reste le meilleure moyen pour prévenir les risques infectieux (Breschi et al. 2008). Une digue individuelle sur chaque dent préparée permet une insertion facilitée de la restauration, une élimination simplifiée des excès et une absence de pollution des dents adjacentes. Lorsque la restauration (inlays) concerne une seule dent, un champ opératoire individuel est indiqué, une digue ultrafine choisie ne représentant qu'une épaisseur négligeable n'altérant en rien la qualité des points de contacts (Weisrock G et Brouillet JL 2008)
   L'isolation d'un groupe de dents est toutefois indiqué pour l'assemblage des restaurations coronaires plurales permettant la mise en place aisé d'une instrumentation type coin de bois, matrice, strip (un crampon distal et mésial suffit à l'isolation d'un quadrant) (Etienne 2011).
   Le téflon (PolyTétraFluoroéthylène) permet également d'isoler des dents saines lors du mordançage pour éviter tout contact avec l'acide des dents non concernées par le collage. Il est également efficace pour accroitre le degré de rétraction gingivale dans le sens vertical et horizontal et pour combler les manques de la digue (Gerdolle D 2016).

3) La **préparation de l'intrados** de l'Enamic®. Le protocole classique consiste en l'application <u>d'acide fluorhydrique à 5 % pendant 60s</u> au niveau de l'intrados de la pièce prothétique permettant la création de micro-rétention (Figure 101). Le temps d'application et la concentration de l'acide dépendent de la nature de la céramique : pour une vitrocéramique, un traitement à l'acide fluorhydrique 5 % pendant 60 secondes est le plus efficace (Vargas et al. 2011) (pour une céramique feldspathique, un traitement à l'acide

fluorhydrique 10 % pendant 90 secondes est le plus efficace) (Allard Y et Lehmann N 2015).

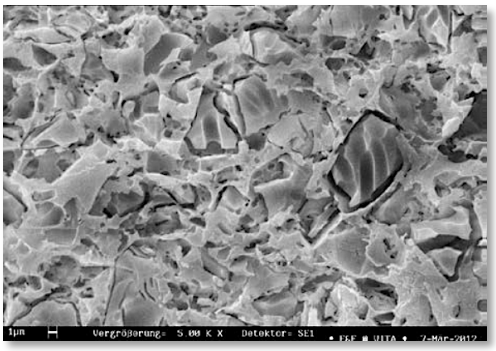


Figure 101 - VITA Enamic® après mordançage à l'acide fluorhydrique 5 % pendant 60s (Vargas et al. 2011)

Un rinçage pendant 30s puis un séchage minutieux sont ensuite réalisés avant l'application d'un silane pendant une minute qui sera ensuite séché. En effet, les meilleurs performances d'adhésion sont obtenues pour l'Enamic® après mordançage avec l'acide fluorhydrique et silanisation (étude de Frankenberger R. et al. en 2015) (Frankenberger et al. 2015).

Matériau	Controle	Silane	Sablage	Sablage + silane	Acide fluorhydrique	Acide fluorhydrique + silane
Enamic	0	3,1	15,2	15,7	21,8	23,4

Figure 102 - Résultats des valeurs d'adhésion en MPa après différents pré-traitement et collage avec une colle sans potentiel adhésif d'après « adhesive luting of new CAD/CAM materials » (Frankenberger et al. 2015)

Les groupements du silane se lient à la fois avec la silice et les polymères de l'Enamic® et avec les groupements méthacrylates des polymères de collage améliorant ainsi la résistance de la liaison (Elsaka 2015).

Un adhésif amélo-dentinaire est ensuite appliqué sur l'intrados de la prothèse sans polymérisation, empêchant la couche de silane de s'hydrolyser (Koubi SA et al. 2009).

4) La **préparation amélo-dentinaire**. Au préalable, le nettoyage de la surface dentaire doit être effectué l'aide d'une brossette enduite de ponce en solution aqueuse ou de pâte à polir, puis

rincée. Le micro-sablage garantit également l'obtention de surfaces propres, rugueuses permettant de potentialiser l'adhésion et de préparer les surfaces au mordançage acide (Magne 2005). C'est une méthode douce pour la pulpe (faible élévation thermique, réactions histologiques modérées) consistant en une projection de particules d'oxydes d'aluminium (de 30 à 50 µm) à des pressions variables (2 à 3 bars) pendant 2 à 3 secondes par dent (Chazel JC et al. 2006) (Destrez S 2013). Plus la pression d'air ou plus la taille des particules augmente, plus l'abrasion des tissus est profonde (Figure 103).

Figure 103 : L'aquacut quattro, appareil permettant l'aéropolissage et l'aéroabrasion (Velopex)

Dans le cas d'une colle sans potentiel adhésif, la préparation amélo-dentinaire est réalisée par l'action de l'acide orthophosphorique à 37 % (30s sur l'émail et 15s sur la dentine puis rinçage et séchage), du promoteur d'adhésion et de l'adhésif (qui est par la suite polymérisé) (Figure 104).

L'utilisation d'une solution de digluconate de chlorhexidine à 2 % après mordançage et rinçage permet une réhydratation et l'élimination des bactéries résiduelles Gram positif et négatif sans modifier les valeurs d'adhésion (Hiraishi et al. 2009). La chlorhexidine à 2 % empêche également la dégradation des fibrilles de collagène de la couche hybride en inhibant les métalloprotéinases matricielles (MMPs) ce qui permet d'améliorer la force de liaison entre la dentine et la résine adhésive durablement (Carrilho et al. 2007). Le nom des MMPs leur vient de leur spécificité à dégrader les constituants de la matrice extracellulaire et de leur nécessité d'un ion Zn^2+ et Ca^2+ pour fonctionner (Tjäderhane et al. 2001). Après l'étape de mordançage, la phase organique constituée de collagène est mise à nu (donnera la couche hybride avec l'application de la résine adhésive). L'hybridation n'est cependant pas complète sur toute la partie déminéralisée du fait de la densité de la trame collagénique. Il reste alors

des fibrilles de collagène isolées et non entourées de résine adhésive qui sont alors accessibles aux MMPs présent naturellement dans la dentine et qui vont contribuer à réduire la force de liaison de la couche hybride. La chlorexhine a un pouvoir chélateur de cations. Sans ions Zn^2+ et Ca^2+ la conformation tridimensionnelle des MMPs ne peut pas être modifiée et le site actif ne peut plus agir sur les fibrilles de collagène ce qui inhibe donc leurs actions (Gendron et al. 1999).

Les MMps sont toujours capables d'être activées même si la dent est dévitalisée et donc de dégrader la matrice collagénique (Decup F et al. 2011). La chlorhexidine agit donc également sur les dents dépulpées.

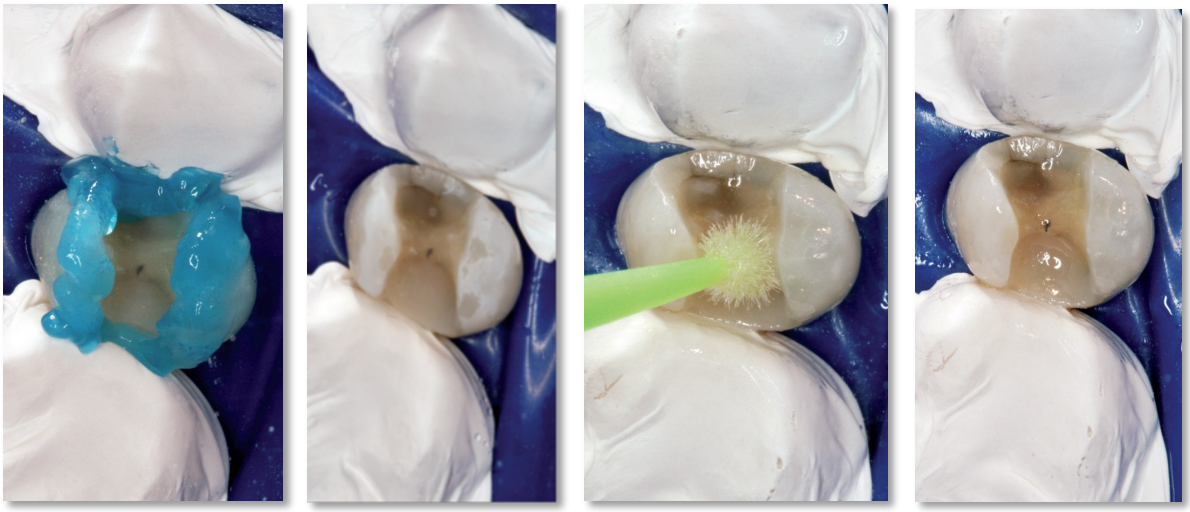


Figure 104 - Etapes du mordançage et de mise en place de l'adhésif (Dahan L et Raux F 2012)

Les tissus amélo-dentinaires et l'intrados de l'Enamic® sont prêts pour le collage.

L'intrados est ensuite chargé de la colle sans potentiel adhésif. Au vue des études précédentes, une colle sans potentiel adhésif est idéale pour le collage des vitrocéramiques dont l'Enamic®. Une colle à basse viscosité est également recommandée ce qui faciliterait la pénétration au niveau des micro-rétentions de l'intrados de la pièce prothétique (Nguyen JF et al. 2014).

Le matériau de collage est placé sur la pièce prothétique uniquement car un phénomène de prise est initié au contact de l'adhésif.

La pièce prothétique est placée sur la dent, les excès de colle sont éliminés par un fil dentaire mousse ou de soie et une polymérisation de 45s par face est effectuée.

Une couche isolante de gel de fluor concentré peut être appliquée pendant trois minutes sur l'ensemble du joint de colle pour éliminer la couche inhibitrice (capable d'altérer l'adaptation marginale) formée au contact de l'oxygène (nouvelle photopolymérisation ensuite de 5s par face) (Rocca et Krejci 2007).

La dernière étape de l'assemblage est la **correction de l'occlusion** et le **polissage du joint** à l'aide de fraises diamantées à grains fins, de strips abrasifs et de disques souples.

1	Préparation du champ opératoire : isolation de la salive	Digue en caoutchouc
2	Préparation de l'intrados de la Vita Enamic	-mordançage à l'acide fluorhydrique 5%, 60 secondes -rinçage / séchage 30 secondes chacun - application d'un silane 1minute et séchage à l'air chaud -application d'un adhésif 4ème génération, sans polymérisation
3	Préparation amélo- dentinaire	-nettoyage de la surface dentaire -mordançage à l'acide phosphorique 30 secondes sur l'émail, 15 sur la dentine -rinçage 45 secondes puis « sécher sans dessécher » -application d'un adhésif amélo-dentinaire de 4ème génération (M+R III) , polymérisation
4	Collage	-insertion de la pièce en Enamic® chargée de colle Bis-GMA -élimination des excès de colle -polymérisation 45 secondes par face
5	Finition	-retrait de la digue et des éventuels cordonnets -correction de l'occlusion et polissage du joint

Figure 105 - Résumé du protocole de collage de l'Enamic ®

Concernant la Lava™ ultimate, le protocole de collage est le même que les PICN à la différence qu'il n'y pas d'effet bénéfique additionnel à combiner la préparation de l'intrados avec de l'acide fluorhydrique et du silane (valeur d'adhésion avec prétraitement à l'acide fluorhydrique à 5 % : 50.4 MPa, valeur d'adhésion avec prétraitement à l'acide fluorhydrique + silane : 49.7 MPa) (Peumans et al. 2016).

Concernant la Cerasmart™ , le protocole de collage est le même que les PICN à la différence qu'étant une céramique feldspathique, une prétraitement à l'acide fluorhydrique à 10 % pendant 90 secondes est plus efficace que 5 % pendant 60s.

CONCLUSION

L'évolution de la CFAO a permis des avancées majeures dans la Dentisterie avec des machines actuelles plus accessibles et plus simples d'utilisation qu'auparavant. La CFAO a encore de beaux jours devant elle avec d'une part, l'apparition de nouvelles fonctionnalités facilitant le travail du Chirurgien-Dentiste (Smile Design, articulateur virtuel…) et d'autre part, l'usinage de nouvelles céramiques devenu possible.

Ces céramiques dites « hybrides » tendent à allier les avantages des céramiques et des composites et sont tournées vers une dentisterie toujours plus conservatrice et moins délabrante pour le patient. Cependant ces céramiques comme les céramiques traditionnelles nécessitent un protocole de collage rigoureux et méticuleux.

L'évolution des protocoles, avec l'apparition des adhésifs universels en un seul flacon, permettra de faciliter le collage des céramiques en diminuant les risques opérateur-dépendant (moins d'étapes).

L'avenir est donc tourné vers une dentisterie à la fois esthétique et conservatrice et vers un protocole de collage moins lourd.

Nous pouvons imaginer dans le futur des céramiques encore plus performantes au niveau mécanique avec une esthétique encore plus proche de la dent naturelle que les céramiques présentes sur le marché.

Bibliographie

3D. Module de logiciel CAD/CAM articulateur virtuel [Internet]. [cité 24 janv 2017a]. Disponible sur: http://www.zirkonzahn.com/fr/systemes-de-cfao/cad-cam-software/zirkonzahn-module/modules-de-logiciel-cadcam-apercu/module-de-logiciel-cadcam-articulateur-virtuel

3D. Smile Design - YouTube [Internet]. [cité 24 janv 2017b]. Disponible sur: https://www.youtube.com/ watch?v=d05cFC2s3U0

3M. Lava Ultimate [Internet]. [cité 8 juin 2016]. Disponible sur: http://creativesmilesinc.com/products/3M%20Lava%20Ultimate/

3M ESPE. - Achat Ciments Rely X Unicem [Internet]. [cité 24 janv 2017a]. Disponible sur: https://www.gacd.fr/article-0111935-relyx-unicem-aplicap.html

3M ESPE. AdperTM ScotchbondTM 1 XT - Adhésif dentaire [Internet]. [cité 6 juill 2016b]. Disponible sur: http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Bonding/Tooth-Bonding/

3M ESPE. CoJetTM - Réparation adhésive et prétraitement [Internet]. [cité 5 juill 2016c]. Disponible sur: http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Devices/Cojet/

3M ESPE. Durelon « Liquide Universel » [Internet]. [cité 3 juin 2016d]. Disponible sur: http://www.dsmdentaire.com/prod-10886.php

3M ESPE. scanning with the 3M True Definition Scanner [Internet]. staging.dental productsreport. advanstar. com. [cité 24 janv 2017e]. Disponible sur: http://www.dentalproductsreport.com/dental/article/how-chairside-scanning-3m-true-definition-scanner-can-help-you-better-practice-dentis

3M ESPE. ScotchbondTM Universal - Adhésif dentaire - [Internet]. [cité 15 nov 2016f]. Disponible sur: http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Bonding/Dental-Adhesive/#tab2

Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. Int J Dent. 2014;2014:783948.

Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. J Clin Exp Dent. 2015;7(4):e495-500.

Align Technology. Scanner 3D intra-oral / pour orthodontie / dentaire - iTero® ElementTM - Align Technology - Vidéos [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.medicalexpo.fr/prod/align-technology/product-71668-726337.html

Allard Y, Lehmann N. Assemblage des restaurations tout céramique : Scellement ou collage ? Inf Dent. 2015;(29):56‑71.

Anstett A. Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique. [Nancy-Metz]: Université henri pointcaré Nancy-1; 2011.

Atlan A. Les matériaux céramiques : que faut-il en retenir. Inf Dent. 2015;(29):20‑31.

Attal JP, Fron H, Coudray L. Céramiques CFAO lequelles choisir ? Inf Dent. 2007;(29):279‑86.

Attal JP, Tirlet G. Le cantilever : une nouvelle géométrie pour les bridges collés. Réal Clin. 2014;26(1):25‑34.

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. J Prosthet Dent. 2015;114(4):587‑93.

Awliya W, Odén A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. Acta Odontol Scand. 1998;56(1):9‑13.

Azevedo C, Colon P. Les polymeres de collage. Réal Clin. 2005;16(4):351‑64.

Bartala M, Duret F. La CFAO appliquée. Paris: Espaces id; 2014.

Bauser A, Blunck U, Chafaie A. Concepts cliniques en odontologie conservatrice. Paris (40 avenue Bugeaud 75784 Cedex 16): Éd. SNPMD; 2001.

Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2014;30(4):424‑32.

Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. Am J Dent. 2004;17(3):169‑72.

Bohin F, Chau R. Les colles auto-adhésives. Inf Dent. 2009;24:1291‑301.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2008;24(1):90‑101.

Buijs J. Zircone : un matériau méconnu. Strat Prothétique. 2003;3(1):39‑42.

Candido LM, Fais LMG, Reis JM dos SN, Pinelli LAP, Candido LM, Fais LMG, et al. Surface roughness and hardness of yttria stabilized zirconia (Y-TZP) after 10 years of simulated brushing. Rev Odontol UNESP. déc 2014;43(6):379‑83.

Capelle B. Collage et scellement : les différents matériaux et leur usage. Technol Dent. 2014;(325):6‑13.

Carestream. Scanner 3D intra-oral / pour cabinet dentaire - CS 3500 - Carestream Dental [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.medicalexpo.fr/prod/carestream-dental/product-70654-517550.html

Carrilho MRO, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldeli S, Tay FR, et al. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. J Dent Res. 2007;86(1):90‑4.

Casson AM, Glyn Jones JC, Youngson CC, Wood DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. J Dent. 2001;29(8):539‑44.

Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. J Prosthet Dent. févr 2002;87(2):216‑24.

Chazel JC, Esber S, Kouassi M, Pélissier B. Pulpopathies iatrogènes. Etiologies, préventions et traitements. In: EMC, Medecine buccale. Elsevier SAS; 2006. p. 23-008-NaN-20.

Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. Oper Dent. 1998;23(5):250‑7.

Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. Oper Dent. 2003;28(6):747‑55.

Cheron R. Ciment ou colle? Que choisir ? Alternatives. 2005;(27):3‑11.

Chouraqui JF, Moussaly C. Les différents systèmes d'empreinte optique : comment faire son choix ? Réal Clin. 2015;26(4):283‑93.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013;29(4):419‑26.

Coudray L, Gilles T, Attal JP. Les matériaux accessibles par CFAO. Réal Clin. 2009;20(4):251‑5.

CS 3000. Fraiseuse de CFAO / dentaire / de bureau - CS 3000 - [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.medicalexpo.fr/prod/carestream-dental/product-70654-602579.html

Dahan L, Raux F. Les inlays-onlays esthétiques : Procédures d'assemblage. Inf Dent. 2012;(1):14‑24.

Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. 2011;55(3):559‑70.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. févr 2005;84(2):118‑32.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2004;20(10):963‑71.

Decup F, Marcazak E, Soenen A, Guerrieri A. L'état « dent dépulpée » : Données essentielles. Réalites Clin. 2011;22(1):5‑13.

Degrange M. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. Réal Clin. 2005a;4(16):327‑48.

Degrange M. Systèmes adhésifs auto-mordançants. Une mode ou la voie du futur ? J Dent Qué. 2005b;42:63‑73.

Degrange M. Les adhésifs qui requièrent un mordançage préalable sont-ils obsolètes ? Inf Dent. 2007a;(4):119‑24.

Degrange M. Les adhésifs sont-ils tous compatibles avec les colles et composites auto-polymérisables. Inf Dent. 2007b;(4):149‑53.

Degrange M, Attal JP, Theimer K. Aspects fondamentaux du collage appliqués à la dentisterie adhésive. Réalites Clin. 1994;5(4):371‑82.

Degrange M, Chéron R. Colles et ciments : s'y retrouver et choisir. Inf Dent. 2007;(4):127‑36.

Dejou J. Les céramiques. Société Francophone de Biomatériaux Dentaire. 2009.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2014;30(5):564‑9.

Dental Wings. Scanneur intraoral - Dental Wings [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.dentalwings.com/fr/produits/scanneur-intraoral/

Dentsply. Achat Ciments [Internet]. [cité 3 juin 2016a]. Disponible sur: https://www.gacd.fr/article-0112539-crown-amp-bridge.html

Dentsply. Adhésif Xeno III [Internet]. [cité 22 janv 2017b]. Disponible sur: https://www.gacd.fr/article-0113334-xeno-iii.html

Dervisevic B. Restauration de la dent dépulpée : concepts et preceptes. [Nancy-Metz]: Université henri pointcaré Nancy-1; 2011.

Descamp F, Fages M, Duret F. La CFAO en odontologie: les bases, les principes et les systèmes. Paris: Editions CdP; 2016.

Destrez S. Sablage et amélioration de la liaison adhésive [Internet]. 2013 [cité 30 janv 2017]. Disponible sur: http://www.dental-tribune.com/htdocs/uploads/printarchive/editions/8ee4a2e7bf19d7c7ff70da7888eed07b_12-13.pdf

Diniz AC, Bandeca MC, Pinheiro LM, Dos Santosh Almeida LJ, Torres CR, Borges AH, et al. Influence of Different Etching Modes on Bond Strength to Enamel using Universal Adhesive Systems. J Contemp Dent Pract. 2016;17(10):820‑5.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. Open Dent J. 2013;7:118‑22.

Dupuis V, Felenc S, Margerit J. Les matériaux de l'interface dento-prothétique scellement et collage. Rueil-Malmaison: Editions CDP; 2011.

Duret F. CFAO dentaire - CAD CAM in de tandheelkunde. Tandarlsen. 1986;3(17):22‑9.

Duret F, Duret B, Pelissier B. Les pionniers, les démonstrations. Inf Dent. 2007;89(29):1659‑68.

Eliades G, Watts DC, Eliades T. Dental hard tissues and bonding: interfacial phenomena and related properties [Internet]. Berlin; New York: Springer; 2005 [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://public.eblib. com/choice/publicfullrecord.aspx?p=304091

Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. Dent Mater J. 2015;34(2):161‑7.

Estafan D, Dussetschleger F, Estafan A, Jia W. Effect of prebonding procedures on shear bond strength of resin composite to pressable ceramic. Gen Dent. 2000;48(4):412‑6.

Etienne O. Restaurations tout-céramique sur dents vitales prévenir et traiter les sensibilités postopératoires. Rueil-Malmaison: Editions CDP; 2011.

Etienne O, Hajito J. Les matériaux céramiques en « prothèse sans métal ». Cah Prothèse. 2011;(155):5‑13.

Etienne O, Toledano C. Le collage auto-adhésif auto-mordançant : solution universelle ? Inf Dent. 2007;(16):834‑40.

Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. 2002;23(10):911‑916, 918, 920 passim; quiz 924.

Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. 2010;31(9):702‑4, 706, 708‑9.

Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. 2012;33(1):50, 52‑8.

Feiglin B. Dentin and pulp in restorative dentistry. Aust Endod Newsl. 1983;8(3):12‑3.

Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. Int J Comput Dent. 2015;18(1):9‑20.

Fron H, Attal JP, Tirlet G. Les silanes mieux les connaître pour mieux les utiliser. Inf Dent. 2009;(20):1058‑63.

GC. Fuji I [Internet]. [cité 24 janv 2017a]. Disponible sur: http://www.promodentaire.com/ ?view=get Html FicheArticle&ref=72360&idArticle=58991&idGamme=49415

GC. G-aenial Bond [Internet]. [cité 6 juill 2016b]. Disponible sur: http://www.dentonet.ch/fr/gc_g-aenial_bond_promopack_900614/artid!72744/

GC. Gca_Cerasmart_Bro-iPad.pdf [Internet]. [cité 22 mai 2016c]. Disponible sur: http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf

GC international. Fuji plus [Internet]. [cité 22 janv 2017]. Disponible sur: http://www.dentalachat.com/ciments-de-scellement-definitif-verres-ionomeres/fuji-plus.html#.WIP6uH24oqI

Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. Clin Diagn Lab Immunol. mai 1999;6(3):437‑9.

Gerdolle D. Les secrets de l'isolation. Espace Inf Dent. 2016;

Gerth HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2006;22(10):934‑41.

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

Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. 2010;31(9):682‑4, 686, 688, 700.

Guastalla O. Apport du collage en prothèse fixée. Cah Prothèse. 2009;(148):15‑20.

Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. In: EMC, Medecine buccale. Elsevier-Masson; 2008. p. 28-220-NaN-10.

Gutiérrez-Salazar M del P, Reyes-Gasga J. Microhardness and chemical composition of human tooth. Mater Res. juin 2003;6(3):367‑73.

Hagge MS, Lindemuth JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. J Prosthet Dent. 2001;86(6):620‑3.

Hajizadeh H, Ghavamnasiri M, Namazikhah MS, Majidinia S, Bagheri M. Effect of different conditioning protocols on the adhesion of a glass ionomer cement to dentin. J Contemp Dent Pract. 2009;10(4):9‑16.

Haute Autorité de Santé. Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (inlay-onlay) [Internet]. Rapport d'évaluation technologique. 2009 [cité 1 juin 2016]. Disponible sur: http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-10/texte_court_inlay_onlay.pdf

He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. J Mater Sci Mater Med. 2011;22(7):1639‑43.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent. 2002;88(1):4‑9.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2007;23(1):71‑80.

Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin North Am. 2007;51(3):643‑58.

Hiraishi N, Yiu CKY, King NM, Tay FR. Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements. J Dent. 2009;37(6):440‑8.

Ikemura K, Endo T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulfinate amides, and tert-butyl peroxymaleic acid in dental adhesive resin. J Appl Polym Sci. 1999;72(13):1655‑68.

Ivoclar. Adhésif AdheSE [Internet]. [cité 15 juin 2016]. Disponible sur: http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/productcategories/adhese-adhese-dc-activator

Ivoclar Vivadent. Multilink Automix NG [Internet]. [cité 24 janv 2017a]. Disponible sur: http://www.promodentaire.com/?view=getHtmlFicheArticle&ref=38557&idArticle=50093&idGamme=43941

Ivoclar Vivadent. Variolink® ii coffret esthetic cementation system [Internet]. [cité 24 janv 2017b]. Disponible sur: http://www.dentalachat.com/ciments-de-scellement-definitif-composites-et-resines/variolinkr-ii-coffret-esthetic-cementation-system.html#.WIe_qn24oqI

Kerr. NX3 [Internet]. [cité 10 juin 2016a]. Disponible sur: http://www.kerrdental.fr/ FillingMaterials/ Cements AndLiners/productfamily/NX3

Kerr. Optibond fl [Internet]. [cité 6 juill 2016b]. Disponible sur: https://www.gacd.fr/article-0122646-optibond-fl.html

Knellesen C, Perelmuter S. La prothèse céramo-céramique par CFAO. Paris: Quintessence International; 2009.

Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. Dent Mater J. 2015;34(6):881‑7.

Koubi SA, Margossian P, Weisrok G. Restaurations adhésives en céramique : une nouvelle référence dans la réhabilitation du sourire. Inf Dent. 2009;(10):465‑71.

Kuraray. Panavia TM F 2.0 [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.kuraraynoritake.eu/en/chairside/cements/panavia-f-2.0.html

Kurbad A, Kurbad S. A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. Int J Comput Dent. 2013;16(1):69‑79.

Laborde G, Lacroix P, Margossian P, Laurent M. Les systèmes céramo-céramiques. Réal Clin. 2004;15(1):89 ‑ 104.

Landwerlin O. L'empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire. [Sarrebruck]: Éditions universitaires européennes; 2011.

Landwerlin O. CFAO Dentaire et empreinte optique : les caméras au banc d'essai [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.lefildentaire.com/articles/pratique/ergonomie-materiel/cfao-dentaire-et-empreinte-optique-les-cameras-au-banc-d-essai/

Lasfargues J, Colon P, Vanherle G, Lambrechts P. Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1. Paris: Éditions CdP; 2009.

Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2016;32(11):e275‑83.

Lazarides L, Escure S. Les empreintes optiques: apports de la CFAO (conception et fabrication assistées par ordinateur). [Sarrebruck]: Éditions universitaires européennes; 2010.

Lebras A. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire ? Strat Prothétique. 2003;3(5):351‑9.

Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res. 2014;58(4):208‑16.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent. 1999;81(5):597‑609.

Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. J Prosthet Dent. 2005;94(6):549‑54.

Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. Clin Oral Investig. 2010;14(2):193‑9.

MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. Br Dent J. 16 avr 1968;124(8):361‑5.

Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al. 2005;17(3):144‑154; discussion 155.

Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. J Dent Res. 2016;

Marniquet S, Attal JP, Tapie L, Fron Chabouis H. Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée. Inf Dent. 2014;96(20):59‑65.

Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. Int J Prosthodont. 2004;17(2):155‑64.

McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J. 1965;119(6):251‑67.

Medicalexpo. Scanner CAO-FAO pour cabinet dentaire [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.medicalexpo.fr/prod/sirona-dental-systems/product-70662-513738.html

MFI. 3D Intra Oral Scanner |Condor [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: https://eliezerganon. word press.com/tag/3d-intra-oral-scanner/

Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1:97‑106.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009;28(1):44‑56.

Mizrahi E, Smith DC. The bond strength of a zinc polycarboxylate cement. Investigations into the behaviour under varying conditions. Br Dent J. 1969;127(9):410‑4.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc. 2006;137 Suppl:7S‑13S.

Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20:113‑25.

Nakabayashi N. The hybrid layer: a resin-dentin composite. Proc Finn Dent Soc Suom Hammaslääkäriseuran Toim. 1992;88 Suppl 1:321‑9.

Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2012;28(5):529‑34.

Nguyen JF, Tang ML, Phan A, Sadoun M. Les hybrides céramiques : un nouveau matériau pour la CFAO. Clinic (Paris). 2014;(HS):31‑8.

Nobel Biocare. Guide de la cfao dentaire [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.cnifpd.fr/ guidecfao/numerisation3D.html

Ogolnik R, Picard B. Les céramiques dentaires. In: EMC. Elsevier-Masson; 1982. p. 23065 G 10.

Oudin Gendrel A, Allard Y, N L, A S. Collage en odontologie. In: EMC ,Medecine buccale. Elsevier-Masson; 2015. p. 28-220-NaN-10.

Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. Oper Dent Suppl. 1984;3:13‑29.

Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. Oper Dent. 1992;Suppl 5:137‑50.

Pelissier B, Tarridas T, Brugeaud E, Hemmi B. Les nouveaux systèmes adhésifs universels : Exemple du Peak Universal Bond®. Clinic (Paris). 2016;(37):299‑307.

Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2014;30(10):1089‑103.

Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. J Dent. 2007;35(4):282‑8.

Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevska CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. J Adhes Dent. 2016;18(4):289‑302.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1‑25.

Pilavyan L, Etienne O, Anckemnmann L. Assemblage des restaurations usinées en céramique : un choix raisonné. Strat Prothétique. 2014;14(2):131‑44.

Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. J Prosthet Dent. 2004;92(3):265‑73.

Planmeca. Planmeca PlanScan ® - CAD CAM CFAO Dental [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://digital-dental-cadcam.com/planmeca-planscan/

Poujade JM, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. In: EMC,Medecine buccale. Elsevier-Masson; 2008. p. 28-215-NaN-10.

Pradines C. Les infrastructures de bridges en zircone Y-TZP: de la conception aux applications. [Nancy-Metz]: Université henri pointcaré Nancy-1; 2010.

Querbes O, Pelissier B, Querbes V, Duret F. Apport clinique d'une nouvelle caméra optique : la Condor. Clinic (Paris). 2015;(36):15‑20.

Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2014;30(5):e99‑111.

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008;10(4):251‑8.

Raskin A. Les résines composites [Internet]. [cité 20 déc 2016]. Disponible sur: http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf

Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. Quintessence Int. 2007;38(7):543‑53.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80(3):280‑301.

Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res. 2014;93(12):1232‑4.

Sadoun M, Degrange M. Les céramiques dentaires 1ere partie : les céramiques dentaires classiques. J Biomater Dent. 1986;2(3):215‑25.

Sadoun M, Ferrari J. Classification des céramiques dentaires. Cah Prothèse. 1995;(89):17‑26.

Sailer I, Bonani T, Brodbeck U, Hämmerle CHF. Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. Int J Prosthodont. 2013;26(5):443‑50.

Santos GC, Santos MJMC, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. Gen Dent. 2013;61(1):36‑40; quiz 41.

Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. J Prosthet Dent. 2001;85(6):544‑50.

Sirona. Cerec Intégration parfaite entre matériel et logiciel – [Internet]. [cité 24 janv 2017a]. Disponible sur: http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/32121/

Sirona. Interface CEREC –logiciel novateur [Internet]. [cité 24 janv 2017b]. Disponible sur: http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/25463/

Sirona. Le scanner extra-oral inEos X5 Sirona Dental [Internet]. [cité 24 janv 2017c]. Disponible sur: http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/28472/

Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;55:1‑11.

Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. J Adhes Dent. 2003;5(4):267‑82.

Sun Medical. Super-Bond C&B [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.promodentaire.com/?view=getHtmlFicheArticle&ref=37828&idArticle=49994&idGamme=43900

Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2016;32(1):34‑42.

Taneva E, Kusnoto B, Evans CA. 3D Scanning, Imaging, and Printing. 2015 [cité 24 janv 2017]; Disponible sur: http://www.intechopen.com/books/issues-in-contemporary-orthodontics/3d-scanning-imaging-and-printing-in-orthodontics

Tapie L, Lebon N, Attal JP. La chaine numérique en CFAO dentaire en prothèse conjointe : Structuration de la chaine de production. Réal Clin. 2015a;26(4):263‑73.

Tapie L, Lebon N, Attal JP. Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe : Structuration et manipulation des données numériques. Réal Clin. 2015b;26(4):274‑82.

Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Sanares AME, Wei SHY. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. J Adhes Dent. 2003;5(1):27‑40.

Tay FR, Smales RJ, Ngo H, Wei SH, Pashley DH. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. J Adhes Dent. 2001;3(2):153‑67.

Tjäderhane L, Palosaari H, Wahlgren J, Larmas M, Sorsa T, Salo T. Human odontoblast culture method: the expression of collagen and matrix metalloproteinases (MMPs). Adv Dent Res. août 2001;15:55‑8.

Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. J Am Dent Assoc 1939. avr 2011;142 Suppl 2:20S‑4S.

Velopex. L'aquacut quattro de Velopex [Internet]. LA-Design. [cité 30 janv 2017]. Disponible sur: http://www.la-design.co.uk/portfolio/entry/velopex-medivance-dental-abrasion-device/

Vita. Vita Enamic® Cad/cam material [Internet]. [cité 8 juin 2016]. Disponible sur: http://vitanorthamerica.com/products/cadcam/vita-enamic

Vita Zahnfabrik. Next Dental. Vita Pocelain Etch Gel [Internet]. [cité 15 juin 2016]. Disponible sur: http://www.nextdental.com/products/1078-vita-pocelain-etch-gel.aspx

Vojvodic D, Predanic-Gasparac H, Brkic H, Celebic A. The bond strength of polymers and metal surfaces using the « silicoater » technique. J Oral Rehabil. 1995;22(7):493‑9.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. J Dent. 2014;42(7):800‑7.

Weisrock G, Brouillet JL. Le champ opératoire évidemment. Inf Dent. 2008;42:2525‑9.

White SN, Yu Z. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. J Prosthet Dent. 1993;69(6):568‑72.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. sept 1992;8(5):310 ‑ 9.

Yokota Y, Nishiyama N. Determination of molecular species of calcium salts of MDP produced through decalcification of enamel and dentin by MDP-based one-step adhesive. Dent Mater J. 2015;34(2):270‑9.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. J Dent Res. 2000;79(2):709‑14.

Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013;29(12):1201‑8.

Zimmer Biotech. Zfx_Produktkatalog_fr.pdf [Internet]. [cité 24 janv 2017]. Disponible sur: http://www.zfx-dental.com/files/Zfx_Produktkatalog_fr.pdf

Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. Int J Comput Dent. 2013;16(2):173‑81.

Index

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

CAD/CAM : Computer Aided-Design/Computer Aided-Manufactured

C.A.O : Conception Assistée par Ordinateur

F.A.O : Fabrication Assistée par Ordinateur

UDMA : Uréthane Diméthacrylate

MPa : Mégapascal

PICN : polymer infiltrated ceramic network material

TEGDMA : triéthylène glycol diméthacrylate

GPa : GigaPascal

4-META : 4-méthacyloxyéthyl trimellitate anhydride

MDP : 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

Bis-GMA : diméthacrylate glycidique de bisphénol A

CVIMAR : ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine

HEMA : 2-hydroxyéthyl méthacrylate

MPS : 3- methacryloxypropyltrimethoxysilane

MMPs : métalloprotéinases matricielles

MEB : microscope électronique à balayage

Table des illustrations

Figure 4 - Dispositifs intra-buccaux http://www.medicalexpo.fr/prod/sirona-dental-systems/product-70662-513738.html

Figure 5 - Scanner extra-oral http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/28472/

Figure 6 - Exemple d'une interface de logiciel de CAO http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/25463/

Figure 7 - Exemple de machine d'usinage http://www.medicalexpo.fr/prod/carestream-dental/product-70654-602579.html

Figure 13 - A et B Composants du système CEREC http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/32121/

Figure 14 - Le système TDS http://www.dentalproductsreport.com/dental/article/how-chairside-scanning-3m-true-definition-scanner-can-help-you-better-practice-dentis

Figure 15 - Le système TRIOS ® http://www.intechopen.com/books/issues-in-contemporary-orthodontics/3d-scanning-imaging-and-printing-in-orthodontics

Figure 16 - Le système ITERO ®Element http://www.medicalexpo.fr/prod/align-technology/product-71668-726337.html

Figure 17 - Le système CS 3500 http://www.medicalexpo.fr/prod/carestream-dental/product-70654-517550.html

Figure 18 - Le système Zfx http://www.zfx-dental.com/files/Zfx_Produktkatalog_fr.pdf

Figure 19 - Le système PlanScan http://digital-dental-cadcam.com/planmeca-planscan/

Figure 20 - Le système DWIO http://www.dentalwings.com/fr/produits/scanneur-intraoral/

Figure 21 - Rail de guidage de la caméra Condor http://www.lefildentaire.com/articles/pratique/ergonomie-materiel/cfao-dentaire-et-empreinte-optique-les-cameras-au-banc-d-essai/

Figure 22 - Le système Condor https://eliezerganon.wordpress.com/tag/3d-intra-oral-scanner/

Figure 24 - Le smile Design https://www.youtube.com/watch?v=d05cFC2s3U0

Figure 25 - L'articulateur virtuel http://www.zirkonzahn.com/fr/systemes-de-cfao/cad-cam-software/zirkonzahn-module/modules-de-logiciel-cadcam-apercu/module-de-logiciel-cadcam-articulateur-virtuel

Figure 26 - L'holographie conoscopique http://www.cnifpd.fr/guidecfao/numerisation3D.html

Figure 39 - Bloc de Lava Ultimate http://creativesmilesinc.com/products/3M%20Lava%20Ultimate/

Figure 40 - Bloc d'Enamic http://vitanorthamerica.com/products/cadcam/vita-enamic

Figure 42 - Bloc de Cerasmart http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf

Figure 50 - Colle sans potentiel adhésif, le Multilink Automix ® http://www.promodentaire.com/?view=get_HtmlFicheArticle&ref=38557&idArticle=50093&idGamme=43941

Figure 51 - Colle sans potentiel adhésif, le Variolink II ® http://www.dentalachat.com/ciments-de-scellement-definitif-composites-et-resines/variolinkr-ii-coffret-esthetic-cementation-system.html#.WIe_qn24oqI

Figure 52 - Colle sans potentiel adhésif, le NX3 ® http://www.kerrdental.fr/ FillingMaterials/ CementsAndLiners/ product family/NX3

Figure 54 - Colle avec potentiel adhésif Panavia™ http://www.kuraraynoritake.eu/en/chairside/cements/panavia-f-2.0.html

Figure 55 - Le Superbond TM http://www.promodentaire.com/?view=getHtml FicheArticle&ref=37828&idArticle =49994&idGamme=43900

Figure 56 - Rely X TM Unicem https://www.gacd.fr/article-0111935-relyx-unicem-aplicap.html

Figure 58 - Exemple d'un ciment oxyphosphate de zinc : le Crown & Bridge ® https://www.gacd.fr/article-0112539-crown-amp-bridge.html

Figure 59 - Exemple de ciment polycarboxylate de zinc : le DurelonTM http://www.dsmdentaire.com/prod-10886.php

Figure 60 - Exemple de CVI : le Fuji I http://www.promodentaire.com/?view=getHtmlFicheArticle& ref=72360&idArticle=58991&idGamme=49415

Figure 62 - Exemple de CVIMAR le Fuji PLUS ® http://www.dentalachat.com/ciments-de-scellement-definitif-verres-ionomeres/fuji-plus.html#.WIP6uH24oqI

Figure 67 - Le système Cojet http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Devices/Cojet/

Figure 73 - Exemple de silane un flacon le Vita Ceramics Etch ® http://www.nextdental.com/products/1078-vita-pocelain-etch-gel.aspx

Figure 87 - Exemple d'un adhésif M+R III l'OptiBond FL TM https://www.gacd.fr/article-0122646-optibond-fl.html

Figure 89 - Exemple d'un adhésif M+R II l'Adper TM ScotchbondTM 1 XT http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/ 3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Bonding/Tooth-Bonding/

Figure 91 - Exemple d'un adhésif SAM 2 l'AdheSE ® http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/productcategories/adhese-adhese-dc-activator

Figure 93 - Exemple d'un système adhésif SAM 1 Xeno ® III https://www.gacd.fr/article-0113334-xeno-iii.html

Figure 94 - Exemple d'un système adhésif SAM 1 le G-aenial TM Bond http://www.dentonet.ch/fr/gc_g-aenial_bond_promopack_900614/artid!72744/

Figure 97 - Exemple d'un adhésif universel le Scotchbond™ Universal http://solutions.3mfrance.fr/wps/ portal/ 3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Bonding/Dental-Adhesive/#tab2

Figure 103 - L'aquacut quattro, appareil permettant l'aéropolissage et l'aéroabrasion http://www.la-design.co.uk/ portfolio/entry/velopex-medivance-dental-abrasion-device/

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

DARMOUNI Samuel. LE COLLAGE DES CERAMIQUES INFILTREES USINEES PAR CFAO. 2017. 95 p. : ill., tabl. Réf. Biblio. : 87-95

Sous la direction des *Docteurs Catherine MESGOUEZ et Nelly PRADELLE*

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2017

RESUME en français :

La CFAO, Conception Fabrication Assistée par Ordinateur, est apparue à la fin des années 70 en Odontologie et n'a cessé d'évoluer et de se perfectionner. Un grand nombre de nouvelles céramiques usinées sont aujourd'hui commercialisées. Pour chacune d'elles, la mise en place d'un protocole d'adhésion est bien définie : il repose sur les grands principes d'adhésion des céramiques traditionnelles aux tissus dentaires minéralisés.

Cette thèse traitera des nouvelles céramiques hybrides en définissant un protocole de collage valable et reproductible grâce à une gestion rigoureuse des deux interfaces : la céramique et la dent. Ces nouvelles céramiques apparues sur le marché en 2011 allient les avantages des céramiques et des composites, permettant de répondre à un plus grand nombre d'indications et aux demandes esthétiques des patients.

TITRE en anglais : The bonding of polymer-infiltrated-ceramic-network by CAD-CAM

DISCIPLINE : Odontologie Conservatrice - Endodontie

MOTS-CLES Français : CFAO, Collage, céramique, Enamic, Lava Ultimate, Cerasmart, adhésion

---

MOTS-CLES Anglais : CAD-CAM (MeSH), Enamic, bonding (MeSH), ceramic (MeSH), Lava Ultimate, Cerasmart