UNIVERSITE TOULOUSE III - PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013 Thèse n°2013- TOU3-3030

T H E S E

Pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

CHOTARD Karine

Le 25 Juin 2013

CRITÈRES DE CHOIX DES MATÉRIAUX À UTILISER DANS LE CADRE D'UNE RÉHABILITATION CONJOINTE EN CFAO

Directeur de thèse : Docteur CHABRERON Olivier

JURY

Président	Professeur SIXOU Michel
Assesseur	Docteur CHABRERON Olivier
Assesseur	Professeur DURET François
Assesseur	Docteur ESCLASSAN Rémi

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

➔ DIRECTION

DOYEN
Mr SIXOU Michel

ASSESSEURS DU DOYEN

- ***ENSEIGNANTS*** :

Mme GRÉGOIRE Geneviève
Mr CHAMPION Jean
Mr HAMEL Olivier
Mr POMAR Philippe

- ***PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE***

Mme GRIMOUD Anne-Marie

- ***ÉTUDIANT*** :

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION
Mr PALOUDIER Gérard
Mr AUTHER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF
Mme GRAPELOUP Claude

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES
Mr LAGARRIGUE Jean +
Mr LODTER Jean-Philippe
Mr PALOUDIER Gérard
Mr SOULET Henri

➔ ÉMÉRITAT

Mr PALOUDIER Gérard

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :	***Mr VAYSSE***
Professeur d'Université :	Mme BAILLEUL-FORESTIER
Maîtres de Conférences :	Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mr VAYSSE
Assistants :	Mr DOMINÉ, Mme GÖTTLE
Chargés d'Enseignement :	Mme BACQUÉ, Mme PRINCE-AGBODJAN, Mr TOULOUSE

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :	***Mr BARON***
Maîtres de Conférences :	Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,
Assistants :	Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mr PUJOL
Chargés d'Enseignement :	Mr GARNAULT, Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

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

Chef de la sous-section :	***Mr HAMEL***
Professeur d'Université :	Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU
Maître de Conférences :	Mr HAMEL
Assistant :	Mr MONSARRAT
Chargés d'Enseignement :	Mr DURAND, Mr PARAYRE, Mr VERGNES

57.01 PARODONTOLOGIE

Chef de la sous-section :	***Mr BARTHET***
Maîtres de Conférences :	Mr BARTHET
Assistants :	Mr MOURGUES, Mme VINEL
Chargés d'Enseignement :	Mr. CALVO, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mr LAFFORGUE, Mr PIOTROWSKI, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION

Chef de la sous-section :	***Mr CAMPAN***
Professeur d'Université :	Mr DURAN
Maîtres de Conférences :	Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY
Assistants :	Mme BOULANGER, Mr FAUXPOINT, Mme FERNET-MAGNAVAL
Chargés d'Enseignement :	Mr GANTE, Mr L'HOMME, Mme LABADIE, Mr PLANCHAND, Mr SALEFRANQUE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE. GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE

Chef de la sous-section :	***Mr KÉMOUN***
Professeurs d'Université :	Mme DUFFAUT
Maîtres de Conférences :	Mme GRIMOUD, Mr KEMOUN, Mr POULET
Assistants :	Mr BLASCO-BAQUE, Mme GAROBY-SALOM, Mme SOUBIELLE, Mme VALERA
Chargés d'Enseignement :	Mr BARRÉ, Mme DJOUADI-ARAMA, Mr SIGNAT

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Chef de la sous-section :	***Mr GUIGNES***
Maîtres de Conférences :	Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants :	Mr ARCAUTE, Mlle DARDÉ, Mme DEDIEU, Mme DUEYMES, Mme FOURQUET, Mr MICHETTI
Chargés d'Enseignement :	Mr BALGUERIE, Mr BELAID, Mlle BORIES, Mr ELBEZE, Mr MALLET, Mlle PRATS, Mlle VALLAEYS

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)

Chef de la sous-section :	***Mr CHAMPION***
Professeurs d'Université :	Mr ARMAND, Mr POMAR
Maîtres de Conférences :	Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN
Assistants :	Mr CHABRERON, Mr DESTRUHAUT, Mr GALIBOURG, Mr HOBEILAH, Mme SOULES
Chargés d'Enseignement :	Mr ABGRALL, Mr DEILHES, Mr FARRÉ, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mr KAHIL, Mme LACOSTE-FERRE, Mme LASMOLLES, Mr LUCAS, Mr MIR, Mr POGEANT, Mr RAYNALDY

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Chef de la sous-section :	***Mme GRÉGOIRE***
Professeur d'Université :	Mme GRÉGOIRE
Maîtres de Conférences :	Mme JONIOT, Mr NASR
Assistants :	Mr AHMED, Mr CANIVET, Mr DELANNÉE
Chargés d'Enseignement :	Mme BAYLE-DELANNÉE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr VERGÉ

L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.
(Délibération en date du 12 Mai 1891).

Je dédie cette thèse :

A mes parents,

Ce travail est la reconnaissance de votre patience et votre présence à mes côtés.
Vous avez toujours su me faire confiance.
L'amour, le soutien et l'éducation que vous m'avez apportés m'ont permis de réussir dans la voie que j'ai choisie.
Cette thèse vous est dédiée.

A mes frères,

Merci pour l'aide précieuse que vous m'avez apportée depuis tant d'années.
Continuez votre épanouissement professionnel qui vous convient tant.

A ma sœur,

Tu resteras toujours ma préférée.
Je te souhaite que tu trouves ta voie professionnelle et que tu réussisses dans tout ce que tu entreprendras.

A Olivier,

Mon cher et tendre, l'amour de ma vie.
Ton soutien dans les moments difficiles m'ont rendu plus forte.
Merci d'être là, de rendre ma vie plus belle.
Merci de me rendre l'amour que je te porte.

A Audrey,

Que de beaux souvenirs en ta présence.
Merci d'avoir été à mes côtés tout au long de ces cinq merveilleuses années.

A ma belle famille,

Merci de m'avoir reçu avec tant de gentillesse au sein de votre famille.

A Elise et Marie,

De bons moments passés et à venir dans une région qui m'est encore inconnue.

A mes amis,

Fabien, Sarah, Vincent, Sophie K, Mathieu, Sabah, Xavier, Charlotte…et tous ceux qui me sont chers, merci pour les moments passés ensemble et pour la complicité future.

Au Docteur François BOUCAYS et toute son équipe,

Qui m'ont accueilli et soutenu dans leur cabinet dentaire au cours de ma sixième année et m'ont permis de travailler durant la préparation de cette thèse.

Aux Docteurs Julie PANIS, Isabelle ROTIER, Laëtitia PAYRAMAURE et Gilles FRAYSSINET,

Qui m'ont fait confiance et employé à Albi, Castres et Toulouse en tant qu'étudiante.

A tous ceux que j'aime.

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Michel SIXOU

- Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Responsable de la sous-section Sciences Biologiques,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Direction du Laboratoire « Parodontites et Maladies Générales »,
- Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

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

A mon directeur de thèse**,**

Monsieur le Docteur Olivier CHABRERON

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- Master 2 Recherche : Sciences de la Vie et de la Santé – mention : Analyse Fonctionnelle des Génomes, spécialité : Anthropologie, délimitation génétique des populations humaines et Santé,
- Certificat d'Etudes Supérieures de Chirurgie Dentaire Prothèse Dentaire option : Prothèse Scellée,
- Certificat d'Etudes Supérieures de Chirurgie Dentaire Prothèse Dentaire option : Prothèse Maxillo-Faciale.

Vous m'avez fait le très grand honneur de m'accompagner et de diriger ce travail. Je vous remercie pour la patience et l'aide que vous m'avez apportée pour cette recherche et tout au long de mes années de faculté et de pratique clinique, ainsi que la disponibilité dont vous m'avez fait part.

Veuillez trouvez dans ce travail, l'expression de mes remerciements les plus sincères et de mon profond respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Professeur François DURET

- Attaché des Universités / Chargé de Cours,
- Directeur – SED-R, Directeur Général de AABAM Fleury d'Aude,
- Visiting Professeur des Universités (NDU), Niigata-Tokyo (Japon),
- Professeur des Universités, Chef de Service, USC Los Angeles (USA),
- Professeur des Universités (Recherche et co Directeur de Service), USC Los Angeles (USA),
- Directeur de Recherche,
- Directeur de GBM (Dental Cad Cam),
- Assistant Professeur des Universités,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'Etat en Médecine, option : gastro-entérologie,
- Maître de Recherche en Médecine, option : Biochimie,
- Maître en Sciences, option : Biochimie des Molécules.

Merci de nous faire l'honneur et le plaisir de siéger à ce jury de thèse.
C'est un honneur de bénéficier de votre expertise dans le domaine de la CFAO.
Veuillez trouver, dans ce travail, l'expression de notre haute considération et de notre profond respect.

A notre jury de thèse**,**

Monsieur le Docteur Rémi ESCLASSAN

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université de Toulouse (Anthropobiologie),
- D.E.A. d'Anthropobiologie
- Ancien Interne des Hôpitaux,
- Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie (L1),
- Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR 5288 – CNRS),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Ces cinq années à nos côtés nous auront énormément appris. Nous vous remercions pour la compréhension et la gentillesse que vous nous avez fait part aussi bien en clinique qu'à la faculté.
Veuillez trouver ici l'expression de nos sincères remerciements et soyez assuré de notre vive reconnaissance.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION 16

CHAPITRE 1 - Rappels : CFAO, définition 17

1.1 Historique 18

1.1.1 Le temps des pionniers 18

1.1.2 Le temps des démonstrations 19

1.1.3 La période industrielle 19

1.2 Méthodes de mise en œuvre : les éléments constitutifs de la chaîne de CFAO 20

1.2.1 Préparation de la dent 20

1.2.2 La prise d'empreinte 23

1.2.2.1 L'empreinte par méthode directe 24

1.2.2.2 L'enregistrement indirect 26

1.2.2.3 Le modèle en 3 dimensions 27

1.2.3 Modélisation de la prothèse 27

1.2.3.1 L'environnement de la dent 29

1.2.3.1.1 L'occlusion et les points de contact 29

1.2.3.1.2 Le parodonte 30

1.2.3.1.3 L'épaisseur de matériau 30

1.2.4 Fabrication de la pièce prothétique 31

1.2.4.1 Fabrication par soustraction 33

1.2.4.2 Fabrication par addition 34

1.2.5 Ajustements finaux 40

1.2.5.1 Essayage esthétique, contrôle de l'occlusion et de l'adaptation marginale 40

1.2.5.2 Maquillage et polissage mécanique ou glaçage 40

CHAPITRE 2 – Critères décisionnels dans le choix des matériaux de restauration coronaire en CFAO 43

2.1 Matériaux utilisables en CFAO 44

2.1.1 Propriétés mécaniques des matériaux 44

2.1.2 Propriétés physiques des matériaux 45

2.1.3 Les différents matériaux 46

2.1.3.1 Les céramiques 46

2.1.3.1.1 Définition 46

2.1.3.1.2 Composition et microstructure 48

2.1.3.1.3 Propriétés intrinsèques des céramiques 50

2.1.3.1.3.1 Propriétés mécaniques 50

2.1.3.1.3.2 Propriétés physiques 51

2.1.3.1.4 Les différents types de céramiques 52

2.1.3.1.4.1 Les céramiques feldspathiques : le « modèle » des céramiques dentaires ……. 53

2.1.3.1.4.2 Les vitrocéramiques 54

2.1.3.1.4.3 Les céramiques alumineuses (polycristallines) 57

2.1.3.1.4.4 Les céramiques à base d'oxyde de zirconium (zircone) 58

2.1.3.1.4.5 Les céramiques infiltrées 61

2.1.3.2 Les métaux 63

2.1.3.2.1 Titane 64

2.1.3.2.1.1 Définition 64

2.1.3.2.1.2 Propriétés du titane 64

2.1.3.2.1.2.1 Propriétés mécaniques 65

2.1.3.2.1.2.2 Propriétés physiques 66

2.1.3.2.1.2.3 Propriétés biologiques 67

2.1.3.2.2 Autres métaux 67

2.1.3.3 Les alliages 67

2.1.3.3.1 Céramo-métalliques 67
2.1.3.3.2 Céramo-céramiques 69
2.1.3.4 Les résines 70
2.2 Critères décisionnels et Indications 71
2.2.1 Sur dent naturelle 71
2.2.1.1 Dent antérieure 72
2.2.1.1.1 La résistance mécanique 72
2.2.1.1.2 L'esthétique 72
2.2.1.1.3 Biocompatibilité parodontale 76
2.2.1.2 Secteur prémolo-molaire 76
2.2.1.2.1 Résistance mécanique 76
2.2.1.2.2 Respect parodontal 81
2.2.1.2.3 L'esthétique 81
2.2.1.3 Plans de traitement complexes 82
2.2.1.3.1 Bridge 82
2.2.1.3.2 Armature de bridge 83
2.2.1.4 Inlay onlay 86
2.2.2 Indications sur implant 89
2.2.2.1 Piliers implantaires 90
2.2.2.2 Armatures unitaires ou plurales 91
CHAPITRE 3 – Critères décisionnels dans le choix des matériaux d'assemblage 93
3.1 Les différents modes d'assemblage 94
3.1.1 Les ciments de scellement conventionnels 94
3.1.1.1 Les ciments oxyphosphate de zinc 95
3.1.1.2 Les ciments polycarboxylate de zinc 96
3.1.1.3 Les ciments verre ionomère type I (CVI) 97
3.1.2 Les ciments de scellement adhésifs 98
3.1.2.1 CVI hybride ou CVI modifié par adjonction de résine (CVI MAR) 98

3.1.2.2 Les ciments compomères 99
3.1.3 Le collage 99
3.1.3.1 Définition du collage 99
3.1.3.2 Les systèmes adhésifs associés à un composite de collage 100
3.1.3.2.1 Les systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M&R) 101
3.1.3.2.1.1 Les systèmes M&R III (mordançage et rinçage 3 étapes) 101
3.1.3.2.1.2 Les systèmes M&R II 102
3.1.3.2.2 Les systèmes automordançants (SAM) 103
3.1.3.2.2.1 Les SAM II 104
3.1.3.2.2.2 Les SAM I 105
3.1.3.3 Les composites de collage 107
3.1.3.4 Les colles 111
3.2 Protocole clinique du collage 115
3.2.1 Préparation de la restauration en fonction du matériau utilisé 116
3.2.1.1 Restauration en céramique 116
3.2.1.2 Restauration en résine 117
3.2.1.3 Restauration métallique 118
3.2.2 Préparation du tissu dentaire pour collage 118
3.2.3 Collage de la pièce prothétique 119
CHAPITRE 4 – Synthèse des différents critères de choix des matériaux à utiliser dans le cadre d'une réhabilitation conjointe sous forme d'arbres décisionnels 121
CONCLUSION 124
BIBLIOGRAPHIE 125
TABLE DES ILLUSTRATIONS 133
ANNEXE 1 136
ANNEXE 2 138
ANNEXE 3 141
ANNEXE 4 142

Préface:

« Toute vérité franchit trois étapes : d'abord, elle est ridiculisée, ensuite, elle subit une forte opposition, puis elle est considérée comme ayant toujours été une évidence. »

Arthur Schopenhauer

INTRODUCTION [19, 81]

De nombreux travaux traitent de la manière dont une perte de tissu dentaire peut être comblée de façon optimale. Le choix s'est longtemps porté entre une méthode directe et une méthode indirecte. Aujourd'hui, il faut aussi intégrer la méthode par conception et fabrication assistée par ordinateur ou CFAO.

Le développement de la CFAO tente d'apporter une solution aux difficultés inhérentes aux deux premières méthodes. Elle peut faire intervenir un grand nombre de matériaux différents et notons qu'elle permet l'exploitation de nouveaux biomatériaux.

Une fois cette méthode choisie, il s'avère donc indispensable de maîtriser les critères de choix des matériaux à utiliser dans le cadre d'une réhabilitation par CFAO. Nous limiterons notre sujet aux réhabilitations conjointes en CFAO mises en œuvre au cabinet dentaire et non par l'intermédiaire d'un laboratoire de prothèse dentaire. Les matériaux concernés sont alors les matériaux de restauration coronaires et les matériaux d'assemblage. Les matériaux à empreinte ne seront pas traités ici.

Ainsi, nous étudierons les différents critères décisionnels dans le choix des matériaux de restauration coronaire puis les matériaux d'assemblage après avoir fait un rappel sur la technique de CFAO. L'objectif est de synthétiser sous forme d'arbre décisionnel ces différents critères.

CHAPITRE 1 - Rappels : CFAO, définition [81]

La CFAO ou Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (en anglais CAD-CAM : Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing), désigne un ensemble de processus industriels qui ont été développés pour simplifier et standardiser les techniques dans les tâches répétitives.

Le système informatisé de CAO allié à des machines-outils numérique de FAO permettent de réaliser directement et en une seule séance des restaurations dentaires.

Est décrit dans ce chapitre un bref historique de cette technique, suivi de la description des éléments constitutifs de la chaîne de CFAO allant de la préparation de la dent jusqu'aux ajustements finaux de la pièce prothétique. Les méthodes d'assemblage de la prothèse au tissu dentaire sont décrites dans un autre chapitre.

1.1 Historique [18, 19, 20, 58, 86]

La naissance du concept de la CFAO dentaire remonte en France au début des années 70 grâce à un chirurgien dentiste de Lyon, François Duret, qui en a posé les bases et principes fondateurs dans sa thèse de doctorat sur « l'empreinte optique » en 1973.
L'essor de la CFAO s'est fait en trois grandes étapes scientifiques et matérielles : [20, 81, 85]

1.1.1 Le temps des pionniers

Pendant lequel, chacun, sans se connaître, travaille avec un objectif commun mais des moyens différents.
L'histoire de la CFAO s'est déroulée en se nourrissant des sciences existantes et de l'imagination de ses créateurs. A cette période, l'informatique est naissante, l'optique subit un grand intérêt et l'usinage automatique fait son apparition dans les usines automobiles et d'aviation. Chaque élément apparaît et se développe dans des secteurs différents mais parallèles sans jamais se rencontrer.

La première approche est faite dans les années 50 par des chercheurs américains et anglais qui essaient de « mathématiser » l'analyse de la position spatiale des points de référence à la surface des dents. Les dentistes eux se rapprochent de chercheurs travaillant sur la géométrie des surfaces et des volumes (3D). L'avance dans le domaine orthodontique concernant les études céphalométriques fait que les premiers travaux utilisés par la CFAO apparaissent dans des publications de Burston ou Craig, des chercheurs de renom en ODF.

La deuxième approche s'est faite au début des années 60 avec l'essor de « l'holographie » et du « laser ».

La dentisterie s'est appuyée sur ces approches pour utiliser ces technologies de pointe dans la pratique des cabinets dentaires et des laboratoires de prothèse afin de les substituer aux méthodes traditionnelles en dentisterie restauratrice. La thèse du Docteur Duret voit le jour à la fin de cette période au cours de laquelle sont décrites toutes les techniques aujourd'hui utilisées en CFAO.

La présentation des résultats des travaux se fit à Garancière en 1982 puis rapidement la première démonstration en public eut lieu au congrès de l'ADF en novembre 1985 avec la fabrication et la pose d'une couronne sur une première prémolaire du bas une heure après l'empreinte optique (collée sur la femme de l'inventeur).
Le premier inlay, lui, fut usiné entre 1984 et 1985.

La CFAO d'aujourd'hui est le résultat de 35 ans d'évolution.

1.1.2 Le temps des démonstrations

Au cours de ces quelques années, seuls les choix technologiques et les travaux cliniques ayant prouvés leur efficacité pouvaient continuer leur chemin vers une industrialisation des process.
Certaines inquiétudes apparaissent, telles que le financement, le développement et le choix marketing, poussant certains à renoncer à leur projet.

En 1985, apparurent 2 systèmes européens très différents se disputant le marché :

- CEREC® (Sirona®, anciennement Siemens) : "CERamic REConstruction" (ou "Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramic") développé par Mörmann et Brandestini en Suisse. L'alliance avec le groupe SIEMENS permis la réalisation d'un système complet utilisable en cabinet dentaire.
- PROCERA® (Nobel Biocare®) : développé par Matt Andersson en Suède, qui s'oriente vers l'électroformage du titane et qui est le premier à proposer la délocalisation de l'usinage.

1.1.3 La période industrielle

Durant la période industrielle, la rigueur succède à la passion des chercheurs. Une mise sur le marché permet aux projets les plus prometteurs de se commercialiser en Europe et au Japon dans un premier temps. Les USA étant en retard, seuls quelques articles sans suite avérée sont publiés.

Le système de Mörmann évolue et se complexifie tout en devenant de plus en plus performant.

1.2 Méthodes de mise en œuvre : les éléments constitutifs de la chaîne de CFAO [14, 17, 37, 38, 42, 46, 48, 54, 58, 62, 64, 80, 81, 85]

3 impératifs sont à respecter lorsque l'on décide de concevoir une restauration par CFAO :

- Acquisition des données réalisée par l'intermédiaire d'une unité de prise d'empreinte numérique directe ou indirecte de la forme de la préparation.

- Modélisation de la prothèse par un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur. L'interface entre la machine et l'opérateur est un logiciel de modélisation tridimensionnelle.

- Fabrication de la pièce prothétique par envoie des données à une machine outil.

Le collage, facultatif dans le cas d'emploi de zircone ou de titane qui sont scellés, nécessite l'emploi de digue pour isoler les surfaces de collage des fluides buccaux. Une limite de préparation infra-gingivale contre-indique l'emploi de cette méthode de restauration dentaire.

Il existe une corrélation entre cette méthode et la conception traditionnelle au laboratoire où se succèdent l'observation visuelle, la création intellectuelle et la fabrication manuelle. Avec la Conception Assistée par Ordinateur (CAO), on remplace ces étapes utilisant des matériaux plastiques, par des étapes virtuelles informatiques basées sur une image reconstituée en 3D.

1.2.1 Préparation de la dent [5, 33, 38, 42, 64]

On respecte les normes de mise en forme d'une préparation pour prothèse fixée. Elle doit être en rapport avec les capacités d'usinage de la machine outil choisie. Des différences d'épaisseur sont remarquées compte tenu de la résistance mécanique du matériau. La préparation doit aussi être en corrélation avec le système utilisé. On prend ici le cas d'une préparation pour inlay-onlay.

- On respecte la mise de dépouille, sans pour autant avoir une valeur de pente importante car les contre dépouilles ne sont pas enregistrées par l'empreinte. En effet le logiciel laisse un vide à la place de celles-ci, vide qui peut être comblé par le composite de collage au moment de la mise en place de la restauration. Aujourd'hui on préconise néanmoins un comblement des contre dépouilles avant l'empreinte. L'angle de dépouille peut ainsi être inférieur à 10°.

- Les limites de préparation sont toujours de forme ¼ de rond, de type congé. Elles sont situées préférentiellement supra-gingivales (pour le collage) voire juxta-gingivales.
  La limite réalisée n'est jamais biseautée. L'absence de biseau permet une lecture plus précise de la limite par l'ordinateur et un meilleur usinage. Elle permet aussi d'avoir une épaisseur suffisante de matériau au niveau du bord, limitant ainsi le risque de micro-fêlure de la pièce prothétique et limitant le risque de percolation au niveau du joint. Ce dernier point diminuant fortement la pérennité de la restauration prothétique.

- Les jonctions entre les différentes zones internes de la cavité sont de forme arrondie.

- La taille de la cavité répond à la règle des 2 mm ; cette épaisseur correspond à :
  - la largeur de l'isthme entre les différents plans de la cavité,
  - l'épaisseur résiduelle de la paroi au niveau de sa base,
  - la profondeur de la cavité,
  - l'épaisseur du recouvrement cuspidien à la pointe de la cuspide.

- La limite occlusale doit se situer hors d'un point d'impact. Il est parfois nécessaire afin de limiter les contraintes, d'augmenter le recouvrement cuspidien pour éviter la fracture des parois résiduelles. De plus cela permet de décaler le joint de la dent prothétique vers des zones subissant moins de contraintes ce qui augmente la durabilité des restaurations.

- On ne fait pas apparaitre de surplombs proximaux exagérés. Un délabrement trop important est reconstruit par une couronne.

En résumé, la forme de la cavité doit être

- à fond plat régulier,
- à angle droit mais sans biseau,
- avec des faces parallèles, très légèrement de dépouille,
- et un congé supra voire juxta gingival.

Ces caractéristiques permettent une facilitée d'enregistrement de la cavité par l'ordinateur.

- Les instruments rotatifs utilisés restent les mêmes que pour une préparation classique, soit :
  - une fraise à congé pour la taille des faces périphériques de la dent,
  - une fraise olive pour la face occlusale,
  - une fraise cylindrique à pointe plate de large diamètre (fraise à épaulement) pour le fond de la cavité endo-coronaire,
  - une fraise de petit calibre pour les faces proximales si nécessaire.

- La préparation en occlusal est légèrement différente en fonction du matériau utilisé :
  - 1.2 mm si la restauration est strictement en métal,
  - > 2 mm si une couronne céramo-métallique ou céramo-céramique est prévue.

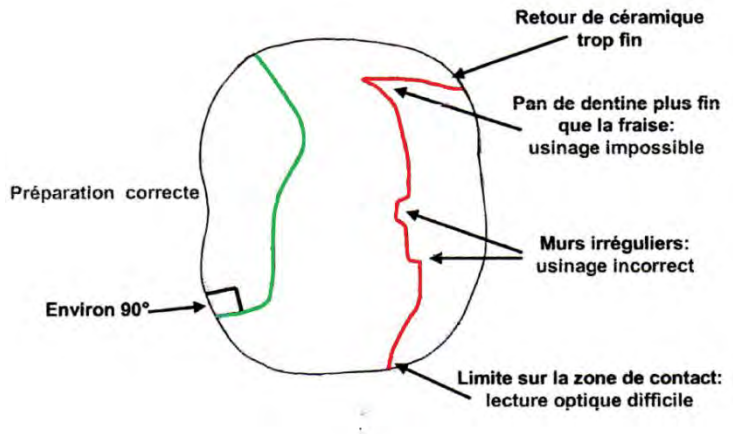


Figure 1 : schéma illustrant une préparation correcte pour un inlay onlay (en vert), et les erreurs à éviter (en rouge)

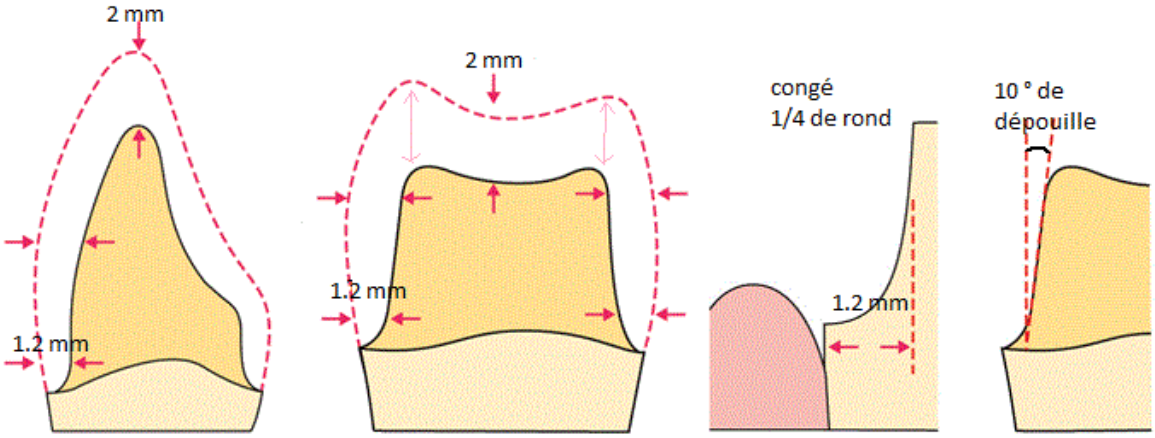


Figure 2 : représentation schématique d'une préparation type pour une reconstitution par couronne sur une incisive et une molaire en vue proximale

1.2.2 La prise d'empreinte [17, 48, 54, 61, 62, 64, 81]

Ils existent plusieurs sortes de scannage de la préparation. Leur but commun est de relever les dimensions du support de la prothèse ou de la maquette prothétique elle-même.

En prothèse traditionnelle, à partir d'un matériau d'empreinte qu'on a laissé durcir sur les dents, on obtient une réplique (moulage) en plâtre ou résine qui servira de modèle.

On peut imaginer d'autres techniques « d'empreinte », à commencer par des empreintes optiques ou par palpeur.

Dans certains systèmes de CFAO dentaires, on utilise en fait une double voire triple empreinte :

- Empreinte traditionnelle en bouche (1ère empreinte).
- Le moulage obtenu peut être scanné par un système optique (2ème empreinte) ou par un micro-palpeur.
- Ce micro-palpeur peut aussi scanner la maquette en cire de l'élément prothétique envisagé (3ème empreinte).

Les systèmes de CFAO les plus courants utilisent uniquement le système de scannage optique. Seule la durée de ce scannage diffère selon la technique :

- Scannage point par point (1 à 3 min par préparation),
- Scannage ligne par ligne (10 secondes à 1 min par MPU (modèle primaire unitaire)),
- Scannage matriciel (1 à 5 secondes).

L'évolution des logiciels permet à quasiment tous les systèmes de CFAO d'utiliser cette dernière méthode, dont la vitesse de capture et de traitement de l'image se produit en une vitesse extraordinaire : 20 captures 3D par seconde, sachant qu'il faut environ 2400 captures 3D pour une arcade entière. Les images s'affichent en temps réel, ce qui permet de contrôler immédiatement la qualité de la préparation et de l'empreinte optique obtenue.

Ces quelques dernières années de recherches ont permis au rêve de devenir réalité et ainsi d'aborder le sujet de l'empreinte directe en bouche qui est aujourd'hui un mode d'enregistrement courant. Cette méthode est un gain de temps avéré et un certain confort pour le patient. Les bénéfices intéressants permettent son développement plus rapide.

1.2.2.1 L'empreinte par méthode directe [79]

L'empreinte traditionnelle reste une étape délicate quelque soit le matériau utilisé. Les laboratoires sont confrontés régulièrement à des empreintes de qualité insuffisante avec, pour exemples, des problèmes de tirage, de déformation de la zone inter-proximale ou de décollement du matériau.

C'est pourquoi les différents prototypes de machines de CFAO proposent un scannage intra-oral.

L'enregistrement de la préparation se fait ainsi le plus souvent à l'aide d'une caméra intra-buccale, c'est ce que l'on nomme « *empreinte numérique directe* » ou « empreinte optique ».

Figure 3 : photographie d'une caméra intra buccale pour empreinte directe, Omnicam (SIRONA®)

Néanmoins un traitement préalable des surfaces dentaires et péri-dentaires est nécessaire avant l'enregistrement.

Pour cela on doit sécher très légèrement la zone d'enregistrement et limiter toute production de fluides gingivaux de type sanguin ou salivaire. Des hémostatiques sont utilisés si besoin et des méthodes d'isolation salivaire comme un rouleau de coton peuvent y être intégrées.

Le poudrage avec du dioxyde de titane en spray sur les zones à enregistrer peut ainsi être réalisé dans de bonnes conditions. Pour cela la dispersion de la poudre doit être la plus homogène possible, sans excès de quantité qui risque de nuire à la netteté et à la précision des images. En cas de manque de poudre, le rayon incident n'est pas réfléchi correctement et on note des défauts d'enregistrement.

Aujourd'hui les nouvelles caméras ne nécessitent pas de poudrage des préparations.

La caméra intra-buccale est ainsi insérée puis centrée au niveau de la préparation. Celle-ci est déclenchée le plus fréquemment par une pédale située en bas de la console. Il y a alors émission de rayonnements qui sont envoyés puis reflétés sur la préparation dentaire. La caméra les reçoit et transforme les rayons reçus en image qui apparait sur l'écran de l'ordinateur par un procédé de triangulation. Le rayonnement projeté est analysé avec un point de vue décalé par rapport au rayonnement incident. Un déclenchement automatique est présent sur certaines nouvelles caméras.

La tête de la caméra ne devant pas toucher la dent, le support de la caméra est soit calé entre la dent préparée et sa dent adjacente, soit posé sur cette dernière uniquement.

L'enregistrement des dents antagonistes et de l'occlusion doit être fait avec la même rigueur et la même précision que précédemment.

Pour l'occlusion, le patient est en position de fermeture buccale en occlusion de référence et la caméra est placée en vestibulaire des dents concernées.

La CFAO directe, au fauteuil, en une seule séance, avec l'empreinte optique, est indiquée surtout pour l'inlay, l'onlay, la facette ou une couronne unitaire (CEREC® Sirona®).

Il est possible d'enregistrer optiquement l'ensemble de l'arcade dentaire et de transmettre électroniquement les images au technicien de laboratoire. La fabrication de la prothèse se fait au laboratoire ou dans un centre d'usinage à distance.

1.2.2.2 L'enregistrement indirect

En cas de réalisation prothétique plus importante, la CFAO indirecte s'impose.

Comme vu précédemment, l'« *enregistrement indirect* » lui, concerne le fait que l'empreinte est prise par méthode conventionnelle avec de la pâte à empreinte au cabinet dentaire. Un modèle en plâtre est coulé. A ce stade, 2 options possibles existent :

- C'est sur ce modèle de travail (MPU) que la caméra enregistre les données nécessaires à la fabrication de la restauration prothétique.
- L'autre option concerne la réalisation d'une maquette en cire ou en résine de la restauration, la numérisation de celle-ci, puis le fraisage numérique de la restauration.

Dans les deux cas, le fraisage peut être réalisé soit directement au laboratoire (autonome, rapide) soit dans un centre de fraisage.

Cette méthode d'empreinte est surtout employée dans les cas complexes où l'enregistrement direct est trop difficile à mettre en place. De même que lorsque le matériau, que l'on souhaite utiliser pour la restauration, n'est disponible que sur une

machine utilisant le système d'empreinte indirecte uniquement. Dans ces cas l'occlusion est prise grâce à un mordu en silicone secondairement scanné.

La numérisation comporte de nombreux avantages, en précision et en constance de résultats, cela permet à l'opérateur de mieux se concentrer sur la composante artisanale qu'est la stratification du cosmétique.

1.2.2.3 Le modèle en 3 dimensions

Les 3 clichés correspondants aux 3 enregistrements précédents sont agencés pour en faire un modèle virtuel en 3 dimensions, qui est traité par le logiciel pour en faire le projet prothétique.

Bien sûr toutes les difficultés de l'empreinte en prothèse fixée ne sont pas levées, notamment en ce qui concerne l'accès aux limites. Le système d'empreinte optique n'enregistrant que ce qu'il « voit », la déflexion gingivale doit être traitée par des moyens classiques. On peut rajouter que les limites sont fonction du matériau utilisé, car un collage se réalise uniquement dans le cas de restauration supra gingivale contrairement au scellement qui peut se faire en juxta ou infra gingival.

1.2.3 Modélisation de la prothèse [17, 61, 81, 85]

La modélisation fait appel à la technique dénommée CAO. L'ordinateur ayant récupéré les éléments numériques de la prise d'empreinte optique, il élabore un modèle de travail numérique en positionnant, très précisément les uns par rapport aux autres, le volume de la dent préparée, la limite cervicale et la présence éventuelle de zones édentées.

Pour cela la première étape logique de la reconstitution est le positionnement des limites de la préparation.

Le logiciel propose alors la détermination semi-automatique de la ligne de finition qui fonctionne sur le même principe que la fonction « lasso » d'un logiciel de retouche d'image. Une reconstitution anatomique cohérente avec l'environnement, l'esthétique et le fonctionnel est ainsi proposée.

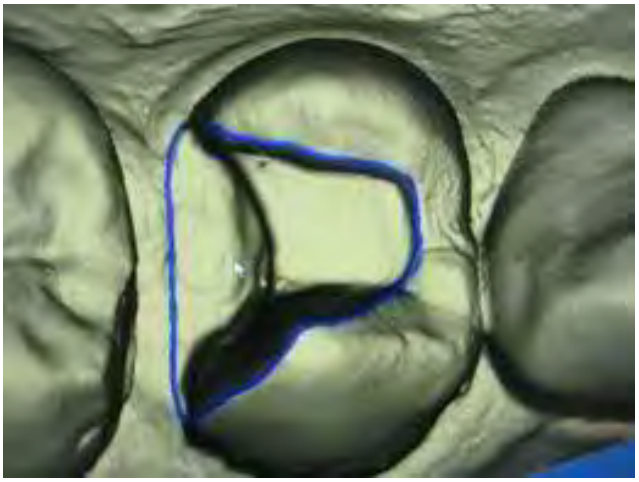


Figure 4 : photographie illustrant la détermination de la ligne de finition

Ce modèle virtuel établi peut tourner dans toutes les directions.

Il peut ainsi être traité par le chirurgien dentiste, si celui-ci dispose de la machine d'usinage, ou par le prothésiste qui est alors nommé « info-prothésiste ».

En fonction de la version informatique du logiciel :

- Soit des préformes numériques de dents sont positionnées tour à tour sur le MPU numérique puis déformées par la souris pour être adaptées aux forme et volume de la préparation, ainsi qu'à la limite cervicale. Une intervention de l'opérateur est nécessaire dans ce cas.
- Soit le logiciel est capable de modeler la préforme en quasi autonomie, sans l'aide de l'opérateur ; la conception d'une restauration unitaire simple se réalise en quelques secondes seulement. Le logiciel idéal est capable de concevoir seul la maquette virtuelle tout en permettant à chaque étape une intervention humaine. En résumé il doit être capable de *tout proposer sans rien imposer*.

1.2.3.1 L'environnement de la dent

1.2.3.1.1 L'occlusion et les points de contact

Les retouches nécessaires concernent en général la face occlusale et les points d'impact proximaux.

Suivant l'intensité des zones de contact, l'occlusion sera réglée soit par ajout soit par retrait de contact occlusal. Cette modification est facilitée par des codes couleurs correspondants aux intensités de contact.

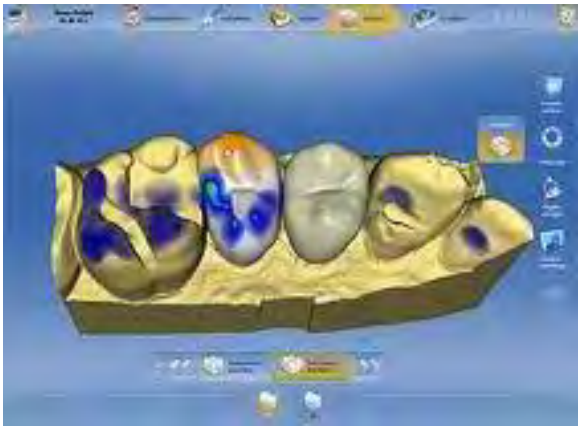


Figure 5 : image du Cerec® montrant la différence d'intensité de contacts en différentes couleurs (vert : contact faible, jaune : contact moyen, rouge : contact fort)

Lors de la mise au point d'une restauration prothétique en méthode conventionnelle, les mouvements mandibulaires sont étudiés sur l'articulateur. La limite des systèmes actuels de CAO dentaire ne permet pas cette étude en dynamique, qui doit donc être réalisée en bouche avant la cuisson et le collage. Une prochaine amélioration du système CEREC® propose cette étude avec articulateur.

1.2.3.1.2 Le parodonte

La santé parodontale est favorisée par le respect des bombés fonctionnels vestibulaires et linguaux ou palatins, un profil d'émergence harmonieux, un ajustage cervical idéal et le positionnement supra-gingival de la limite cervicale.

1.2.3.1.3 L'épaisseur de matériau

Le logiciel permet d'effectuer des coupes de la prothèse dans tous les plans pour vérifier les épaisseurs de matériau. Il existe un paramétrage du logiciel qui affine ces réglages, dont l'épaisseur du joint de collage.

Un contrôle de la maquette virtuelle dans toutes les dimensions de l'espace permet de vérifier la cohérence avec le projet prothétique demandé et apporte un renseignement supplémentaire sur la future épaisseur de la matière aux endroits clés de la future prothèse.

Les fichiers ainsi constitués sont ensuite transmis à des machines à commandes numériques spécifiquement conçues pour usiner les armatures ou projet prothétique avec une très grande précision (10 µm) [54].

Ces fichiers peuvent également être transmis à des machines de prototypage rapide qui élaborent des reconstitutions en résine calcinable destinées à la coulée.

La traditionnelle maquette en cire est remplacée par une maquette virtuelle, c'est-à-dire une image reconstituée.

On attend, du système d'empreinte, sa fidélité dimensionnelle et géométrique et sa rapidité de numérisation.

1.2.4 Fabrication de la pièce prothétique [17, 52, 54, 57, 61, 64, 82, 87]

L'avènement d'un nombre croissant de procédés de CAO disponibles nécessite la mise au point d'équipements et d'installations de FAO appropriés pour la fabrication proprement dite de pièces prothétiques réalisées à partir de différents matériaux utilisés en prothèse dentaire. Outre des techniques déjà connues, comme le fraisage et l'usinage commandés par les installations de FAO, d'autres techniques utilisées dans le domaine de l'industrie sont désormais évaluées et adaptées en fonction des besoins spécifiques de la prothèse dentaire. La technique connue sous le terme de « stéréolithographie » (SL), qui est une technique couramment utilisée dans le domaine du « prototypage rapide » (Rapid Prototyping, RP), est l'une des techniques faisant actuellement l'objet de recherches actives.

La fabrication de la prothèse par coulée à la cire perdue comporte une succession d'étapes :

- construction d'une maquette en cire,
- mise en cylindre,
- mise en revêtement,
- coulée,
- sablage puis dégrossissage.

Les variations dimensionnelles qui accompagnent ces étapes sont censées se compenser. L'ajustement final de la prothèse est obtenu, non pas par une conservation exacte des données initiales, mais par une série de compensations d'erreurs. Il s'agit d'une imprécision contrôlée.

La FAO par usinage élimine ces étapes intermédiaires sources de variations dimensionnelles de la prothèse. La fabrication est simplifiée et l'état de surface du produit fini ne nécessite que peu de retouches.

Le module gérant l'usinage est le logiciel de FAO. Il transforme la maquette virtuelle en un objet réel.

Ce programme, qui sert d'interface entre conception 3D et fabrication, génère une gamme d'usinage. Il s'agit d'une succession détaillée de commandes dont l'exécution par la machine-outil assure la fabrication de l'objet.

Il gère les séquences d'usinage (ébauche puis finition), détermine les parcours d'outils et les paramètres d'usinage.

Ce programme contrôle en particulier l'absence de risque de collision entre la broche porte-outils et son environnement.

Il permet à la machine de fonctionner en autonomie tout en sachant régler les problèmes éventuels survenant lors de l'usinage.

Avant l'envoi des données à la machine-outil, l'opérateur sélectionne le bloc à usiner (en cas d'usinage par soustraction, différence avec l'usinage par addition expliquée dans le paragraphe suivant) en fonction de la taille de la maquette virtuelle, du matériau choisi et de la teinte de celui-ci.

Figure 6 : photographies de différents matériaux usinables [62]

1a : céramique, résine et zircone (matériaux GC®), 1b zircone pré-frittée et après cuisson (matériaux GC®), 1c : bloc de titane

La fabrication assistée par ordinateur peut se faire de 2 façons différentes selon le type de matériau employé.

1.2.4.1 Fabrication par soustraction [82, 87]

Les premières machines utilisées en CFAO dentaire ont travaillé par soustraction ; on parle en général d'usinage. Mais le terme exact est « usinage par soustraction » comme il existe un « usinage par addition ».

Actuellement la plupart des systèmes de CFAO usinent par soustraction à partir d'un bloc brut de matériau par enlèvement de matière : 2 fraises diamantées tournant à grande vitesse sous un puissant spray d'eau et d'huile sans autre intervention. On aboutit alors à la pièce correspondant à la réalisation informatique. En fonction du modèle de l'unité d'usinage et du choix de la vitesse d'usinage, il faut entre 8 et 30 minutes pour tailler une pièce prothétique.

Grâce à ce type d'usinage, un joint de 90 µm peut être réalisé ; ce qui est permet une meilleure rétention qu'avec un joint de 120 µm habituellement demandé pour une restauration par méthode indirecte.

Figure 7 : photographies de bloc de céramique prêt à être usiné [94]

De tels systèmes sont capables de réaliser des chapes et armatures à partir de différents matériaux.

Les techniques par soustraction s'adressent principalement à la céramique, même si le titane, dont la coulée est très problématique, ou les alliages précieux, peuvent aussi être usinés par soustraction.

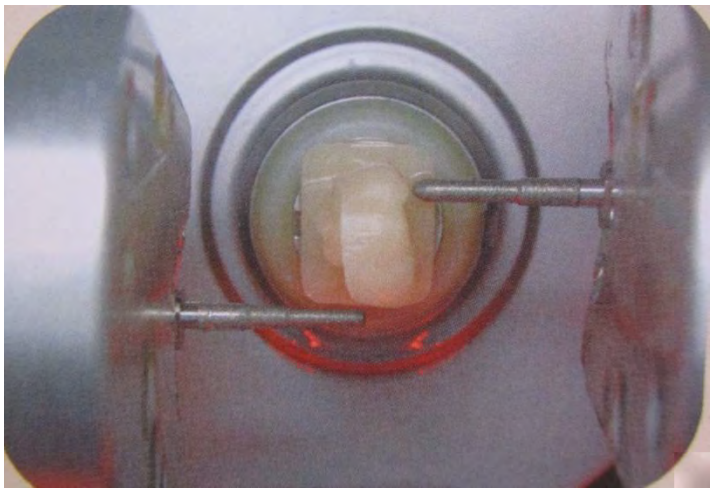


Figure 8 : photographie représentant l'usinage d'un bloc de céramique par 2 fraises diamantées [46]

1.2.4.2 Fabrication par addition [52, 57, 61, 87]

Pour des restaurations plus complexes qui ne peuvent être obtenues par usinage classique ou par coulée, il existe des machines qui travaillent par adjonction. Cependant l'économie de matériau reste pour l'instant la raison la plus fréquente d'usinage par addition.

La **stéréolithographie** est une technique dite de prototypage rapide, qui permet de fabriquer des objets solides à partir d'un modèle numérique. Elle repose sur la polymérisation couche par couche d'un monomère liquide photosensible par irradiation à l'aide d'un faisceau laser UV piloté par ordinateur. [52]

L'objet est obtenu par superposition de tranches fines de matière.

Plusieurs méthodes sont basées sur le principe de la stéréolithographie : la photopolymérisation, le laminage, le frittage laser…

Principe :

Le processus débute avec une réplique exacte de l'objet 3D dessiné sur ordinateur à partir du fichier CAO. Le tranchage numérique de cet objet permet de définir les formes à réaliser couche par couche, puis la mise en forme effective par la machine de fabrication.

Le modèle, une fois dessiné, doit être exporté dans un format standard, le format STL (pour STereoLithography). Ce format STL est transmis à l'appareil de stéréolithographie qui intègre un module de commande de type automate ou PC.

Le modèle (en 3D) est découpé en tranches (en 2D) d'épaisseur fixe. Cette épaisseur est choisie par l'opérateur et détermine la résolution de la restitution. Ce paramètre détermine donc la précision de l'objet qui va être produit.

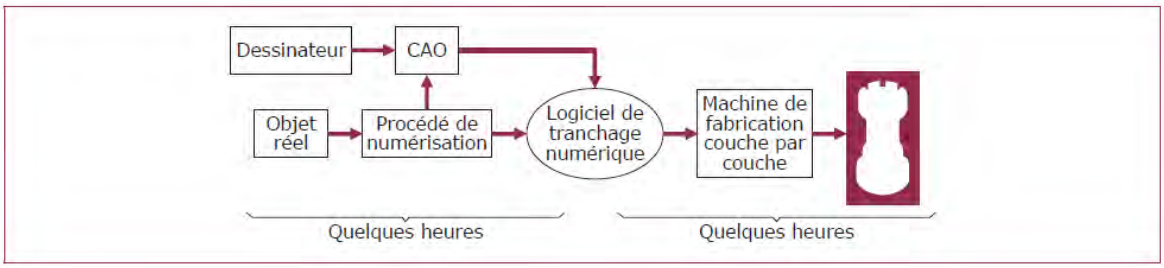


Figure 9 : schéma du procédé de stéréolithographie [57]

Les étapes principales :

Une résine d'aspect liquide, composée d'un monomère et d'un photo-initiateur qui déclenchera la réaction de polymérisation, est déposée sur le support de la pièce.

L'épaisseur de la couche déposée peut être contrôlée par le réglage vertical de la profondeur du support. Selon les concepteurs, l'étape de fabrication suivante résulte d'un choix entre deux grandes familles de techniques consistant à illuminer sélectivement la couche déposée avec un laser.

- La première famille est basée sur une écriture dite vectorielle. Ainsi, soit un laser UV est envoyé sur un miroir galvanométrique dont l'inclinaison (sur les axes x et y) est pilotée par ordinateur, soit c'est la tête du système optique qui est mobile sur ces deux mêmes axes.

  L'objet est construit sur une plateforme baignant dans le monomère qui descend, à chaque fois, d'une épaisseur de couche, grâce à un élévateur (direction z), pour permettre leur superposition. La profondeur de polymérisation dépendant

directement de l'énergie apportée par le faisceau laser, la densité de cette énergie doit être suffisante pour déclencher la polymérisation et que celle-ci se fasse sur une profondeur légèrement supérieure à l'épaisseur de la couche afin que la couche en cours de fabrication adhère à la précédente. Sinon, les couches restent indépendantes et l'objet global ne se tient pas en une seule pièce.
Le laser balaye la couche selon la surface définie par le modèle informatique de la tranche à réaliser. Cette surface de la résine, recevant l'énergie transmise par le rayon laser, se polymérise et se solidifie ; ainsi, le reste de la résine restant liquide.
Il faut environ une minute pour fabriquer une couche, cela dépendant de la surface à polymériser et de la vitesse de balayage.

A la fin de la fabrication, la pièce est désolidarisée de la plate-forme, rincée et placée dans un four UV afin d'achever la polymérisation.
La résolution de l'objet réalisé dépend bien entendu de la taille du faisceau laser à la surface de la résine, et les résolutions obtenues sont l'ordre de 5 µm.

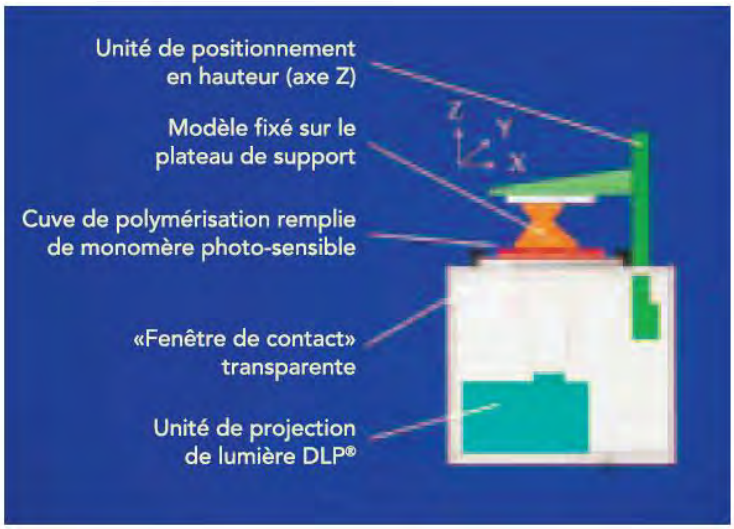


Figure 10 : schéma de construction de l'unité Perfactory® en coupe transversale [87]

- La deuxième famille, qui consiste à illuminer sélectivement la couche déposée, a subi quelques changements par rapport au procédé de la famille précédente.

  En effet, la polymérisation des couches ne se fait plus par balayage vectoriel d'un faisceau laser, mais en projetant une image bidimensionnelle sur la surface de la résine, à l'aide d'un masque qui cache les zones de la résine qui ne doivent pas être exposées. Ce masque à cristaux liquide est dynamique et reconfigurable à volonté. Cela permet de pallier le problème d'utiliser un grand nombre de masques si la pièce à réaliser est très complexe.

Ces procédés de prototypage rapide permettent la fabrication d'objets en céramique en incorporant de la poudre céramique à la résine.
Impression 3D, Selective Laser Sintering (SLS) et Stéréolithographie (SLA) sont des exemples de plusieurs procédés de prototypage rapide.
L'intérêt de la technique repose sur les avancées faites au niveau des matériaux mis en forme. La fabrication de pièces céramiques (alumine, zircone…) ouvre de nouvelles perspectives au niveau des applications.
Pour une pièce haute de 1 cm, le temps de fabrication moyen est d'une heure.

Le **frittage laser sélectif** est un procédé de mise en forme par addition contrôlée de matière. Il permet de réaliser des pièces à partir de poudre ou de plastique. Ce concept est une évolution du procédé de stéréolithographie qui utilise l'énergie d'un rayon laser pour polymériser en forme une résine *liquide*. Le frittage laser sélectif, lui, utilise l'énergie apportée par un faisceau laser pour durcir un matériau en phase *plastique* ou *poudre*.

Des particules d'un matériau sont fusionnées par micro-fusion laser, ce dernier étant piloté par informatique. La succession des couches aboutit à l'élaboration de la restauration finale.

Les strates de matériaux nécessaires peuvent être appliquées successivement avec une grande précision jusqu'à la forme finale de la restauration, sans qu'il soit nécessaire de fabriquer un moule au préalable.

La focalisation précise du rayon permet de durcir sélectivement la forme souhaitée. Les particules non touchées par le laser restent sous forme initiale (poudre ou plastique) et peuvent être réutilisées pour une restauration ultérieure.

Cette méthode de fabrication particulière est utilisée afin de réaliser une maquette en cire ou en résine calcinable, dont l'utilisation primordiale serait un provisoire ou un projet esthétique. Une coulée de la cire par des méthodes traditionnelles de laboratoire peut y aboutir également.

Les techniques par addition concernent de même les métaux (NiCr ou CoCr, titane), dans ce cas on parle de stéréofusion contrôlée. Toutes les chapes, en NiCr ou CoCr, de prothèses fixées à pont ont l'avantage d'être totalement passives car il n'y a pas de problème lors de la phase de métallurgie.

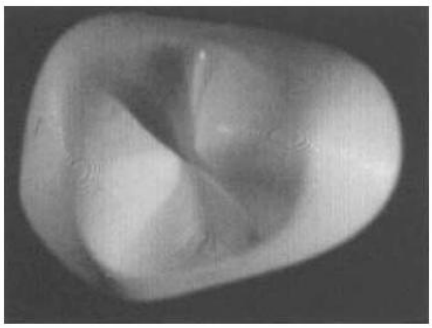


Figure 11 : photographie d'un modèle de couronne dentaire fabriquée par stéréolithographie [57]

En résumé :

- L'empreinte numérique réalise une conversion analogique-numérique.
- Le logiciel de CAO permet la mise en forme précise du projet prothétique virtuel tridimensionnel. L'opérateur est surtout actif dans ces deux étapes.
- Le logiciel de FAO est un interprète : il assure le lien entre la CAO et la machine d'usinage. Il crée un programme d'usinage pour la machine-outil. Ce programme définit la séquence d'actions et de parcours d'outils exécutés par la machine- outil. Dans ce cas la conversion inverse est réalisée : numérique-analogique.

Ce qui permet de réaliser des restaurations extrêmement personnalisées par le praticien.

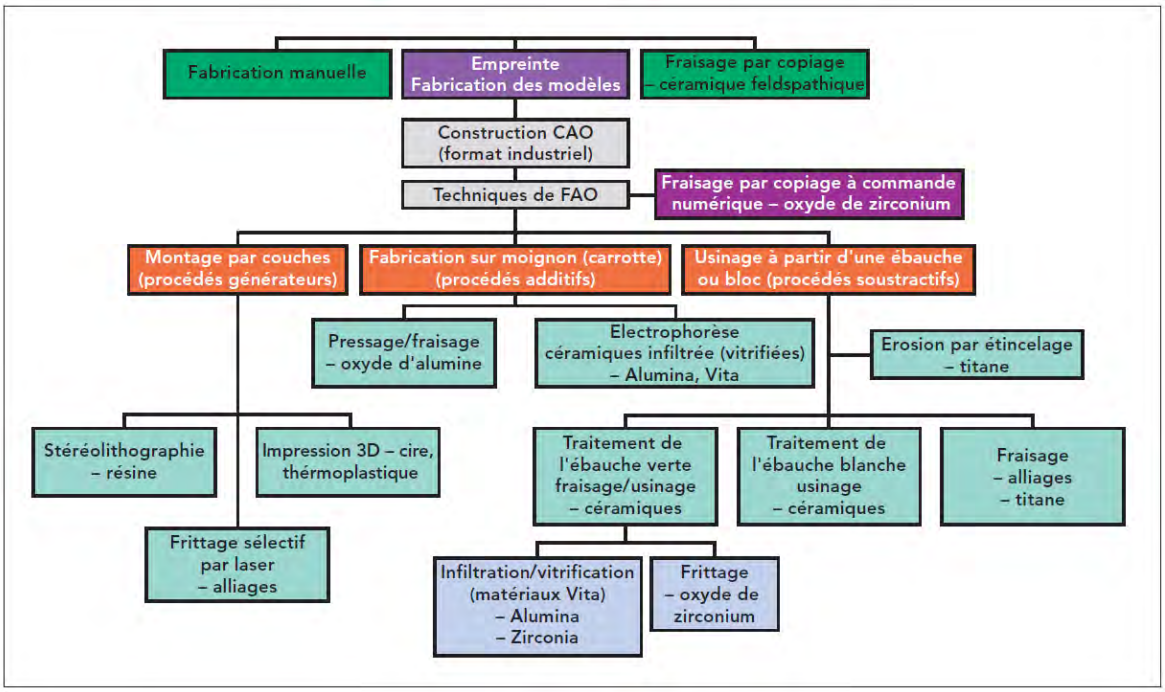


Figure 12 : graphique illustrant l'état actuel de la technologie CAO/FAO dans le domaine de la technique dentaire. Les systèmes CAO sont divisés en trois groupes principaux : 1. les procédés soustractifs à partir d'un bloc de matériau ; 2. procédés additifs sur une réplique de moignon ; 3. procédés additifs de formage libre par strates [87]

Il existe 3 modules importants dans la partie logicielle de la CFAO correspondant aux 3 grandes étapes de la CFAO :

- Acquisition des données
- Module de conception = création
- Module de fabrication qui gère l'usinage

1.2.5 Ajustements finaux

1.2.5.1 Essayage esthétique, contrôle de l'occlusion et de l'adaptation marginale

A la sortie de la machine-outil, la pièce usinée est essayée en bouche.

La caméra n'enregistrant pas les éventuelles contre-dépouilles, si la pièce prothétique est difficile à insérer, seuls les points de contact peuvent être en cause.

La teinte est vérifiée par le praticien en fonction des dents adjacentes et antagonistes. Le patient lui-même la valide définitivement. Il est possible d'effectuer des retouches par maquillage de surface.

Le passage du fil de soie en inter-dentaire permet de contrôler la force des points de contact.

L'occlusion doit être parfaite : le papier articulé doit marquer quelques contacts francs et nets mais sans être trop importants. Les contacts trop forts sont éliminés par des instruments diamantés de diamètre et granulométrie moyens. Mais la prothèse étant fragile avant le collage, le contrôle de l'occlusion doit être réalisé très délicatement.

Le passage d'une sonde entre la dent et la prothèse permet de vérifier l'adaptation marginale de cette dernière.

1.2.5.2 Maquillage et polissage mécanique ou glaçage

Après tous ces réglages, un polissage mécanique par abrasion est indispensable. On utilise des abrasifs de granulométries descendantes qui fonctionnent avec une instrumentation rotative.

Des fraises diamantées sont utilisées en occlusal principalement ; les disques travaillent plutôt pour polir les points de contact.

Le glaçage au four donne des résultats comparables mais n'est pas un gain de temps réel pour le praticien, à cause du temps de cuisson et de refroidissement. De plus il nécessite l'acquisition d'un appareil supplémentaire.

Le polissage mécanique nécessite un temps de travail supérieur au temps réel de travail des techniques par glaçage, et équivaut à 15-20 min, réglage de l'occlusion compris.

Le maquillage est facultatif mais en cas de reconstitution esthétique antérieure ou visible par le patient ou son entourage, il paraît nécessaire de parvenir à la perfection mimétique.

Le maquillage est appliqué au pinceau en petite quantité sur la pièce prothétique dégraissée et sèche. Cette étape est rapide et donne satisfaction au patient, tout en n'étant pas une perte de temps pour l'opérateur.

La cuisson n'aura aucune incidence sur le rendu esthétique final car aucun estompage du maquillage n'est obtenu.

En cas de glaçage, 2 étapes successives sont à respecter :

- 1ère étape : après le maquillage, on applique de la « glasure » avec un pinceau, sans déborder sur l'intrados.
- 2ème étape : la pièce prothétique est insérée dans un four, avec un programme de cuisson de 10-15 min spécifique selon le matériau utilisé, qui monte à une température inférieure à la température de fusion du bloc de céramique.
  Le temps de cuisson peut être utilisé par le praticien pour d'autres soins sur le patient.

Ce glaçage permet une fermeture des pores, une mise en compression des couches internes et donne une surface lisse et brillante. De plus c'est la seule méthode pour le maquillage.

En cas de corrections de l'occlusion nécessaires après le collage, un polissage par des instruments diamantés de fine granulométrie permet de rendre un état de surface satisfaisant.

La chaîne de CFAO se termine par l'assemblage, par collage ou scellement, de la pièce fabriquée au tissu dentaire restant. Les mise en œuvre et méthode sont traitées dans le chapitre 3.

Avant la mise en place et le développement de la CFAO, les prothèses étaient uniquement conçues de manière manuelle ; la régularité des résultats dépendait du facteur humain.

Les coulées sont susceptibles d'induire des distorsions (pouvant s'opposer à l'insertion passive des reconstitutions) et des hétérogénéités (source de porosités) à l'origine de défauts.

La CFAO a modifié progressivement le mode de fabrication, complétée par l'utilisation de nouveaux matériaux entraînant une évolution avec :

- une meilleure adéquation du profil et des formes de contour des restaurations ;
- une amélioration des qualités esthétiques ;
- une plus grande constance dans les résultats.

CHAPITRE 2 – Critères décisionnels dans le choix des matériaux de restauration coronaire en CFAO [14, 36, 44, 45, 46, 48, 61, 62, 68, 69, 70, 82, 85]

L'objectif de ce chapitre consiste à donner les éléments nécessaires permettant de choisir le type de matériau selon la situation clinique à laquelle le praticien est confronté.

Le milieu buccal, à cause de son humidité et des forces masticatrices exercées, exige des matériaux, entrant dans la composition des prothèses dentaires, qui amènent esthétisme, solidité, hygiène, et surtout absence de toxicité.

Après le bois, les os de grands mammifères, l'ivoire et l'or pour remplacer la dent, la prothèse en céramique, en métal, ou en alliage, conçue et fabriquée en recourant à l'ordinateur, représente une excellente alternative par son inaltérabilité, sa biocompatibilité et son esthétisme (pour le cas des céramiques).

Sont détaillées les propriétés mécaniques et physiques des matériaux, ainsi que la composition et les indications de chacun d'eux permettant d'orienter le choix vers le meilleur matériau pour chaque situation clinique.

2.1 Matériaux utilisables en CFAO [62]

L'évolution rapide des systèmes et des matériaux rend difficile le choix d'un système en particulier ou la connaissance de tous les matériaux. Heureusement pratiquement tous les matériaux peuvent être utilisés en CFAO.

Il faut noter que l'Aristée® (matériau résine fibrée) a été le premier matériau utilisé en CFAO par le Dr Duret F.

Métal ou céramique est la question principale que l'on se pose actuellement en dentisterie. En CFAO, le problème est le même, même si la céramique semble le matériau privilégié.

Le choix des matériaux appropriés pour telle ou telle situation buccale s'avère plus facile lorsque l'on saisi leurs avantages et leurs limites, dépendants en général de leurs différentes propriétés.

2.1.1 Propriétés mécaniques des matériaux [48, 85]

Pour étudier la pérennité des matériaux employés, leurs propriétés mécaniques doivent être énoncées.

- **Résistance à la flexion (rupture**) : sollicitation en flexion, en 3 points ou biaxiale.
- **Limite de la rupture**, qui est la **résistance maximale à la traction** : est la contrainte appliquée nécessaire pour provoquer la rupture du matériau. Elle se note en MPa.
- **Module d'élasticité ou module de Young,** qui renseigne sur la rigidité : il correspond au rapport de la contrainte sur la déformation dans la zone de déformation élastique. Plus le module de Young est bas, plus le matériau est élastique ou déformable.

  La **rigidité** est la capacité d'un corps solide à s'opposer à des déformations lorsqu'il est soumis à des sollicitations mécaniques.
- **Ténacité** : propriété qu'ont certains corps à soutenir une traction, une pression sans se rompre (inverse de la fragilité). Elle caractérise, pour une céramique, son aptitude à résister à la propagation d'une fissure. Les céramiques ont une faible

ténacité. La ténacité est une propriété essentielle. Une ténacité élevée peut laisser espérer une durée de fonctionnement élevée et donc une pérennité de la prothèse importante.

- **Test de résilience** : résistance au choc : mesure l'énergie nécessaire pour casser une éprouvette préalablement entaillée.
- **Ductilité (allongement)** : mesure la capacité d'un matériau à être étiré et transformé en un fil ; c'est la quantité de déformation plastique pouvant être supportée par un matériau. Elle traduit aussi l'aptitude d'un matériau à être travaillé à froid.
- **Dureté :** résistance qu'oppose un corps à la déformation locale sous charge (exprimée en Vickers, VHN).

Les métaux sont ductiles et les céramiques fragiles.

Les céramiques sont plus dures que l'émail.

2.1.2 Propriétés physiques des matériaux [48, 85]

- **Température de cuisson** : elle varie selon la composition de la céramique :
    - 650°C pour une céramique basse fusion (utilisée pour les céramo-métal)
    - 1400°C pour une zircone

L'élévation de la température et de la durée de cuisson entraîne une augmentation de la résistance.

La cuisson densifie le matériau et élimine les porosités.

La température de cuisson se doit d'être connue en cas de restauration céramo-métallique nécessitant une montée en température de la couche superficielle capable d'être supportée par la couche métallique sans engendrer de déformation.

- **Conductivité thermique** : les céramiques sont des isolants thermiques. Cette propriété est intéressante en cas de reconstitution sur dent vivante.

- **Stabilité chimique** : la meilleure stabilité chimique des céramiques par rapport aux métaux leur permet de mieux résister aux agressions chimiques et explique leur biocompatibilité.

2.1.3 Les différents matériaux [6, 14, 41, 61, 62, 67, 68, 70, 74]

2.1.3.1 Les céramiques [14, 55, 65, 66, 68, 70, 74, 80]

2.1.3.1.1 Définition

Au fur et à mesure de l'évolution des technologies et des matériaux, la définition de la céramique s'est affinée.

La définition initiale concerne la notion de terre cuite, de poterie : la céramique est donc l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par cuisson.

La matière première est une poudre dont les composants sont d'origine minérale. Un traitement thermique lui fait subir des transformations physico-chimiques irréversibles, lui permettant d'acquérir ses propriétés finales. Le produit fini est dur mais fragile.

Le principal problème dans le développement de la poterie fut celui du choix de la température de cuisson. La transformation de l'argile, d'une masse de particules individuelles liées entre elles par de l'eau, en un solide cohérent repose sur un processus appelé « frittage ». Au cours de ce processus, lorsque la température atteint un niveau suffisamment élevé, les points de contact entre les particules fusionnent.

Ce processus repose sur un mécanisme de diffusion, très accéléré par l'élévation de la température.

La cuisson des poteries dans des fours atteignant 900°C ne permettait qu'un frittage incomplet de celles-ci qui restaient poreuses et perméables aux liquides.

L'ajout d'une très fine couche de verre à la surface du pot résolut ce problème.

L'augmentation en température des fours au fur et à mesure des siècles a permis la possibilité de diminuer cette couche vitreuse ou de l'incorporer dans la composition même des céramiques.

La plupart des céramiques modernes ne contenant plus d'argile, il a fallu légèrement modifier la définition.

Aujourd'hui les céramiques sont des matériaux de synthèse constitués à partir de matières premières essentiellement minérales. Ce sont des composés inorganiques non métalliques à liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente (dites ionocovalentes).

D'un point de vue physico-chimique, on peut ainsi définir la céramique comme :

« un matériau inorganique non métallique, fragile, mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation mécanique fait appel à un frittage, à une cristallisation ou à un liant hydrique ».

Les céramiques ont une structure biphasique, vitreuse et cristalline. Leurs qualités en odontologie sont l'esthétique et l'inertie chimique, source de biocompatibilité.

Les céramiques ont en commun des procédés d'élaboration. Un ou plusieurs traitements thermiques confèrent au produit ses qualités définitives en induisant une transformation irréversible : séchage (déshydratation réversible), puis cuisson (déshydratation irréversible et modifications physico-chimiques durables) ou frittage.

Les céramiques dentaires ont été soumises dès leurs origines à un double problème concernant leurs exigences esthétiques et leurs impératifs mécaniques.

L'inconvénient majeur de ce matériau est sa fragilité mécanique, malgré des propriétés optiques et biologiques lui permettant d'être un matériau idéal de restauration dentaire. La fracture d'une céramique se fait par propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial.

Il a donc fallu renforcer ses propriétés mécaniques soit par renforcement de la céramique elle-même (vitrocéramique), soit en soutenant la céramique avec un support rigide suffisamment indéformable (procédés céramo-métallique ou céramo-céramique).

Dans ce dernier cas il est évident qu'il faut faire la différence entre la céramique classique esthétique et celle d'infrastructure. Les premières étant plus sensibles à des défauts de préparation (axe, dépouille…) par le risque de concentration de contraintes.

2.1.3.1.2 Composition et microstructure [14, 65, 66, 74]

La composition et la microstructure ont une influence directe sur les propriétés mécaniques, optiques et thermiques des céramiques.

Les céramiques ont une structure biphasée et comportent une phase vitreuse (la matrice, désordonnée) et une phase cristalline (dispersée mais ordonnée) constituée de cristaux identiques ou différents.

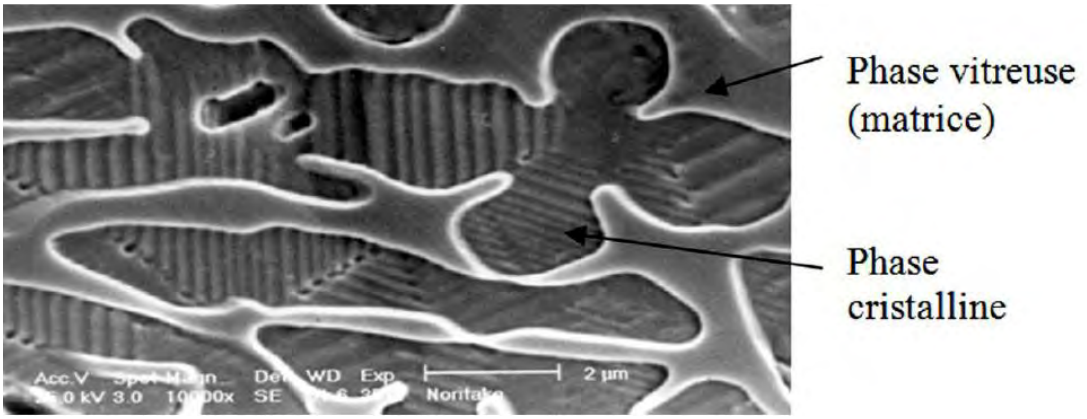


Figure 13 : microphotographie en MEB d'une céramique [14]

Le verre est un composé minéral fabriqué à base de silice et possédant une structure vitreuse désordonnée. Il est mis en forme à partir d'une poudre agglomérée et consolidée par frittage (densification et consolidation de cet agglomérat par traitement thermique vers un état de compacité maximale), ce qui lui donne une grande stabilité chimique à l'origine de sa biocompatibilité.

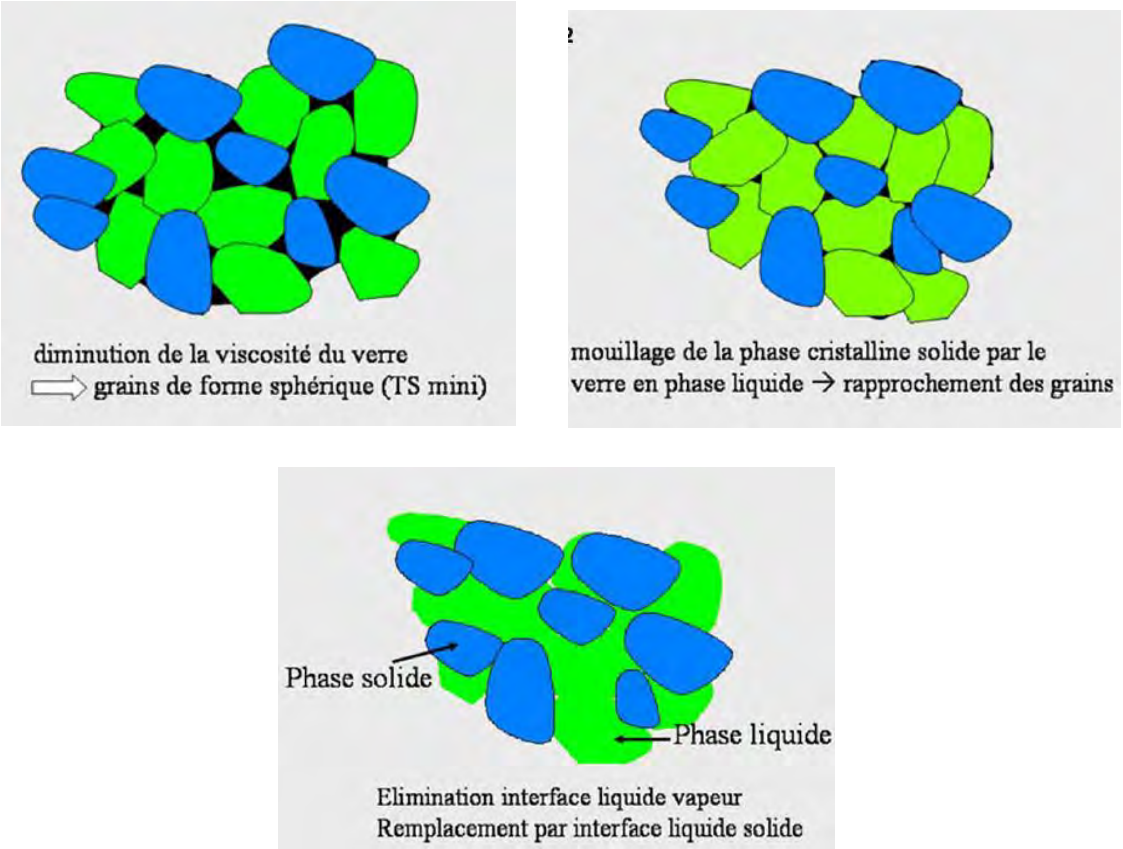


Figure 14 : schémas illustrant le frittage [14]

L'incorporation d'une phase cristalline dans la matrice vitreuse a permis une amélioration de la dureté et de la résistance des céramiques.

Les céramiques à prédominance vitreuse ont un réseau 3D d'atomes sous formes régulières dans l'espace ; leur structure est amorphe. La proportion de phase vitreuse améliore les propriétés optiques telles que l'opalescence, la couleur, l'opacité, et la translucidité.

La proportion de phase cristalline améliore les propriétés mécaniques en bloquant la propagation des fissures.

Pour concilier qualités mécanique et esthétique, on s'oriente vers des armatures à forte phase cristalline recouvertes de céramiques cosmétiques où la phase vitreuse est plus importante.

L'obtention de matériaux très résistants, qui ont permis la réalisation de restaurations prothétiques unitaires et plurales en céramiques, sans armature métallique, a été rendu possible grâce à 3 facteurs :

- utilisation d'alumine (réseau cristallin créant des butées arrêtant la propagation des fissures),
- et d'oxyde de zirconium,
- ainsi que la mise au point de céramique contenant une phase cristalline prépondérante.

Ces matériaux, opaques, sont utilisés en lieu et place de l'armature métallique des coiffes céramo-métalliques : on parle de céramique d'infrastructure.

2.1.3.1.3 Propriétés intrinsèques des céramiques [14, 64, 65]

2.1.3.1.3.1 Propriétés mécaniques

Ténacité : la transformation de la structure cristalline que subissent les céramiques (à base de zircone) lorsqu'elles sont soumises à une contrainte explique la ténacité élevée de ces matériaux.

Dureté :

- Email : 340 HVN
- Céramique feldspathique : 460 HVN
- In Ceram : 120 HVN

Une part importante de cristaux diminue la propagation des fissures mais réduit leur translucidité.

La rupture des céramiques étant souvent initiée par extension brutale d'un défaut interne (porosité) ou de surface, la conception et la finition d'une céramique doit donc être parfaite pour assurer sa pérennité. Un polissage minutieux s'impose après chaque retouche.

Propriétés / Matériau	Composition	Flexion (MPa)	Translucidité, propriété optique
Vitrocéramique	Céramique feldspathique + disilicate de lithium	350	+++
Céramique infiltrée Spinell	Oxyde d'alumine et de magnésium	350	+++
Céramique infiltrée Alumina	Oxyde d'alumine	500	+
Céramique infiltrée Zirconia	Oxyde d'alumine et de zircone (30 %)	700	-
Alumine de haute densité	Oxyde d'alumine	700	+
Zircone Y-TZP/HIP	Dioxyde de zirconium partiellement stabilisé par l'yttrium	1100	+/-

Figure 15 : tableau représentant les propriétés des systèmes céramo-céramiques

Matériau / Teintes du substrat	Vitro-céramique	In Ceram	Alumine	Zircone	Céramo-métallique
Forte luminosité Faible saturation	++++	Spinell ++++ Alumina +++	+++	+/-	-
Faible luminosité Forte saturation	++	Alumina +++	+++	++	+
Faible luminosité Forte saturation	-	Zirconia +++	+	+	+

Figure 16 : tableau représentant les différents matériaux en fonction de leurs propriétés de teinte

2.1.3.1.3.2 <u>Propriétés physiques</u>

- **Thermiques** : les céramiques sont des isolants thermiques. Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation.
- **Electrique** : le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants thermiques.

- **Optiques** : les rendus des céramiques vont de l'opaque au transparent, avec des luminosités variables, des effets de fluorescence, d'opalescence, avec des couleurs et des saturations différentes. Tout ceci est obtenu en jouant sur la composition, la nature chimique et la quantité de pigments répartis dans la phase vitreuse.

2.1.3.1.4 Les différents types de céramiques [14, 41, 45, 68, 72, 80]

Compte tenu de la diversité des indications de chacune des céramiques, il est indispensable que le praticien ait de bonnes connaissances de base des matériaux en céramique afin de pouvoir les classifier correctement et ainsi les utiliser avec succès.

Plusieurs classifications existent à l'heure actuelle.

On prend par exemple la classification selon SADOUN et FERARRI dans laquelle appartient 3 groupes de céramiques. Ces familles sont séparées en fonction de leur composition chimique. Les différents types se nomment ainsi:

- Les céramiques comportant une matrice vitreuse (dites **vitrocéramiques**), contenant des charges cristallines dispersées :
    - Disilicate de lithium (SiO_2-LiO_2) : *Empress II®, e-Max®*
    - Leucite (SiO_2-Al_2O_3-K_20) : *Empress I®*
    - Feldspathiques (SiO_2-Al_2O_3-Na_2O-K_{20}), qui sont aussi un groupe à part entière : céramiques esthétiques telles que *Vita Mark II®*
- **Les céramiques à base alumineuse**, qui comportent une phase cristalline sans verre d'infiltration :
    - Oxyde d'aluminium (Al_2O_3) : *Procéra®*
- Celles avec une matrice cristalline contenant une phase vitreuse infiltrée. Les pores du réseau cristallin sont comblés par du verre.
    - **Céramique à base zircone** (polycristaux de zircone stabilisé par l'yttrium : ZrO_2 stabilisés par Y_2O_3)

D'autres classifications selon le procédé de mise en forme (avec ou sas armature métallique) ou en fonction de la température de frittage restent d'autres classifications actuelles utilisables.

2.1.3.1.4.1 Les céramiques feldspathiques : le « modèle » des céramiques dentaires [14, 64, 75]

Les céramiques feldspathiques sont constituées :

- de poudre d'oxydes tels que : silicium (silice SiO2) 55 à 78 %
  aluminium (alumine) < 10 %
  et des oxydes alcalins modificateurs
- de fondants et pigments colorés

frittés dans une matière vitreuse.

Le feldspath est un mélange d'aluminosilicates de sodium et de potassium, et compose également la matrice vitreuse des céramiques.

Le quartz compose la charpente cristalline.

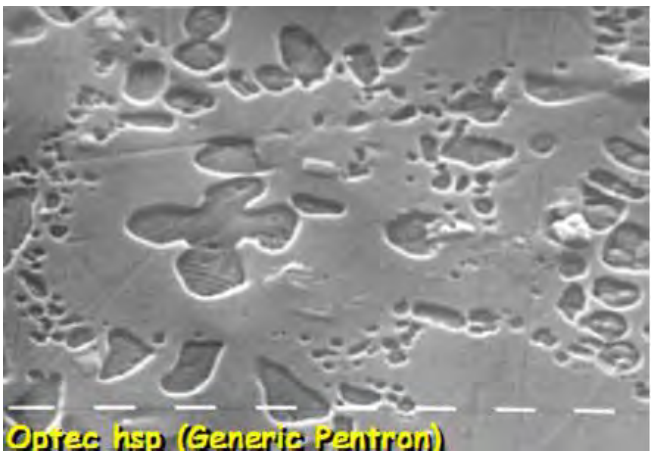


Figure 17 : microphotographie en MEB d'un échantillon de céramique feldspathique à haute teneur en leucite (Optec hsp) [14]

Ce sont les céramiques traditionnelles esthétiques destinées à l'émaillage des coiffes céramo-métalliques. De nouvelles céramiques feldspathiques, à haute teneur en cristaux de leucite, ont une résistance mécanique améliorée et un coefficient de dilatation thermique plus important.

Elles sont biocompatibles, soit renforcées à l'albite soit à la leucite (aux propriétés mécaniques élevées) et sont présentées sous forme de blocs.

Indications : Des inlays/onlays, facettes ou couronnes unitaires peuvent être réalisés.

Cela peut être fait en CFAO directe ou indirecte.

Elles peuvent être, dans certaines situations cliniques, utilisées sans armature.

Les propriétés des céramiques feldspathiques sont bonnes mais un maquillage est nécessaire pour reproduire la stratification naturelle de la dent. Des blocs multicouches peuvent remplacer ce maquillage mais trop peu de teintes différentes sont disponibles aujourd'hui.

Par contre les propriétés mécaniques sont faibles : les reconstitutions de longue portée ou devant supporter des forces occlusales trop importantes sont donc à proscrire avec ce genre de céramique.

L'épaisseur minimale pour une couronne est de 1.5 mm.

2.1.3.1.4.2 Les vitrocéramiques [14, 27, 36, 44, 45, 69]

Les vitrocéramiques sont essentiellement composées de silice, d'alumine et de différents oxydes, opacifiants et colorants.

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre puis traités thermiquement pour obtenir une cristallisation volontaire, contrôlée et partielle. Il s'agit de dévitrification partielle et contrôlée. Il en résulte une structure microcristalline dispersée dans une phase vitreuse.

Figure 18 : microphotographie en MEB d'un échantillon de vitrocéramique Empress 2 [14]

Il existe deux grandes familles :

- celle dont la phase majoritaire est la leucite : Empress I® (Ivoclar®)
- celle dont la phase majoritaire est le disilicate de lithium, dont l'avantage est d'être plus résistante à la flexion : Empress II® (Ivoclar®). Cette céramique est composée également d'un matériau cosmétique à base de fluoroapatite.

Les céramiques feldspathiques sont parfois regroupées dans la famille des vitrocéramiques en raison de leur phase principale vitreuse.

Grâce à ce type de céramique (vitrocéramique), on a pu multiplier par 5 la résistance mécanique, pour qu'elle atteigne environ 400 MPa. Ainsi les blocs de céramiques au disilicate de lithium présentent des propriétés optiques similaires aux céramiques feldspathiques mais avec des propriétés mécaniques supérieures. [27]

Indications : On utilise ces céramiques pour réaliser des couronnes dans le secteur antérieur ou pour des restaurations partielles : onlay et facette.

Des restaurations postérieures soumises à des contraintes occlusales importantes ne peuvent pas être envisagées par des vitrocéramiques, de même que des restaurations plurales.

La réalisation de facette ou de couronne unitaire antérieure sur dent pulpée sont de très bonnes indications cliniques.

Ces vitrocéramiques peuvent être utilisées avec (CFAO indirecte) ou sans infrastructure (CFAO directe, CEREC® par exemple).

Un traitement thermique spécifique de cristallisation est nécessaire après usinage du bloc.

Le collage (auto adhésif de préférence) est impératif pour ce genre de céramiques, car les propriétés physiques ne sont pas suffisamment bonnes pour sceller.

Les points forts de ces vitrocéramiques : [45]

- grandes propriétés esthétiques,
- large panel de teintes proches du naturel,
- haute résistance du matériau (360-400 MPa),
- durabilité des restaurations dans le temps,
- préparation peu invasive préservant la structure dentaire,
- matériau polyvalent pour une large gamme d'indications :
    - facette pelliculaire (0.3 mm),
    - inlay et onlay peu invasifs,
    - couronne totale ou partielle,
    - suprastructure implantaire,
    - bridge de 3 éléments limités à la deuxième prémolaire.

L'Emax, lingotins en vitrocéramique à base de disilicate de lithium, est une solution innovante conçu pour lutter contre la casse des céramiques feldspathiques. Des chercheurs du département biomatériaux et biomimétique au *College of Dentistry de la NY University* ont récemment déterminé que la céramique au disilicate de lithium IPS e-max CAD est la plus robuste des tout-céramiques testées à ce jour [36]. En effet, en augmentant les propriétés mécaniques par frittage, on obtient des forces de résistance à la flexion de 360 MPa (au lieu de 160 MPa) [65]. L'inconvénient est de rajouter le temps d'un cycle de frittage.

En comparaison, les céramiques en zircone stratifiées testées font preuve d'une fiabilité limitée, avec plus d'échecs par ébrèchement.

Les céramiques à base de silicate possèdent d'excellentes propriétés optiques qui assurent une remarquable esthétique finale. Elles sont cependant moins résistantes et doivent donc être collées afin d'avoir une liaison stable entre la dent et la restauration. Elles sont de même utilisées comme matériau esthétique pour les infrastructures tout céramique ou métallique.

2.1.3.1.4.3 Les céramiques alumineuses (polycristallines) [14, 64]

Au sens strict, les céramiques à base d'oxydes sont des matériaux polycristallins formés uniquement à partir des oxydes. [68]

En réalité elles contiennent une proportion importante d'alumine dans le but de les renforcer. L'alumine est également appelée parfois oxyde d'aluminium avec pour formule chimique Al_2O_3. Il s'agit d'un composé chimique existant déjà à l'état naturel sous forme d'oxyde d'alumine hydratée mélangée à de l'oxyde de fer.

L'alumine est semi-translucide et ses propriétés mécaniques sont excellentes.

En CFAO, on utilise des blocs d'alumine pure préfrittés.

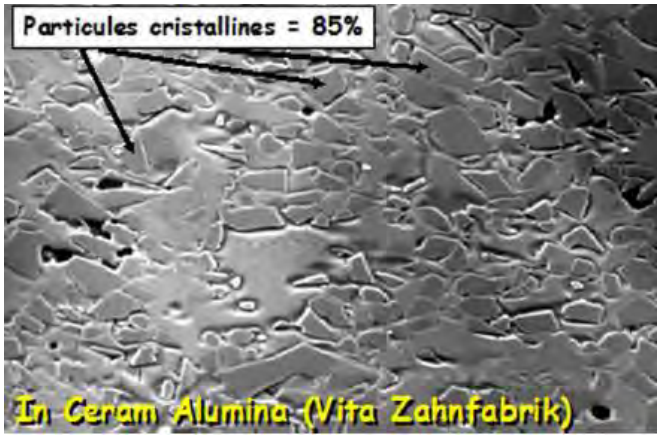


Figure 19 : microphotographie en MEB d'un échantillon de céramique alumineuse à haute teneur en particules cristallines et verre infiltré [14]

L'intrados des céramiques alumineuses doit être traité par projection de particules d'oxydes d'aluminium silanisées (microsablage).

Parmi les matériaux céramiques destinés à la reconstitution de l'**infrastructure** des prothèses dentaires, l'alumine constitue un matériau de choix.

Sa parfaite biocompatibilité, sa couleur blanche associées à ses bonnes propriétés mécaniques et son inertie chimique en font aujourd'hui un des matériaux de référence pour la réalisation de **couronne** céramique voire de **facette** dentaire.

L'alumine est principalement utilisée pour la réalisation de dents antérieures voire de canines. Elle a la particularité de très bien laisser passer la lumière (translucidité) en rendant ainsi possible son utilisation pour des éléments unitaires sur dent vivante.

Indication : couronnes unitaires (antérieures et postérieures) et petits bridges

2.1.3.1.4.4 Les céramiques à base d'oxyde de zirconium (zircone) [4, 14, 64, 83]

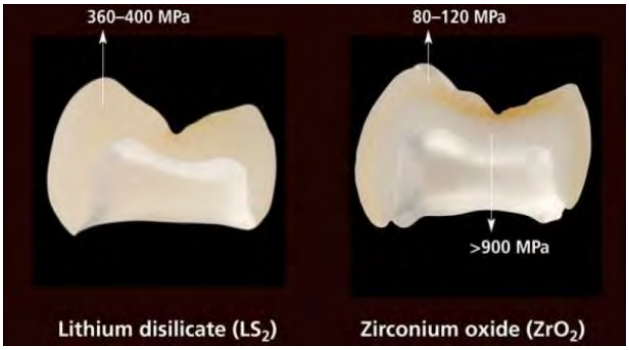


Figure 20 : schéma illustrant la différence de la résistance à la flexion entre une vitrocéramique et l'armature en zircone/couche de céramique cosmétique [36]

Le développement de la CFAO permet l'utilisation d'un matériau céramique polymorphique aux qualités remarquables : la zircone (ZrO_2), un oxyde céramique polycristallin, dans lequel les liaisons fortes covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques.

La zircone pure ou oxyde de zirconium cristallise dans 3 types de réseaux :

- Jusqu'à 1170°C : phase monoclinique (matériau stable mais fissurations nombreuses, état naturel de la zircone).
- Entre 1170-2370°C : phase quadratique ou tétragonale (forme métastable ayant les meilleures propriétés mécaniques).
- Au delà de 2370°C : phase cubique.

A température ambiante, la zircone possède une structure de type monoclinique. Sous l'effet de variation de température, des transformations allotropiques se produisent à l'état solide.

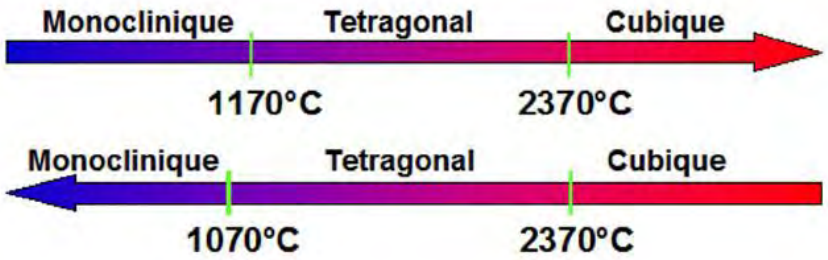


Figure 21 : schéma illustrant les transformations allotropique des cristaux de ZrO2 au cours du réchauffement et du refroidissement [14]

Au moment du refroidissement, le changement de structure cristalline s'accompagne d'une expansion de 3 à 4 % qui provoque l'apparition de contraintes importantes et des fissures conduisant à la fracture du matériau à température ambiante. De ce fait la zircone pure est inutilisable comme céramique structurale.

La stabilisation structurale (à température ambiante) en phase tétragonale ou cubique et le contrôle de l'expansion sont obtenus par adjonction de 3 à 4 moles % d'Yttrium (Y_2O_3) dans la composition de la céramique.

On obtient ainsi une céramique de zircone partiellement stabilisée (métastable) qui ne possède pas de cristaux monocliniques à température ambiante. Cette zircone

polycristalline tétragonale dopée par 3 moles % d'Yttrium (3Y-TZP), contient jusqu'à 98 % de phase tétragonale.

Ce procédé ne prévient pas l'apparition de fissures mais ces dernières se propagent moins rapidement.

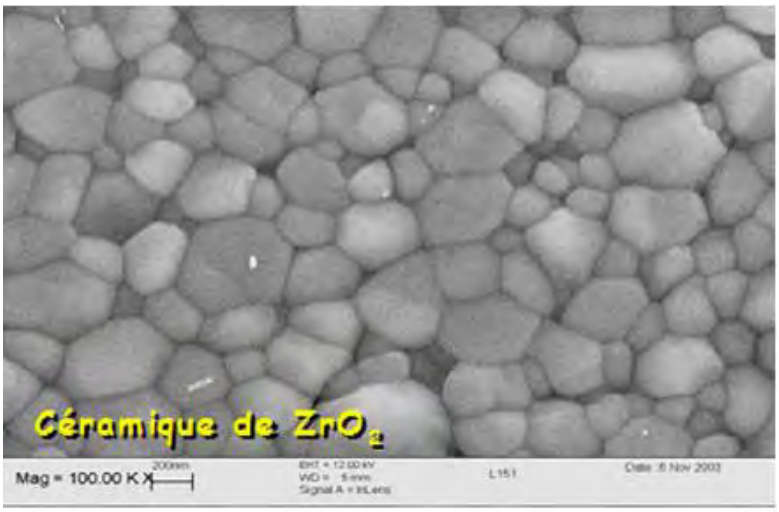


Figure 22 : microphotographie en MEB d'un échantillon de céramique cristalline à base zircone partiellement stabilisée [14]

Cette nouvelle céramique enrichie possède ainsi une tenacité plus importante que les autres types de céramiques.

C'est une céramique biocompatible et esthétique à haute performance mécanique et avec un pouvoir réflecteur très important mais surtout solide. Il est possible de la colorer pour atténuer ses caractéristiques réflectrices.

Indications : vont de la couronne unitaire aux bridges antérieurs et postérieurs de longue portée, ainsi que les implants et les piliers implantaires, brackets ODF, tenons radiculaires...

Des blocs de Z HIP (Hot Isostatic Pressing), associant température et pression, sont fabriqués par une technique spécifique qui permet d'obtenir une densité presque égale à 100 % donc sans porosité. Les propriétés mécaniques avant usinage sont supérieures aux blocs préfrittés d'YTZP. Très dur, cette forme peut être utilisée pour des pièces

prothétiques très précises et fines sans frittage secondaire, mais est peu répandu du fait de la puissance nécessaire des machines d'usinage.

En résumé, les céramiques à base de zircone sont proposées sous deux formes :

- Dense : frittée, difficilement usinable (HIP).

- Poreuse, préfrittée, facilement usinable. Dans ce cas, le frittage final après usinage est accompagné par une rétraction du matériau qui doit être prévue (surdimensionnement) au moment de la conception informatique de la restauration.

2.1.3.1.4.5 Les céramiques infiltrées [68]

L'émergence d'une dentisterie de plus en plus esthétique a eu pour conséquence d'orienter les recherches vers des systèmes céramo-céramiques de plus en plus résistants.

Dans ce sens la proposition à la fois la plus convaincante et la plus probante a été sans aucun doute celle de Mr Sadoun (procédé In Ceram, 1988) qui se propose d'infiltrer, après usinage, des blocs de céramiques poreuses par du verre, permettant ainsi d'obtenir une structure composite alumine-verre très dense. Un traitement thermique est ensuite appliqué sur ces céramiques.

Outre sa plus grande résistance à la fracture, cette technique permet d'obtenir une adaptation cervicale supérieure aux autres procédés.

Elles permettent la réalisation d'infrastructures pour couronnes céramo-céramiques.

Elles occupent une place intermédiaire entre les céramiques à base de silicate et les céramiques polycristallines. [68]

Plusieurs sortes de céramiques infiltrées sont disponibles sur le marché. On pense particulièrement aux trois principales qui sont :

- In Ceram Spinell®, ayant une très grande translucidité, confère d'excellents résultats esthétiques pour la reconstruction de dents antérieures.

- In Ceram Alumina®, plus opaque mais avec de très bonnes propriétés mécaniques, elle sert d'infrastructures pour des couronnes unitaires dans les secteurs antérieur et postérieur.
- In Ceram Zirconia®, contient 33 % de zircone et 66 % d'alumine. Elle est la plus tenace mécaniquement et la plus opaque. On l'utilise pour masquer une dent ou un support très foncé, et quand les propriétés mécaniques sont indispensables, dans les cas d'infrastructures unitaires postérieures ou pour de petits bridges. A ne pas confondre avec la zircone.

L'épaisseur minimale pour des couronnes In Ceram Alumina est de 0.6 mm, et de 0.5 mm pour des céramiques In Ceram Zirconia.

Le classement des céramiques (de la plus translucide à la moins translucide, en tenant compte de l'épaisseur) est le suivant (HÄMMERLE, 2010) :

- Céramique cosmétique (ép : 0.5 mm)

- Empress I (ép : 0.5 mm)

- In-Ceram Spinell (ép : 0.5 mm)

- Empress II (ép : 0.5 mm)

- Empress I (ép : 0.8 mm)

- Procera (ép : 0.5 mm)

- Empress II (ép : 0.8 mm)

- ZrO2 (ép : 1 mm)

- In-Ceram Alumine (ép : 0.5 mm)

- In-Ceram Zircone (ép : 0.6 mm)

Propriétés du matériau		Céramique infiltrée de verre			Céramique polycristalline	
		VITA In-Ceram SPINELL	VITA In-Ceram ALUMINA	VITA In-Ceram ZIRCONIA	VITA In-Ceram AL	VITA In-Ceram YZ
CDT (25-500°C)	$10^{-6} \cdot K^{-1}$	7,7	7,4	7,8	7,3	10,5
Résistance en flexion initiale	MPa	400	500	600	> 500	> 900
Ténacité à la rupture	$MPa \cdot m^{1/2}$	2,7	3,9	4,4	3,5	5,9
Module d'élasticité	GPa	185	280	258	380	210
Taille moyenne des particules	µm	2,5 - 4,0 µm	3,0 µm	3,0 µm	2,0 µm	0,5 µm
Composition	Poids.%	poudre: 100% $MgAl_2O_4$ Structure: 78% $MgAl_2O_4$ 22% Vidrio Verre d'infiltration	poudre: 100% Al_2O_3 Structure: 75% Al_2O_3 25% Vidrio Verre d'infiltration	poudre: 67% Al_2O_3 33% Ce-ZrO_2 Structure: 56% Al_2O_3 24% ZrO_2 20% Vidrio Verre d'infiltration	100% Al_2O_3	ZrO_2 5% Y_2O_3 < 3% Al_2O_3 < 1% SiO_2
Solubilité chimique	$\mu g/cm^2$	1025 ± 236	1115 ± 20	1118 ± 40	< 20	< 20

Figure 23 : tableau représentant les propriétés des matériaux céramiques VITA In Ceram [68]

2.1.3.2 Les métaux [62, 82]

En règle générale, l'utilisation des métaux est la même qu'en dentisterie traditionnelle.

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

En CFAO, le titane et le CoCr sont les plus utilisés même si des métaux précieux (or) ou semi-précieux peuvent être utilisés (CFAO indirecte).

La résistance à la rupture d'un alliage métallique peut être déterminée par des essais de traction : allongement et déformation d'une éprouvette soumise à une contrainte selon son grand axe. La loi d'allongement du matériau est défini par sa phase de déformation élastique (réversible), puis plastique (irréversible, homogène (identique en tous points) puis hétérogène) et enfin la rupture.

2.1.3.2.1 Titane [85]

2.1.3.2.1.1 Définition

Le titane n'est pas utilisé pur (99 % de titane) en dentisterie ; il se présente sous la forme d'alliages de titane dont la composition varie en fonction des propriétés recherchées et des applications auxquelles il est destiné.

Le titane est un métal amagnétique à haute réactivité, en raison de sa structure électronique insaturée. Il présente une forte affinité pour l'oxygène. Inconvénient lors de sa coulée (haute température) où l'oxygène favorise l'apparition de porosités, il devient avantage à température ambiante par sa passivation immédiate. En effet, la couche d'oxydes adhérente et protectrice qui le recouvre est à l'origine de ses propriétés biologiques.

Par contre une modification structurale à haute température, entraînant une variation dimensionnelle, implique l'utilisation de céramique basse fusion pour rester sous la température critique lors de la cuisson de la céramique cosmétique.

3 modes de mise en forme existent : la coulée, l'usinage et l'électro-érosion. En raison de leur importante réactivité à haute température, les alliages de titane sont plus faciles à usiner qu'à couler (sa forte réactivité à l'oxygène favorisant l'inclusion de porosités lors de la coulée).

Les alliages de type TA6V4 ont des excellentes propriétés mécaniques, ils sont donc utilisés pour la confection d'implants, et peuvent être usinés.

2.1.3.2.1.2 Propriétés du titane

On prend en compte les propriétés de surface, c'est-à-dire celles d'un oxyde, qui lui confère sa biocompatibilité ; et les qualités mécaniques liées à sa structure, correspondantes au métal.

Le titane constitue une bonne alternative à la céramique. Il est considéré comme ayant une résistance mécanique importante et une bonne ductilité. Le titane est l'un des métaux les plus biocompatibles (c'est pourquoi la plupart des implants sont aujourd'hui en titane).

Il n'y a aucune toxicité et il possède une résistance très élevée à la corrosion. De plus il possède une haute résistance mécanique et un module d'élasticité très bas, ce qui le rend compatible avec les structures osseuses.

Le développement de nouvelles techniques et de la CFAO a élargi le domaine d'application du titane dans la dentisterie moderne.

2.1.3.2.1.2.1 Propriétés mécaniques

- Rigidité (module de Young) : valeurs basses voisines de 100 GPa, ce qui traduit une relative souplesse contraignant à surdimensionner les pièces de longue portée.

- Résistance à la rupture : résultats voisins pour l'alliage de titane et le CoCr.

- Résistance à la fatigue : les alliages du titane présentent des résultats très supérieurs au titane commercialement pur.

- Limite d'élasticité : elle exprime l'aptitude d'un alliage à retrouver sa forme d'origine après avoir subit une contrainte. Cette propriété est déterminante dans le choix d'un matériau servant d'infrastructure à un bridge de longue portée, ou à une armature de PPAC. Elle est supérieure aux alliages de CoCr.

- Ductilité : l'allongement permanent est de 30 %, ce qui permet le brunissage au laboratoire ou la finition des joints sur des éléments unitaires de prothèse fixée.

- Dureté : de l'ordre de 60 à 130 pour le titane commercialement pur, elle est inférieure aux alliages CoCr mais identique aux alliages d'or ou au NiCr.

2.1.3.2.1.2.2 Propriétés physiques

- Point de fusion élevé : 1668 °C

- Masse volumique : 4.5 g/cm^3, faible, qui entraîne des difficultés lors de la coulée à la cire perdue. Par contre cela devient un avantage lors de reconstitutions étendues ou de stellites par le faible poids qu'il génère.

- Le coefficient de dilatation thermique du titane commercialement pur est bas, proche de celui de la dent et des céramiques « basse fusion ». Les alliages de titane nécessitent des céramiques différentes du fait de leur coefficient de dilatation thermique différent.

	Titane commercialement pur	**Alliage Ni/Cr**	**Alliage Co/Cr**
Limite élastique à 0.2 %	750	255-730	495-690
Limite de rupture (MPa)	800	100-1000	640-825
Module d'élasticité (GPa)	88-110	150-210	186-228
Allongement (%)	10	8-20	1.5-10
Dureté (HVN)	60-130	210-380	300-380
Température ou intervalle de fusion (°C)	1720	1250-1275	1230-1400
Masse volumique (g/cm^3)	4.5	8-8.5	7.8-8.4
Coefficient de dilatation thermique (x 10^{-6}/°C)	8.8	15-17	12.8

Figure 24 : tableau représentant les propriétés mécaniques et physiques du titane commercialement pur en comparaison avec les alliages non précieux dentaires usuels

2.1.3.2.1.2.3 Propriétés biologiques

La propriété fondamentale est sa forte réactivité avec l'oxygène entraînant sa passivation immédiate, à l'origine de sa biocompatibilité et son ostéo-intégration. Cette couche d'oxydes se reforme spontanément si on l'élimine, ce qui confère au titane sa résistance à la corrosion.

La couche superficielle contenant différents oxydes, selon la composition de l'alliage et de l'acidité du milieu environnant, un milieu acide trop fluoré altère sa propriété de passivation. L'utilisation de gels fluorés est ainsi contre-indiquée en présence de restaurations en titane.

2.1.3.2.2 Autres métaux

La plupart des métaux utilisés en prothèse sont usinables mais ce procédé de mise en forme n'apporte pas forcément d'avantages, il est donc peu voire pas utilisé.

L'usinage des métaux précieux ou semi-précieux entraînant trop de perte, il n'est pas pratiqué. Les copeaux du bloc usiné sont difficilement recyclables.

2.1.3.3 Les alliages [14, 16, 41, 43, 62, 68]

2.1.3.3.1 Céramo-métalliques

A partir des années 60 (1958), le recours à un support résistant s'est concrétisé. On assiste à l'apparition des procédés céramo-métalliques encore utilisés aujourd'hui en prothèse dentaire.

Ceux-ci permettent la réalisation de restaurations à la fois esthétique et résistante, ils peuvent être utilisés aussi bien sur des dents antérieures que sur des dents postérieures, et concernent des restaurations unitaires ou plurales. La cuisson sur métal a permis leur utilisation fiable en odontologie.

Chacune des parties de la restauration a son rôle à jouer soit dans la pérennité, la biocompatibilité ou l'esthétique prothétique :

- L'infrastructure métallique compense le manque de résistance en flexion des céramiques feldspathiques et leur faible tenacité. Si le montage est bien fait, elle permet d'exploiter leur bonne tenue en compression.
- Les céramiques apportent leurs qualités esthétiques remarquables, et permettent aux prothésistes dentaires d'exprimer leur talent.

La possibilité de réaliser des soudures secondaires augmente largement son indication pour pallier un positionnement défaillant des points d'appui, ou pour lier des éléments céramo-métalliques à des éléments métalliques.

L'excellence en matière d'esthétique, solidité et économie, permet aux restaurations céramo-métalliques d'être le procédé de référence en prothèse conjointe.

En effet l'apparition du procédé de restauration céramo-métallique a permis des reconstitutions unitaires ou plurales solides et esthétiques tout en étant à un prix abordable pour de nombreux patients.

Mais malgré ses nombreuses qualités, ce procédé présente des inconvénients en rapport avec le métal de l'infrastructure :

- Esthétique : visibilité de la chape métallique en vestibulaire en grisant une gencive fine.

  L'absence de translucidité des armatures métalliques diminue le rendu esthétique des couronnes. D'où l'importance de faire des préparations dentaires laissant assez d'espace pour la céramique afin que celle-ci soit d'une épaisseur suffisante pour cacher le métal sous-jacent.

  La libération d'ions métalliques au niveau des gencives entraîne des dyscolorations inesthétiques surtout dans les secteurs antérieurs.

Figure 25 : photographie intra-buccale représentant la visibilité du joint métallique inesthétique au niveau d'une incisive centrale maxillaire [68]

- Biologique : les alliages métalliques présentent une stabilité relative en milieu buccal aqueux. Le phénomène de corrosion apparaît, surtout en cas de polymétallisme (électrolyse buccale).
  Certains cas d'allergie à des composants des alliages métalliques (surtout non précieux tel que le nickel, le chrome ou le cobalt) ont été recensés.
  Une limite sous gingivale, indiquée pour cacher le joint métallique, entraîne des problèmes parodontaux.

- L'absence de visibilité radiographique dure à l'opacité du métal empêche la surveillance sous-coronale.

2.1.3.3.2 <u>Céramo-céramiques</u> [70]

2 décennies plus tard, en 1980, la tendance a donc été de substituer au support en métal un support en « matériau céramique de haute résistance ».

Ce matériau (céramique) présente une biocompatibilité exceptionnelle (pas de corrosion, ni d'allergie), une faible affinité pour la plaque dentaire et un potentiel esthétique excellent (transparent et translucide) et un meilleur biomimétisme avec un effet de profondeur. Le facteur limitant est la fragilité du matériau.

La céramo-céramique a un excellent rendu esthétique grâce au passage de la lumière largement supérieur à la céramique sur armature métallique.

On conserve aujourd'hui le principe d'une armature en céramique « mécanique » sur laquelle est stratifiée une céramique cosmétique compatible.

L'usinage automatisé et l'art du prothésiste ont chacun leur part.

Les céramiques récentes, renforcées par de l'alumine ou de la zircone, permettent des reconstitutions postérieures et/ou plurales sans métal.

Les restaurations en céramo-céramique avec infrastructures en oxyde de zirconium frittées représentent actuellement le summum. Elles conjuguent une très haute résistance aux influences mécaniques et chimiques à des qualités esthétiques en matière de teinte et de translucidité. [68]

2.1.3.4 Les résines [14, 61]

Des résines destinées à la réalisation, dans les zones antérieure et postérieure, de couronnes ou de bridges provisoires (maximum 60 mm de portée) de longue durée, peuvent être usinées dans des blocs ou des disques.

Ces provisoires peuvent servir de bases numériques pour des futures restaurations. La durée maximale du port est de 12 mois.

Une résine polymère possédant de hautes performances, utilisée par le système Everest, permet la confection de chape et d'armature de bridge jusqu'à 6 éléments.

Cette résine polymère, renforcée en fibres de verre, est caractérisée par une grande résistance mécanique, ainsi qu'une faible solubilité dans un milieu aqueux.

Les avantages de ces résines :

- grand confort au port grâce à une légèreté,
- faible solubilisation du matériau,
- fabrication aisée,

permettent de les utiliser en cas de plan de traitement complexes nécessitant une temporisation.

Mais l'usinage de ces résines est trop long par rapport aux techniques classiques.

2.2 Critères décisionnels et Indications [82]

Mis à part la prothèse complète (sans implant), toutes les prothèses dentaires sont concernées par la CFAO, même si les châssis métalliques sont encore rarement réalisés par cette technique. La prothèse fixe sur dents naturelles et la prothèse implantaire qu'elles soient métalliques ou en céramique peuvent être réalisées par CFAO pour la plupart des cas.

Une grande indication de la prothèse en CFAO en zircone est liée à sa biocompatibilité. A l'heure où l'on cherche à éliminer les métaux lourds de la bouche, les qualités biologiques et l'absence de toxicité des céramiques constituent des atouts majeurs. La véritable limite de la zircone comme infrastructure prothétique réside dans la difficulté de la connexion entre les différents piliers ou inters qui doivent respecter certaines dimensions et donc mettre en jeu la santé des papilles interdentaires. La prothèse céramo-métallique conserve ici toute son indication.

2.2.1 Sur dent naturelle [14, 17, 29, 38, 42, 46, 47, 50, 62, 64, 69, 75, 80]

Après la pose d'indication de restauration fixe en CFAO sur une dent, on se doit d'étudier tous les types de matériaux à notre disposition en fonction du cas clinique.

Le premier critère qui doit être envisagé est la notion de dent antérieure ou postérieure. Au sein de ce critère, les notions de résistance mécanique, de respect du parodonte et d'esthétique (dans le cas de dent antérieure surtout) permettront de faire un choix plus précis et cohérent du type de matériau à employer.

2.2.1.1 Dent antérieure [46, 47, 64, 69, 80]

L'étude des 3 critères décisifs doit se faire de façon concomitante avec le type de système de CFAO à notre disposition.

Indications, systèmes sur dent naturelle : [62]
- chapes et structures dans différents matériaux : oxyde d'aluminium (Procera®) ; oxyde de zirconium (Procera®, Lava®) ; cobalt-chrome (Etkon®)…
- inlay-onlay avec le Cerec®
- facettes avec les technologies Procera®, Lava®, Etkon®…

2.2.1.1.1 La résistance mécanique

Chaque dent antérieure n'a pas le même besoin de résistance mécanique, suivant le type de dent et l'occlusion qui lui est associée.

2.2.1.1.2 L'esthétique [41, 48, 64, 69, 75, 96]

Pour les dents **antérieures**, le facteur esthétique est dominant.

- Pour des dents faiblement dégradées ou pour masquer certaines teintes déplaisantes, les **facettes** permettent une réhabilitation esthétique et peu mutilante pour le tissu dentaire.

  Mais les facettes ne sont plus utilisées pour leur seule vertu cosmétique, elles peuvent également être indiquées dans les situations plus délicates comme les fractures, les compensations de diastème, voire les abrasions sévères. En effet dans la plupart des cas, les préparations pour facettes sont limitées à l'émail. La préparation minimale généralement requise a pour objet d'assurer l'insertion et la mise en place de la facette.

Or dans un grand nombre de situations cliniques, la correction de légères anomalies de forme, position ou volume sur des dents non dyscolorées peut être réalisée par des facettes sans préparation. C'est le mode de fabrication de ces facettes sans préparation qui constitue la difficulté essentielle. Pour pouvoir élaborer des facettes d'épaisseurs réduites, une nouvelle technique (KEDGE 1985) consiste à utiliser une feuille de platine de 2/10 mm qui sert de support sur lequel la céramique sera élaborée.

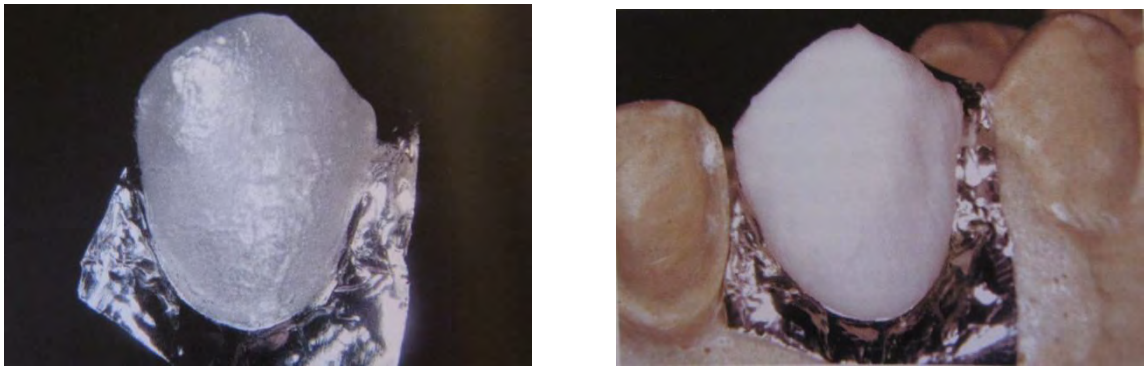


Figure 26 : photographie montrant une feuille de platine brunie sur le modèle de travail qui sert de support à la céramique cosmétique au cours des cycles de cuisson [75]

En cas de préparation dentaire nécessaire, la préparation des facettes ne s'écarte pas des formes de contour habituellement proposées (0.5 à 0.7 mm de profondeur). Toutefois la difficulté d'un scannage influence un peu le profil type. Il est recommandé de ne pas s'étendre de plus de 2 à 3 mm du côté palatin et de ne pas dépasser les points de contact de plus de 1 mm.

Figure 27 : photographie représentant le type de préparation pour facette au niveau d'incisives maxillaires [75]

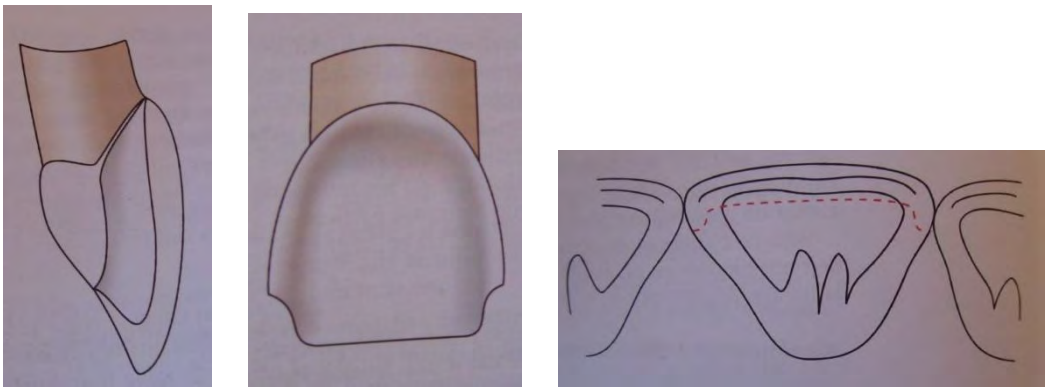


Figure 28 : illustration du type de préparation préconisée pour une facette [75]

Les facettes, qui n'ont pas besoin de supporter une charge importante, mais qui nécessitent une excellente adaptation esthétique, sont en général usinées ou produites avec une céramique cosmétique type feldspathique ou au disilicate de lithium. La zircone, trop opaque pour ce genre de restauration, ne présente pas une luminosité satisfaisante.

Les céramiques feldspathiques renforcées par des cristaux et réalisées par une technique pressée (procédé E-max, Empress…) sont les plus employées.

Concernant le collage, les résines 4-meta (*Super-Bond C&B*/Sun médical®), se révélant supérieures dans le domaine de l'adhésion à la dentine, sont particulièrement indiquées dans le cas de rétention faible comme, par exemple, dans le cas de facettes.

- Dans le cas d'une perte de substance trop importante dans le secteur antérieur, la couronne peut s'imposer. En pratique, en absence de parafonction et de forme sévère de bruxisme, une prothèse céramo-céramique peut être proposée en première intention. Selon le degré de résistance souhaité, on optera pour un noyau d'alumine ou vitrocéramique (feldspathique renforcée au disilicate de lithium ou à la leucite). Si des exigences esthétiques sont requises (incisives pulpées, sans dyscoloration), la Spinell peut être envisagée pour sa meilleure translucidité.

Les céramiques au disilicate de lithium et les feldspathiques ayant une translucidité importante, elles seront réservées en antérieur aux dents peu dyscolorées et aux moignons non métalliques. Ce sont néanmoins les céramiques les moins résistantes, elles sont donc collées pour augmenter leur résistance à la fracture. En effet, les ciments résultent d'une réaction acide/base qui a tendance à augmenter les défauts des céramiques (due à l'augmentation de l'acidité).

L'utilisation du métal dans ce secteur est donc contre-indiquée. On peut avoir recours à un noyau d'alumine dont la résistance mécanique est 9 fois supérieure à la céramique cosmétique. La chape résistante est conçue pour maintenir la céramique esthétique, un espace suffisant doit être aménagé entre les dents antagonistes afin d'avoir les épaisseurs suffisantes de chacune des céramiques.

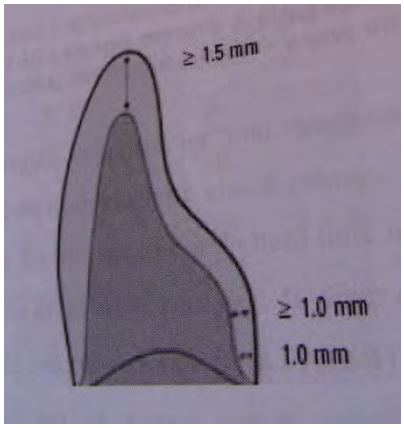


Figure 29 : schéma d'une préparation type pour une couronne sur dent antérieure

En antérieur, tous les types de céramiques récents ont des propriétés mécaniques suffisantes pouvant supporter les charges auxquelles elles sont soumises. Seules les zircones sont à éviter à cause de leur opacité trop marquée.

2.2.1.1.3 Biocompatibilité parodontale

Le type de facette énoncé plus haut est réalisé légèrement en surcontour dans le territoire cervico-vestibulaire, donc une hygiène buccale parfaite est requise pour le nettoyage de cette zone en particulier.

2.2.1.2 Secteur prémolo-molaire

2.2.1.2.1 Résistance mécanique [14, 46, 47, 64]

Pour les dents **cuspidées**, on recherche plutôt la résistance mécanique.

- Lorsque la dent nécessite d'être **couronnée**, le titane offre cette caractéristique tout en ne nécessitant qu'une faible épaisseur de métal. Il est préconisé en cas de faible hauteur dentaire ou en cas de préparation de dents de sagesse, celles-ci étant coutes, plus difficiles à préparer et peu visible lors du sourire.
  Concernant la céramique, la zircone offre une plus grande sécurité. Cependant, la zircone HIP étant très lumineuse et réfléchissante, le choix d'une chape en zircone frittée préteintée ou en alumine peut être préférable au regard de la teinte dans le cas de prémolaire ou de molaire mandibulaire courte. La chape support d'une couronne comporte des renforts proximaux et un bandeau lingual ou palatin pour améliorer la résistance mécanique de la céramique de recouvrement.

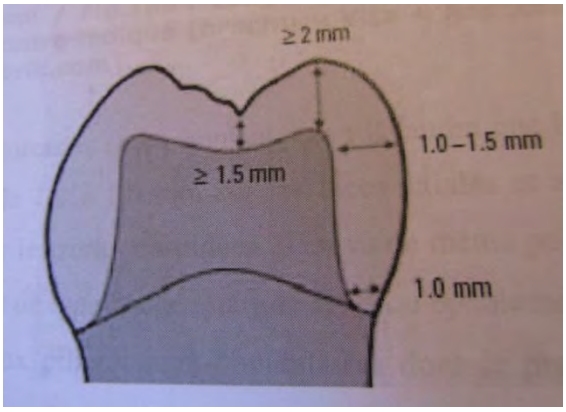


Figure 30 : schéma d'une préparation type pour une couronne sur dent cuspidée

La zircone et le titane sont des matériaux performants qui semblent les mieux indiqués pour réaliser des infrastructures de prothèses dentaires (antérieure ou postérieure). Leurs propriétés physiques et mécaniques remarquables, qui complètent une exceptionnelle biocompatibilité, répondent aux exigences de la dentisterie moderne.

Figure 31 : photographie d'un essai clinique de chapes en alumine dense sur des incisives maxillaires (procera®) [64]

L'infrastructure présente un **cahier des charges** qui doit être respecté pour la pérennité de la restauration prothétique : [64]

- L'adaptation de l'infrastructure doit être précise au niveau du joint dento-prothétique.
- L'infrastructure doit être rigide et ne pas se déformer pendant l'élaboration de la restauration.
- Elle doit être résistante aux charges occlusales.
- L'infrastructure en zircone et la céramique cosmétique qui la recouvre doivent être adaptées en termes de dilatation thermique de cohésion et d'esthétique.

Concernant l'esthétique, la faible translucidité est suffisante pour assurer la circulation de la lumière et pour masquer un moignon dyschromique ou un inlay-core métallique.

La céramique présente l'avantage de pouvoir s'ajuster en teinte pour s'accorder à celle de la future restauration. La luminosité de la zircone, un peu blanche par nature, peut être abaissée. La tonalité chromatique et la saturation peuvent donc en être optimisées.

type de céramique	Performance clinique	Taux de survie	Indications
Vitrocéramique (renforcée au disilicate de lithium ou en leucite)	Satisfaisante	Médiocre dans le secteur postérieur	Couronne unitaire antérieure
Alumine (In Ceram, All Ceram)	Satisfaisante	Recul insuffisant	Couronne antérieure et postérieure
In Spinell	Qualités mécaniques de résistance sont moindres que celles de l'alumine mais pallient l'opacité de l'infrastructure en alumine		Seulement quand l'esthétique requise : incisive pulpée, sans dyschromie
Zircone	Résistante mais récente	Recul insuffisant	Couronne unitaire et petit bridge

Figure 32 : tableau récapitulatif des indications en fonction du type de céramique : il concerne seulement les couronnes unitaires [41]

- Face à une molaire dépulpée présentant une importante perte de substance coronaire, il n'y a pas d'autre alternative que de réaliser un inlay-core ou une reconstitution foulée, et de poursuivre la réhabilitation de la dent avec une couronne classique métallique ou céramo-métallique (voir si dessus).

  Les progrès de la CFAO ont permis la réalisation d'**endocouronne** en céramique grâce à l'informatique.

Figure 33 : photographie d'une endocouronne en céramique [47]

Les matériaux utilisés dans ce cas sont des blocs de céramique feldspathique ou de vitrocéramique renforcée en leucite. Les propriétés mécaniques de ces blocs sont telles que leur dureté et leur résistance à l'abrasion sont très proches de la dent naturelle, tandis que leur résistance à la flexion est plus faible.

Ces restaurations doivent avoir une épaisseur minimale de 1.5 à 2 mm, pour pouvoir encaisser des charges importantes dans un sens axial. Des forces de torsions ou des forces latérales pouvant entraîner une fracture de la céramique, il faut éviter d'avoir des bords trop fins ou trop angulés, avec des limites orientées parallèlement aux contraintes (c'est-à-dire parallèles au plan d'occlusion).

La liaison entre la dent et la céramique garantissant la pérennité de la reconstitution, il faut utiliser une colle adéquate au type de céramique usinée.

La préparation de la dent commence comme celle d'un inlay-onlay (vu précédemment). Un trottoir cervical est réalisé ensuite, en gardant un maximum de hauteur des parois. Ceci correspond à une « mise à plat » de la dent. Ce trottoir est horizontal, parallèle au plancher et à la face occlusale de la dent, et a une largeur minimale de 1 mm.

Dans le cas de réhabilitation par une endocouronne en céramique uniquement, une préparation supra-gingivale facilitera la prise d'empreinte et le collage, tout en augmentant la rétention, sans préjudice esthétique (n'ayant aucun liseré métallique à cacher).

La suppression de l'ancrage radiculaire, associé au collage, répartit les contraintes mécaniques et supprime le risque de fêlure ou de fracture radiculaire. Ceci améliore grandement le pronostic à long terme.

En cas de nécessité, il reste possible de reprendre un traitement endodontique sans démonter la restauration, en pratiquant une cavité d'accès en fraisant dans l'endocouronne.

Lors de possibilité de prise d'empreinte intra-orale et d'usinage au cabinet dentaire, les grands avantages de cette technique restent la maîtrise et le contrôle de toute la chaîne de fabrication, en éliminant les délais de laboratoire et les interventions extérieures, ainsi que l'unique séance qui supprime la dent provisoire. Néanmoins elle nécessite de réserver le temps nécessaire à cet acte qui varie d'une à deux heures.

Malgré les avantages notables de la réalisation d'endocouronnes par CFAO, certaines indications et contre-indications doivent être connues. En effet ces restaurations étant en général réservées au secteur molaire, il reste possible de les adapter au secteur prémolaire à condition de garder les pans vestibulaires ou linguaux pour « assoir » la restauration et minimiser le risque de fracture.

Les autres indications des endocouronnes concernent les dents qui ont une faible hauteur coronaire, ainsi que celles aux canaux calcifiés où un ancrage radiculaire n'est pas réalisable.

Une contre-indication importante des endocouronnes reste la situation sous-gingivale d'une dent. On peut alors pratiquer une élongation coronaire ou tenter d'utiliser des produits de collage plus tolérants avec des traces d'humidité.

Plusieurs matériaux peuvent convenir pour ce genre de restauration :

- La résine, même si la résistance mécanique est bien moindre que pour un matériau type céramique ou métallique.
- La céramique, avec une résistance mécanique à la flexion et la pression satisfaisante, est amplement capable de soutenir la force appliquée lors de la

mastication. Les fractures de la céramique sont extrêmement rares si l'orientation, parallèle au plan d'occlusion, de la préparation, est respectée. La biocompatibilité de ce matériau inerte est excellente, et la gencive au contact de cette restauration reste en bonne santé, sans signe inflammatoire ni récession gingivale.

- Le titane ou les alliages céramo-métalliques, dont la résistance mécanique dépasse celle de tous les autres matériaux cités.

L'endocouronne est un procédé de reconstitution révolutionnaire pour un utilisateur expérimenté, alliant efficacité, rapidité, esthétique, longévité et biocompatibilité, et supprimant les inconvénients d'une méthode de reconstitution en deux parties tels que l'inlay-core ou la restauration par tenon fibré

2.2.1.2.2 Respect parodontal

Dans le secteur postérieur, une couronne céramo-céramique à noyau d'alumine (In Ceram ou procera) ou de zircone peut être proposée pour des motifs esthétiques ou de biocompatibilité.

2.2.1.2.3 L'esthétique

L'esthétique est une notion qui reste peu étudiée dans le cas de restauration de dents postérieures, du fait que le critère mécanique doit être privilégié pour une bonne pérennité de la prothèse fixée.

Il reste néanmoins possible de faire une reconstitution dans le secteur prémolo-molaire en matériau esthétique, tel que la vitrocéramique ou la céramique alumineuse, lorsque la dent est amenée à être peu sollicitée pendant la mastication ou lorsque le patient ne souhaite pas de métal ou d'alliage à ce niveau.

2.2.1.3 Plans de traitement complexes

2.2.1.3.1 Bridge [64]

Un certain nombre de paramètres cliniques doivent être respectés lors de la réalisation de bridges:

- Au niveau des points d'appui dentaires ou implantaires, la hauteur clinique doit être supérieure ou égale à 3 mm afin de permettre la réalisation d'une zone conséquente.
- L'importance de la zone édentée ne doit pas excéder 12 mm.

On évite des reliefs trop prononcés au niveau des faces occlusales afin de faciliter la lecture des préparations par le scanner.

Le matériau de base de fabrication des bridges en CFAO s'oriente vers l'oxyde de zirconium.

Néanmoins en cas de parafonction entraînant des microtraumatismes répétés, l'utilisation de la céramique sera contre-indiquée. En effet ceux-ci sont susceptibles de provoquer la fracture ou l'écaillage des éléments prothétiques à partir de défauts de surface toujours présents. Les mouvements parafonctionnels induisent des usures iatrogènes, au niveau des dents naturelles antagonistes des secteurs reconstruits. Ceci est du au pouvoir abrasif de la céramique qui est supérieur à celui de l'émail. Il est recommandé de procéder à un polissage poussé des surfaces occlusales prothétiques en rapport avec des dents naturelles, lorsque ce matériau est employé. [64]

type de céramique	Performance clinique	Indications
vitrocéramique	Qualités mécaniques insuffisantes	**Infrastructure de bridge contre-indiquée en vitrocéramique (feldspathique renforcée au disilicate de lithium)**
Alumine	Nombre important de fractures	Bridge de petite portée (3 éléments au plus) dans le secteur antérieur **Contre-indiquée en postérieur**
Zircone	Supérieure à celle des bridges en alumine (en cas de peu d'éléments) Taux important d'éclatement de la céramique sur zircone	Bridge de petite portée dans le secteur antérieur Peu d'études pour le secteur postérieur

Figure 34 : tableau récapitulatif des indications en fonction du type de céramique : concerne seulement les bridges ou prothèses plurales fixées [41]

En pratique :

- **Secteur antérieur** : en l'absence de parafonction et de forme sévère de bruxisme, une prothèse céramo-céramique peut être proposée. Selon le nombre d'éléments intermédiaires de bridge requis et selon l'espace disponible pour réaliser des connections résistantes, on optera pour un noyau d'alumine (3 éléments au plus) ou pour la zircone (In Ceram ou Y-TZP), plus résistante.
- **Secteur postérieur** : le facteur résistance mécanique prédomine et les bridges céramo-métalliques restent pour l'instant le traitement de première intention.

2.2.1.3.2 Armature de bridge

Cela concerne un bridge dont la couche structurale du bridge est soit en métal, soit en céramique (zircone le plus souvent), et est recouverte par une céramique cosmétique (feldspathique ou enrichie en disilicate de lithium).

L'armature est fabriquée par ordinateur, la couche superficielle esthétique est montée traditionnellement par le prothésiste dans un deuxième temps. Comme vu précédemment la céramique superficielle est à éviter en cas de parafonction ne pouvant être prévenue par le port nocturne d'une gouttière de relaxation musculaire.

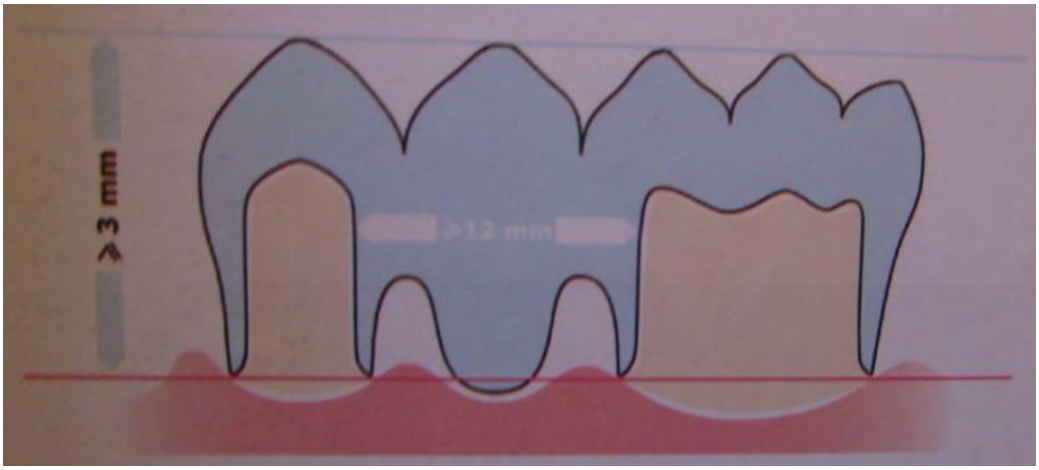


Figure 35 : schéma illustrant la hauteur clinique qui doit être supérieure ou égale à 3 mm et l'importance de la zone édentée ne doit pas excéder 12 mm [75]

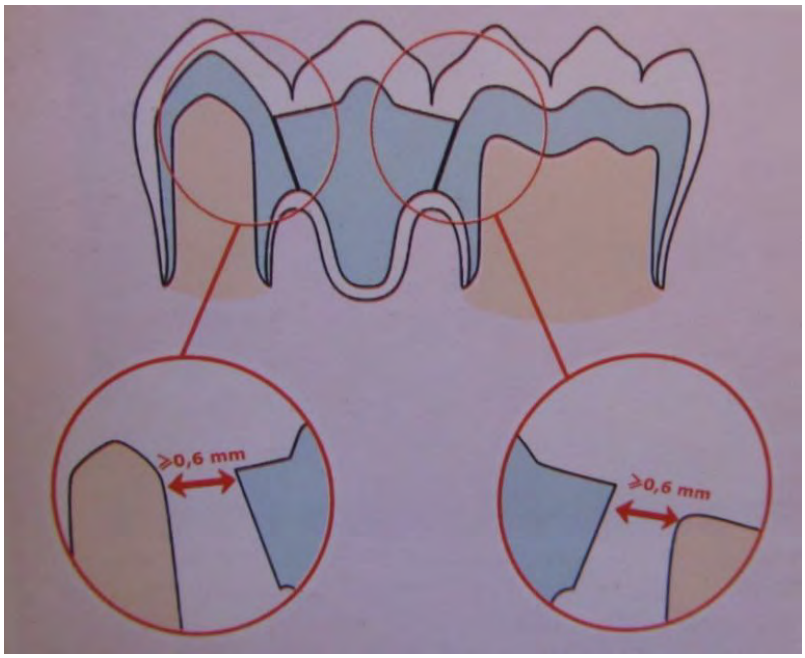


Figure 36 : schéma illustrant la convergence des préparations qui doit permettre l'établissement d'une zone de jonction adéquate entre l'intermédiaire de bridge et les cupules [75]

Le choix du matériau utilisé pour construire l'infrastructure résistante se fait en fonction du secteur d'arcade concerné, de l'espace disponible pour réaliser des connexions résistantes, ainsi que du nombre d'intermédiaires de bridge.

Ainsi une armature en zircone ou en titane doit respecter un dessin spécifique aux matériaux, pour les connexions des bridges.

Dans le cas de la **zircone**, ces connexions sont en général plus hautes et plus larges, pour résister aux efforts. Les contours des infrastructures sont sensiblement différents de celles qui sont en alliages classiques.

Figure 37 : armature de bridge en zircone

Figure 38 : photographie d'infrastructures en zircone [64]

Dans le cas d'une **armature en métal** la rétention céramique/métal se fait grâce à 3 facteurs principaux :

- une liaison chimique, par la réaction entre la couche d'oxyde superficielle et la céramique,
- une liaison mécanique, grâce à une fluidité suffisante, la porcelaine peut se glisser entre les interstices présents à la surface de l'armature,
- une liaison par compression de la céramique sur l'armature durant la cuisson.

A retenir :

- pour des dents antérieures au niveau desquelles l'exigence esthétique est majeure, on donnera la préférence aux chapes en alumine qui présentent une teinte et une semi-translucidité particulièrement appropriées.

- pour des dents cuspidées et bridges qui réclament une plus grande solidité, on fera appel aux matériaux zircone et titane. [80]

2.2.1.4 Inlay onlay [29, 42, 50, 64, 69]

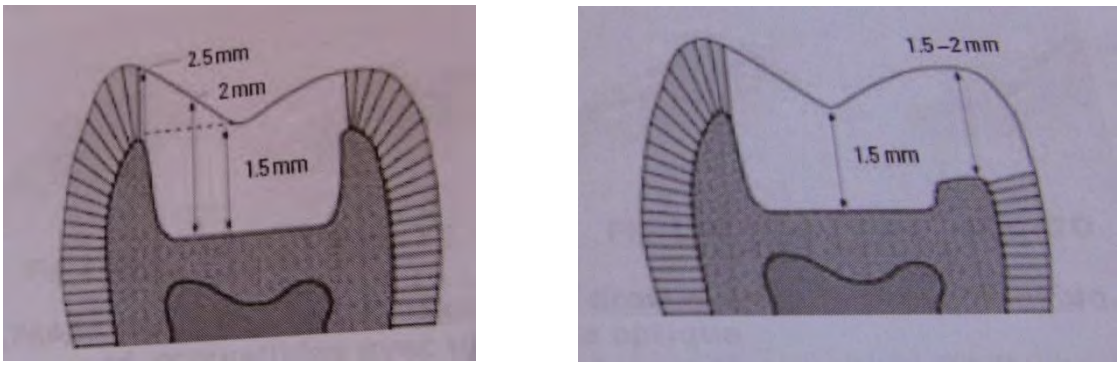


Figure 39 : schémas illustrant une préparation pour un inlay et un onlay

Dans l'approche de l'économie du tissu dentaire, une reconstitution dentaire partielle sera privilégiée telle qu'un inlay ou un onlay.

Un inlay est une pièce assemblée par collage ou par scellement destiné à restaurer une perte de substance ne nécessitant pas de recouvrement de cuspide (HAS).

Un onlay est une pièce nécessitant un recouvrement de cuspide (HAS).

Le terme inlay-onlay est employé pour désigner indifféremment l'un ou l'autre.

Les inlay-onlay sont principalement indiqués dans des pertes de substances de moyenne à grande étendue sur des dents postérieures. Ils peuvent être réalisés en première intention en raison du volume de la perte de substance ou en deuxième intention après un échec d'une restauration conventionnelle.

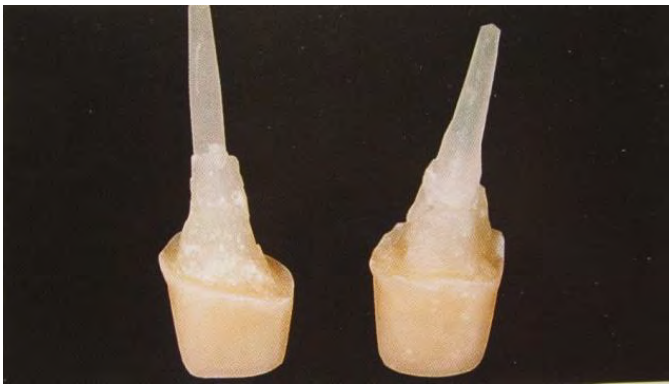


Figure 40 : photographie d'onlays à tenon en composite (réalisés par le laboratoire) [64]

Figure 41 : reconstitutions en composite collées [64]

Ils peuvent aussi être utilisés pour une occlusion en modifiant le rapport intermaxillaire, auquel cas on parlera d'overlay.

Les Inlay-onlay faits en CFAO paraissent fiables à un horizon de 10 ans.

Plusieurs matériaux peuvent être utilisés selon le type de dent, la recherche ou non de l'esthétique, le système de prise d'empreinte que l'on choisi, la résistance mécanique demandée et l'étendue de la perte de substance.

Pour un meilleur rendu esthétique, fonctionnel et pérenne, l'inlay en vitrocéramique est préconisé. Sa beauté et son mimétisme (large passage de la lumière) lui permettent une parfaite intégration. Sa dureté et sa résistance à l'abrasion sont gages de sa pérennité.

En résumé :

Matériau	**Indications**
Zircone dure totalement frittée	Armatures jusqu'à 45 mm
Zircone partiellement frittée	Armatures jusqu'à 4 éléments
Zircone silicato-zirconique	Couronnes postérieures
Vitrocéramique au disilicate de lithium	Restaurations unitaires postérieure et antérieure Bridges antérieurs jusqu'à 3 éléments
Vitrocéramique renforcée à la leucite	Inlays, onlays, chapes et couronnes unitaires
Titane commercialement pur	Chapes et armatures de bridges jusqu'à 45mm
Résine polymère	Reconstitutions provisoires jusqu'à 6 éléments

Figure 42 : tableau récapitulatif des indications cliniques en fonction du matériau

Choix du type de céramo-céramique en fonction des situations :

- Dent vivante ou dent dépulpée non dyschromiée : facette ou couronne périphérique à minima (vitro-céramique ou In Ceram).
- Situation mixte : dent vivante (vitrocéramique) + dent dyschromiée (chape en vitrocéramique opaque + stratification).
- Dent pulpée moyennement dyschromiée, dent non pulpé faiblement dyschromiée ou dent dépulpée avec inlay-core : couronne Procera ou In Ceram Alumina.
- Inlay-core sur racine non dyschromiée : couronne Procera.
- Dent non vitale fortement colorée avec ou sans inlay-core : céramique infiltrée dans la version zirconia (opaque) ou zircone.

2.2.2 Indications sur implant [15, 31, 59, 64, 67, 75]

C'est dans le cas de perte de substance ostéomuqueuse importante que la prothèse implanto-portée élaborée sur une infrastructure en zircone trouve une indication de choix. L'utilisation de la zircone, en prothèse implantoportée s'est beaucoup développée au cours de ces 8 dernières années. L'éventail des possibilités en implantologie est très large car il va des faux moignons implantaires aux constructions d'une arcade complète transvissée.

En présence de couronnes solidarisées, dont l'indication est fréquente en implantologie, il est impératif de s'assurer de la précision du modèle de travail car le défaut de mise en place n'est pas rattrapable.

Indications, systèmes sur implant : [62]

- piliers : oxyde de zirconium (Etkon®, Procera®, Atlantis®…) ; titane (Etkon®, Procera®...)

- structures implanto-portées fixes ou amovibles (3I Cam Structure®, Pont Procera® de Nobel Biocare®, Barres Biocad®…)

2.2.2.1 Piliers implantaires [8, 31, 51, 59, 64]

Le pilier en **titane** affiche une résistance exceptionnelle. Il peut être usiné à partir d'un seul bloc et à l'aide d'une fraiseuse à 5 axes. Ceci permet une conception parfaite du profil d'émergence.

Figure 43 : photographie d'un pilier implantaire en titane [75]

Le pilier en **zircone** résistant et biocompatible est disponible pour des restaurations scellées ou vissées. Un choix important de teinte (4 teintes sont disponibles aujourd'hui pour le laboratoire Nobel Procera par exemple) permet une esthétique supérieure, surtout dans le cas de remplacement de dent antérieure.

Leur principal avantage est d'être compatible avec plusieurs systèmes implantaires majeurs, qu'ils soient en titane ou en zircone.

Le faux moignon implantaire en zircone dans le territoire des dents antérieure permet d'obtenir au niveau de l'émergence, des résultats esthétiques de grande qualité. En raison de la tendance à moins enfouir la tête des implants, les faux moignons en zircone permettent d'obtenir des résultats meilleurs qu'avec ceux en titane ou en alliage, surtout à l'arcade maxillaire, lorsque la jonction avec les couronnes est légèrement supra-gingivale.

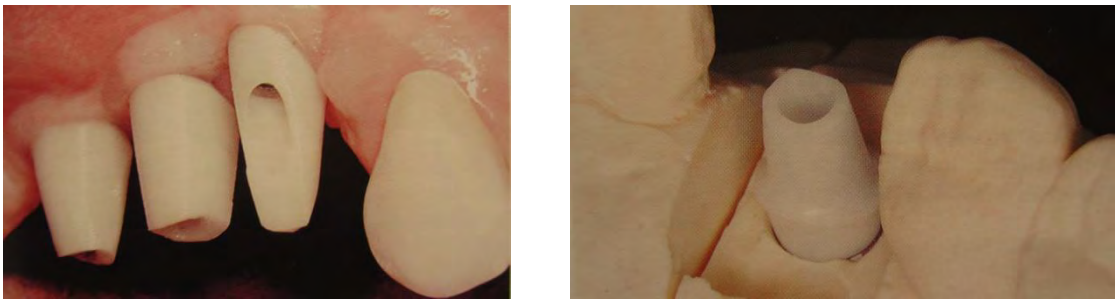


Figure 44 : faux moignons implantaires en zircone [64]

Figure 45 : photographie montrant l'absence d'interférence optique disgracieuse au niveau cervical [64]

Intérêt de la zircone : de nombreuses études ont montré que les bactéries n'adhèrent qu'en très faible quantité à la zircone. Ce matériau optimise donc la biologie. De plus il a été démontré que des hémi-desmosomes se collent sur la zircone stabilisant les tissus mous péri-implantaires. [31]

2.2.2.2 Armatures unitaires ou plurales [67, 75]

La CFAO a permis d'améliorer la passivité des infrastructures.

Si on part de l'empreinte optique, alors toutes les étapes, anciennement réalisées par le prothésiste au risque d'erreur élevé, sont conçues actuellement par informatique et donc réduisant le risque à quasiment zéro.

La CFAO a aussi permis de faciliter le travail du technicien de laboratoire dans l'élaboration des infrastructures. En effet, l'homothétie des infrastructures, la surface des connecteurs de bridge, l'épaisseur des barres supra-implantaires doivent respecter des épaisseurs minimales sous peine de fracture. Avec la CFAO, les logiciels indiquent en temps réel toutes les mesures des épaisseurs des infrastructures.

La CFAO joue un rôle en implantologie qu'elle soit chirurgicale (avec la possibilité de créer un guide chirurgical par stéréolithographie) ou prothétique.

Prothétiquement, le design des piliers anatomiques, les matériaux utilisés et le parfait ajustage permettent d'augmenter la prévisibilité esthétique et le pronostic à long terme.

La CFAO permet d'utiliser toute une gamme de matériaux :

- les céramiques feldspathiques ou en disilicate de lithium, esthétiques mais fragiles, pour élaborer des éléments unitaires : facettes, onlays, inlays ;

- l'alumine, le cobalt-chrome, le titane et la zircone, pour les couronnes et les bridges, car source d'une meilleure stabilité mécanique.

CHAPITRE 3 – Critères décisionnels dans le choix des matériaux d'assemblage

L'adhésion de la pièce prothétique au tissu dentaire est une étape aussi importante que celle de la préparation dentaire et de la fabrication de la prothèse.

Elle doit être pratiquée avec rigueur, tout en respectant le protocole de collage ou de scellement dépendant de chaque matériau.

Le choix se fait en fonction du matériau constituant la restauration prothétique et de la situation des limites de préparation dentaire.

Ce chapitre consiste à détailler chaque méthode d'assemblage existante en fonction du matériau utilisé.

3.1 Les différents modes d'assemblage [7, 9, 10, 16, 24, 25, 34, 56, 60, 73, 75, 84]

L'assemblage des éléments prothétiques fixés à leur support peut se faire par scellement ou par collage. Il est devenu nécessaire de faire un choix à partir d'un éventail de matériaux allant des ciments conventionnels jusqu'aux colles, en passant par les composites de collage associés ou non à un système adhésif.

4 grandes familles de matériaux d'assemblage peuvent être distinguées :

- les ciments de scellement conventionnels,
- les ciments de scellement adhésifs,
- les systèmes adhésifs associés à un composite de collage,
- les colles.

3.1.1 Les ciments de scellement conventionnels [4, 9, 25, 60, 64, 75]

Les ciments de scellement conventionnels sont connus depuis longtemps. Ce qui définit un ciment est son mode de durcissement par réaction entre un acide (liquide) et une base (poudre). Les liaisons créées ne confèrent ainsi qu'une faible cohésion au matériau, le rendant relativement friable.

La qualité commune de tous les ciments est leur facilité (élimination aisée des excès, peu ou pas de traitement de surface nécessaire) et leur tolérance à la manipulation (réaction de prise hydrophile dons tolère l'humidité buccale). [64]

Les ciments dentaires sont utilisés pour des obturations canalaires ou coronaires et pour scellement en prothèse fixée.

Les ciments se différencient selon la nature chimique de leur matrice.

Ils se présentent sous la forme de liquide et de poudre et durcissent par réaction acide/base. Ils se regroupent en trois familles :

3.1.1.1 Les ciments oxyphosphate de zinc

Ils sont traditionnellement les plus utilisés malgré leurs faiblesses connues : solubilité initiale élevée entrainant un manque d'étanchéité, perte d'adhésion et absence d'adhésion chimique au substrat dentaire.

Ils sont utilisés pour le scellement d'usage. Ce sont des isolants thermiques, électriques et mécaniques. Ils sont opaques donc ne peuvent pas être utilisés comme ciments esthétiques. Leur autre point faible réside dans leurs faibles propriétés mécaniques.

Par contre ils procurent une excellente étanchéité finale, sont simples d'emploi, ont un potentiel bactériostatique, tout ça à un faible coût. [64]

La poudre, jaune, est composée presque essentiellement d'oxyde de zinc (ZnO) à 88 %.

Le liquide, incolore, est formé par 66 % d'acide phosphorique (H_3PO_4) et par 33 % d'eau. La teneur en eau contrôle la vitesse de réaction.

Le pH est acide à la fin du malaxage. Il tend rapidement vers la neutralité, ce qui permet d'expliquer la tolérance de ces ciments par les tissus dentaires.

La prise est exothermique (4 à 10 °C).

Ces ciments doivent être mélangés lentement du fait du temps de prise qui augmente lorsque la vitesse d'incorporation diminue.

Le ciment doit couler de la spatule pour un scellement correct.

Figure 46 : photographies de ciments oxyphosphate de zinc : Zinc Phosphate Cement® (Medicept®), ZinCem®(Medicept®)

3.1.1.2 Les ciments polycarboxylate de zinc

Ils sont conseillés principalement pour le scellement provisoire des dents vitales, de part leur faible acidité. Ils souffrent d'une très faible capacité rétentive.

Ils appartiennent à la famille des polyalkénoates. Ils sont classées en 2 types, type I pour le scellement et le type II pour l'obturation.

Ils sont utilisés aujourd'hui pour le scellement provisoire des inlay-onlays, des coiffes, de la prothèse implanto-portée…

La poudre contient :

- 55 % de ZnO
- 10 à 40 % d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3)...

Le liquide, une solution visqueuse, est constituée de :

- 40 % d'acide polyacrylique
- d'acide itaconique

Le ciment doit avoir un aspect « lustré » pour son utilisation.

On peut citer : *Poly F Plus® (Dentsply®), Poly Zinc +®*

Figure 47 : photographie de ciments polycraboxylate de Zinc- Poly F Plus®, Poly Zinc +®

3.1.1.3 Les ciments verre ionomère type I (CVI)

Ils ont un potentiel cariostatique grâce à leur capacité à relarguer le fluor incorporé dans leur matrice, et un coefficient de dilatation thermique similaire à celui de la dent.

De plus ils adhèrent chimiquement à la dentine et à l'émail, en raison de l'adhérence de l'acide polyacrylique, par liaison aux ions calcium. La force d'adhésion est comparable à celle de certains agents de collage dentinaire. L'adhérence est due aux interactions ioniques dipolaires et aux liaisons métalliques plus fortes. Par contre elle est mauvaise pour les alliages précieux et les céramiques.

Toutefois leurs propriétés mécaniques restent relativement faibles et ces matériaux sont très sensibles à l'humidité dans les premiers temps et à long terme. C'est pourquoi les verres ionomères doivent être impérativement isolés d'un environnement hydrique pendant leur prise, par l'intermédiaire de vernis ou de colles photopolymérisables.

Ces ciments sont aujourd'hui constitués d'acide polyacrylique anhydre mélangé à la poudre de verre ionomère. Il suffit de mélanger la poudre avec de l'eau pour solubiliser l'acide polyacrylique.

La poudre contient en majorité de la silice, de l'alumine et du fluorure de calcium. Le fluor joue sur le pH et le temps de prise.

Le liquide est une solution aqueuse (50 %) copolymère d'acide polyacrylique avec pour 45 % des acides durcisseurs et accélérateurs de prise.

Une sensibilité est possible lors du scellement, due à l'acidité du début de la réaction de durcissement.

Figure 48 : exemple de CVI : Vivaglass Cem PL®

3.1.2 Les ciments de scellement adhésifs [4, 9, 25, 60, 75]

Ils représentent une famille intermédiaire entre les ciments de scellement et les colles puisqu'ils possèdent des propriétés adhésives faibles.

Ils se regroupent en deux familles :

3.1.2.1 CVI hybride ou CVI modifié par adjonction de résine (CVI MAR)

Les CVI MAR sont des ciments verre-ionomères conventionnels auxquels sont rajoutés des monomères acryliques hydrophiles et des amorceurs de polymérisation. Ils possèdent donc une double réaction de prise : réaction acide-base et polymérisation.

Ils se présentent sous forme de liquide/poudre et sont pour la plupart photopolymérisables.

- La première génération est composée d'acides polyalkénoïques additionnés de monomères polymérisables dans le liquide.

  Ex : *vitrebond®, GC Fuji™*

Figure 49 : exemple de CVI MAR : GC Fuji ™

- La seconde génération consiste en une modification du polyacide par greffage de chaînes latérales de type méthacryle ; la polymérisation devient alors de type radiculaire.

Les CVI MAR présentent une sensibilité à l'humidité initiale mais leurs propriétés mécaniques sont supérieures aux CVI traditionnels grâce à la charpente de résine qu'ils contiennent après leur prise. Ceci les rend plus résistants à la solubilité en fin de prise, ce qui permet d'espérer une plus grande pérennité des scellements.

Certains d'entre eux (*Ketac Cem Plus*® ou *Rely X Luting Cement*®) ne requièrent aucun traitement de surface de la préparation. Pour d'autres, comme le *Fuji Plus*®, l'application sur la dent d'une solution d'acide spécifique (dentine conditionner) permet au constituant résineux du matériau de former une véritable couche hybride à la surface de la dentine et d'augmenter l'adhérence. [64]

3.1.2.2 Les ciments compomères

Ils ont pour avantage :

- une manipulation aisée,
- un retrait relativement facile des excès,
- une possibilité de dépose des restaurations.

Par contre, leurs inconvénients résident dans leur certaine solubilité, un pouvoir d'adhésion limité, des propriétés esthétiques insuffisantes.

3.1.3 Le collage [56, 64, 78]

3.1.3.1 Définition du collage

D'après le dictionnaire :

« Le collage est l'assemblage par adhésion ». [56]

L'adhésion étant la force qui s'oppose à la séparation de deux corps mis en contact.

En terme strictement dentaire, on entend par collage, la liaison du matériau à l'intrados de la pièce prothétique usinée (le plus souvent de la céramique), au tissu dentaire, grâce à une substance intermédiaire : matériau composite ou résine polymère.

Ce qui définit ce matériau de collage est son mode de durcissement par polymérisation de monomères acryliques. En d'autres termes, ce sont toujours des résines, chargées ou non. [64]

Celles-ci, pour la plupart, ne possèdent aucun potentiel adhésif intrinsèque aux surfaces dentaires et prothétiques et nécessitent donc l'emploi d'un système adhésif. Totalement hydrophobes, elles nécessitent leur utilisation à l'abri de l'humidité buccale.

Les colles auto-adhésives, apparues plus récemment, possèdent un potentiel adhésif propre qui confère des propriétés viscoélastiques très intéressantes et une certaine capacité de relaxation des contraintes, grâce à son absence de charges.

3.1.3.2 Les systèmes adhésifs associés à un composite de collage [12, 25, 35]

Les adhésifs amélo-dentinaires sont des biomatériaux d'interfaces. Ils contribuent à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et des biomatériaux de restauration ou d'assemblage.
Le principe fondamental de l'adhésion des systèmes adhésifs modernes est basé sur leur rétention micromécanique et chimique sur des surfaces amélaires et dentinaires préalablement déminéralisées par un acide. Ils ont en commun d'utiliser la technique du mordançage total et implique la formation d'une couche hybride.

On dispose de 2 grandes familles de systèmes adhésifs :

- ceux qui requièrent un mordançage suivi d'un rinçage, en préalable à leur emploi (M&R),
- ceux qui ne requièrent aucun mordançage préalable. Cette classe regroupe tous les systèmes auto-mordançants (SAM).

3.1.3.2.1 Les systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M&R)

Ces systèmes regroupent plusieurs produits qui sont appliqués successivement sur les parois cavitaires :

- le conditionneur ou agent de mordançage,
- le *primer* ou promoteur d'adhésion ou primaire d'adhésion ; qui est une résine bipolaire diluée dans un solvant et capable de faire le lien entre les tissus dentaires hydrophiles et la résine hydrophobe,
- la résine adhésive ou *bonding agent*, résine à base de monomères méthacrylates, chargée ou non.

3.1.3.2.1.1 Les systèmes M&R III (mordançage et rinçage 3 étapes)

D'une manière générale, le traitement se fait en trois séquences :

- le mordançage par un gel d'acide orthophosphorique à 37 %. Le but de ce conditionnement est d'obtenir non seulement une préparation de la surface amélaire afin de la rendre propice à un bon collage mais surtout une déminéralisation du substrat dentinaire nécessaire à la formation d'une couche hybride.

- la mise en place du primaire, après un léger séchage préalable. C'est une solution à base de solvant ; elle contient un ou plusieurs monomères amphiphiles qui remplacent l'eau et imprègnent les fibres de collagène en les maintenant expansées. En s'évaporant, le solvant rigidifie les fibres de collagène recouvertes par celui-ci.

- l'application d'une résine adhésive. Celle-ci pénètre les tubuli dentinaires et s'infiltre dans la dentine déminéralisée. Il se crée ainsi une couche hybride essentielle, elle absorbe une partie des contraintes lors de la polymérisation et de la mastication et est garante d'une bonne étanchéité.

Il est à noter que chacune des étapes est bien distincte de l'autre. L'agent mordançant, le primaire et la résine adhésive sont ici conditionnés séparément.

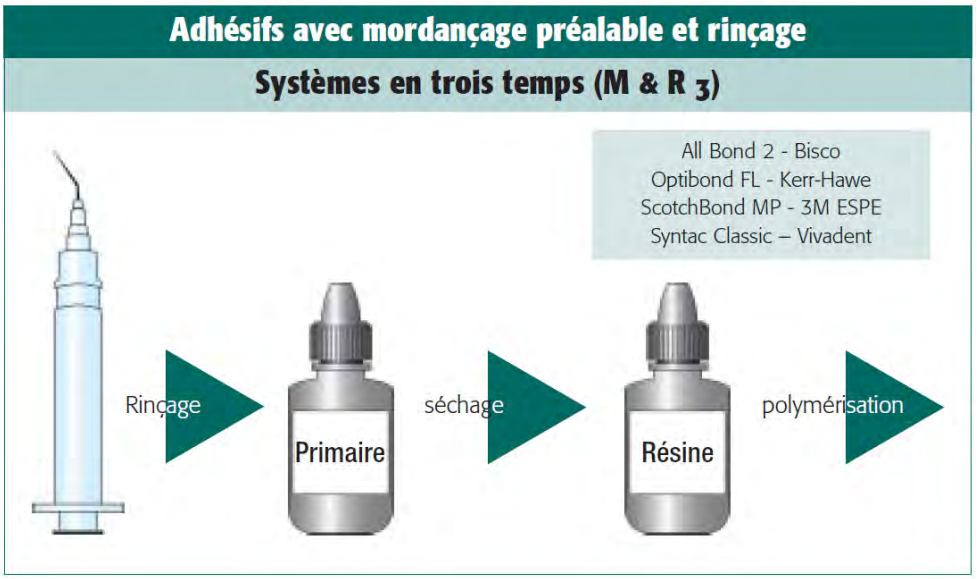


Figure 50 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif M&R III [11]

3.1.3.2.1.2 Les systèmes M&R II

Ces adhésifs ont les mêmes propriétés que les précédents. La seule différence consiste à la suppression d'une étape du traitement. En effet ce sont des adhésifs monoflacons pour lesquels, après l'application du gel de mordançage sur l'émail et la dentine, il y a utilisation d'une combinaison primaire + adhésif présents dans un seul et même flacon.

Figure 51 : L'Adper ScotchBond® est un système M&R2.

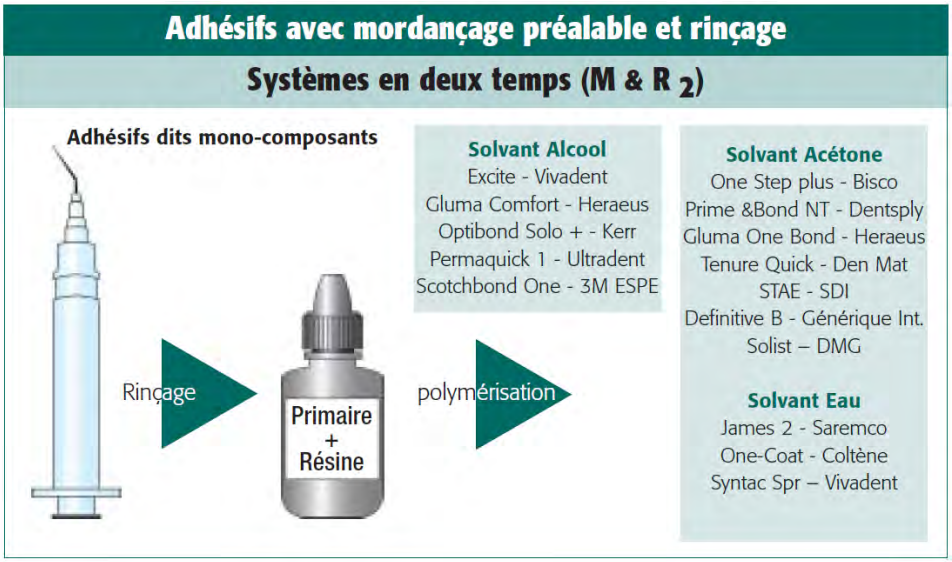


Figure 52 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif M&R II [11]

Les avantages des M&R sont leur adhérence élevée à l'émail.

L'inconvénient de ces systèmes (M&R II et III) est la difficulté majeure pour l'opérateur d'obtenir un émail sec garant d'une bonne étanchéité marginale et surtout une dentine humide mais non mouillée. En effet un séchage trop appuyé entraine un collapsus des fibres de collagène, et à l'inverse un excès d'eau signifie la formation de lacunes au sein de l'interface dentine/adhésif. Dans les deux cas le résultat à terme est un manque d'étanchéité et une perte d'adhésion.

3.1.3.2.2 Les systèmes automordançants (SAM)

Les systèmes adhésifs auto-mordançants présentent trois avantages majeurs par rapport aux systèmes qui requièrent un pré-mordançage.

- Le premier est une réelle simplification de la procédure de collage : on commence sur dent sèche, la séquence de rinçage étant éliminée. La mise en place indispensable d'une digue réduit les risques de contamination des tissus préparés par le sang ou la salive.

- Le second est la réduction du taux de sensibilité post-opératoire, puisque leur application ne peut qu'améliorer la qualité de l'obturation tubulaire procurée par les bouchons de boue dentinaire.
- Le troisième est la formation d'une couche hybride sans rinçage ni séchage excessif de la dentine. Le collage est réalisé sur émail et dentine secs. La question de l'humidité de la dentine ne se pose plus.

En revanche les inconvénients sont :

- une performance moindre au niveau de l'émail non préparé,
- une possibilité de dégradation par hydrolyse,
- une stabilité/conservation moins bonne et une incompatibilité avec les composites chémopolymérisables.

L'obtention d'une couche d'adhésif consistante entre la préparation dentaire et le composite est certainement une des clés de la qualité de l'adhérence du joint collé. Pour les systèmes auto-mordançants, elle compense la faible épaisseur de la couche hybride qui ne peut jouer son rôle dissipatif de contraintes. On peut donc l'obtenir de deux manières : soit en deux temps, en recouvrant le primaire par une couche de résine ; soit en un temps, avec un système auto-mordançant chargé.

3.1.3.2.2.1 Les SAM II

Ils nécessitent le passage consécutif de 2 produits.

Tout d'abord un primaire automordançant acide (*self-etching primer*) que l'on laisse agir 20 à 30 secondes sans rincer, suivi d'un séchage léger qui évapore le solvant qu'il contient, puis l'application d'une résine adhésive.

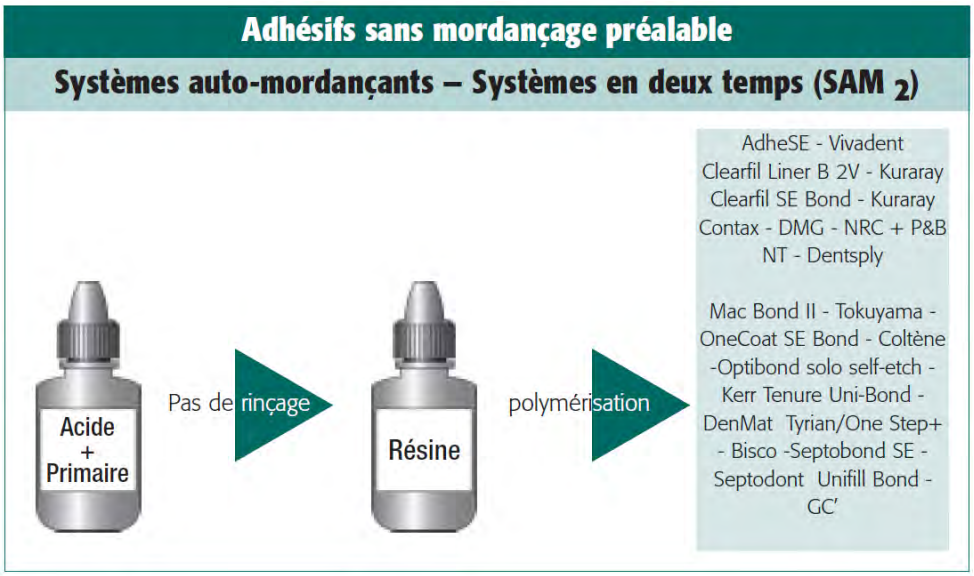


Figure 53 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif SAM II [11]

3.1.3.2.2.2 Les SAM I

Ce sont des systèmes à une étape clinique qui ne présentent qu'un seul produit à appliquer (*all-in-one*, tout en un). Par contre, beaucoup se présentent en 2 flacons pour des raisons de stabilité de produits dans le temps. On doit alors mélanger une goutte de chacun juste avant l'application. Ils sont plus acides et plus hydrophiles que les 2 temps.

Figure 54 : photographie de SAM I conditionné en flacon, l'Iperbond®.

Figure 55 : photographie de SAM I conditionné en dose unitaire, le Futurabond®.

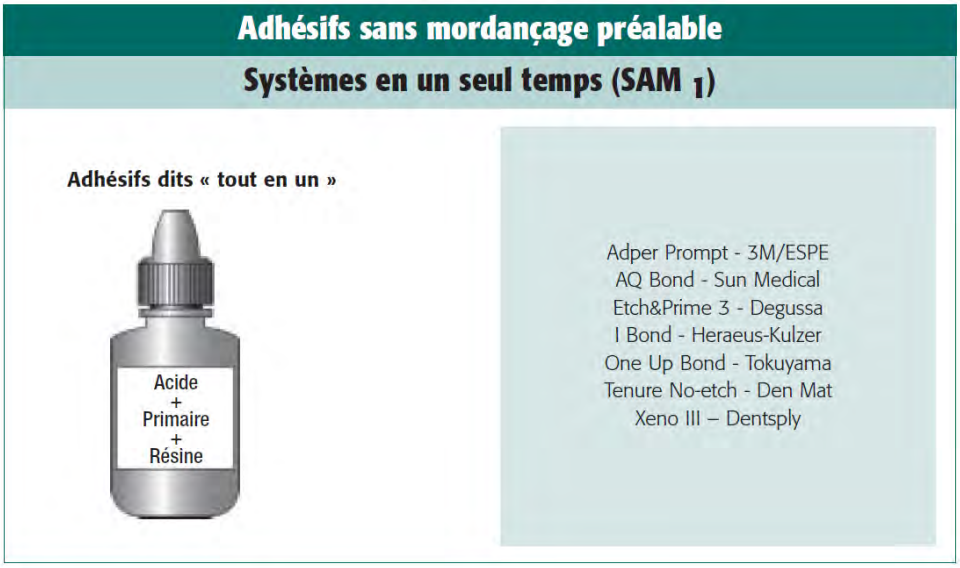


Figure 56 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif SAM I [11]

Avec les SAM nous obtenons une action simultanée de déminéralisation et d'imprégnation du support amélo-dentinaire. L'action auto-mordançante est due à des monomères présents en solution, rendus acides par la fixation d'un ou plusieurs groupements acides.

Au niveau de l'émail, les monomères résineux 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.

Au niveau de la dentine, la phase minérale est dissoute afin que des monomères puissent diffuser au travers du réseau de collagène avant d'être polymérisés, et ceci en infiltrant la smear layer non éliminée, à l'intérieur des tubuli, par le mordançage.

Certains auteurs (dont JP Attal, Paris V) préconisent un prémordançage de l'émail pendant 30 secondes avant leur utilisation.

En améliorant l'ergonomie et la rapidité d'exécution, les SAM rendent le protocole clinique du collage moins sujet aux perturbations liées à l'opérateur et aux conditions cliniques. On remarque ainsi de meilleurs résultats avec les SAM qui sont plus faciles d'utilisation mais moins performants que les M&R.

Les systèmes avec mordançage et rinçage sont particulièrement performants pour le collage de restauration s'appuyant sur de larges surfaces amélaires comme c'est fréquemment le cas dans les secteurs antérieurs.

Les systèmes automordançants, créés afin de simplifier le protocole opératoire, sont plutôt utilisés sur des dents postérieures présentant une large exposition dentinaire, en raison de leur efficacité discutable sur l'émail.

La procédure adhésive est et doit rester actuellement une procédure assez longue et rigoureuse où la manipulation joue un rôle au moins aussi important que la performance potentielle intrinsèque de l'adhésif mis en œuvre.

3.1.3.3 Les composites de collage [49, 71]

La très grande majorité des colles (décrites dans le chapitre suivant) et tous les composites utilisés à l'heure actuelle ne possèdent pas de pouvoir adhésif propre aux surfaces dentaires. Ils nécessitent, au préalable, l'application d'un système adhésif amélo-dentinaire. Malheureusement, un certain nombre de ceux-ci ne sont pas compatibles avec les modes de prise chimique des colles ou des composites. Cette incompatibilité concerne principalement les adhésifs chémo-mordançants en un temps (SAM I) car ils ont un caractère acide par définition et ils contiennent nécessairement de l'eau, ce qui fait d'eux des membranes semi-perméables. Mais les SAM I ne sont pas les seuls adhésifs en cause, car certains systèmes M&R II contiennent également des monomères acides et s'avèrent problématiques.

- Problèmes liés à l'**acidité** de certains adhésifs :

    - Les **causes** : les colles et composites chémo-polymérisables se présentent toujours sous deux composants appelés « base » et « catalyseur », qu'on doit mélanger pour obtenir le durcissement. Le mélange de ces deux composants va permettre la formation de radicaux libres qui vont amorcer la

réaction. Lorsque l'on applique un composite ou une colle chémo-polymérisable sur l'adhésif, des monomères libres de l'adhésif peuvent diffuser dans la zone profonde du composite, puisque la couche superficielle de l'adhésif n'est pas polymérisée (inhibition de la réaction au contact de l'oxygène de l'air). Si l'adhésif contient des monomères acides, ces derniers vont pénétrer dans le composite ou la colle et réagir avec les amines tertiaires (présents dans la base) qui ont un caractère basiques ; ces dernières ne sont donc plus disponibles pour participer à la formation des radicaux libres. Le manque de formation de ces radicaux libres inhibe la polymérisation chimique.

- Les **remèdes** : consistent à sélectionner des adhésifs M&R III ou SAM. Dans ces deux systèmes, on applique, après le primaire, une couche de résine hydrophobe qui s'oppose à la diffusion des monomères acides du primaire. Ces produits présentent généralement une meilleure compatibilité avec les composites chémo-polymérisables.

  La sécurité consiste alors à employer dans ces situations, soit un adhésif dual, soit un adhésif que l'on mélange avec un accélérateur spécifique (« activateur »).

- **Perméabilité à l'eau** de certains adhésifs :

Le fait que certains adhésifs soient suffisamment hydrophiles pour laisser diffuser l'eau contenue dans les tissus dentaires sur toute son épaisseur est le second problème. L'eau a tendance à se concentrer à l'interface adhésif-composite. En effet, le composite étant de nature hydrophobe, il est une barrière à la diffusion de l'eau. Il se forme donc des bulles d'eau entre l'adhésif et le composite, affaiblissant, à relativement court terme, le joint collé. Ce problème se rencontre principalement avec les SAM I.

D'une manière générale, les adhésifs duals permettent de pallier l'effet négatif de l'acidité. Citons, parmi ceux-ci, tous les produits qui peuvent être associés à un activateur spécifique :

- pour les M&R III *: All Bond 2®* et *Scotchbond Multi-purpose®*,
- pour les M&R II : *Excite DSC®*, *Optibond Solo plus®*, *XP Bond®*,
- pour les SAM II : *AdheSE®*, *Quick Bond®*,
- pour les SAM I : *Hybrid Bond®*, *AutoBond®*.

Eliminer le problème lié à la présence de monomères acides est une condition nécessaire mais pas suffisante. Les adhésifs à caractère trop hydrophile permettent une absorption et une diffusion de l'eau contenue dans les tissus dentaires qui se concentrera à la frontière entre l'adhésif et le composite et qui affaiblira le joint.

Il existe de même des composites de collage photopolymérisables et d'autres duals (polymérisation photo et auto). Ce sont des matériaux monocomposants constitués de trois éléments :

- une résine à base de monomères de méthacrylate relativement hydrophobe et contenant un initiateur de polymérisation,
- des charges inorganiques faites de particules de verre, de quartz et/ou de silice vitreuse,
- et un agent de couplage qui lie chimiquement les charges à la matrice de résine.

Tous ces composites sont placés sur la pièce prothétique avant son insertion dans la cavité buccale et sa polymérisation (qu'on soit en présence d'une photo-polymérisation, d'une chémo-polymérisation ou d'une polymérisation duale).

Figure 57 : Photographie du Multilink® Automix (composite de collage universel autopolymérisant)- Ivoclar Vivadent®

Nexus® troisième génération (NX3 de Kerr) est la nouvelle colle composite universelle indiquée pour toutes les restaurations indirectes. Elle possède tous les critères des colles composites recherchés (voir annexe 3), et est compatible avec les SAM et les M&R.

Tableau 1 : Compatibilité d'adhésifs testés au cours des TP de l'ADDA en association à un composite « auto polymérisable ». Le rôle favorable des activateurs est manifeste. Mélangés à des adhésifs qui s'avèrent incompatibles seuls, ils permettent d'assurer une bonne liaison adhésif-composite.

Compatibilité					
Bonne		**Moyenne**		**Mauvaise**	
All Bond 2® (Bisico)	M&R3	Scothbond One XT (3M/ESPE)	M&R2	Optibond Solo plus® (Kerr-Hawe)	M&R2
One Step Plus® (Bisico)	M&R2	Prime & Bond NT + activateur (Dentsply)	M&R2	Prime&Bond NT (Dentsply)	M&R2
Optibond Solo plus® + activateur (Kerr-Hawe)	M&R2	Clearfil SE Bond (Dental Emco)	SAM 2	One Coat SE (Coltène)	SAM 2
AdheSE® + activateur (Vivadent)	SAM 2	Contax (PRED)	SAM 2	AdheSE (Vivadent)	SAM 2
Centax + activateur (PRED)	SAM 2			Adper Prompts LP (3M/ESPE)	SAM 1
Quick Bond® + activateur (Itena)	SAM 2			I Bond (Heraeus)	SAM 1
Auto-Bond® (Apol)	SAM 1			Xeno 3 (Dentsply)	SAM 1
Hybrid Bond® (Générique international)	SAM 1				

Figure 58 : tableau illustrant la compatibilité d'adhésifs avec un composite auto-polymérisable [71]

Avantages et inconvénients des composites de collage par rapport aux ciments : [35]

Avantages :

- 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 composite ou en céramique,
- plus grande résistance à l'abrasion,
- polissage aisé,
- meilleurs effets de translucidité et d'esthétique.

Inconvénients :

- coefficient de dilatation thermique plus élevé,
- présence d'une couche inhibée en surface due à l'oxygène,
- incompatibilité avec les substances à base d'eugénol,
- plus faible tolérance aux erreurs de manipulation.

3.1.3.4 Les colles [3, 12, 25, 35, 49, 71, 78]

Ce sont des polymères organiques constitués d'une matrice d'esters méthacryliques à laquelle sont incorporées ou non des charges minérales. La polymérisation leur confère une grande cohésion (ténacité) qui leur permet de résister à de fortes contraintes. Les valeurs d'adhérence varient nettement entre les ciments de scellement (adhésifs ou non) et les colles.

Aujourd'hui il est communément admis que les restaurations céramo-céramiques ou composites doivent être préférentiellement collées pour assurer leur rétention, renforcer leur structure et obtenir un résultat esthétique.

Le collage présente en outre 4 avantages :

- une conservation tissulaire maximale,
- la dissipation des contraintes thermiques, physiques et mécaniques grâce à la capacité de déformation du joint de colle,
- un joint prothétique étanche,
- un large choix de teinte qui joue un rôle important dans le rendu final et la transmission de la lumière.

L'inconvénient majeur réside dans la mise en jeu de 5 maillons :

- 3 matériaux : la dent, la restauration et la colle,
- 2 interfaces avec la double exigence d'obtenir une adhésion et une étanchéité des deux côtés.

Ces colles peuvent être classées selon deux critères : (Jean Pierre Attal)

- Par leur mode de prise : chémo polymérisable, photo polymérisable ou duale (chémo et photo)

- Par leurs propriétés adhésives :

  - Sans potentiel adhésif : ce sont de simples résines composites, de collage, microchargées ou microhybrides qui polymérisent le plus souvent par auto et photopolymérisation (duale). Elles nécessitent l'application d'un agent de liaison.
    On peut citer : *Duolink Universal®(Bisico®), Rely X Arc (3M Espe®), Calibra® (Dentsply®), Variolink® (Ivoclar vivadent®), Multilink® (Ivoclar®)…*

Figure 59 : photographie du Duolink® présenté sous forme de seringue BiCorps avec embout mélangeur (Bisico®)

- Avec des propriétés adhésives grâce aux monomères fonctionnels qu'elles contiennent. Ce sont des résines intrinsèquement adhésives grâce aux groupements réactifs tels que :

  - les monomères à fonction carboxylique 4-META ou 4-**m**éthacryloxy**é**thil**t**rimellitate **a**nhydride : *Superbond® (Sun Medical®),* et MAC-10 : *M-Bond® (Tokuyama®)*

  - ou le monomère à fonction phosphatique MDP ou **m**éthacryloxy**d**écaéthyl hydroxy**p**hosphate : *Panavia 21® (Kuraray®)*…

  L'indication de ces colles par rapport à celles sans potentiel adhésif varie en fonction du type de l'intrados prothétique.

  En effet, les groupements fonctionnels de MDP du *Panavia®* s'avèrent particulièrement efficaces sur l'alumine et la zircone. L'utilisation d'un système de collage augmente néanmoins son adhésion.

  Le Superbond®, lui, nécessite un protocole lourd (décrit dans l'Annexe 2), mais apporte une adhésion supérieure aux différents autres systèmes.

Figure 60 : photographie du Panavia 21®

Ces deux premières familles de colles ont un inconvénient majeur qui réside dans la nécessaire rigueur opératoire lors de leur mise en œuvre.

En effet, elles ne supportent strictement aucune contamination (humidité, salive, sang) et l'élimination des excès est parfois difficile.

Ces familles de polymères nécessitent malgré tout un conditionnement des surfaces dentaires et prothétiques.

- Avec des propriétés auto adhésives : sont récemment apparues des colles résineuses universelles auto adhésives à polymérisation duale. L'objectif est de combiner la facilité d'utilisation offerte par les ciments avec les très bonnes propriétés mécaniques, esthétiques et adhésives des colles résineuses.

  Pour ces dernières aucun prétraitement de la surface dentaire ou prothétique, ni mordançage, ni primer, ni adhésif, n'est nécessaire car leur matrice organique contient des méthacrylates multifonctionnels.

  Ces colles auto adhésives se développent pour répondre à la demande des praticiens souhaitant une mise en œuvre plus facile et plus rapide avec un plus large champ d'application.

  Il existe ainsi : *Rely X Unicem® (3M-Espe®), Biscem® (Bisico®), Multilink Sprint® (Ivoclar Vivadent®)…*

L'absence d'eau dans leur formulation les distingue des CVI-MAR. Leur pouvoir auto-mordançant, leur viscosité, leur taux de charge plus élevé ainsi que leur simplicité d'utilisation en font leur spécificité. Toutefois il est conseillé, pour augmenter l'adhésion, de mordancer la surface amélaire, avant le collage, avec de l'acide orthophosphorique à 37 % (DE MUNCK ; 2004).

Possédant une moins bonne résistance mécanique que les colles sans potentiels adhésifs, elles sont contre indiquées pour le collage des facettes en céramique car le joint subit de trop fortes sollicitations dans cette situation (forces de cisaillement).

Indications / Colles	Facette Cm, Co (A)	Inlay/Onlay Cm, Co (B)	Cour/Bridge Cm, Co (C)	Cour/Bridge Ccm, Me (D)	Inlay/Onlay Me (E)	A.C/B.C Me (F)	Tenon Me,Co,Qz (G)
Colles associées à un système adhésif (1)	+++	++	+	-	-	-	+
Colles contenant un monomère réactif (2)	+	+	+	++	++	+++	++
Colles auto- adhésives (3)	+	++	++	++	++	++	+++

Figure 61 : tableau illustrant le type de colle à utiliser en fonction de la restauration [3]

3.2 Protocole clinique du collage [26]

Chaque partie, prothétique et dentaire, recevant la substance de collage, doit être (ou non) préparée préalablement en fonction de ses caractéristiques clinique, mécanique et de sa composition chimique.

3.2.1 Préparation de la restauration en fonction du matériau utilisé

3.2.1.1 Restauration en céramique [35]

Les céramiques sont par nature des matériaux cassants et leur collage est un moyen efficace pour pallier leur fragilité. On va classer les céramiques en deux catégories :

- Les céramiques mordançables :

Ce sont des céramiques qui contiennent, en quantité plus ou moins importante, une phase amorphe vitreuse (des silicates) ; comme par exemple les vitrocéramiques (Empress®).

Cette phase vitreuse peut être **mordancer** par un gel à base d'acide fluorhydrique concentré (10%). Il doit être appliqué pendant 30 secondes au minimum.

La couleur du produit est souvent rouge (exemple : Vita Ceramics Etch-Vita), ce qui permet de le différencier de tout autre mordançant, notamment celui de l'émail et de la dentine qui est généralement bleu.

Son application en bouche entraîne des brûlures chimiques et une libération d'acide sulfurique sous forme gazeuse. Un rinçage à grande eau pendant 30 secondes de la pièce prothétique après application du produit s'avère indispensable.

Dans un second temps, on dépose à la surface de la céramique un **silane**. Cet agent de couplage permet, d'une part de créer une liaison chimique à la phase vitreuse, et d'autre part de se lier à la résine de collage. Pour que le silane adhère, on réalise un microsablage de l'intrados avec une poudre d'alumine silicatée. On applique le produit silanisant sur la céramique sèche avec un pinceau fin. On sèche correctement après quelques secondes d'action.

C'est une étape indispensable pour un collage optimal et efficace.

Le silane permet en outre d'augmenter la mouillabilité à la surface de la céramique. Ce protocole permet d'obtenir une adhésion forte dans le cas de céramique feldspathique, ou pour les céramiques pressées type Empress®.

Ce type de céramique étant suffisamment translucide, on peut utiliser un système adhésif photopolymérisant.

- Les céramiques renforcées non mordançables :

Dans le cas de céramiques renforcées à l'alumine ou à la zircone (In Ceram Zirconia®, Procéra®), le traitement à l'acide fluorhydrique est inefficace et ne permet pas de créer à la surface de telles céramiques un relief propice au collage, car il y a peu ou pas de phase vitreuse.

Il n'existe pas de protocole idéal.

Le traitement par **sablage** de l'intrados de la prothèse avec de l'alumine à 50 µm permet d'améliorer simplement la rétention micromécanique.

Un dépôt artificiel de silice par projection (Rotatec®) ou par fusion (Silicoater®) permet d'utiliser les propriétés des silanes. Les valeurs d'adhésion obtenues immédiatement sont très importantes (40 MPa). Cependant, cette couche de silice, déposée mécaniquement à la surface de la céramique, semble vieillir prématurément sous les effets des agressions thermiques et mécaniques.

L'utilisation d'un CVI MAR permet d'obtenir des valeurs d'adhésion moyennes (12 MPa) mais reproductibles et selon un protocole de mise en œuvre simple.

Pour le collage des céramiques renforcées, l'utilisation de colle type 4-META (*Superbond*®) ou MDP (*Panavia*®) permet d'obtenir des valeurs d'adhésion importantes. (voir annexe 1 pour le protocole de collage du Panavia®).

Ces céramiques étant plus ou moins opaques, il est important d'utiliser un système adhésif en partie, ou totalement, chémopolymérisant, et non pas seulement photopolymérisant.

3.2.1.2 Restauration en résine

Les résines composites sont aussi employées dans des techniques restauratrices indirectes. Ces pièces prothétiques réalisées au laboratoire vont être soumises à une photo polymérisation intensive et à un traitement thermique afin d'augmenter leur propriété mécanique. Le but est d'obtenir la polymérisation la plus complète possible du matériau composite. Mais cette polymérisation totale va limiter les possibilités de collage. Il va donc falloir améliorer l'intrados de la pièce prothétique pour améliorer le collage.

On réalisera systématiquement un **sablage** à l'alumine.

Si la restauration n'est pas trop épaisse (< 2-3 mm), on peut utiliser un adhésif photopolymérisant. Au-delà de cette épaisseur, un adhésif chémopolymérisant est utilisé.

3.2.1.3 Restauration métallique [35]

Le collage aux alliages métalliques est tout d'abord obtenu par rétention mécanique :

- d'abord sous la forme de **micro rétentions** (ailettes perforées des bridges)
- puis par micro rétention par **sablage** à l'alumine silicatée.

Grâce aux colles de type 4-META ou MDP, les valeurs d'adhésion obtenues sur les alliages sont du même ordre de grandeur que l'adhésion aux tissus dentaires.

Cependant, le collage avec un alliage noble est moins efficace qu'avec un alliage non précieux. Afin d'augmenter cette adhésion, des traitements de surface sont proposés, consistant à déposer de la silice par microsablage à la surface du métal. Cette silice est ensuite couplée à la résine de collage par l'application d'un silane. Si les valeurs d'adhésion obtenues sont alors très importantes, la fatigue mécanique et thermique semble dégrader assez rapidement la couche adhésive. Le collage perd donc de son efficacité à moyen terme.

Le protocole préconisé consiste à **microsabler** la pièce prothétique avec de l'alumine à 50 µm, puis d'utiliser une **résine** de type 4-META ou MDP.

3.2.2 Préparation du tissu dentaire pour collage

Cette technique ne diffère en rien d'un collage classique. La mise en place de la digue reste indispensable (d'où les limites supra-gingivales de la préparation, vu dans le chapitre 1.2.1).

Le mordançage se réalise à l'aide d'un gel d'acide ortho-phosphorique (H_3PO_4) à 37 %, en commençant l'application sur l'émail puis sur la dentine. Le temps d'action est de 15 secondes sur l'émail et de 15 secondes sur la dentine.

On sèche la dent sans la dessécher : la déshydratation provoque un affaissement des fibres de collagène qui diminue la durabilité du collage.

L'adhésif peut être appliqué sur la dent mordancée, mais pas sur la pièce prothétique car il initie la polymérisation du composite de collage. Un jet d'air doux permet d'évaporer le solvant. L'adhésion entre la céramique et le composite de collage doit être de nature hydrophobe (sans acide, ni alcool, ni eau) sous peine de voir les résistances mécaniques du collage diminuer.

3.2.3 Collage de la pièce prothétique

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

La pièce prothétique est insérée.

Une photo-polymérisation de 5 secondes seulement permet au composite de collage de durcir suffisamment pour une élimination aisée des excès. Une fois ceux-ci éliminés, une photo-polymérisation complète en 30 secondes sera appliquée sur chaque face de la pièce prothétique collée, pièce qui doit être maintenue sous pression digitale tout le long de la polymérisation.

Il est nécessaire de vérifier l'absence de résidus de colle au niveau sous-gingival ou inter-papillaire afin de garantir une parfaite intégration biologique.

L'occlusion est vérifiée une fois la restauration assemblée, hors en cas de restauration avec armatures en Zircone, Alumine ou métal qui sont scellées et dont l'occlusion peut être contrôlée avant l'assemblage.

Les progrès du collage permettent à l'ensemble de nos restaurations de travailler en synergie avec les tissus dentaires. La réalisation de restaurations collées se fait avec plus d'économie tissulaire car la rétention mécanique n'est plus recherchée.

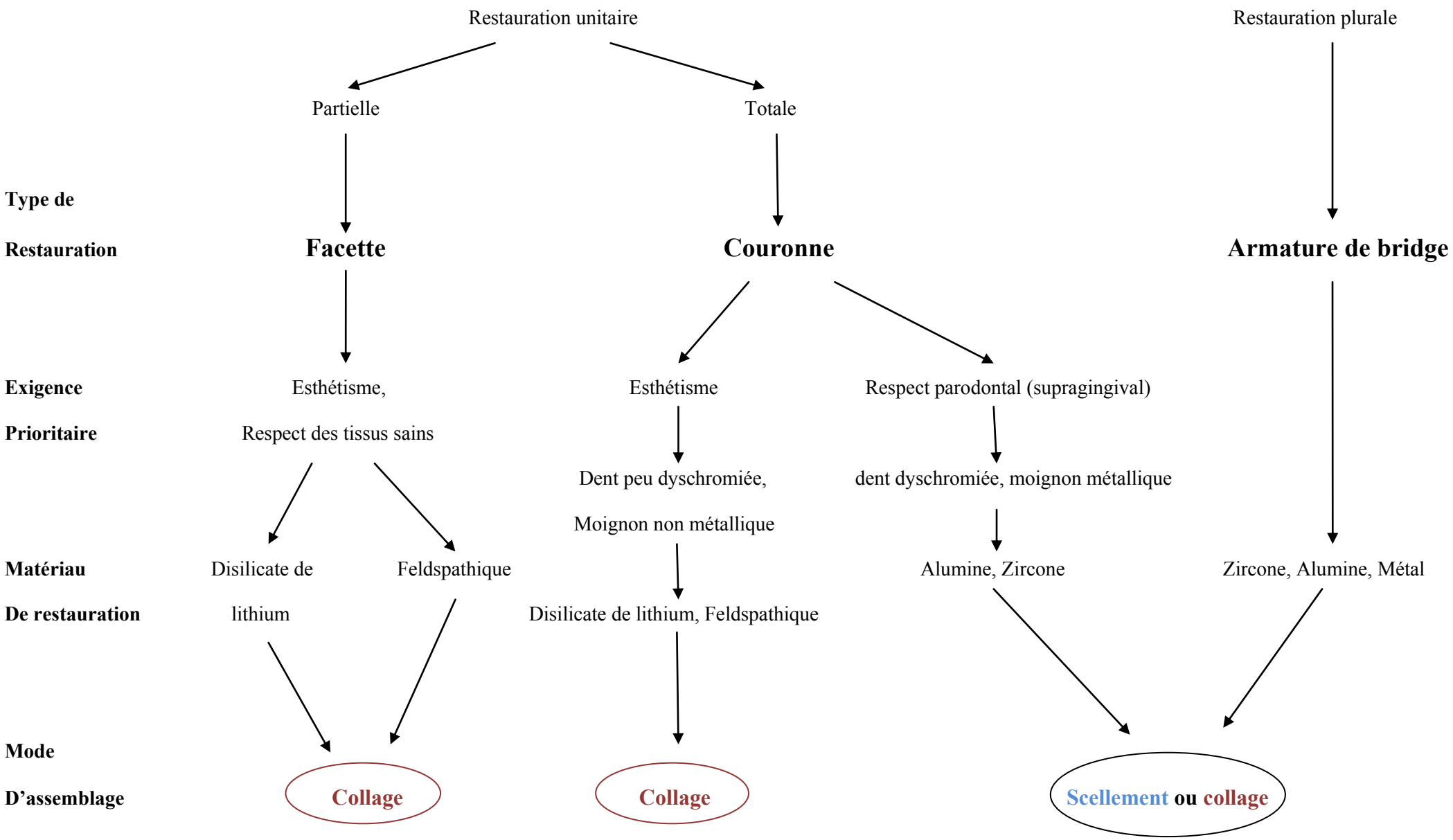
Les protocoles tendent à se simplifier tout en offrant des propriétés permettant une plus grande pérennité des restaurations collées dans le temps.

La séquence d'assemblage est une étape déterminante de la thérapeutique envisagée dans le choix des matériaux de restauration à utiliser et dans le type de préparation à réaliser. Ce choix doit être défini au moment de la préparation dentaire, qui est différente en fonction du type de la future prothèse et de son mode d'assemblage.

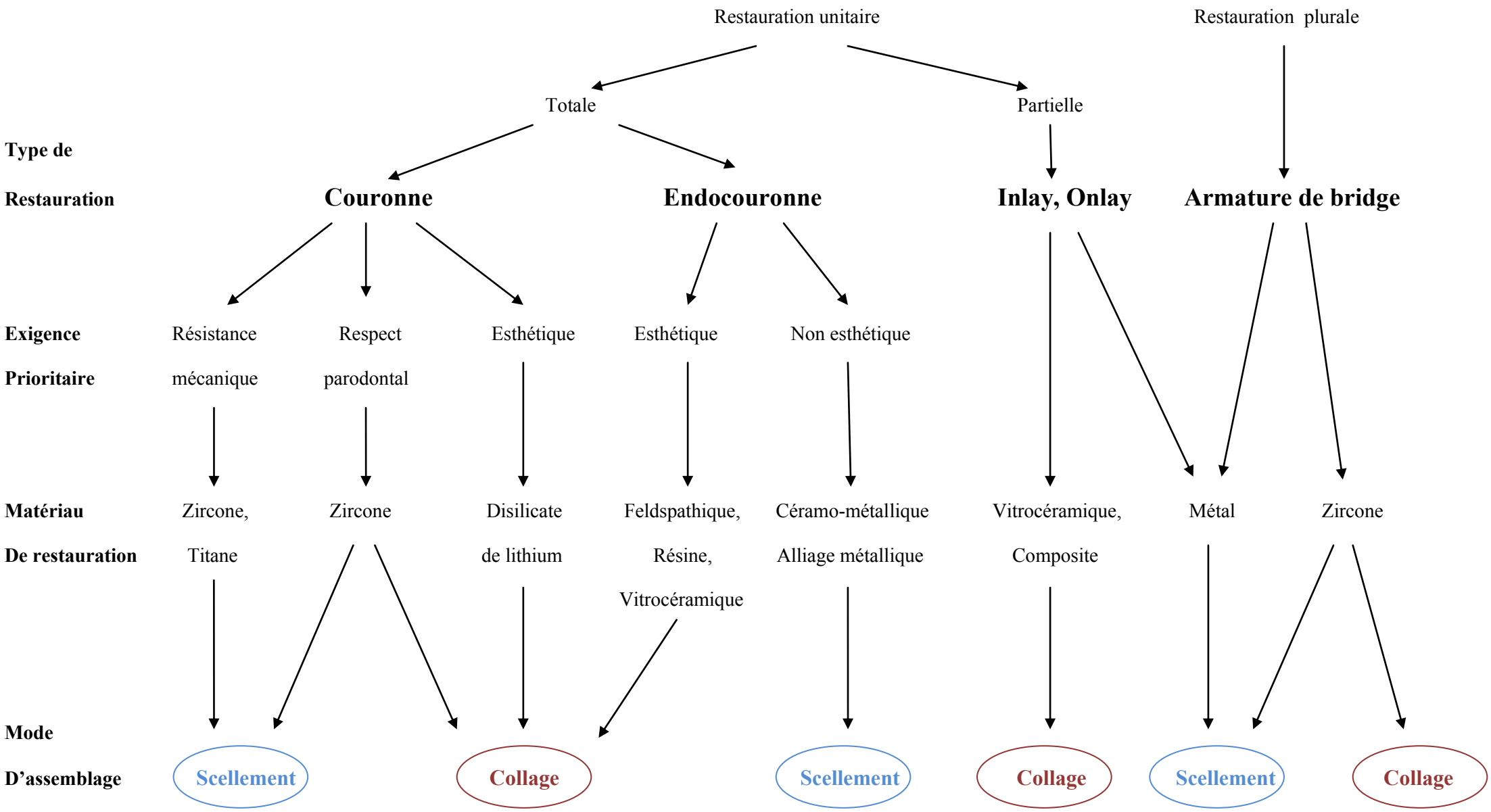
CHAPITRE 4 – Synthèse des différents critères de choix des matériaux à utiliser dans le cadre d'une réhabilitation conjointe sous forme d'arbres décisionnels

Il paraît intéressant de synthétiser sous forme d'arbre décisionnel les différents critères de choix des matériaux de restaurations coronaires en fonction du cas clinique et d'y faire apparaître les modes d'assemblage.

SECTEUR ANTERIEUR



SECTEUR POSTERIEUR



CONCLUSION

La CFAO permet de s'affranchir de nombreuses contraintes rencontrées en prothèse conventionnelle dès l'empreinte qui devient optique jusqu'à l'élaboration de la restauration. Elle permet l'utilisation de matériaux à la pointe des avancées technologiques actuelles mais également d'utiliser des matériaux traditionnels dont l'industrialisation a permis d'améliorer de manière très significative les propriétés mécaniques. Conjointement à ces avancées technologiques, on bénéficie des progrès réalisés par les industriels quant aux moyens d'assemblage des restaurations. En effet, les méthodes de collage permettent aux praticiens de réaliser des réhabilitations très esthétiques, pérennes et économes de tissus dentaires. Toutefois, le scellement présente toujours des avantages et reste un mode d'assemblage de choix.

Ainsi, la relative facilitée d'utilisation des outils de CFAO ne doit pas nous faire oublier que le choix optimal des matériaux, adaptés à la situation clinique rencontrée, est exclusivement sous le contrôle du praticien. Ce dernier doit donc connaître les propriétés des matériaux disponibles en CFAO ainsi que leurs protocoles de mise en place. En effet, cette maîtrise est garante du succès de la réhabilitation et de la pérennité des restaurations.

Avec le développement de l'empreinte optique au cabinet dentaire, nous devrions observer dans les prochaines années de grandes avancées en matière de CFAO. Ces dernières se feront à condition que le modèle économique offert par les industriels corresponde aux attentes des praticiens ce que nous pourront apprécier dans un avenir qui semble demain.

Vu à Toulouse, le

Le Président du Jury et Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse :

Professeur Michel SIXOU

Vu à Toulouse, le

Le Directeur de Thèse :

Docteur Olivier CHABRERON

BIBLIOGRAPHIE

1. ADDISON O, CAO X, SUNNAR P, FLEMING G F.P.
   Machining variability impacts on the strength of a “chair-side” CAD/CAM ceramic.
   Dental Materials journal 2012 ; **28** : 880-887.

2. ALGHAZZAWI T.F, LEMONS J, LIU P.R, ESSIG M.E, JANOWSKI G.M.
   Evaluation of the optical properties of CAD/CAM generated Yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers.
   J Prosthet Dent 2012 ; **107** : 300-308.

3. ANSTETT, Arnaud
   Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique- 163p
   Th. : chirurgie dentaire : Nancy : 2011 : n°3751.

4. ATTAL JP.
   Les ciments verres ionomères (CVI).
   Société francophone de biomatériaux dentaires 2009-2010.

5. ATTAL JP, TIRLET G.
   Esthétique et gradient thérapeutique.
   Coefi 2010.

6. BLANCHET E, ALLARD Y, MALQUARTI G.
   Couronnes en céramique : nouveaux matériaux et techniques de laboratoire.
   Encyclopédie Médico-Chirurgicale. 23-380-B-20.

7. BLIND A, MÖRMANN W.H.
   Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamber preparations.
   Journal of oral rehabilitation 2005 ; **32** : 441-447.

8. CARNAGGIO T.V, CONRAD R, ENGELMEIER R.L, GERNGROSS P, PARAVINA R, PEREZOUS L, and al.
   Journal of Prosthodontics 2012 ; **21** : 523-528.

9. COLAT-PARROS J, JORDANA F, CHOUSSAT PH.
   Les ciments dentaires
   Société francophone de biomatériaux dentaires 2010-2011 : 30p.

10. CROSNIER P.
    Prothèse scellée, prothèse collée: à propos d’un cas clinique.
    Information Dentaire 8 décembre 1999 ; **n°43** : 3483-3489.

11. DEGRANGE M.
Systèmes adhésifs auto-mordançants. Une mode ou la voie du futur ?
Journal dentaire du Québec 2005 février ; **42** : 63-73.

12. DEGRANGE M.
Les adhésifs qui requièrent un mordançage préalable sont-ils obsolètes ?
L'information dentaire 2007 février 24 ; **4** : 119-24.

13. DEGRANGE M, POURREYRON L.
Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires.
Société francophone de biomatériaux dentaires 2009-2010.

14. DEJO J.
Les céramiques
Société francophone de biomatériaux dentaires 2009-2010

15. DELFAU, Florent
Couronne céramique supra implantaire et système CEREC : intérêts et perspectives - 101p
Th. : chirurgie dentaire : Toulouse : 2011 : n° 2011-TOU3-3013.

16. DEVIGUS A
Comment coller simplement une couronne céramo-céramique ?
Dentoscope, Suisse.

17. DURET F.
Le système Sopha CAD/CAM.
ATD Août 1992 ; **3** : 241-248.

18. DURET F.
La CFAO dentaire : 6 ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985.
Actualités odonto-stomatologiques 1991 ; **n°175** : 431-454.

19. DURET F.
La recherche de l'esthétique dans la technologie CFAO.
Réalités cliniques 1999 ; **10** n°1 : 57-71.

20. DURET F, DURET B, and PELISSIER B. CFAO,
Histoire vécue: le Temps des pionniers (CAD CAM: real life story: pioneers time).
Information dentaire 2007 ; **29** : 1659-1663.

21. DURET F.
Empreinte Optique- 400p
Th. 1973, Université Claude Bernard: Lyon.

22. DURET F, DURET B, and PELISSIER B.
CFAO, Futur prometteur (Dental CAD Cam: a promising future).
Information dentaire 2007 ; **29**: 1704-1712.

23. DURET F.
Historique du CAD/CAM.
Technologie Dentaire 2003 ; **200/201** : 5-14.

24. EL ZOHAIRY AA., DE GEE AJ., HASSAN FM., FEILZER AJ.
The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability.
Dental Materials Oct 2004 ; **20 (8)** : 778-787.

25. ETIENNE O, TOLEDANO C.
Le collage auto-adhésif auto-mordançant solution universelle ?
L'information dentaire 2007 avril 18 ; **16** : 834-40.

26. ETIENNE O.
Vidéo protocole de collage 08/02/2012.

27. FASBINDER D.J, DENNISON J.B, HEYS D, NEIVA G.
A clinical evaluation of Chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns : a two-year report.
JADA 2010 ; **141 (2)**: 10S-14S.

28. FASBINDER D.J.
The CEREC system: 25 years of Chairside CAD/CAM dentistry.
JADA 2010 ; **141 (2)** : 3S-4S.

29. FLIGOR J.
Preparation design and considerations for direct posterior composite inlay/onlay restoration.
Practical procedures and aesthetic dentistry 2008 ; **20 (7**) : 413-419.

30. FRITZSCHE G.
Treatment if a single-tooth gap with a CEREC 3D crown on an implant: a case report.
International journal of computerized dentistry Avril 2004 ; **7 (2)** :199-206.

31. GAILLARD C.
CFAO et implantologie.
Techno Implantologie.

32. GHAZY M, EL-MOWAFY O, ROPERTO R.
Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement.
Journal of Prosthodontics 2010 ; **19** : 523-530.

33. GIANNETOPOULOS S, VAN NOORT R, TSITROU E.
Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems.
Journal of dentistry 2010 ; **38** : 980-986.

34. GOLDMAN M, LAOSONTHORN P, WHITE RR.
Microleakage-full crowns and the dental pulp.
Journal of endo 1982 ; **18** : 473-475.

35. GUASTALLA O, VIENNOT S, ALLARD Y.
Collages en odontologie.
EMC 23-065-D-10.

36. GUESS PC, ZAVANELLI R, SILVA N, THOMPSON VP.
Le disilicate de lithium IPS e-max.
Dental Tribune Awards.

37. GUIGNES P.
CFAO: Cerec®
Cours faculté de chirurgie dentaire de Toulouse 2011.

38. GUIGNES P.
Technique de préparation des inlay-onlays
Cours faculté de chirurgie dentaire de Toulouse 2011.

39. GÜTH J.F, ALMEIDA E SILVA J, RAMBERGER M, BEUER F, EDELHOFF D. Treatment concept with CAD/CAM-Fabricated High-Density polymer temporary restorations.
Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2012 ; **24 (5)** : 310-318.

40. HAGIWARA Y.
A simple and efficient carrier for porcelain laminate veneers.
J Prosthet Dent 2007 ; **98** : 333-334.

41. HAS mai 2008.
Place des prothèses dentaires à infrastructure céramique.
www.has-sante.fr

42. Haute Autorité de Santé. Juillet 2009.
Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (inlay-onlay) - rapport d'évaluation. www.has-sante.fr

43. HEY J, BEUER F, BENSEL T, BOECKLER A.F.
Metal-ceramic-fixed dental prosthesis with CAD/CAM-fabricated substructures: 6-year clinical results.
Clin Oral Invest 2012 sept 29 ; 4p (published online).

44. http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/competente/tout-ceramique/ips-empress-pour-chirurgiens-dentistes/ips-e_max--vitroceramique (accès en octobre 2012).

45. http://www.oraldesign.fr/Francais/6/vitro-ceramique.php4 (accès en octobre 2012).

46. ISRAEL L. et J.
Endocouronnes et CFAO directe (1ère partie).
Le chirurgien dentiste de France 23 février 2012 ; n° **1517** : 39-45.

47. ISRAEL L. et J.
Endocouronnes et CFAO directe (2ème partie).
Le chirurgien dentiste de France 1er au 8 mars 2012 ; n° **1518-1519** : 31-35.

48. Ivoclar vivadent.
ProCAD
Scientific documentation : June 2002 : 21p

49. JAWAD K, BENNANI A, LAHLOU Kh.
Système adhésif et composite : répercussion sur l'organe dentinopulpaire.
Le courrier du dentiste 15 mars 2003.

50. JORDAN-COMBARIEU F.
Quadrant d'inlays en une seule séance : la gageure de la CFAO directe.
Le fil dentaire

51. KARL M, GRAEF F, WICHMANN, BECK N.
Microfractures in metal-ceramic and all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation.
Dental Materials journal 2012 ; **31 (3)** : 338-345.

52. KHALIL, Ali.
Technologies LTCC et stéréolithographie céramique 3D appliquées à la conception de dispositifs millimétriques et sub-millimétriques - 228 p
Th. : Electronique des Hautes Fréquences et Optoélectronique : Limoges : 2010 : n°32-2010.

53. LEE K.B, PARK C.W, KIM K.H, KWON T.Y.
Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems.
Dental Materials journal 2008 ; **27 (3)** : 422-426.

54. LE GAC O, ARMAND S, SIREIX C.
Empreintes optiques et CFAO.
Clinic Ergo.

55. LELIEVRE F.
Les matériaux du CAD/CAM.
Technologie Dentaire 2003 ; **200** : 49-53.

56. Le Petit Robert, dictionnaire 2004.

57. MONNERET S.
Microstéréolithographie de pièces céramiques complexes.
Techniques de l'ingénieur 2004 ; **2**.

58. MÖRMANN W.H, BRANDESTINI M.
The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM and other CAD/CAM methods.
Quintessence International 1996 : 81-109.

59. NOBEL BIOCARE.
Piliers définitifs personnalisés crées par CFAO- Nobel Biocare Dental Professionnals.

60. OSORIO E, AGUILERA F, OSORIO R, GARCIA-GODOY F,TOLEDANO M.
Determining efficacity of monitoring devices on ceramic bond to resin composite.
Med Oral Patol Oral Cir Buccal 2012 sept ; **17 (5)** : e833-40.

61. PELISSIER B.
Matériaux, clinique et CFAO dentaire.
Clinic Pratic.

62. PELISSIER B.
Matériaux et CFAO dentaire.
Clinic Pratic.

63. PENNARD J, PENNARD F.
Comment évaluer les systèmes CAO-CFAO pour faire le meilleur choix ?
Quintessence international.

64. PERELMUTER S, DURET F, LELIEVRE F, LECARDONNEL A, CHERON R.
La prothèse céramo-céramique par CFAO.
Quintessence International 2009.

65. POUJADE JM., ZERBIB C., SERRE D.
Céramiques dentaires.
EMC, odontologie. 2003, 23-065-G-10.

66. POUJADE J.M, ZERBIB C, SERRE D.
Céramiques dentaires.
Masson 2008. 28-215-M-10.

67. PRADINES, Célia
Infrastructures de bridges en zircone Y-TZP : de la conception aux applications - 226 p
Th. : chirurgie dentaire : Nancy : 2010.

68. PRÖBSTER L., GROTEN M
Céramo-céramique VITA : VITA In-Ceram®
VITA. Avril 2007 : 19p.

69. QUILLIOU G.
L'inlay, l'onlay et la facette dentaire en vitrocéramique.

70. QUILLIOU G.
Les céramo-céramiques dentaires.

71. RAUX F, DEGRANGE M.
Les adhésifs sont-ils tous compatibles avec les colles et composites auto-polymérisables ?
Information Dentaire 2007 janvier ; **4** : 149-53.

72. REICH S, HORNBERGER H.
The effect of multicolored machinable ceramics on the aesthetics of all-ceramic crowns.
Journal of prosthetic dentistry Juillet 2002 ; **88 (1)** : 44-49.

73. REICH S, TROELTZSCH M, DENEKAS T, WICHMANN M.
Generation of functional CEREC® 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice.
International Journal of Computerized Dentistry Juillet 2004 ; **7 (3)** : 229-238.

74. SADOUN M.
Céramiques dentaires. Matériaux céramiques et procédé de mise en forme.
Tech Dent 2000 ; **165/166** : 13-17.

75. SAMAMA Y, OLLIER J.
La prothèse céramo-céramique et implantaire, Système PROCERA®.
Quintessence International 2002.

76. SATO K, MATSSUMURA H, ATSUTA M.
Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system.
Journal of oral rehabilitation 2002 ; **29** : 24-27.

77. SCHULTHEIS S, STRUB J.R, GERDS T.A, GUESS P.C.
Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue.
Clin Oral Invest 2012 august 20 ; 4p (published online).

78. TIRLET G, ATTAL JP.
Inlays/onlays esthétiques et colles modernes.
Information dentaire 2008 mai 28 ; **22** : 1181-88.

79. UFR d'odontologie Paris Descartes et Toulouse.
Place de la CFAO directe dans la dentisterie moderne.
Clinic Expérience 2012.

80. UNGER F.
Innovation en prothèse fixée : CFAO et céramique haute résistance.
Information Dentaire 2006 ; **36** : 2220-2221.

81. UNGER F.
La CFAO dentaire.
Stratégie prothétique 2003 ; **3 (5)** : 327-341.

82. UNGER F.
La CFAO en question.
Clinic focus.

83. UNGER F.
Innovation zircone et CFAO.
Stratégie Prothétique 2003 nov ; **3** : 321p.

84. VAYRAT, Antoine
Application des systèmes de conception et fabrication assistés en odontologie : le système CEREC - 96p
Th. : chirurgie dentaire : Toulouse : 2006 : n° 2006-TOU3-3047.

85. VAURE, François
Conception et fabrication de prothèses conjointes assistées par ordinateur - 224p
Th. : chirurgie dentaire : Toulouse : 2006 : n° 2006-TOU3-3046.

86. WERNER H. MÖRMANN.
The evolution of the CEREC system.
JADA 2006 ; **137**: 7S-13S.

87. WITKOWSKI S, LANGE R.
Application de la stéréolithographie dans la technique dentaire.
Rev Mens Suisse Odontostomatol 2003 août ; **113** : 879-84.

88. www.3m.com

89. www.dentsply.fr

90. www.ivoclarvivadent.fr

91. www.kerrdental.com

92. www.kuraraydental.com

93. www.kuraray-dental.eu

94. www.vita-vip.com

95. www.voco.com

96. YOON T.H, CHANG W.G.
The fabrication of a CAD/CAM ceramic crown to fit an existing partial removable dental prosthesis: a clinical report.
J Prosthet Dent 2012 ; **108** : 143-146.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : schéma illustrant une préparation correcte pour un inlay onlay (en vert), et les erreurs à éviter (en rouge)..... 22
Figure 2 : représentation schématique d'une préparation type pour une reconstitution par couronne sur une incisive et une molaire en vue proximale..... 23
Figure 3 : photographie d'une caméra intra buccale pour empreinte directe, Omnicam (SIRONA®)..... 25
Figure 4 : photographie illustrant la détermination de la ligne de finition..... 28
Figure 5 : image du Cerec® montrant la différence d'intensité de contacts en différentes couleurs (vert : contact faible, jaune : contact moyen, rouge : contact fort)..... 29
Figure 6 : photographies de différents matériaux usinables [62]..... 32
Figure 7 : photographies de bloc de céramique prêt à être usiné [94]..... 33
Figure 8 : photographie représentant l'usinage d'un bloc de céramique par 2 fraises diamantées [46]..... 34
Figure 9 : schéma du procédé de stéréolithographie [57]..... 35
Figure 10 : schéma de construction de l'unité Perfactory® en coupe transversale [87]..... 36
Figure 11 : photographie d'un modèle de couronne dentaire fabriquée par stéréolithographie [57]..... 38
Figure 12 : graphique illustrant l'état actuel de la technologie CAO/FAO dans le domaine de la technique dentaire. Les systèmes CAO sont divisés en trois groupes principaux : 1. les procédés soustractifs à partir d'un bloc de matériau ; 2. procédés additifs sur une réplique de moignon ; 3. procédés additifs de formage libre par strates [87]..... 39
Figure 13 : microphotographie en MEB d'une céramique [14]..... 48
Figure 14 : schémas illustrant le frittage [14]..... 49
Figure 15 : tableau représentant les propriétés des systèmes céramo-céramiques..... 51
Figure 16 : tableau représentant les différents matériaux en fonction de leurs propriétés de teinte..... 51
Figure 17 : microphotographie en MEB d'un échantillon de céramique feldspathique à haute teneur en leucite (Optec hsp) [14]..... 53
Figure 18 : microphotographie en MEB d'un échantillon de vitrocéramique Empress 2... 55

Figure 19 : microphotographie en MEB d'un échantillon de céramique alumineuse à haute teneur en particules cristallines et verre infiltré [14] 57
Figure 20 : schéma illustrant la différence de la résistance à la flexion entre une vitrocéramique et l'armature en zircone/couche de céramique cosmétique [36] 58
Figure 21 : schéma illustrant les transformations allotropique des cristaux de ZrO2 au cours du réchauffement et du refroidissement [14] 59
Figure 22 : microphotographie en MEB d'un échantillon de céramique cristalline à base zircone partiellement stabilisée [14] 60
Figure 23 : tableau représentant les propriétés des matériaux céramiques VITA InCeram 63
Figure 24 : tableau représentant les propriétés mécaniques et physiques du titane commercialement pur en comparaison avec les alliages non précieux dentaires usuels 66
Figure 25 : photographie intra-buccale représentant la visibilité du joint métallique inesthétique au niveau d'une incisive centrale maxillaire [68] 69
Figure 26 : photographie montrant une feuille de platine brunie sur le modèle de travail qui sert de support à la céramique cosmétique au cours des cycles de cuisson [75] 73
Figure 27 : photographie représentant le type de préparation pour facette au niveau d'incisives maxillaires [75] 73
Figure 28 : illustration du type de préparation préconisée pour une facette [75] 74
Figure 29 : schéma d'une préparation type pour une couronne sur dent antérieure 75
Figure 30 : schéma d'une préparation type pour une couronne sur dent cuspidée 76
Figure 31 : photographie d'un essai clinique de chapes en alumine dense sur des incisives maxillaires (procera®) [64] 77
Figure 32 : tableau récapitulatif des indications en fonction du type de céramique : il concerne seulement les couronnes unitaires [41] 78
Figure 33 : photographie d'une endocouronne en céramique [47] 79
Figure 34 : tableau récapitulatif des indications en fonction du type de céramique : concerne seulement les bridges ou prothèses plurales fixées [41] 83
Figure 35 : schéma illustrant la hauteur clinique qui doit être supérieure ou égale à 3 mm et l'importance de la zone édentée ne doit pas excéder 12 mm [75] 84
Figure 36 : schéma illustrant la convergence des préparations qui doit permettre l'établissement d'une zone de jonction adéquate entre l'intermédiaire de bridge et les cupules [75] 84
Figure 37 : armature de bridge en zircone 85
Figure 38 : photographie d'infrastructures en zircone [64] 85

Figure 39 : schémas illustrant une préparation pour un inlay et un onlay 86
Figure 40 : photographie d'onlays à tenon en composite (réalisés par le laboratoire) [64] 87
Figure 41 : reconstitutions en composite collées [64] 87
Figure 42 : tableau récapitulatif des indications cliniques en fonction du matériau 88
Figure 43 : photographie d'un pilier implantaire en titane [75] 90
Figure 44 : faux moignons implantaires en zircone [64] 91
Figure 45 : photographie montrant l'absence d'interférence optique disgracieuse au niveau cervical [64] 91
Figure 46 : photographies de ciments oxyphosphate de zinc : Zinc Phosphate Cement® (Medicept®), ZinCem®(Medicept®) 95
Figure 47 : photographie de ciments polycraboxylate de Zinc-Poly F Plus®, Poly Zinc+® 96
Figure 48 : exemple de CVI : Vivaglass Cem PL® 97
Figure 49 : exemple de CVI MAR : GC Fuji ™ 98
Figure 50 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif M&R III [11] 102
Figure 51 : L'Adper ScotchBond® est un système M&R2 102
Figure 52 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif M&R II [11] 103
Figure 53 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif SAM II [11] 105
Figure 54 : photographie de SAM I conditionné en flacon, l'Iperbond® 105
Figure 55 : photographie de SAM I conditionné en dose unitaire, le Futurabond® 105
Figure 56 : schéma illustrant la mise en œuvre d'un système adhésif SAM I [11] 106
Figure 57 : Photographie du Multilink® Automix (composite de collage universel autopolymérisant)- Ivoclar Vivadent® 110
Figure 58 : tableau illustrant la compatibilité d'adhésifs avec un composite auto-polymérisable [71] 110
Figure 59 : photographie du Duolink® présenté sous forme de seringue BiCorps avec embout mélangeur (Bisico®) 113
Figure 60 : photographie du Panavia 21® 114
Figure 61 : tableau illustrant le type de colle à utiliser en fonction de la restauration [3] 115

ANNEXE 1

PANAVIA™ 21 [93]

DESCRIPTION

PANAVIA™ 21 est un ciment résine adhésif à prise anaérobie qui ne polymérise que lorsqu'il n'y a plus d'oxygène, c.à.d. quand il y a contact direct entre deux surfaces. Ceci assure un temps de travail optimal, car les pâtes ne peuvent pas polymériser avant l'insertion de la restauration.

PANAVIA™ 21 développe la plus grande force d'adhérence entre les tissus dentaires et les restaurations. Son utilisation combinée au primer automordançant ED PRIMER garantit une préparation efficace et douce de l'émail et de la dentine en une étape. Le mordançage avec des agents acides et le rinçage qui suit deviennent inutiles, c'est pourquoi les inquiétudes concernant les sensibilités post-opératoires appartiennent désormais au passé. Le gel de mordançage inclus doit être utilisé sur l'émail non taillé. Grâce à sa formule pâte-pâte présentant une valeur d'adhérence élevée, PANAVIA™ 21 offre un mélange consistant avec des temps de traitement et de polymérisation pratiques. Le distributeur simplifie le mélange et donne toujours un rapport correct. PANAVIA™ 21 est indiqué pour un vaste choix de restaurations et est disponible en trois teintes colorées EX (blanc), TC (tooth color, teinte de la dent) et OP (opaque).

FACTS

- Polymérisation anaérobie, c.à.d. en absence d'oxygène entre les surfaces de contact
- Valeur d'adhérence élevée à l'émail, la dentine, le métal, les alliages, les céramiques et les résines composites
- Système de ciment fiable avec “ED PRIMER” automordançant pour les tissus dentaires
- Avec distributeur facile à utiliser

INDICATION

- Scellement de bridges collés ou d'attelles
- Scellement d'inlays, d'onlays, de couronnes ou de bridges en métal
- Scellement d'inlays, d'onlays ou de couronnes en porcelaine ou composite
- Scellement de tenons radiculaires ou de faux moignons métalliques coulés et restaurations en amalgame collées

RECOMMENDATIONS

1 Préparation des surfaces métalliques

Lorsqu'on réalise une restauration en alliage précieux ou non précieux, elle doit avant tout être sablée ou rendue rugueuse pour optimiser ses propriétés d'adhérence et prétraitée 5 secondes avec ALLOY PRIMER.

- #064-EU ALLOY PRIMER: 5 ml

2 Prétraitement des surfaces céramiques

Lorsqu'on réalise une restauration en céramique, en céramique hybride ou en résine composite, elle doit avant tout être silanisée pour optimiser ses propriétés d'adhérence. Pour silaniser, placez une
goutte de CLEARFIL™ SE BOND PRIMER et de CLEARFIL™ PORCELAIN BOND ACTIVATOR dans un puits du godet de mélange. Appliquez le mélange à la surface de collage pendant 5 secondes et séchez avec un jet d'air modéré.

- #1982-EU CLEARFIL™ SE BOND Primer: 6 ml
- #061-EU CLEARFIL™ PORCELAIN BOND ACTIVATOR 4 ml

Vous pouvez également utiliser le nouveau CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER

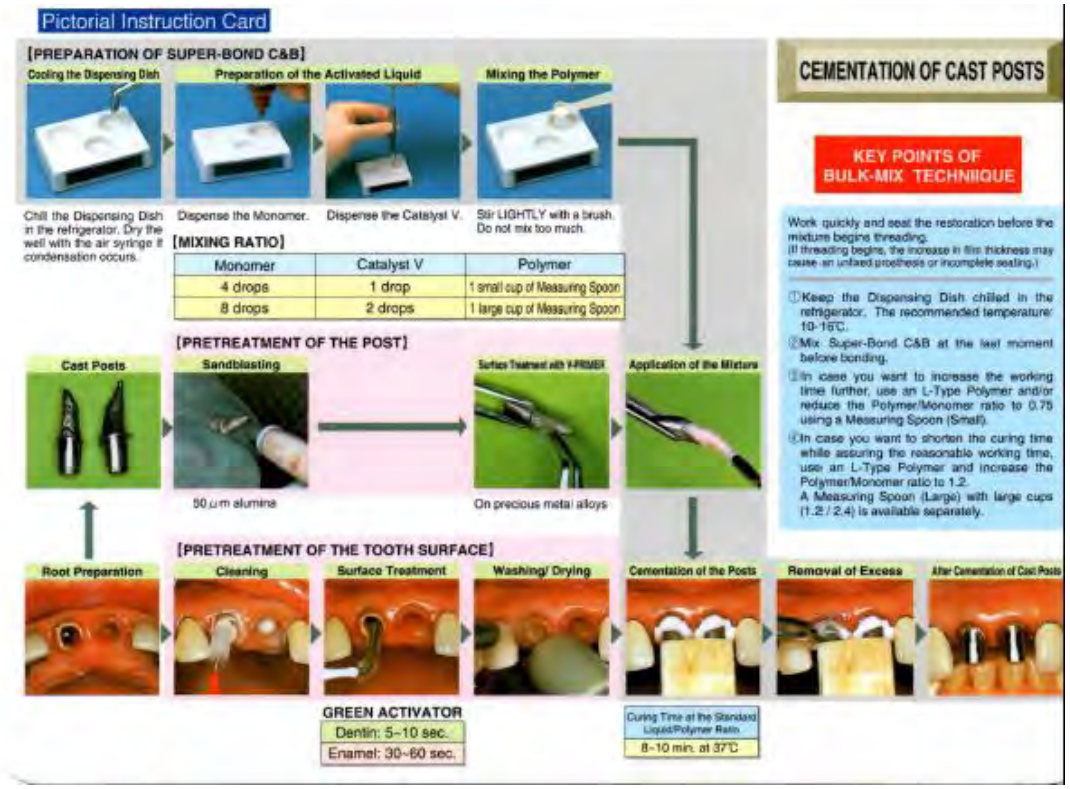
- #2550-EU CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER 4 ml

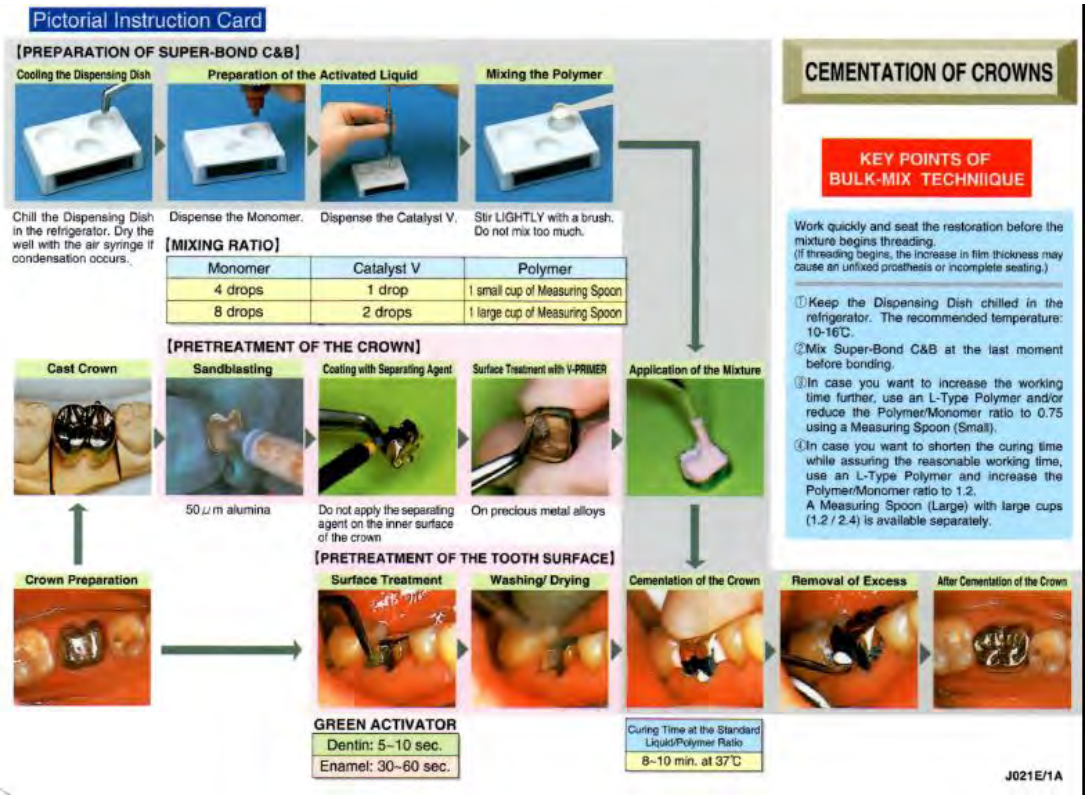
3 Autres

- #401-EU PANAVIA™ EX: Poudre (11 g) et et Liquide (4,5 ml)
- #408-EU Kit d'introduction PANAVIA™ EX: Poudre (4 g) et Liquide (1,5 ml)
- #030-EU OXYGUARD™: 6 ml

ANNEXE 2

SUPERBOND [coffret Superbond]





3.Précautions

A lire attentivement avant l'usage

3-1 Sécurité

Respecter les précautions suivantes pour une parfaite sécurité d'emploi
(Pour le Catalyseur V, lire attentivement 3-2.)

① **Indications**
N'utiliser Super-Bond C&B que pour les indications recommandées dans cette notice.

② **Sensibilisation**
Super-Bond C&B ne doit pas etre utilisé par des praticiens ou sur des patients sensibilisés au monomère métacrylique.

③ **Irritation**
Stopper immédiatement toute utilisation de Super-Bond C&B en cas d'irritation (tel un rash) et consulter un médecin.

④ **Contacts à éviter**
Eviter tout contact avec les tissus mous, la peau et les yeux. La pose de la digue est re-commandée en usage intraoral, ainsi que le port de gants en caoutchouc ou en PVC.
Nettoyer immédiatement à l'alcool la peau ou la muqueuse en cas de contact et rincer abondamment à l'eau courante, des symptômes tels qu'un gonflement pouvant survenir. En cas de contact du Super-Bond avec l'oeil, rincer immédiatement et abondamment avec de l'eau. Faire examiner le patient par un médecin ophtalmologiste. En cas de contact de l'adhé sif polymérisé avec un tissu mou (muqueuse, gencive), il est conseillé de poli r la surface de l'adhésif pour supprimer toute rugosité.

⑤ **Prendre garde à l'acidité**
Les Activiteurs Rouge et Vert sont des acides; évitér tout contact avec les tissus, mous, la peau et les yeux, ainsi que toute déglutition de ces produits par le patient lors de l'application et lors du rinçage.

⑥ **Protection pulpaire**
En cas de proximité pulpaire, appliquer un fond de cavité.

⑦ **Inflammabilité**
Le Catalyseur V et le monomère sont des produits inflammables. Ne pas les stocker à proximité d'une flamme.

3-2 Précautions pour le Catalyseur V

Le Catalyseur V réagit avec l'air et l'eau et voit sa réactivité diminuée. Se référer aux recommandations suivantes.

① **Conditions de stockage**
Éviter les températures élevées, l'exposition directe au soleil et un taux d'humidité élevé. NE **PAS** stocker au réfrigérateur le catalyseur. (Les refroidissements et réchauffements répétés réduisent la durée d'utilisation du catalyseur en laissant de l'air entrer dans la seringue.)
*Après un long stockage, la première goutte du catalyseur peut être inactive, alors même que le catalyseur n'est pas périmé. Dans ce cas, débuter le mélange avec la deuxième goutte.
*La seringue étant en verre, il convient de la manipuler avec douceur et d'éviter tout choc ou chute et tout autre dommage physique.

② **Fermeture du bouchon**
Le bouchon se manipule simplement en coulissant. Refermer la seringue immédiatement après chaque usage. L'air ambiant (oxygène et humidité) inactive le catalyseur. Ne pas laisser la seringue sans bouchon durant la procédure de collage.

③ **Défaire le piston**
Si le catalyseur ne sort pas de la seringue parce que le piston est trop serré, essayez de le tourner sans y mettre trop de force. Le contenu de la seringue peut se répandre en éclaboussant si celle-ci vient à se briser.

④ **Après l'usage**
Dévisser le piston de 2 tours afin de relâcher la pression interne sur le catalyseur. Une pression trop forte peut entraîner une fuite de catalyseur ou une fracture de la seringue.

⑤ **Nettoyer immédiatement avec un tissu mouillé tout catalyseur renversé accidentellement.**
Le catalyseur réagit avec l'oxygène. En cas d'absorption du catalyseur par un matériau inflammable, la température peut s'élever et provoquer une combustion du matériau. Essuyer immédiatement avec un tissu **bien mouillé**. Ensuite rincer abondamment le tissu sous l'eau courante avant de le jeter.

⑥ **Nettoyage de l'embout de la seringue**
Essuyer l'embout de la seringue avec une gaze sèche après chaque usage afin d'éviter la formation d'un dépôt. Puis rincer à l'eau la gaze pour supprimer toute activité. L'accumulation d'un dépôt peut empêcher la bonne adaptation du bouchon de fermeture.

3-3 Conditions de stockage

Se conformer aux prescriptions suivantes pour une qualité constante.

① **Conditions de stockage**
Stocker le Catalyseur V, le monomère, les poudres polymères, les activateurs rouge et vert dans un endroit frais, à l'abri de la lumière. Une température élevée, un taux d'humidité élevé ainsi que l'exposition directe au soleil réduisent leur durée d'utilisation.

② **Evaporation**
Le monomère est très volatil. Bien refermer le flacon après chaque usage.

③ **Contamination**
Ne pas intervertir les bouchons et couvercles des différents composants.

④ **Nettoyage du godet de mélange**
Après chaque usage, nettoyer le godet de mélange avec un solvant type acétone avant de le ranger. On peut également laisser tremper le godet dans de l'eau, puis le nettoyer et le sécher.

⑤ **Nettoyage du pinceau**
Les brossettes fournies dans le coffret sont à usage unique. Jeter les après usage. Si une brossette réutilisable est utilisée, la nettoyer immédiatement après usage.

3-4 To Comment obtenir les meilleurs résultats avec Super-Bond C&B

① **Créer et maintenir une surface propre**
Toute trace d'huile, de sang, de salive ou de biofilm diminue la qualité de l'adhésion.
Nettoyer minutieusement la dent et la pièce prothétique avant le collage.
Après le nettoyage, éviter toute recontamination des surfaces.

② **Sécher les surfaces et éviter toute contamination par l'humidité**
Après avoir nettoyé, bien sécher la surface.
La pose de la digue en caoutchouc est recommandée car cela réduit les risques d'une contamination par la salive, le sang ou l'air expiré.

③ **Eviter les ciments et fonds de cavités à base d'eugénol**
L'eugénol inhibe la polymérisation. Il ne faut pas utiliser des ciments et fonds de cavités à base d'eugénol avec les ciments résine.
Afin d'éviter toute contamination croisée, le godet de mélange fourni doit être réservé EXCLUSIVEMENT à l'usage du Super-Bond C&B.
Ne pas l'utiliser pour d'autres adhésifs.

④ **Contraintes de temps**
Les temps de travail et de prise du Super-Bond C&B sont très différents de ceux des ciments traditionnels. Se référer attentivement au mode d'emploi.

⑤ **Ne pas réutiliser la poudre Polymère**
Dans le cadre de la technique du pinceau, tout excès de poudre restant dans le godet doit être jeté. Ne pas remettre cette poudre dans le pot, car elle a été contaminée par le liquide Monomère.

⑥ **Dessin de la pièce prothétique**
Afin d'éviter des concentrations de contraintes, facteurs de décollement quelle que soit la résistance du collage, il faut concevoir une prothèse, comme les ailettes d'un bridge collé, en éliminant les zones fines non soutenues susceptibles de se déformer lors de la mastication.

Comme dans toute intervention dentaire, la constitution individuelle du patient, ainsi que les besoins du cas clinique doivent être pris en considération avant de choisir les matériaux et les possibilités de leurs applications.

4 Comment utiliser Super-Bond C&B ?

4-1 Manipulation des emballages

Seringue du catalyseur

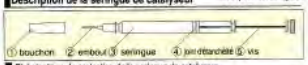
1. Ouvrir	2. Tenir verticalement	3. Visser	4. Relacher la pression	5. Fermeture
Retirer le bouchon.	Tenir la seringue verticalement afin d'obtenir à chaque dosage une goutte de même volume.	Visser le piston pour obtenir une goutte de catalyseur.	Devisser la vis ⑤ de deux tours.	Essuyer l'embout de la seringue avec un tissu sec et remplacer le bouchon immédiatement. (voir 3-2. Précautions pour le Catalyseur V)

Manche pour brossette

Monter une brossette

Il y a deux types de manche, le Manche pour brossette (Droit) et le Manche pour brossette (Courbe). Les deux manches peuvent recevoir les brossettes (Bleu), (Blanc-L) et (Blanc-S).

Description de la seringue de catalyseur



Etui plastique de protection de la seringue de catalyseur
La seringue de catalyseur est livrée emballée dans un étui plastique scellée pour prévenir tout dommage lié au transport. Avant utilisation, ouvrir l'étui.

Bouteille de monomère

1. Ouvrir	2. Tenir verticalement	3. Presser	4. Refermer
Dévisser le bouchon.	Tenir le flacon verticalement, ouverture vers la bas.	Presser le flacon entre les doigts pour exprimer les gouttes.	Reboucher immédiatement après usage. (voir 3-3 ③ Evaporation)

Pot de poudre polymère

1. Dévisser	2. Ouvrir	3. Charger	4. Arraser	5. Refermer
Dévisser le couvercle.	Détacher la feuille d'aluminium qui scelle le pot. (Seulement au premier usage)	Charger en poudre la cuillère-mesure fournie.	Arraser la Cuillère Mesure à l'aide du méplat interne du pot.	Revisser le couvercle.

4-2 Les différentes étapes de la mise en oeuvre

Super-Bond C&B peut être utilisé avec la technique du mélange classique ou la technique du pinceau. Choisir la technique appropriée en se référant au tableau ci-dessous.

COMPARAISON DES 2 TECHNIQUES

	Technique du mélange classique	Technique du pinceau
Principe de la technique	La poudre polymère est mélangée directement avec le monomère activé*	Le mélange poudre/liquide est réalisé en trempant la pointe du pinceau, d'abord dans le monomère activé, puis dans la poudre.
	Le mélange doit être utilisé immédiatement	Le monomère activé peut être utilisé pendant environ 5 mn
Comparaison des 2 techniques	Pour des zones étendues Temps de travail long Temps de prise long Rapport poudre/liquide plus petit	Pour des zones étendues Temps de travail court Prise plus rapide Rapport poudre/liquide plus grand

*Monomère activé = 4 gouttes de monomère pour 1 goutte de Catalyseur V

PREPARATION DES SURFACES

Il est impératif de préparer méticuleusement toutes les surfaces destinées à recevoir Super-Bond C&B. La préparation varie en fonction de la nature des surfaces.

Surface dentaire

Contrôle de l'humidité
La mise en place de la digue ou de rouleaux de coton est recommandée.

Nettoyage
Eliminer toute contamination et coloration à l'aide d'une brosse à polir et de ponce sans corps gras ni fluor. Rincer abondamment et sécher.

Mordançage
Appliquer l'activateur approprié à l'aide des éponges fournies ou d'une brossette.

Durée du traitement

Activateur	VERT	ROUGE
Dentine	5-10 sec	—
Email	—	30 sec

* Ne pas utiliser l'Activateur rouge sur la dentine.
* Il est possible de mordancer l'émail avec l'activateur vert durant 30-60 secondes. (Voir réponses aux questions 8 et 13 dans "Questions et Réponses")

Rinçage et séchage
Rincer abondamment à l'eau et sécher à l'aide d'air sans huile ni humidité.

Surface en céramique

Nettoyage
Eliminer toute contamination et toute coloration à la surface de la céramique. Nettoyer avec des disques abrasifs ou des pointes montées, avec de la ponce sans corps gras ni fluor. Il est possible de décontaminer la surface avec l'activateur rouge.

Rinçage et séchage
Rincer abondamment et sécher. (Le nettoyage en bains ultrasons est également efficace)

Application du Porcelain Liner M
Suivre le mode d'emploi et appliquer 1 couche de Porcelain Liner M.
(Voir réponse à la question 17 dans "Questions et Réponses")

Chauffage
Si possible, après l'application du Porcelain Liner M, chauffer la surface de céramique à l'aide d'un sèche-cheveux (80-120°C 2-3 mn.) afin d'améliorer la qualité du collage.
(Voir réponse à la question 18 dans "Questions et Réponses" et le tableau 10 dans "Données et Références")

Surface en métal

Nettoyage
Eliminer toute contamination et toute coloration. Selon le cas, il peut être necessaire d'utiliser des disques abrasifs, des pointes montées avec de la ponce sans corps gras ni fluor.

Sablage
Sabler la surface avec de la poudre d'oxyde d'aluminium à 50 µm.
*Rincer abondamment et sécher.
*Après le sablage, prévenir toute possibilité de recontamination de la surface métallique traitée. En cas de contamination par de l'huile ou de la graisse, nettoyer le métal dans un bain à ultrasons.
*Si le sablage est impossible (comme lors d'une réparation en bouche), aviver la surface avec une pointe abrasive ou à la fraise.

Protection des surfaces environnantes
Afin de faciliter le retrait des excès de ciment, appliquer un agent isolant sur les surfaces qui ne doivent pas être collées.
(Voir réponse à la question 24 dans "Questions et Réponses")

Application du V-PRIMER
En cas de collage sur les métaux précieux, appliquer une fine couche de V-PRIMER sur le métal avant d'appliquer Super-Bond C&B. V-PRIMER n'améliore pas le collage sur les métaux non précieux.
(Voir réponse à la question 19 dans "Questions et Réponses")

4 Comment utiliser Super-Bond C&B ?

4-2 Les différentes étapes de la mise en oeuvre (Suite)

TECHNIQUE DU MÉLANGE CLASSIQUE

Réfrigérateur du godet de mélange

Tenir au réfrigérateur le godet de mélange, ne le sortir que juste avant l'usage. La température recommandée pour le godet est de 10 à 16°C.

*Au sortir du réfrigérateur, éliminer au jet d'air la condensation qui s'est déposée sur le godet.
(Voir réponses aux questions 26, 27 et 28 dans "Questions et Réponses").

Préparation de la surface

La procédure varie en fonction des matériaux devant être collés (dent, métal ou céramique).
(Voir "Préparation des surfaces" à la page précédente.)

Préparation du monomère activé

Dosage du monomère

Tenir la bouteille de monomère verticalement et exprimer le nombre nécessaire de gouttes dans le godet de mélange réfrigéré.

Dosage du Catalyseur V

Tenir la seringue de catalyseur verticalement et visser le piston pour déposer le nombre de gouttes désiré dans le godet contenant le monomère. Agiter légèrement avec le pinceau. Le mélange obtenu constitue le monomère activé.
(Voir réponse à la question 30 dans "Questions et Réponses")

Mélange de la poudre polymé

A l'aide de la cuillère-mesure fou (cuillère Petite ou Standard) sele rapport Poudre/Monomère cho ajouter la poudre polymère au monomère activé. Agiter légèrement avec le pinceau.
(Voir réponses aux questions 31 et 34 dans "Questions et Réponses

*Une cuillère mesure Grande (1,2 et 2,4 volumes de poudre disponible séparément.

Application du Super-Bond C&B

Immédiatement après le malaxage, appliquer Super-Bond C&B sur les surfaces à l'aide du pinceau.
(Voir réponse à la question 33 dans "Questions et Réponses")

Mise en place de la restauration à coller

Positionner rapidement la restauration en bouche. Presser et maintenir jusqu'à la totale polymérisation.
(Voir réponse à la question 35 dans "Questions et Réponses")

*Le temps de prise total est de 8~10 minutes à 37°C pour un rapport poudre polymère/monomère standard. Ce temps peut varier avec la température, le type de poudre et le rapport poudre polymère/monomère. (Voir tableau 8 dans "Données et Références")

Nettoyage et finition

Retirer les excès de ciment. Protéger à l'avance les surfaces ne devant pas être collées. (Se référer attentivement à la réponse à la question 36 dans "Questions et Réponses")

Nettoyer le godet de mélange. (voir réponses aux questions 37 et 38.)

Doses à respecter

Monomère	Catalyseur V	Poudre Polymère
4 gouttes	1 goutte	1 petite dose de la cuillère mesure
8 gouttes	2 gouttes	1 grande dose de la cuillère mesure

La cuillère mesure (Standard) donne le rapport Poudre/Monomère Standard. Le temps de travail et le temps de prise peuvent être modifiés en changeant le rapport Poudre/Monomère. (Voir Tableau 8 dans Données et Références et la réponse à la question 32 dans Questions et Réponses) Pour changer le rapport Poudre/Monomère, utiliser la cuillère mesure adaptée comme décrit ci-dessous.

Volumes de Poudre 1 correspond à 0,2

Cuillère mesure	Petite dose	Grande do
Petite	0,75	1,5
Standard	1	2
Grande	1,2	2,4

Pour augmenter le temps de travail d'une po de Type Normal, utiliser la cuillère mesure (Pe Pour raccourcir le temps de prise avec la poud Type, utiliser la cuillère mesure (Grande). La ère mesure (Grande) est disponible séparém (Voir réponse à la question 32 dans Questions et Réponse

POINTS IMPORTANTS POUR LE MEILLEUR RESULTAT

Travailler vite et placer la restauration en bouche avant que le mélange ne devienne élastique.

1) Maintenir le godet de mélange au réfrigérateur. Température recommandée : 10-16°C
2) Mélanger Super-Bond au dernier moment avant le collage.
3) Pour augmenter le temps de travail : utiliser une Poudre L-Type et / ou réduire le rapport Poudre/Monomère à 0,75 avec la cuillère mesure (Petite). (Voir Tableau 8 dans Données et Références)
4) Pour obtenir un temps de prise plus court avec un temps de travail raisonnable, utiliser une Poudre L-Type et augmenter le rapport Poudre/Monomère à 1,2 (Voir Tableau 8 dans Données et Références) La cuillère mesure (Grande) avec de grandes doses (1,2 et 2,4) est disponible séparément. (Voir Tableau 2 dans Données et Références)

TECHNIQUE DU PINCEAU

Dosage de la poudre polymère

Déposer la quantité de poudre polymère souhaitée dans l'emplacement marqué P du godet de mélange.

Préparation de la surface

La procédure varie en fonction des matériaux devant être collés (dent, métal ou céramique).
(Voir 4-2 "Préparations des surfaces")

Préparation du monomère activé

Dosage du monomère

Tenir la bouteille de monomère verticalement et exprimer le nombre nécessaire de gouttes dans l'emplacement marqué L du godet de mélange.

Dosage du Catalyseur V

Tenir la seringue de catalyseur verticalement et visser le piston pour déposer le nombre de gouttes désiré dans le godet contenant le monomère. Agiter légèrement avec le pinceau. Le mélange obtenu constitue le monomère activé.

Doses à respecter

Monomère	Catalyseur V
4 gouttes	1 goutte
8 gouttes	2 gouttes

Application du monomère act

Appliquer le monomère ti vé au pinceau sur la surfa à coller. (Voir réponse à question 33 dans "Questio et Réponses")

*Le monomère activé décompose graduellement devient moins actif. Utilise monomère activé dans les minutes suivant le mélange

Technique du pinceau

Tremper la Brossette

Tremper la Brossette (Blanc) dans le monomère activé dans l'emplacement marqué L du godet. Eliminer l'excès de liquide sur les bords du godet.

*Quand la procédure se répète, nettoyer à la gaze le pinceau avant de le tremper à nouveau.

Formation de la boule

Placer la pointe du pinceau dans la poudre polymère dans l'emplacement marqué P du godet. Une petite boule de poudre va se fixer sur la pointe mouillé du pinceau.

Dépôt de la boule

Appliquer la boule sur la surface à coller.
Au contact du monomère activé présent sur la surface, la poudre diffuse, créant une couche homogène et crémeuse.
Répéter la procédure jusqu'à couvrir totalement la surface avec le ciment.

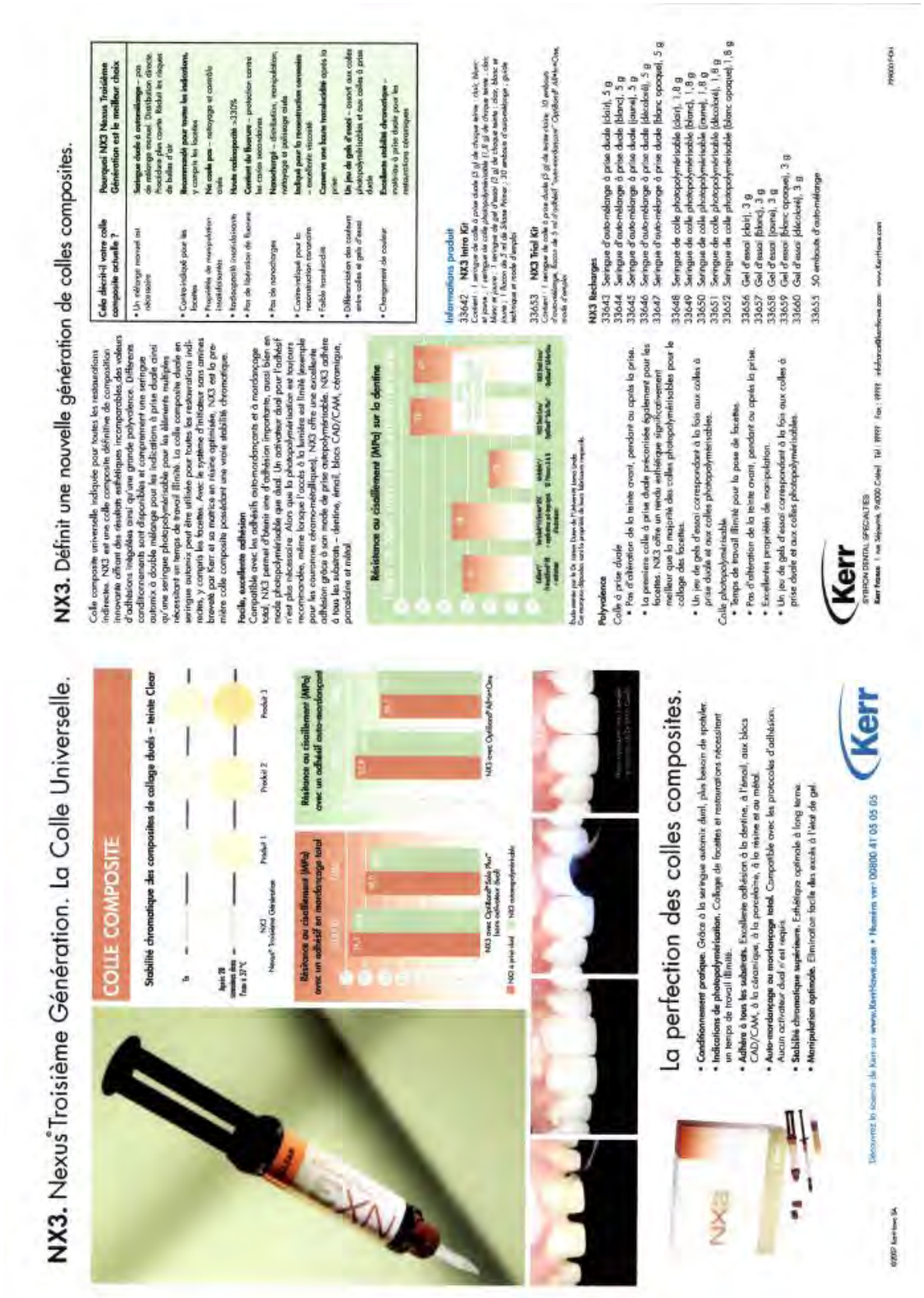
Mise en place de la restauration

Positionner immédiatement la restauration en bouche, l'appliquer fortement puis la maintenir jusqu'à la totale polymérisation.
*Le temps de prise total est de 5 à 6 minutes à 37°C.
(Voir réponse à la question 35 dans "Questions et Réponses")

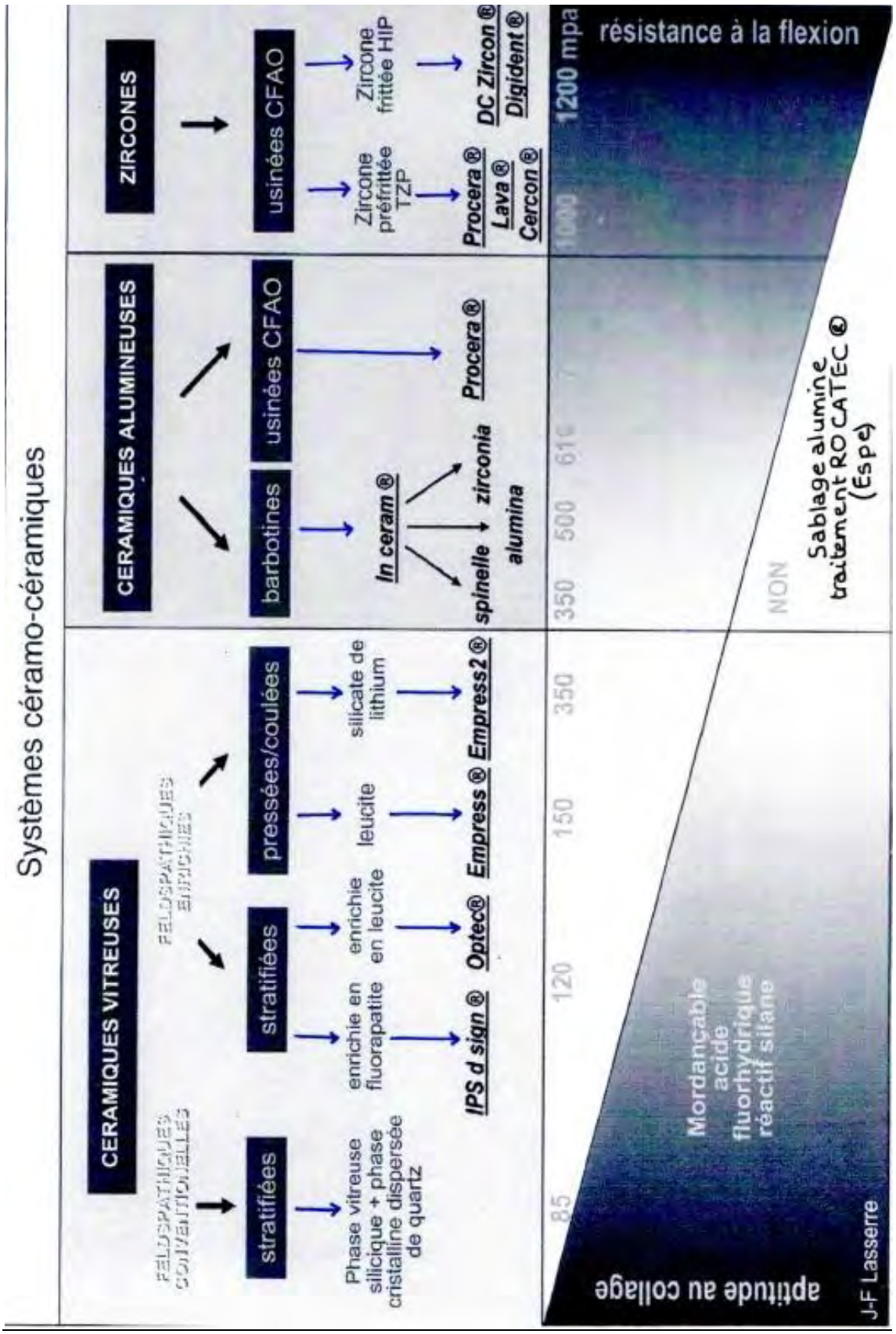
Nettoyage et finition

Retirer les excès de ciment. Il est plus facile de protéger à l'avance les surfaces ne devant pas être collées et retirer les excès avant sa prise. (Se référer attentivement à la réponse à la question 36 dans "Questions et Réponses")
Nettoyer le godet de mélange. (voir réponses aux questions 37 et 38 dans "Questions et Réponses".)

ANNEXE 3


NX3. Nexus® Troisième Génération. La Colle Universelle.
COLLE COMPOSITE
Stabilité chromatique des composites de collage duals – teinte Clear
Après 28 semaines dans l'eau à 37°C
NX3 Nexus® Troisième Génération
Produit 1
Produit 2
Produit 3
Résistance au cisaillement (MPa) avec un adhésif en mordançage total
Résistance au cisaillement (MPa) avec un adhésif auto-mordançant
NX3 avec Optibond™ Solo Plus™ (sans adhésif dual)
NX3 avec OptiBond™ All-in-One
NX3 à prise duale
NX3 photopolymérisable
La perfection des colles composites.
• Conditionnement pratique. Grâce à la seringue automix duo!, plus besoin de spatuler.
• Indications de photopolymérisation. Collage de facettes et restaurations nécessitant un temps de travail illimité.
• Adhère à tous les substrats. Excellente adhésion à la dentine, à l'émail, aux blocs CAD/CAM, à la céramique, à la porcelaine, à la résine et au métal.
• Auto-mordançage ou mordançage total. Compatible avec les protocoles d'adhésion. Aucun activateur dual n'est requis.
• Stabilité chromatique supérieure. Esthétique optimale à long terme.
• Manipulation optimale. Élimination facile des excès à l'état de gel.
Découvrez la science de Kerr sur www.KerrNexus.com • Numéro vert 00800 41 05 05 05
Kerr
NX3. Définit une nouvelle génération de colles composites.
Résistance au cisaillement (MPa) sur la dentine
Informations produit
NX3 Recharges
Polyvalence
Colle à prise duale
Colle photopolymérisable
Kerr
SYBRON DENTAL SPECIALTIES

ANNEXE 4


Systèmes céramo-céramiques
CERAMIQUES VITREUSES
FELDSPATHIQUES CONVENTIONNELLES
FELDSPATHIQUES EXTRUDÉES
stratifiées
Phase vitreuse silicique + phase cristalline dispersée de quartz
stratifiées
enrichie en fluorapatite
pressées/coulées
enrichie en leucite
leucite
silicate de lithium
IPS d sign ®
Optec®
Empress ® Empress2 ®
CERAMIQUES ALUMINEUSES
barbotines
usinées CFAO
In ceram ®
spinelle
zirconia
alumina
Procera ®
ZIRCONES
usinées CFAO
Zircone préfrittée TZP
Zircone frittée HIP
Procera ®
Lava ®
Cercon ®
DC Zircon ®
Digident ®
résistance à la flexion
85
120
150
350
350
500
1200 mpa
Mordançable acide fluorhydrique réactif silane
NON
Sablage alumine traitement ROCATEC ®
(Espe)
aptitude au collage
J-F Lasserre

CHOTARD Karine **Thèse n° 2013-TOU3-3030**

TITRE : Critères de choix des matériaux à utiliser dans le cadre d'une réhabilitation conjointe en CFAO

RESUME :

Le rappel du déroulement de la chaîne de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) et de ses principes nous amène à considérer le large éventail des matériaux en jeu lors d'une réhabilitation conjointe. Les critères décisionnels dans le choix des matériaux de restauration coronaires s'articulent autour du type de restauration, de sa situation et des exigences physico-chimiques, mécaniques et biologique à favoriser. Le choix des matériaux d'assemblage en découle dans le respect des protocoles de mise en place. On peut alors synthétiser tous ces critères sous forme d'arbre décisionnel.

TITRE EN ANGLAIS : Criteria to select the material to be used for a joint rehabilitation in CAD CAM

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : CHIRURGIE DENTAIRE

MOTS CLES :

- CFAO
- Critères de choix
- Matériaux d'assemblage
- Matériaux de restauration coronaire à visée prothétique
- Céramique
- Composite de collage
- Produit de scellement

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR :

FACULTE DE CHIRUGIE DENTAIRE

3, Chemin des Maraîchers

31062 Toulouse Cedex 9

DIRECTEUR DE THESE : Docteur Olivier CHABRERON