



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2013

THESE N° 2013 LYO 1D 012

**THÈSE
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 7 mars 2013

par

FRENAY Cyril

Né le 1 mai 1985, à TASSIN LA DEMI-LUNE (69)

**RESTAURATION ESTHETIQUE ANTERIEURE : DE LA RESINE COMPOSITE A
LA FACETTE CERAMIQUE, COMPARAISON ET CRITERES DE CHOIX.**

JURY

Pr. Guillaume MALQUARTI	Professeur des Universités	Président
Pr. Dominique SEUX	Professeure des Universités	Assesseur
<u>Dr. Thierry SELL</u>I	Maître de Conférences	Assesseur
Dr. Stéphane VIENNOT	Maître de Conférences	Assesseur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université	M. le Professeur F-N. GILLY
Vice-Président du Conseil Scientifique	M. le Professeur P-G. GILLET
Vice-Président du Conseil des Etudes et de Vie Universitaire	M. le Professeur P. LALLE
Directeur Général des Services	M. A. HELLEU

SECTEUR SANTE

Comité de Coordination des Etudes Médicales	Président : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Faculté de Médecine Lyon Est	Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. le Professeur F. DE MARCHI
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. le Professeur C. COLLIGNON
Institut Universitaire de Technologie Lyon 1	Directeur : M. C. VITON, Maître de Conférences
Ecole Polytechnique Universitaire de l'Université Lyon 1	Directeur : M. P. FOURNIER
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : Mme la Professeure V. MAUME DESCHAMPS
Institut Universitaire de Formation des Maîtres De l'Académie de Lyon (IUFM)	Directeur : M. A. MOUGNIOTTE
Observatoire de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI, Directeur de Recherche CNRS
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : M. Denis BOURGEOIS, Professeur des Universités

Vice-Doyen : Mme Dominique SEUX, Professeure des Universités

SOUS-SECTION 56-01:

PEDODONTIE

Professeur des Universités : M. Jean-Jacques MORRIER

Maître de Conférences : M. Jean-Pierre DUPREZ

SOUS-SECTION 56-02:

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Jean-Jacques AKNIN, Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY,
M. Laurent MORGON, Mme Claire PERNIER,
Mme Monique RABERIN

SOUS-SECTION 56-03:

PREVENTION - EPIDEMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités : M. Denis BOURGEOIS

Maître de Conférences : M. Bruno COMTE

SOUS-SECTION 57-01:

PARODONTOLOGIE

Professeur des Universités Emérite : M. Jacques DOURY

Maîtres de Conférences : M. Bernard-Marie DURAND, Mme Kerstin GRITSCH
M. Pierre-Yves HANACHOWICZ,
M. Philippe RODIER,

SOUS-SECTION 57-02:

CHIRURGIE BUCCALE - PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION

Maître de Conférences : Mme Anne-Gaëlle CHAUX-BODARD, M. Thomas FORTIN,
M. Jean-Pierre FUSARI

SOUS-SECTION 57-03:

SCIENCES BIOLOGIQUES

Professeur des Universités : M. J. Christophe FARGES

Maîtres de Conférences : Mme Odile BARSOTTI, Mme Béatrice RICHARD,
Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE, M. François VIRARD

SOUS-SECTION 58-01:

ODONTOLOGIE CONSERVATRICE - ENDODONTIE

Professeur des Universités : M. Pierre FARGE, Mme Dominique SEUX

Maîtres de Conférences : Mme Marion LUCCHINI, M. Thierry SELLi, M. Cyril VILLAT

SOUS-SECTION 58-02:

PROTHESE

Professeurs des Universités : M. Guillaume MALQUARTI, Mme Catherine MILLET

Maîtres de Conférences : M. Christophe JEANNIN, M. Renaud NOHARET, M. Gilbert VIGUIE,
M. Stéphane VIENNOT, M. Bernard VINCENT

SOUS-SECTION 58-03:

SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTIQUES, BIOMATERIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Professeur des Universités : M. Olivier ROBIN

Maîtres de Conférences : M. Patrick EXBRAYAT, Mme Brigitte GROSGOGEAT,
Mme Sophie VEYRE-GOULE

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Guillaume MALQUARTI
Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Lyon I
Chef de Service du Service d'Odontologie de Lyon
Habilité à Diriger des Recherches

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous avez fait en acceptant la présidence de ce jury. Nous avons su apprécier votre disponibilité et votre écoute tout au long de nos années d'études au sein de votre service. Veuillez croire, Monsieur, en mes respectueux remerciements.

A notre assesseur et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Thierry SELLIER
Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Responsable de l'Unité Fonctionnelle d'Odontologie Conservatrice – Endodontie

Pour votre aide et votre sympathie durant l'élaboration de ce travail, ainsi que pour votre qualité d'enseignement et des connaissances que vous nous avez apportées, veuillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre reconnaissance.

A notre assesseur,

Madame la Professeure Dominique SEUX
Professeure des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Lyon I
Habilitée à Diriger des Recherches
Responsable de la sous-section Odontologie Conservatrice - Endodontie
Vice-Doyen à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Nous vous sommes très reconnaissant d'avoir eu la gentillesse d'accepter de juger notre thèse. Nous voulons vous remercier pour votre disponibilité et votre pédagogie lors de nos premiers pas en travaux pratiques. Nous vous prions de trouver ici l'expression de notre sincère reconnaissance.

A notre assesseur,

Monsieur le Docteur Stéphane VIENNOT
Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Interne en Odontologie
Docteur de l'Université Lyon I

Nous vous remercions d'avoir accepté si spontanément de bien vouloir faire partie de notre jury de thèse. Pour votre sympathie et votre disponibilité, soyez assuré de ma sincère gratitude.

A mes parents,

qui ont su m'inculquer la valeur et le goût du travail et qui m'ont permis de réaliser les études et la vie que je souhaitais. Je tiens à vous remercier pour votre soutien et votre confiance, que vous m'avez toujours accordés.

A Marie,

pour être à mes côtés, pour ton soutien, et surtout pour ta patience durant ces quelques derniers mois, merci.

A mes amis et ma famille,

pour tous les bons moments passés et à venir !

Table des matières

Introduction	1
I - Evolution de la composition des résines composites	2
I – A - Phase organique	2
I – A – 1 - Les résines	2
I – A – 1 – a) Le Bis-GMA	2
I – A – 1 – b) Diuréthanes	3
I – A – 1 – c) Autres oligomères	3
I – A – 2 - Les diluants ou contrôleurs de viscosité	4
I – A – 3 - Les inhibiteurs de prise	4
I – A – 3 – a) Dérivés du phénol	4
I – A – 3 – b) L’oxygène	5
I – A – 4 - Les agents de polymérisation	5
I – A – 4 – a) Chémopolymérisation	6
I – A – 4 – b) Photopolymérisation	7
I – B - Phase inorganique	8
I – B – 1 – Les principaux effets de l’augmentation de la charge	8
I – B – 2 – Les principaux effets de la diminution de la taille des particules	8
I – B – 3 – Les principales charges	9
I – B – 3 – a) Taille des charges	9
I – B – 3 – b) Préparation des charges	9
I – B – 3 – c) Composition des charges	9

I – B – 4 – Classification des composites	10
I – B – 4 – a) Composites à macroparticules ou macrochargés	10
I – B – 4 – b) Composites à microparticules ou microchargés	10
I – B – 4 – c) Composites hybrides	11
I – B – 4 – d) Composites et nanotechnologie	15
I – C – L’agent de couplage	16
<u>II – Restauration antérieure par stratification de résines composites</u>	18
II – A – Rappels sur les propriétés optiques de la dent	18
II – B – Indications/contre-indications	19
II – C –Technique de stratification en technique directe	19
II – C – 1 – Différents concepts	20
II – C – 1 – a) Le concept classique en deux couches	20
II – C – 1 – b) Le concept classique en trois couches	20
II – C – 1 – c) Le concept moderne en deux couches	20
II – C – 1 – d) Le concept moderne en trois couches	20
II – C – 2 – Mise en œuvre clinique	21
II – C – 2 – a) Réalisation d’une clé en silicone	21
II – C – 2 – b) Préparation des limites	21
II – C – 2 – c) Mordançage et collage	22
II – C – 2 – d) Stratification	22
II – C – 2 – e) Finitions	25

<u>III – Restauration antérieure par facette céramique collée</u>	28
III – A – Indications et critères décisionnels	28
III – A – 1 – Surface de préparation dans l’email	29
III – A – 2 – Quantité de céramique non supportée	30
III – A – 3 – Occlusion	30
III – A – 4 – Situation des limites de la restauration dans de la dent saine	31
III – A – 5 – Variation de la couleur	31
III – B – Concepts de préparation dentaire	32
III – B – 1 – Etape diagnostique	32
III – B – 2 – Les formes de contour	34
III – B – 2 – a) Enveloppement proximal et retour incisif	34
III – B – 2 – b) Limite cervicale	35
III – B – 2 – c) Limite palatine/linguale	36
III – B – 3 – Position des limites	39
III – B – 4 – Technique de préparation simplifiée	41
III – C – Facettes provisoires	44
III – D – Prise d’empreinte	45
III – D – 1 – Les vinylpolysiloxanes	45
III – D – 2 – Technique du double mélange	46
III – E – Mise en œuvre du collage	47

IV – Facette céramique : un exemple, le procédé CEREC®	55
IV – A – Présentation des systèmes CFAO	55
IV – A – 1 – Procera	55
IV – A – 2 – iTéro	56
IV – A – 3 – Lava COS	57
IV – A – 4 – E4D	58
IV – A – 5 – CEREC	59
IV – B – Céramiques et CFAO	62
IV – B – 1 – Céramiques feldspathiques	62
IV – B – 2 – Vitrocéramiques	62
IV – B – 3 – Céramiques infiltrées	63
IV – B – 4 – Céramiques polycristallines	63
IV – C – Mise en œuvre clinique avec le système CEREC	64
IV – C – 1 – Prise d’empreinte	65
IV – C – 2 – Conception assistée par ordinateur	67
IV – C – 3 – Fabrication assistée par ordinateur	69
IV – C – 4 – Caractérisations	71
Discussion	73
Conclusion	77
Bibliographie	78

Introduction

Nous savons aujourd’hui que l’esthétique occupe une place importante dans la demande des patients, embellir son sourire, son visage, fait partie des objectifs premiers de notre société moderne. Du côté du praticien, la recherche de l’esthétique et du mimétisme des restaurations est également une priorité. La dernière décennie a été marquée par l’avancée technologique et les performances sans cesse améliorées de la dentisterie esthétique et adhésive.

L’éventail thérapeutique de la dentisterie moderne comprend actuellement un grand nombre de méthodes différentes qui permettent de restaurer et d’optimiser par des techniques « mini-invasives » l’esthétique des dents antérieures. Il va falloir dans tous les cas que cette restauration réponde à divers objectifs et concepts. Comment l’intégrer au mieux au sein du sourire ? Quelle technique utiliser, directe ou indirecte ? Quel matériau répondra le mieux aux exigences esthétiques et fonctionnelles ?

Pour répondre à cette demande esthétique croissante, la dentisterie adhésive a fait de réels progrès. Les résines composites évoluent sans cesse pour aboutir à des résultats esthétiques et fonctionnels de qualité, mais ces résines ne se prêtent pas forcément à toutes les situations. En effet, certaines pertes de substances, dans un contexte clinique bien défini, ou d’autres situations notamment en terme de coloration ou malposition des dents, nécessiteraient plus favorablement d’être traitées par des facettes céramiques. En effet ces facettes entièrement céramiques, associées à un protocole de collage strict, offrent la possibilité de proposer au patient une modalité thérapeutique à la fois esthétique et conservatrice, ménageant les tissus naturels et permettant d’éviter d’avoir recours à un recouvrement complet de la dent dans la région antérieure des arcades dentaires.

Nous allons détailler dans un premier temps l’évolution qu’ont connu les résines composites depuis leur apparition jusqu’à nos jours, pour aboutir à leur classification la plus courante.

Nous verrons ensuite les concepts de restauration d’une dent antérieure en technique directe à l’aide de résine composite, plus précisément la technique de stratification.

Puis nous continuerons par parler des restaurations antérieures en technique indirecte, par la réalisation de facette céramique.

I – Evolution des résines composites [5, 11, 92, 93, 113, 116]

Une résine composite est constituée d'une matrice formée de monomères, dans laquelle sont incorporée des charges minérales diverses, silanées et organiques, des initiateurs, des stabilisateurs et des pigments (HICKEL et coll., 1998).

Nous allons décrire les différents constituants des résines composites dentaires :

- la phase organique ;
- la phase inorganique ;
- l'agent de couplage.

A- La phase organique

La phase organique représente entre un quart et la moitié du volume du composite. Elle comprend la résine, les diluants, les agents de polymérisation et d'autres composants additionnels.

La résine est le constituant qui va subir une réaction chimique au sein du composite. Elle se présente initialement sous la forme d'un monomère, qui est fluide. Une réaction par addition va convertir ce monomère en polymère, qui sera alors rigide. C'est cette capacité de pouvoir passer d'un état malléable à un état rigide qui rend possible l'utilisation de résine composite en clinique, en restauration au fauteuil.

En général, tous les monomères ne sont pas transformés en polymères (variations du taux de conversion). Les diméthacrylates (le plus souvent utilisés) font former des sortes de ponts (cross-linking), et ainsi créer par la polymérisation un réseau en trois dimensions dans lequel la phase inorganique (les charges) va être dispersée. En fonction du monomère utilisé au sein de la résine, les propriétés physiques et mécaniques vont être impactées (viscosité, rétraction de prise, etc.).

1 – Les résines

a) Le Bis-GMA

C'est BOWEN R.L., en 1962, [14] qui a élaboré une nouvelle molécule appelée diacrylate aromatique, ou résine de BOWEN. Le nom que nous lui donnons aujourd'hui est le Bis-GMA, qui est donc le tout premier liant résineux utilisé dans les résines composites. C'est la réaction entre un méthacrylate de glycidyl avec du bisphénol A qui va aboutir à la molécule de Bis-GMA. La présence de doubles liaisons à chaque extrémité de la molécule va permettre une extension, et surtout une ramification, qui entraînera la création d'un

polymère réticulé dans les trois dimensions de l'espace. Le Bis-GMA est appelé oligomère car il possède un poids moléculaire important. Ce haut poids moléculaire a pour conséquence une diminution de la rétraction de prise, mais augmente fortement dans le même temps la viscosité.

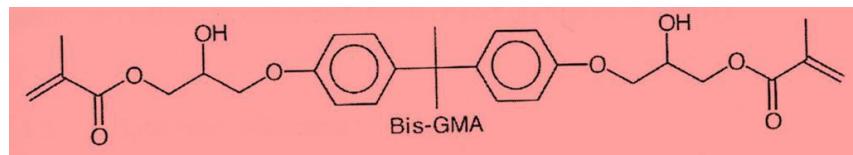


Figure 1. Représentation de la molécule de Bis-GMA (RASKIN A., 2005)

b) Diuréthanes :

Une deuxième catégorie de résine basée sur les diméthacrylates est l'uréthane diméthacrylate (UDMA). Nous pouvons encore la trouver sous le nom de diuréthane, et qui trouve son intérêt dans la viscosité moins importante qu'elle présente par rapport au Bis-GMA. Cela permet d'incorporer un plus grand nombre de charge sans ajouter de diluant. Ses principaux défauts sont une rétraction de prise plus élevée (5 à 9 %) que le bis-GMA et une certaine fragilité. Certains produits commerciaux contiennent uniquement de l'UDMA, d'autres le combinent au bis-GMA.

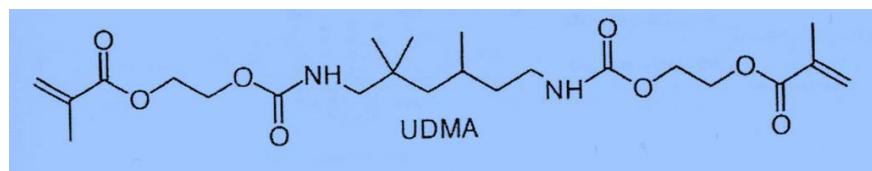


Figure 2. Représentation de la molécule d'UDMA (RASKIN A., 2005)

c) Autres oligomères

L'orientation actuelle sur laquelle les recherches se portent a pour objectif la mise au point de résine à très faible rétraction de polymérisation. Plusieurs directions de développement ont été prises : les monomères ringopening (type spiro-ortho-carbonate, silorane), les monomères hyperbranchés, et d'autres. Malgré les recherches dans ce domaine, aucun de ces matériaux n'est encore commercialisé.

2 - Les diluants ou contrôleurs de viscosité :

Les monomères de Bis-GMA et d'UDMA sont très visqueux en raison de leur haut poids moléculaire. L'addition de charges en grand nombre provoquera la formation d'un matériau trop épais pour une utilisation clinique confortable. Pour remédier à ce problème, des monomères de faible viscosité, appelés contrôleurs de viscosité ou diluants, sont ajoutés. Nous trouverons essentiellement des méthacrylates de méthyle ou MMA, éthylènes glycol diméthacrylate ou EGDMA, diéthylènes glycol diméthacrylate ou DEGMA, triéthylènes glycol diméthacrylate ou TEGDMA. C'est le TEGDMA qui sera le plus souvent retrouvé. Ce contrôleur de viscosité va cependant présenter quelques inconvénients, en augmentant notamment la rétraction de prise, en réduisant la résistance à l'abrasion, et il va entraîner également des inconvénients au niveau de la biocompatibilité. Mais il va rendre la résine plus flexible et moins cassante (GEURTSEN W., 2000). [42]

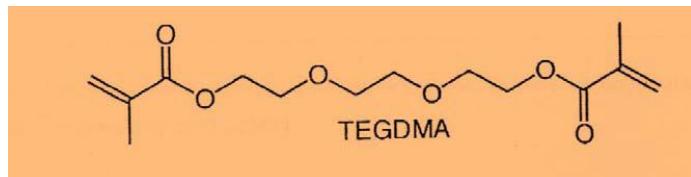


Figure 3. Représentation de la molécule de TEGDMA (RASKIN A., 2005)

3 - Les inhibiteurs de prise

a) Dérivés du phénol

La conservation des résines doit pouvoir se faire sans que le composite ne se rigidifie spontanément. Ce sont les radicaux libres qu'il faut empêcher de réagir avec les monomères. S'ils ne sont pas inhibés, la polymérisation débutera. Le rôle des inhibiteurs est donc d'aller réagir avec les radicaux libres qui pourraient se former lors d'une exposition à la lumière ambiante par exemple. Une fois que l'inhibiteur sera épuisé, la polymérisation induite par ces radicaux ne pourra plus être évitée.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont :

- le butyl-hydroxytoluène ou BHT
- le 4-méthoxyphénol (MEHQ)

Un autre inhibiteur était autrefois utilisé, l'hydroquinone, mais des problèmes de colorations des restaurations étaient observés.

b) L'oxygène [116]

Un des inhibiteurs de la polymérisation au sein d'une résine composite est l'oxygène. En effet, les radicaux libres pouvant réagir avec les monomères réagissent facilement avec l'oxygène contenu dans l'air ambiant. La résine en contact direct avec l'air présente une couche de faible épaisseur (50 à 500 microns), composée d'oligomères non polymérisés qui représentent donc des double-liaisons pouvant réagir. Cela permet l'application de plusieurs couches de résines composite, avec la création d'une liaison chimique entre chaque couche. Mais cela peut être un inconvénient car si une application de résine composite est faite avec une épaisseur trop faible, l'inhibition de la polymérisation peut concerner toute la couche de résine et compromettre une bonne adhésion.

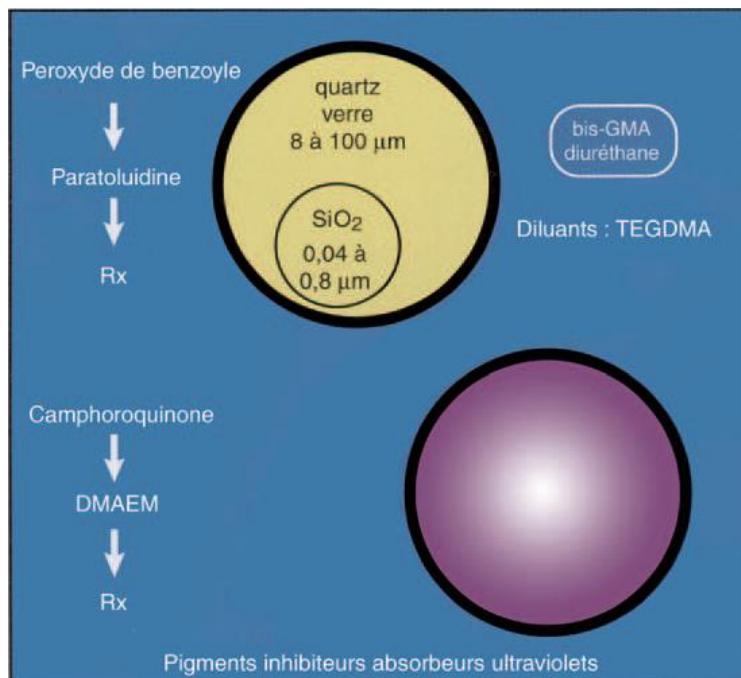


Figure 4. Représentation schématique d'une résine composite dentaire (VREVEN J. et coll., 2005)

4 - Les agents de polymérisation [49, 114, 118]

La phase de polymérisation va induire le changement d'état de la résine composite. On va passer d'un état fluide à un état solide. Toute polymérisation nécessite des radicaux libres, qui vont être formés grâce à des activateurs qui vont transformer des initiateurs en radicaux libres. Ceux-ci vont alors pouvoir aller ouvrir les double-liaisons et entraîner l'allongement du polymère.

Les premiers composites arrivés sur le marché étaient des résines auto ou chémopolymérisables. Le déclenchement de la polymérisation de la résine consistait à l'époque en un mélange de deux pates différentes. L'une était composée de l'activateur qui était une amine tertiaire, et l'autre pate contenait l'initiateur, qui était le plus souvent le peroxyde de benzoyl.

L'évolution des résines composites a apporté ensuite des composites qui pouvaient être polymérisés grâce à la lumière UV. Ils étaient les précurseurs des composites photopolymérisables. Mais ils ont connu à l'époque une forte popularité car ils constituaient pour la première fois une résine composite qui était polymérisable facilement, rapidement, avec plusieurs teintes disponibles et qui ne nécessitait pas de mélange.

a) Polymérisation chimique ou chémopolymérisation

C'est le peroxyde de benzoyle que l'on va retrouver principalement en tant qu'initiateur. Les activateurs de la polymérisation chimique qui vont transformer l'initiateur en radicaux libres vont être des amines tertiaires (paratoluidine), mais l'action de la chaleur a également un rôle dans la polymérisation. La chaleur pourrait à elle seule provoquer la polymérisation, mais pour que le composite devienne rigide plus rapidement au sein de la cavité buccale, les amines ont un rôle d'accélérateur de la polymérisation. Ce sont des activateurs chimiques. Cependant, l'utilisation de ces amines provoque des changements de coloration au sein des résines composites, en brunissant après oxydation. En effet, lorsque l'activateur et l'initiateur sont présents en proportions identiques lors du mélange, les deux composants vont réagir entièrement. Mais si l'initiateur (peroxyde) a subi les effets de la température et du temps et qu'il s'est peu à peu décomposé, l'activateur (amine) va s'oxyder et provoquer la discoloration intrinsèque du composite (RAWLS H.R., 2003). [95]

L'inconvénient principal du peroxyde de benzoyle est donc qu'il va se décomposer au fil du temps. Ce processus se fera lentement mais aura, en plus du rôle néfaste sur la stabilité de teinte du composite, des conséquences sur la rapidité de polymérisation. En effet, moins il y aura d'initiateurs et plus le temps de prise sera long. Un autre inconvénient vient du fait que les concentrations en peroxyde de benzoyle vont varier d'un produit à l'autre, entraînant des modifications non prévisibles des propriétés du composite.

Avantages et inconvénients :

Il est possible de trouver quelques avantages à ce type de composite. Ils représentent un faible coût, polymérisent d'eux même, et génèrent une plus faible rétraction de prise que les composites photopolymérisables. Mais leur temps de travail est court, donc peu confortable lors de l'usage clinique, contrairement à leur temps de prise qui est bien plus

long. Leur manipulation en bouche provoque également une incorporation de bulles d'air au sein de la résine, ce qui va induire une légère inhibition de la polymérisation. Nous rappellerons également les discolorations qui peuvent être observées avec le temps.

b) Photopolymérisation :

Ce ne sont plus des activateurs chimiques qui vont activer la polymérisation. Il s'agit ici de la lumière. Que celle-ci soit ultra-violette (longueur d'onde de 365 nm) ou visible (longueur d'onde située entre 420 et 470 nm), des photons vont venir agir sur les photo-initiateurs contenus dans la résine pour entraîner la libération de radicaux libres.

Au sein des résines sensibles à la lumière ultra-violette, le photo-initiateur le plus utilisé est le benzoïne méthyléther. C'est lui qui va réagir avec la lumière et provoquer ainsi la formation de radicaux libres, induisant alors la polymérisation.

Les résines composites utilisant la lumière visible pour activer la polymérisation sont constituées d'une camphoroquinone couplée à une amine non aromatique, la DMAEMA. Cet ensemble photo-initiateur absorbe le plus de la lumière à 466,5 nm, donc dans la fourchette de longueurs d'onde de la lumière visible. Il est possible de trouver d'autres molécules photo-initiatrices, mais dont les longueurs d'ondes d'activation sont différentes de l'ensemble camphoroquinone-DMAEMA. Cela peut poser un problème lorsque l'on veut photopolymériser avec des lampes dont le spectre d'émission est limité (lampes plasma, lampes LED). Les résines composites photopolymérisables présentent l'intérêt d'être stables au niveau de leurs teintes, car le peroxyde de benzoyle et les amines tertiaires disparaissent de la composition, évitant ainsi un brunissement avec le temps.

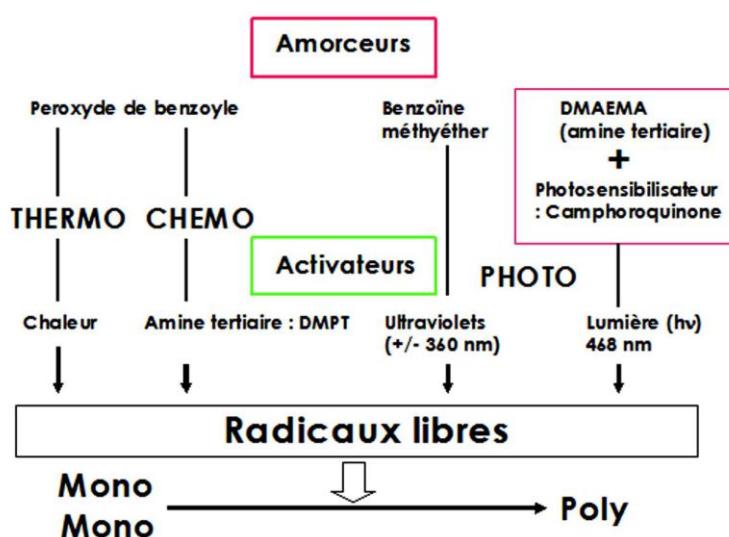


Figure 5. Principaux mode de polymérisation des composites dentaires (RASKIN A., 2005)

B – La phase inorganique

Aujourd’hui, les résines composites sont constituées de particules diverses, qui vont varier par leur taille, et par le volume qu’elles vont représenter au sein du composite. Nous pourrons trouver aujourd’hui, dans le large panel de composites existants, des particules faisant entre 0,02 et 50 µm, et le volume que ces charges vont pouvoir occuper va varier entre 20 et 77% du composite (RAWLS H.R., 2003). [95]

1 - Les principaux effets de l’augmentation de la charge :

Un des objectifs principaux est d’obtenir un matériau résistant. Plus la proportion de résine au sein du composite est importante, et plus le matériau va être fragile. En intégrant un maximum de charges, les fabricants peuvent améliorer ainsi les propriétés mécaniques du composite, notamment lorsque ces charges inorganiques occupent plus de 55% du volume total. Plus les charges seront nombreuses, plus le composite sera performant avec une résistance à l’usure plus importante, une augmentation du module de Young, moins de fractures, etc. (DIETSCHI D., 2001). [30]

Moins les composés organiques seront présents, et plus le composite sera stable. La rétraction de prise sera diminuée, la déformation sous contrainte également, une meilleure compatibilité du coefficient d’expansion thermique avec celui des tissus dentaires pourra être observée, ainsi qu’une moindre absorption d’eau. La viscosité et la facilité de manipulation pourront être modulées en jouant sur l’incorporation de charges pour un meilleur confort clinique.

2 - Les principaux effets de la diminution de taille des particules :

Les propriétés des composites ont été améliorées également par la diminution de la taille des particules, tout en gardant un pourcentage élevé de charges afin d’éviter l’obtention d’un mélange trop visqueux, et donc inutilisable en clinique.

Des matériaux hautement chargés avec des particules de petites dimensions ont pu être développés ces dernières années par l’utilisation de procédés adaptés, avec l’utilisation d’une pâte de faible viscosité. Ces matériaux vont présenter un état de surface plus lisse après polymérisation de par la diminution de la taille des particules. Cela aura un impact esthétique et diminuera l’agressivité du matériau vis-à-vis des dents antagonistes. De plus, la résistance à l’usure sera améliorée (toujours grâce à la diminution de la taille des particules).

L’objectif est donc d’augmenter le nombre des charges tout en diminuant leurs dimensions, mais ceci a pour inconvénient d’augmenter la viscosité du mélange.

3 - Les principales charges :

a) Taille des charges

On discerne des charges traditionnelles ou macrocharges (1 à 50 µm) composées de particules de verre ou de quartz de taille importante, et des microcharges (0,04 µm) constituées de silice (SiO_2). Des techniques ont été développées afin de mieux fractionner les macrocharges, et leur taille s'est rapproché de la taille des microcharges. Elles ont été appelées midi- (1-10 µm) et mini- (0,1-1 µm) particules.

Actuellement les recherches se tournent vers les nanotechnologies, et vers la commercialisation de composite contenant des nanoparticules de 2 à 70 nm.

b) Préparation des charges

Les charges traditionnelles sont préparées par broyage du quartz ou de verres permettant d'obtenir des particules entre 0,1 et 100 µm. Les microcharges sont obtenues par pyrolyse ou par précipitation.

La synthèse des nanocharges est basée sur des méthodes complexes dont le procédé sol-gel (procédé permettant de créer des polymères inorganiques grâce à de simples réactions chimiques, à des températures comprises entre 20 et 150°C, sans passer par une étape de fusion).

c) Composition des charges : [95, 113]

Composition des macro-, midi-et minicharges :

Nous allons trouver différentes formes de silice pure. La première est la forme cristalline telles que la cristobalite, le quartz, ..., et la deuxième est la forme non-cristalline, comme le verre. La silice sous forme cristalline va présenter de meilleures propriétés mécaniques que sous forme non-cristalline, mais sera moins évidente à traiter lors des phases de finitions et de polissage.

Le quartz n'a pas les mêmes propriétés mécaniques que le verre. Il va être beaucoup plus résistant, plus dur et moins sensible à l'érosion. Il va donc être plus difficile de réaliser les finitions sur des composites à base de quartz, mais les charges de quartz ont une meilleure affinité pour les silanes que les charges en verre. Un des inconvénients majeur des charges de quartz est leur radioclarté, ce qui rend leur utilisation inadapté, et ce qui explique leur remplacement dans la plupart des composites récents par des charges constituées de verre de métaux lourds qui sont eux radio-opaques.

Verres de métaux lourds : ce sont eux qui vont conférer au matériau sa radio-opacité. La composition des charges a souvent été modifiée. On trouvera des silicates de verre de baryum ou de strontium, des verres de dioxydes de zirconium, ou encore de l'yttrium ou de ytterbium tri-fluoré (YbF_3).

Composition des microcharges :

Ces microcharges sont représentées uniquement par la silice (SiO_2). Cette silice fera également partie de la composition des composites hybrides. Elle sera alors associée aux composites macrochargés, midichargés et minichargés. Comme nous l'avons vu avec les particules de quartz, les particules de silices sont radio-claires.

4 - Classification des composites [92, 93, 122]

Il existe différentes classifications des composites : selon la taille des charges, selon la viscosité, selon le mode de polymérisation, etc. Nous retiendrons celle basée sur la taille des particules de charge, qui est la classification la plus utilisée.

a) Composites à macroparticules ou macrochargés :

L'Addent, commercialisé par 3M, a été la première résine composite à être disponible sur le marché. Elle était composée d'une poudre et d'un liquide qu'il fallait mélanger. Ce composite était basé sur les résines bis-GMA.

Comme souvent lors de l'apparition d'un produit, des concurrents ont rapidement développé d'autres composite (tel que l'Adaptic® de Johnson et Johnson), et 3M a fait évoluer son produit avec le Concise® ; il s'agissait de composites chémopolymérisables, se présentant toujours sous forme de deux pâtes à mélanger en proportions équivalentes. Ces composites étaient composés d'un mélange de macroparticules (leur taille moyenne était comprise entre 30 et 40 μm) et de monomères. Les résultats cliniques n'étaient donc pas convaincants, avec des états de surfaces rugueux (et donc une agressivité face aux dents antagonistes) et une usure rapide. Les successeurs de ces premiers composites étaient dotés de particules plus petites (8-15 μm) et plus arrondies.

b) Composites à microparticules ou microchargés :

L'objectif des fabricants était donc d'améliorer l'état de surface. Ils ont donc incorporé de plus petites particules (dimensions inférieures aux longueurs d'ondes visibles) et de bons résultats ont été obtenus, avec des états de surface lisses, une suppression de l'agressivité

envers les dents antagonistes, et une meilleure résistance à l'usure. Nous allons différencier différents types de composites microchargés.

- Composites microchargés homogènes : ils sont composés uniquement de résine et de microparticules de silice. Chaque microparticule est silanisée. Le problème de ces microparticules est qu'elles vont entraîner une augmentation de la viscosité, jusqu'à rendre l'utilisation du matériau très difficile. Les recherches se sont donc donné pour objectif d'augmenter la charge inorganique au sein de la résine, tout en gardant un matériau facile à utiliser. Les composites microchargés hétérogènes ont ainsi été développés.

- Composites microchargés hétérogènes : la conception de ces composites s'est fait de deux manières (JONES D.W., 1998). [57]

L'agglomération simple de microcharges de $0,04 \mu\text{m}$, ou l'agglomération par sintérisation, a été la première approche. La sintérisation consiste à chauffer les particules de silice jusqu'à atteindre pratiquement leur température de fusion. On obtient alors une adhésion entre les particules.

La deuxième technique consiste à incorporer une grande quantité de microcharges dans la résine (jusqu'à 70% du poids). On obtient un matériau inutilisable en clinique. Ce mélange hautement chargé est alors exposé à haute température, ce qui entraîne la polymérisation. Il est ensuite réfrigéré, et réduit en minuscules copeaux faisant en moyenne entre 30 et 65 micromètres. Ces charges seront alors incorporées dans de la résine qui contiendra déjà des particules de silice, mais à un pourcentage deux fois moins élevé pour être utilisable en clinique. On est alors en présence d'un matériau contenant une quantité de charges variant entre 35 et 70% en poids, soit 20 à 60% de son volume.

Une dernière distinction va donc se faire au sein des composites microchargés hétérogènes: on retrouvera les composites microchargés hétérogènes à polymère en copeaux (la silice est intégrée au polymère et à la résine, mais les particules ne sont pas agglomérées entre elles ; ce sera le cas de la plupart des matériaux présents sur le marché), ceux à charges agglomérées (les particules de silice se présentent sous forme de petits agglomérats formant des particules de 1 à $25 \mu\text{m}$) et enfin ceux à charges sintérisées (les agglomérats sont formés par chauffage).

c) Composites hybrides :

Comme nous l'avons vu précédemment, l'objectif est d'obtenir un matériau avec le plus de charges possible sans que la viscosité ne devienne un obstacle pour l'usage clinique. Les fabricants se sont vite rendu compte que l'utilisation de particules faisant la même taille n'optimisait pas le volume disponible au sein de la résine. Le choix de charges de différents diamètres s'est donc imposé, afin que les espaces engendrés par les particules les plus importantes soient comblés par les charges plus petites.

Un composite hybride sera composé d'un mélange de particules, de tailles et de compositions différentes. Ce mélange contient le plus souvent des microparticules de SiO₂, ainsi que des macro-, midi- ou miniparticules variées.

Des charges de moyennes dimensions (jusqu'à 10 microns) ont tout d'abord été incorporées en plus grande quantité au sein de la résine. Des matériaux réagissant mieux aux contraintes subies en clinique ont ainsi été mis au point, mais les résultats étaient encore insatisfaisants, surtout au niveau de leur usure. C'est aujourd'hui de bien plus petites particules qui sont incorporées en grande quantité (de l'ordre du micromètre).

Il existe encore plusieurs classifications, mais les composites hybrides sont généralement classifiés en fonction de la taille de la macrocharge. Nous allons distinguer notamment:

Hybrides à midiparticules (1 à 10 µm). Nous allons retrouver dans cette catégorie des midicharges de verre (1-10 µm) et des microcharges de SiO₂. Ce sont surtout les petites charges dont la taille varie entre 1 et 5 µm qui composent aujourd'hui les résines composites (les composites à charges moyennes disparaissent).

Hybrides à miniparticules ou microhybrides (< 1 µm). Les composites à miniparticules sont constitués d'une macrocharge de taille comprise en général entre 0,4 et 0,7 µm, et d'une microcharge de SiO₂ dix fois plus petite. Cette dernière compte pour 10 à 20% de la charge totale.

Ce type de composite est le plus souvent appelé composite microhybride, qu'il ne faut donc pas confondre avec les composites microchargés qui ne contiennent que des microcharges de SiO₂.

Hybrides compactables ou condensables. Ce type de composite a été développé à l'origine pour une utilisation au niveau des dents postérieures. Ils devaient allier les bonnes propriétés mécaniques des composites microhybrides, avec une facilité de compactage comparable aux amalgames. Ces composites compactables de viscosité élevée ont subis des modifications pour essayer d'arriver à obtenir une consistance compatible avec une utilisation aisée, mais les résultats n'ont pas convaincu. Leurs propriétés mécaniques restent en dessous de celles des microhybrides (ABE Y. et coll., 2001) [1].

Hybrides fluides. Ce type de composite est séduisant de par sa facilité d'utilisation, notamment grâce à sa fluidité. Celle-ci est obtenue par augmentation de la phase résineuse (diminution de la charge inorganique), mais en contrepartie les propriétés mécaniques sont amoindries, et la rétraction de prise plus importante. Les hybrides fluides sont donc plus faciles à étaler, mais leur utilisation doit être restreinte à des restaurations qui ne subiront que peu de contraintes.

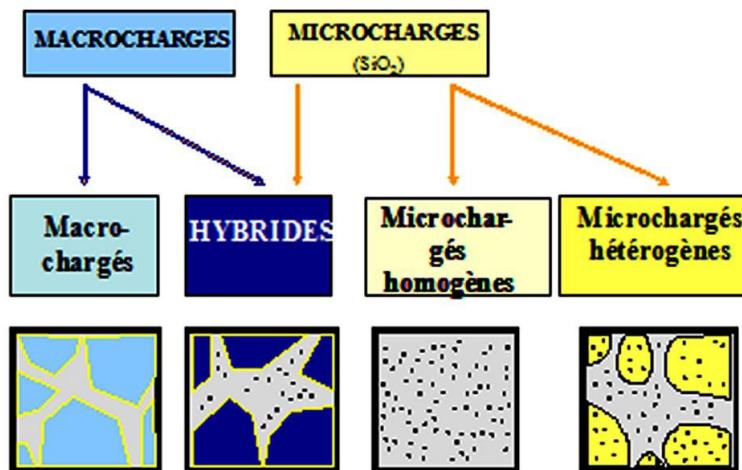


Figure 6. Classification des résines composites en fonction de la taille des particules de charges (RASKIN A., 2000)

L’industrie a développé des particules dont la plupart ont une taille inférieure au micron, et a réussi à distribuer avec précision ces tailles de particules au sein des matériaux. Cela a permis l’obtention de composites chargés jusqu’à 65% de leur volume, avec des propriétés mécaniques équivalentes à celles obtenues avec des composites hybrides contenant un grand nombre de charge, tout en gardant un état de surface comparable aux composites microchargés.

Les composites microhybrides offrent la meilleure combinaison des avantages des composites à macroparticules et à microparticules. Ils représentent le matériau esthétique le plus performant, pour des restaurations pouvant rester satisfaisantes cliniquement sur quelques années.

GIANORDOLI N.R. et coll. (2008) [43] testent 70 restaurations obturées avec un composite microhybride, sur un an, selon les critères USPHS modifiés (United State Public Health Service, notation allant de « A » à « D » pour la coloration marginale, l’adaptation marginale, l’état de surface, les caries secondaires, etc.). Les cavités reconstituées avec la résine composite microhybride obtiennent la note maximum pour tous les critères d’évaluation, et 100% des restaurations gardent leur joint marginal intègre à 6 mois, 97,1% à 1 an.

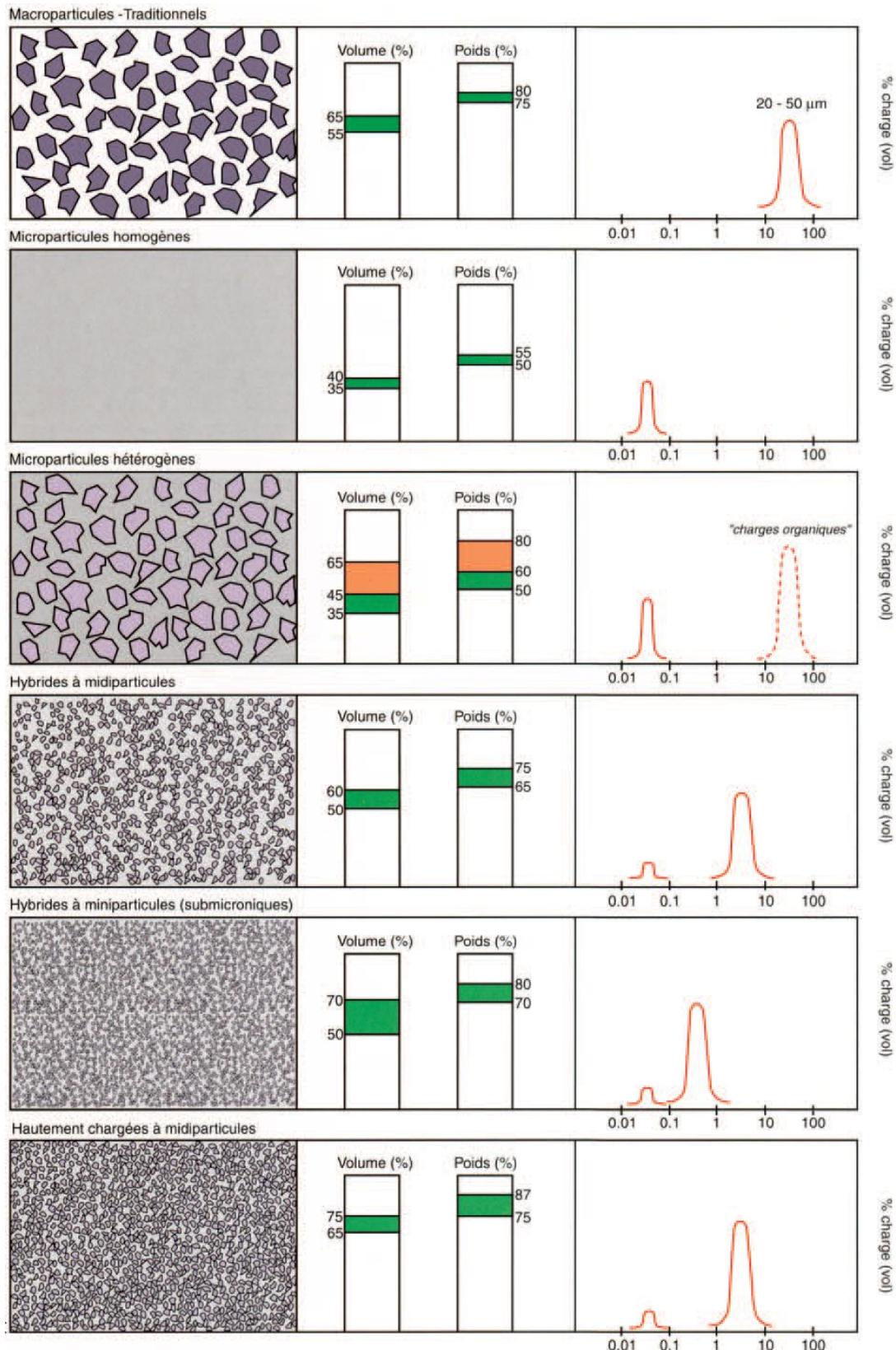


Figure 7. Représentation schématique des principales classes de composites. Au centre, le pourcentage de charges. A droite, la distribution des tailles des charges (en μm). (VREVEN J. et coll., 2005) [116]

d) Composites et nanotechnologie : [80]

La nanotechnologie, c'est l'ensemble des techniques qui permettent la conception, la production, le contrôle de la forme et de la taille, et la manipulation de structures à l'échelle du nanomètre.

Les résines composites basées sur ces nanotechnologies ont récemment été proposées sur le marché, avec le Filtek™ Suprême XT (3M ESPE) en 2002. D'autres ont suivi.

Matrice organominérale :

Ces matériaux sont toujours composés d'une phase organique (des oligomères et des polymères), et d'une phase inorganique (des oxydes). C'est par des procédés sol-gel que ces oligomères et polymères sont associés aux oxydes.

Les propriétés de ces nouveaux matériaux peuvent être modifiées en faisant varier la composition et les méthodes de combinaisons. Il est possible d'obtenir un matériau dont la rétraction de prise est peu importante lors de la polymérisation.

Le procédé sol-gel par lequel les nanocharges sont synthétisées va permettre de créer des particules pratiquement sphériques, et dont la forme est régulière. Les techniques habituelles utilisées pour la création des charges conventionnelles produisent des charges de différentes tailles et de formes variées. Comme cela a été abordé précédemment, les composites microhybrides contiennent de telles charges de dimension moyenne située entre 0,1 et 1 µm. La taille des nanoparticules est quant à elle inférieure à 100 nm (il est possible d'obtenir des particules de 10 à 12 nm).

On va retrouver deux types de particules au sein de ce type de résine composite : les « nanomers » et les « nanoclusters » (groupes de particules).

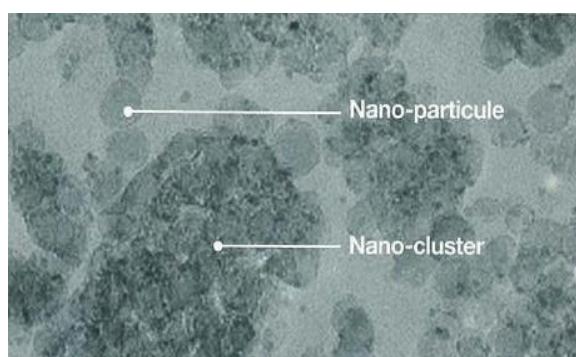


Figure 8. Deux types de particules (3M ESPE, 2005) [62]

L'accès à cette technologie dans le domaine des résines composites a permis de développer de nouveaux composés améliorant les performances de ces résines.

Les nanoparticules générées par le procédé sol-gel ont des propriétés très différentes des particules obtenues par les procédés classiques. Leur comportement s'approche de celui d'un liquide, ce qui autorise une incorporation importante de nanoparticules sans accroître la viscosité du matériau.

RASTELLI A.N. et ses collaborateurs (2012) [94] ont comparé un composite nano-chargé (Filtek Supreme XT) et un composite nano-hybride (TPH (3)) avec un composite microhybride (Filtek Z-250) en termes de degré de conversion, de résistance et d'état de surface. Les composites nano-chargés et microhybrides ont montré sensiblement les mêmes propriétés mécaniques et esthétiques, cependant le composite nano-hybride s'est montré moins performant mécaniquement.

Une étude sur 6 ans réalisée par VAN DIJKEN J.W. et PALLESEN U. (2012) [112] a également comparé un composite nano-hybride (Exite/TetricEvoCeram) avec un composite microhybride conventionnel (Exite/TetricCeram). 52 patients ont reçu deux restaurations avec ces deux types de composite ; 8 restaurations réalisées avec le composite nano-hybride se sont soldées par un échec pendant ces 6 ans, contre 6 pour le composite microhybride, ce qui s'approche des 88% de réussite pour les deux types de composite, la raison principale d'échec étant les récidives de carie.

Les composites issus de la nanotechnologie sont donc aujourd'hui au moins aussi performant que les composites utilisés conventionnellement, mais les recherches continuent dans ce domaine et pourraient offrir un matériau plus performant dans les années à venir.

C - L'agent de couplage [41]

Les deux phases, organique et inorganique, nécessite un agent de couplage. C'est un élément indispensable.

Lors de la mise au point des premiers composites, les résultats n'ont pas été immédiats car les charges et la matrice résineuse ne constituaient pas de liaisons satisfaisantes. Plus il existe une grande affinité entre ces deux phases, et plus les propriétés du composite sont bonnes car les différentes contraintes subis par le composite sont mieux réparties.

Les agents de couplage généralement utilisés sont des dérivés d'organosilanes, comme le mercaptopropyl triméthoxysilane. Les molécules (-OCH₃) vont être hydrolysées en silanol

(-Si-OH), qui à leur tour vont pouvoir créer des liaisons siloxane (-Si-O-Si) avec d'autres silanol situés à la surface des différentes charges. De l'autre côté de l'agent de couplage, une liaison covalente avec la résine se formera au moment de la polymérisation. Une continuité entre les charges et la résine est alors assurée.

La silanisation va avoir pour objectif d'améliorer les propriétés mécaniques du composite, mais va viser également une réduction de la solubilité de l'ensemble, diminuant ainsi la perte de particules et donc augmentant la durée de vie du composite (HALVORSON R. H. et coll., 2003) [48].

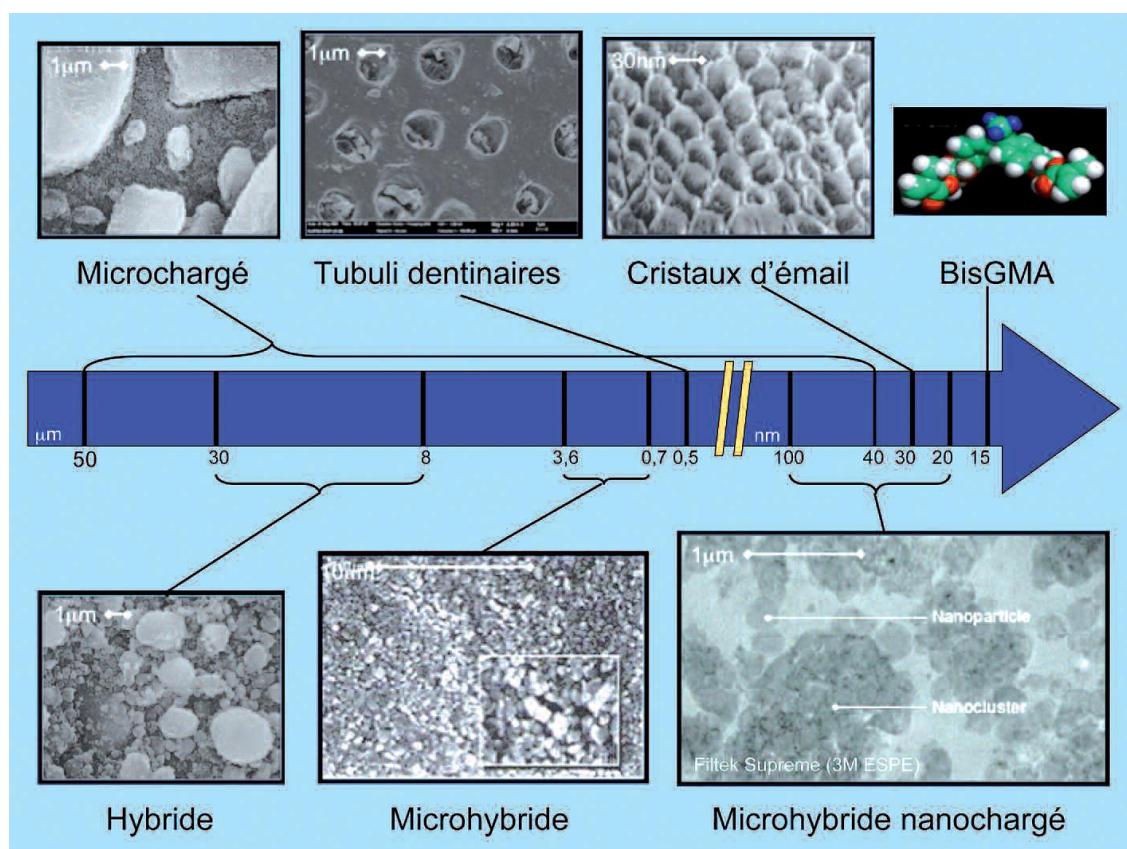


Figure 9. Evolution de la réduction de la taille des charges (BERTHAULT G.N. et coll., 2008) [11]

II - Restauration antérieure par stratification de résine composite

La stratification de composites sur le secteur antérieur correspond à la restauration, en technique directe, d'incisives ou de canines à l'aide de matériaux composites dont les propriétés optiques se rapprochent de celles des tissus dentaires.

L'objectif de la stratification est de reconstituer une dent imitant le plus possible la morphologie et le comportement optique de la dent initiale.

A - Rappels sur les propriétés optiques de la dent [45, 106, 124]

La couleur de la dent naturelle va être déterminée par les trois types de tissus qui la composent : l'émail, la dentine et le cément. C'est la situation et la composition de ces tissus qui va définir le comportement optique de la dent.

Les différents tissus dentaires vont avoir des caractéristiques optiques très variables. Il est donc impossible de réaliser la reconstitution d'une dent lorsqu'il y a perte à la fois d'émail et de dentine, avec une seule résine composite. En effet, les propriétés optiques de la dent naturelle ne pourront pas être rétablies fidèlement. Il va donc falloir faire appel à plusieurs résines composites qui devront présenter des facultés de biomimétisme : la diffusion de la lumière au sein de ces matériaux devra se rapprocher au plus près de celle au sein des tissus naturels de la dent.

L'émail est un tissu translucide. C'est lui qui est en grande partie responsable de la luminosité de la dent, qui est fonction de la quantité de lumière réfléchie. La luminosité est indépendante de la teinte et peut s'évaluer sur une photo en noir et blanc. C'est l'élément qui doit être déterminé en premier. La dentine est plus opaque, elle va déterminer la teinte et la saturation de la dent. La couleur de la dent va donc dépendre de ces trois facteurs : luminosité, teinte et saturation.

La restauration d'une dent antérieure par stratification passera par l'application de différentes couches de matériaux dont les saturations varieront, recréant ainsi par superposition les caractéristiques optiques de la dent naturelle.

➤ Elaboration de la carte chromatique de la dent : [115]

La dent va devoir être nettoyée au préalable avec de la pâte à polir afin d'éliminer la pellicule exogène. On observera la dent controlatérale afin d'établir une cartographie précise.

Il va falloir observer trois zones clés :

- la région cervicale : c'est dans cette zone que l'on va pouvoir définir avec le plus de précision la couleur de la dentine car c'est là que l'épaisseur de l'émail est la plus faible. Il n'influence donc que très peu la perception de la teinte. On sélectionne alors une teinte de base.
- la région médiane : le niveau de saturation de la dentine pourra ici être déterminé. La sélection de la masse émail se fait également dans cette zone car l'épaisseur y est maximale. La luminosité de l'émail devra être déterminée en fonction de la situation clinique : comportement optique des dents adjacentes, âge du patient, etc.
- le tiers incisif : il va falloir ici observer l'architecture dentinaire interne, les zones plus ou moins translucides, les zones chromatiquement saturées (en cas d'hypoplasie), la présence d'effets d'opalescences et l'anatomie du bord libre. C'est la zone la plus complexe, où il va être possible d'animer la restauration.

Pour une teinte de base sélectionnée, il va falloir jouer sur les saturations voisines afin d'animer la stratification et l'effet optique, la dent naturelle ne possédant pas une saturation unique.

B - Indications/contre-indications [68, 107, 119]

La pose de l'indication d'un tel traitement peut être envisagée dans diverses situations cliniques : fracture coronaire suite à un traumatisme, reprise d'une restauration devenue inesthétique, lésion carieuse, ou pour palier à un défaut de forme ou de teinte. Le volume, l'étendue et le nombre des lésions doit être limité. En revanche, la technique de stratification en technique directe doit être évitée s'il est difficile de maîtriser à la fois la teinte, la forme et l'herméticité de restaurations nombreuses et volumineuses. Il est également difficile d'assurer une bonne restauration lorsque les dents sont fortement caractérisées.

On considère que lorsqu'une grande quantité d'émail est absente, les propriétés mécaniques de la résine composite ne permettent pas de restaurer convenablement et de manière pérenne la rigidité de la couronne ($E=80\text{GPa}$ pour l'émail contre $E=20\text{GPa}$ pour la résine composite) (MAGNE P., 2003).

C - Technique de la stratification en technique directe [60, 104, 111]

Les techniques de stratification des composites sont conçues pour avoir des applications cliniques directes. Au cours des années, il a été décrit plusieurs techniques, qui se

différencient principalement par le nombre de couches nécessaires à la réalisation d'une stratification esthétique.

1 - Différents concepts (DIETSCHI D., 2001) [30]

a) Le concept classique en 2 couches

L'anatomie de la dent est restaurée par la réalisation d'un mur palatin, opaque, et d'un corps amélo-dentinaire en une seule masse. Les résines composites utilisées pour ce type de restauration utiliseront leur transparence pour se fondre avec les tissus dentaires résiduels. Il est possible d'utiliser une masse incisale pour améliorer le rendu final.

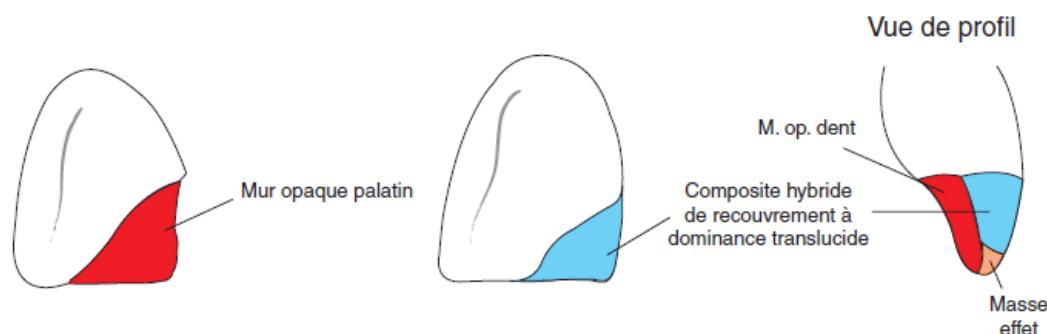


Figure 10. Concept classique en 2 couches (KOURBI S. et FAUCHER A., 2005) [61]

b) Le concept classique en 3 couches

Dans ce concept, les masses émail (body) et dentine (opaque) sont réalisées séparément. Il s'agit d'une reconstitution polychromatique, avec des nuances de saturation et de translucidité entre les différentes masses appliquées. Une masse incisale transparente sera également utilisée en dernier lieu.

c) Le concept « moderne » en 2 couches

Deux masses de bases, émail et dentine, seront appliquées en reproduisant la disposition des tissus naturels de la dent. Les matériaux utilisés devront présenter les mêmes caractéristiques optiques que l'émail et la dentine naturels. Les masses dentines de saturations décroissantes seront apposées successivement, alors que les masses émails seront appliquées selon la configuration spatiale de la dent naturelle.

d) Le concept « moderne » en 3 couches

Cette méthode de stratification est la plus avancée. Elle va se baser sur les mêmes bases amélaires et dentinaires que pour le concept moderne en deux couche, et va inclure des matériaux d'effets supplémentaires. Ces derniers, interposés entre les couches dentinaires

et améliaires, permettront de recréer les infimes variations de l'anatomie interne de la dent naturelle.

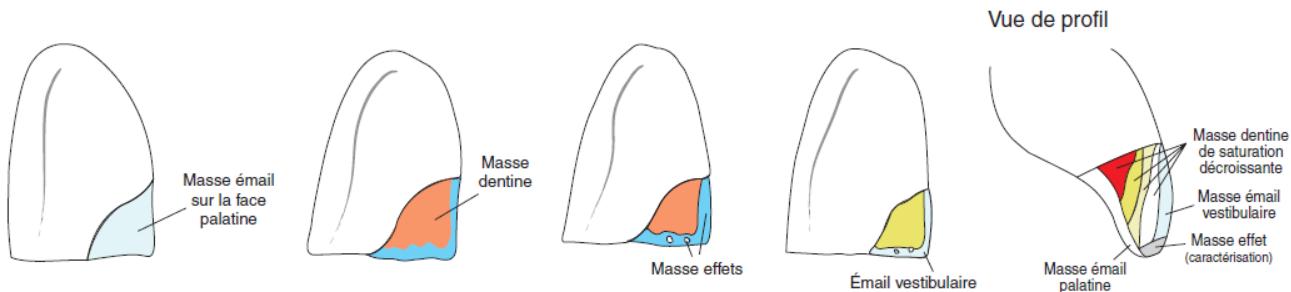


Figure 11. Concept « moderne » en 3 couches (KOUBI S. et FAUCHER A., 2005) [61]

2 - Mise en œuvre clinique

a) Réalisation d'une clé en silicone

Cette étape peut être réalisée de deux manières :

-soit au laboratoire de prothèse : après avoir pris une empreinte, le laboratoire nous confectionne un modèle en plâtre avec un wax-up sur la dent à reconstituer. La clé en silicone sera donc prise sur le modèle.

-soit dans la même séance, au fauteuil : nous commencerons par reconstituer la dent à l'aide d'une résine composite non collée. Cette restauration devra restaurer provisoirement la fonction et la phonétique. La clé en silicone pourra alors être réalisée.

Il faudra ensuite apporter quelques modifications au guide en silicone afin qu'il puisse guider efficacement la reconstitution. Il sera découpé au bistouri afin de laisser apparaître la face vestibulaire de la dent à reconstituer.

b) Préparation des limites

Les produits adhésifs actuels et les propriétés mécaniques des matériaux de reconstruction disponibles aujourd'hui permettent une plus grande préservation tissulaire (DEGRANGE M., 2005) [25]. Il sera néanmoins souvent nécessaire d'avoir recours à une anesthésie locale.

Un biseau doit être réalisé sur la face vestibulaire de la dent. Il doit être long de 1,5 à 2 mm. Ce biseau présente plusieurs avantages, en permettant notamment de réduire les infiltrations qui surviendront au niveau du joint entre la dent restaurée et le matériau

composite. L'adhésion du composite sur la dent sera également améliorée par la plus grande surface amélaire disponible pour le mordançage. Le rendu esthétique final sera meilleur, d'une part grâce à la transition douce que le biseau apporte entre l'émail et le matériau de reconstruction, et d'autre part en permettant une diffusion plus naturelle de la lumière au sein de la restauration.

c) Mordançage et collage [24, 25]

Il varie en fonction du système adhésif utilisé. Il s'effectue donc en une, deux ou trois étapes. On effectue le plus souvent le mordançage dans un premier temps, puis utilisation du primer et de l'adhésif en un deuxième et même temps.

La pose d'un champ opératoire précède ces deux étapes. Il va permettre une légère rétraction gingivale, une herméticité parfaite et un bon contrôle de toutes les procédures cliniques.

L'étape de mordançage consiste en l'application d'acide orthophosphorique à 30% sur les surfaces dentaires préparées. L'acide est laissé 30 secondes au niveau de l'émail et 15 secondes au niveau de la dentine, puis la dent est abondamment rincée à l'eau. La dent est enfin séchée à l'air.

L'application de l'adhésif s'effectuera ensuite en fonction du système choisi. Les systèmes SAM1, auto-mordançants, s'appliqueront en une seule étape. En revanche, les systèmes MR2 et MR3 dissocient l'étape de mordançage de l'application du primer et de l'adhésif. Cette étape, sous digue, permettra de créer une couche hybride de qualité, évitant une éventuelle contamination bactérienne, ainsi que des sensibilités post-opératoires.

d) Stratification

Nous allons décrire la technique moderne en trois couches selon DIETSCHI D, 2001.



*Figure 12. Situation initiale préopératoire.
(Koubi S. et Faucher A., 2005)*

On reconstitue dans un premier temps la face palatine. Le guide en silicone est placé en bouche et va donc servir de guide pour la reconstruction. Le mur palatin est rétabli par une couche de masse émail, d'épaisseur comprise entre 0,5 et 1 mm. Le composite doit être assez malléable pour permettre la construction de l'émail palatin avec facilité et précision. Il s'agit d'une couche uniforme, allant jusqu'au bord libre de la dent.



Figure 13. Mise en place du guide silicone et reconstitution du mur palatin avec la masse émail. (KOUBI S. et FAUCHER A., 2005) [61]

On réalise ensuite les faces proximales. Elles seront réalisées avec le même composite utilisé pour la réalisation de la face palatine, après avoir placé une matrice transparente. Il est ici important de recréer les points de contact proximaux, ainsi qu'un bon profil d'émergence.

C'est alors au tour des masses dentinaires d'être appliquées. De petits ajouts de composite vont être superposés depuis le mur palatin préalablement reconstruit, afin de recréer le corps dentinaire de la dent. Les masses plus saturées seront recouvertes par les masses moins saturées.

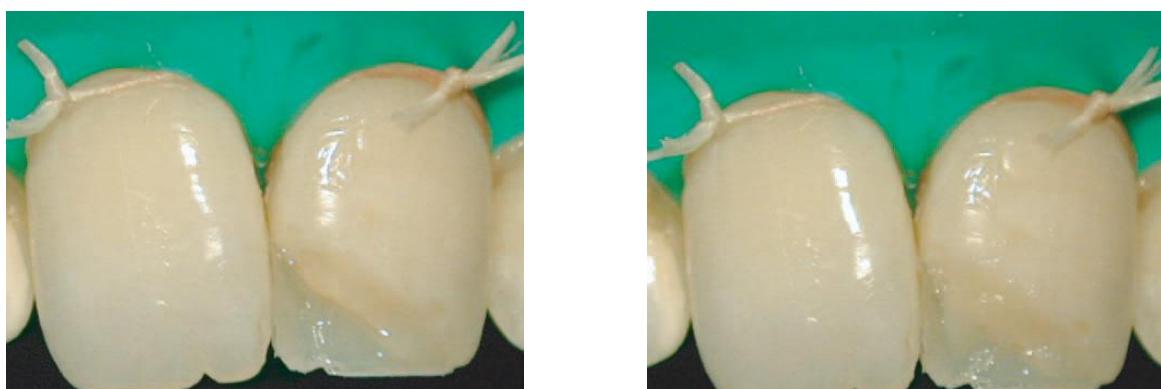


Figure 14. Réalisation de la face proximale et ébauche de l'architecture interne avec des masses dentinaires plus saturées. (KOUBI S. et FAUCHER A., 2005) [61]

Il est important de vérifier tout au long de la restauration l'épaisseur des ajouts de composite. En effet, il faudra ménager des espaces pour les matériaux d'effets qui seront appliqués ensuite, ainsi que pour la masse émail apposée en dernier lieu pour recréer la face vestibulaire.

Réalisation du bord incisal. Les masses émail utilisées ne reproduisent pas à elles seules tous les comportements lumineux du tissu amélaire naturel. Les effets d'opalescences sont généralement recréés grâce à des composites d'effet bleutés, qui seront placés à distance du bord incisal, à environ 1 mm. D'autres matériaux d'effets pourront à ce stade imiter les caractérisations des dents naturelles adjacentes.



Figure 15. Restauration des lobes dentinaires avec des masses dentines moins saturées, et mise en place des masses opalescentes bleutées entre ces lobes. (Koubi S. et Faucher A., 2005) [61]

Enfin, on reconstitue le mur amélaire vestibulaire. Cette couche est réalisée grâce à une masse composite émail translucide, identique à celle utilisée pour les parois palatine et proximale. Cette dernière couche de composite vaachever la stratification de matériaux. Elle devra être d'épaisseur comparable à l'épaisseur de l'émail naturel, impliquant par conséquent une épaisseur plus fine en cervicale qu'au niveau du bord libre. Elle apportera ainsi à la restauration finale la translucidité de la dent naturelle, tout en conservant la teinte voulue.

On pourra réaliser la dernière photopolymérisation à l'abri de l'oxygène, grâce à un gel de glycérine disposé en très fine couche sur la reconstitution. Cela évitera l'inhibition de polymérisation en surface (50 microns) induite par l'oxygène, augmentant ainsi la pérennité de la reconstruction (meilleure résistance et meilleur état de surface) et le maintien de la couleur.



Figure 16. Mise en place de la masse émail pour la reconstitution du mur amélaire.
(Koubi S. et Faucher A., 2005) [61]

e) Finitions

L'étape de finition consiste à recréer la morphologie et l'état de la surface de la reconstitution. Un bon polissage sera ensuite nécessaire pour une intégration esthétique et fonctionnelle optimale.

L'anatomie générale de la dent est contrôlée par l'usage de disques de grains de plus en plus fins. Dans un second temps est réalisée la macromorphologie : l'utilisation de fraises diamantées de granulométrie décroissante à basse vitesse permet de recréer l'anatomie verticale à la surface du composite (concavités, convexités, rainures, lignes de transition, méplats, etc.).

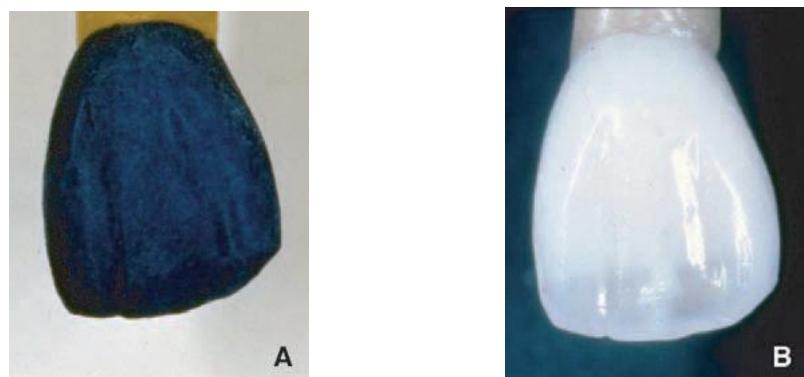


Figure 17. Mise en évidence de la macrogéographie (Vanini L., 2006)

Dans un troisième temps, la micromorphologie de la restauration est réalisée. Il s'agit de la texture de surface du composite. Avec une fraise diamantée de granulométrie correspondante au relief à recréer, et par un mouvement horizontal à vitesse lente, des stries de surface seront réalisées afin d'obtenir une surface dentaire non uniforme. Il faudra reproduire des surfaces mates et rugueuses en fonction du degré d'usure de la dent, des zones concernées et de la cinétique de croissance de l'organe dentaire.



Figure 18. Mise en évidence de la microgéographie (VANINI L., 2006)

Enfin vient la phase de polissage. Nous allons pouvoir procéder principalement de deux manières différentes : d'une part à l'aide de disques à polir de granulométrie décroissante, et d'autre part grâce à des cupules et meulettes siliconées. Lorsque l'on veut préserver l'état de surface auparavant créé, il est conseillé d'utiliser des instruments siliconés à basse vitesse, afin de rendre la surface lumineuse sans altérer la morphologie finale de la dent. Les reconstitutions ne présentant pas d'état de surface particulier peuvent être polies à l'aide de disques abrasifs et à polir, mais présenteront un état de surface souvent moins satisfaisant notamment en raison de la géométrie de ces disques (BARBOSA S.H. et coll., 2005) [6].

Il est important d'apporter une attention toute particulière à la phase de polissage. En effet, outre les enjeux esthétiques auquel ce polissage va participer, il va également avoir un impact sur la rétention de plaque. Des études ont montré qu'il existait un seuil de rugosité $R_a=0,2 \mu\text{m}$, en dessous duquel il n'était plus possible de réduire la rétention de plaque, mais au-dessus duquel celle-ci était augmentée (BOLLEN C.M. et coll., 1997) [13], ayant alors des effets sur la pérennité de la reconstitution.

Etudes cliniques :

MAKEEVA I.M. et coll. (2002) [73] ont fait une étude sur 200 patients. Ils ont étudié 500 restaurations de dents antérieures réalisées avec des composites microchargés et composites microhybrides, entre 5 et 9 ans auparavant. Les critères cliniques et esthétiques ont été évalués selon les critères USPHS modifiés. Ils ont relevé 81% de réussite sur la totalité des restaurations (96 restaurations ont nécessité leur remplacement), mais seulement 10% sont considérés comme étant en excellent état (« A » selon les critères USPHS modifiés).

DELIPERI S. (2008) [26] a étudié 26 dents antérieures (maxillaires et mandibulaires) dévitalisées puis reconstituées à l'aide d'une résine composite microhybride par stratification, sur 21 patients. Un blanchiment préalable a été effectué deux semaines auparavant. L'évaluation s'est faite tous les ans, pendant 5 ans, selon les critères USPHS modifiés. Au terme de l'étude, toutes les restaurations obtiennent la lettre A pour tous les critères, excepté pour la couleur, avec un léger changement de teinte sur 15 des 26 dents reconstituées (10 restaurations obtiennent la lettre « A », 14 un « B » et une restauration obtient un « C »).

OZEL E. et coll. (2008) [83] ont suivi trois patients sur lesquels des restaurations antérieures ont réalisées avec un composite microhybride, suite à une fracture sur l'incisive centrale. Ils ont évalué ces restaurations sur 2 ans, selon les critères USPHS modifiés.

Toutes les restaurations sont évaluées comme excellente après deux ans, en terme de rétention, de couleur, de coloration marginale, de carie secondaire et d'état de surface.

III – Restauration antérieure par facette céramique collée

Nous allons parfois être confrontés à certaines situations cliniques qui orienteront notre choix thérapeutique vers d'autres solutions. En effet, que faire lorsqu'une perte de substance sur une dent antérieure est telle qu'un bon résultat esthétique est difficile à obtenir avec un simple composite ? Que faire en cas d'atteinte pulpaire mais que la perte de substance ne nécessite pas une préparation coronaire périphérique ?

Les facettes en céramique collées semblent répondre à ces questions. Malgré une certaine réticence observée chez un grand nombre de praticiens, elles constituent une voie thérapeutique esthétique répondant aux exigences modernes. Les concepts actuels d'économie tissulaire seront notamment respectés, tout en pouvant satisfaire de nombreuses demandes cliniques esthétiques, traumatiques, etc.

L'excellente qualité esthétique de la facette céramique collée tient du fait qu'elle nécessite une préparation pelliculaire, qui de ce fait ne va concerner en grande partie que l'émail de la dent concernée. En revanche, un protocole de collage strict et maitrisé sera nécessaire pour une bonne réussite car ces préparations à minima ne concernent que la face vestibulaire de la dent, ou s'étendent de façon limitée à la face palatine, et ne présentent donc pas de rétentions mécaniques suffisantes.

A – Indications et critères décisionnels [47, 66, 77, 108]

Nous allons pouvoir, par la réalisation de facettes céramiques, satisfaire les différentes demandes esthétiques du patient.

Les indications de ces facettes sont multiples : défauts de l'émail (état de surface altéré, hypoplasie, malformation, fluorose, ...), dyschromies et colorations réfractaires aux différentes techniques de blanchiment, correction de certaines malpositions (lorsque l'orthodontie est refusée par le patient), modification du profil de la face vestibulaire de la dent, fermeture de diastème, modification de la forme générale de la dent.

Même si ces indications se sont fortement accrues depuis ces dernières années, il est important d'identifier dans chaque situation clinique les facteurs défavorables contre-indiquant cette option de traitement, afin de garder les avantages de la facette céramique, à savoir la nature conservatrice, la biocompatibilité, les qualités esthétiques et la fiabilité.

1 - Surface de préparation dans l'émail :

Lors de la préparation pour facette céramique, la conservation d'émail sur toute la surface de la dent est souvent difficile à obtenir en raison de l'épaisseur non-homogène de cet email, du collet jusqu'au bord libre, surtout sur une dent antérieure.

Une étude (FERRARI M. et coll., 1992) [37] a analysé la coupe de 114 dents antérieures et prouvé que l'épaisseur moyenne d'émail dans la région du tiers cervical est de 0,3 à 0,5 mm. Dans le tiers médian il est de 0,6 à 1,0 mm, et dans le tiers incisif de 1,0 à 2,1 mm.

Il faut essayer de ne pas éliminer plus de 50% d'émail de la dent, afin de s'assurer d'une reconstitution fiable et pérenne (PEUMANS M. et coll., 1998). [90]

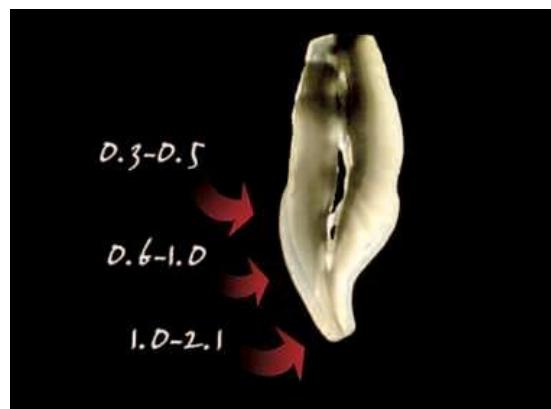


Figure 19. Détail de l'épaisseur d'émail en millimètre d'une incisive centrale supérieure (CASTELNUOVO, 2008)

L'émail est important pour différentes raisons:

- Module d'élasticité : l'augmentation de la résistance à la fracture de la céramique augmente avec l'augmentation de la rigidité du substrat sur lequel elle est scellée (SCHERRER et DE RIJK, 1993) [99]. Lorsque l'émail va servir de support à la céramique, son module d'élasticité ($E=84,1$) supérieur à celui de la céramique ($E=69,0$) va lui permettre d'absorber les tensions appliquées à l'ensemble dent/prothèse, et éviter ainsi une fracture de la céramique. Si la céramique est cette fois appliquée sur un substrat moins rigide qu'elle, comme de la dentine ($E=18,3$) ou de la résine composite ($E=16,6$), c'est elle qui subira les stress éventuels, et qui se fracturera.

Ceci explique dans un premier temps pourquoi il est important de conserver au maximum un substrat d'émail suffisant lorsque l'on prévoit une restauration par facettes céramiques.

Substrats / Substrate material	E (GN/m ²)
Or de type IV / Gold (type IV) alloy	99,3
Email / Enamel	84,1
Céramique Feldspathique / Feldspathic porcelain	69,0
Dentine / Dentin	18,3
Résine composite / Composite resin	84,1

Figure 20. Valeur des modules d'élasticité (E) de différents substrats (CASTELNUOVO, 2008)

- Résistance du collage aux contraintes de cisaillement : les facettes céramiques sont collées à l'aide de résines composites de collage. Lors de la polymérisation, il existe une réaction de contraction de la résine responsable de la création de hiatus marginaux.

Pour compenser cette contraction, il a été démontré que la valeur minimale de collage doit être d'au moins 20 MPa (méga pascal) (ASMUSSEN et MUNSKAARD, 1985). Déjà en 1955, BUONOCORE M.G. conclue que la valeur de la résistance au cisaillement de la résine collée à l'email mordancé atteint sans problème les 20 MPa. [16]

- Infiltration : encore une raison pour laquelle il est important de rester dans l'email mordancé lors du collage d'une facette céramique. En effet, nous pourrons observer une nette diminution des infiltrations lorsque ce collage a lieu sur l'email plutôt que sur de la dentine ou du cément, et ceci peu importe le procédé de collage utilisé (CASTELNUOVO et coll., 1996). [20]

2 - Quantité de céramique non-supportée [67]

Lorsqu'on prépare une dent pour une facette céramique, la quantité de réduction incisive doit être prévue grâce à un wax-up diagnostique. On ne doit cependant jamais réaliser une réduction de plus de 2,0 mm d'email incisif, ce qui correspond à la céramique non supportée, car les fractures, qui sont la cause principale d'échecs des facettes céramique collées, surviennent au-delà. Il a été démontré plus récemment que cette réduction incisive pouvait être étendue jusqu'à 4 mm lorsqu'on utilise des céramiques renforcées à la leucite (céramique pressée) (CASTELNUOVO et coll. 2000) [19], ce qui peut être envisagé lors de traumatismes dentaires importants.

3 - Occlusion

Un problème d'occlusion pourra être un risque d'échec majeur lors de la réalisation de facettes céramiques. Par exemple lors d'un recouvrement antérieur vertical (Overjet), ou d'un bout-à-bout incisif. Il est également impératif d'être attentif aux signes pouvant

indiquer une para fonction : zones anormalement usées, d'éventuelles mobilités des dents, restaurations fracturées, etc. (LIM C.C., 1995) [63]

Le wax-up diagnostique trouve ici encore son intérêt pour évaluer la possibilité ou non de réaliser des facettes céramiques. Celles-ci seront parfois faisables chez certains patients atteints de parafonctions, à condition qu'ils portent des gouttières de protection nocturne, mais cela reste un risque d'échec.

4 - Situation des limites de la restauration sur de la dent saine

Comme vu précédemment, il est important de rester dans l'émail pour s'assurer un bon collage. Il va donc être nécessaire d'éliminer les restaurations en composite éventuellement présentes avant la réalisation de la facette.

Cette opération peut prendre un peu de temps car il faut enlever uniquement la résine composite en préservant autant que possible l'émail résiduel. Il est recommandé de retirer ce composite pour deux raisons essentielles : le module d'élasticité faible de celui-ci ($E=16,6$) et le risque d'infiltration qu'il représente (KARLSSON S., 1992). [59]

Lorsque de la dentine infiltrée est révélée sous le composite retiré, il est parfois préférable d'orienter le plan de traitement vers un recouvrement complet de la dent.

5 - Variation de la couleur

Pour des raisons optiques évidentes, plus la coloration du substrat dentaire est importante, plus l'épaisseur de la facette doit être importante.

L'épaisseur maximale d'une facette collée sur un minimum de 50% d'émail est d'environ 0,5 à 0,6 mm. Si l'on prépare la dent plus en profondeur, il y a un risque important de faire apparaître la dentine, et que celle-ci occupe plus de 50% de la surface de collage.

On peut considérer que pour une épaisseur de 0,5 à 0,6 mm de céramique, on peut obtenir une correction de couleur de une à deux teintes. Dans les cas où le substrat dentaire est sombre, on obtiendra des teintes plus grises pour la même épaisseur de céramique.

Pour obtenir une correction de teinte plus poussée, il faudra alors obtenir une épaisseur de facette plus importante et donc retirer plus d'émail, ce qui devient alors une contre-indication. A l'inverse, si l'on veut préserver l'émail cela conduit à une facette épaisse et en surcontour ; on privilégiera alors un blanchiment 2 à 3 semaines au préalable ou l'utilisation de composites de collage plus ou moins teintés, mais cette technique a ses limites (LIM C.C., 1995). [63]

B – Concept de préparation dentaire [19, 54, 67]

Comme nous l'avons vu précédemment, la préparation pour une facette céramique doit rester au maximum dans l'émail de la dent. Elle doit respecter le principe d'économie tissulaire, et rester dans la plupart des cas à distance de la gencive marginale.

Une bonne préparation doit permettre une lisibilité parfaite de la limite périphérique en clinique et au laboratoire. Elle doit également permettre à la future facette de se positionner sur la surface préparée sans surcontour ni surépaisseur.

1 – Etape diagnostique [70, 72]

L'élément de référence qui servira à évaluer le volume de tissus dentaire à éliminer sera la future restauration prothétique, en l'occurrence la facette céramique, et surtout ses dimensions. Lorsque la préparation n'implique pas de modifications dimensionnelles majeures, pour une correction de la morphologie de surface par exemple ou de la couleur de la dent, la réduction tissulaire peut alors être déterminée à l'aide d'une instrumentation rotative prévue à cet effet. Il s'agit de fraise diamantée conçues pour la taille de repères de profondeur.

Mais lorsque des modifications majeures de la forme des dents ou de leur position sont envisagées, ou que le nombre de dents à restaurer est important, il est fortement conseillé d'avoir recours à un gabarit de diagnostic en résine. Il faudra alors faire à partir du modèle d'étude un « wax-up », c'est-à-dire la maquette en cire du futur projet prothétique (MAGNE P. et DOUGLAS W.H., 1999). [67]

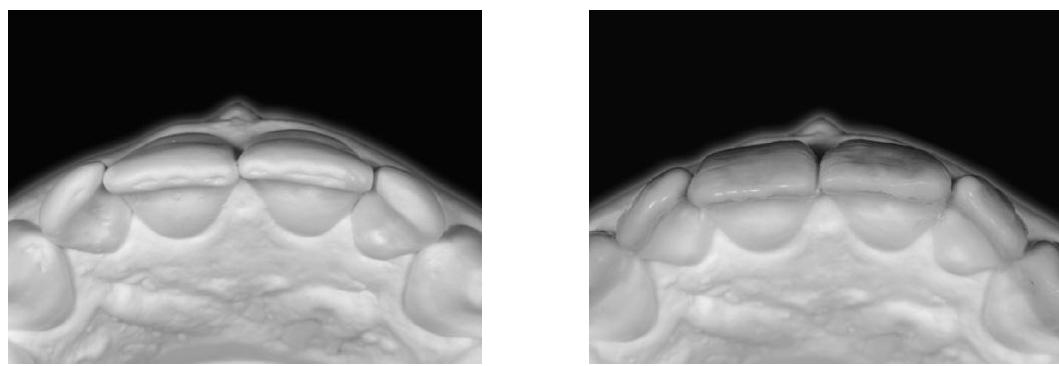


Figure 21. Vue incisale après confection du wax-up (à droite) sur le modèle d'étude représentant la situation initiale (à gauche). Ici le patient présente une perte d'émail importante en vestibulaire (MAGNE P. et MAGNE M., 2010)

C'est à partir de ce wax-up que la fabrication du gabarit diagnostic va pouvoir se faire, sous la forme d'une clé en silicone ou d'une attelle en résine thermoplastique transparente formée sous vide. [72]



*Figure 22. Gabarit diagnostic réalisé en résine transparente thermoformée sous vide
(MANHART J., 2011) [77]*

Il est possible alors d'injecter une résine pour provisoire dans le gabarit diagnostique et de le placer en bouche. Le « wax-up » permet alors d'obtenir par ce biais un « mock-up », prévisualisant ainsi la future restauration.

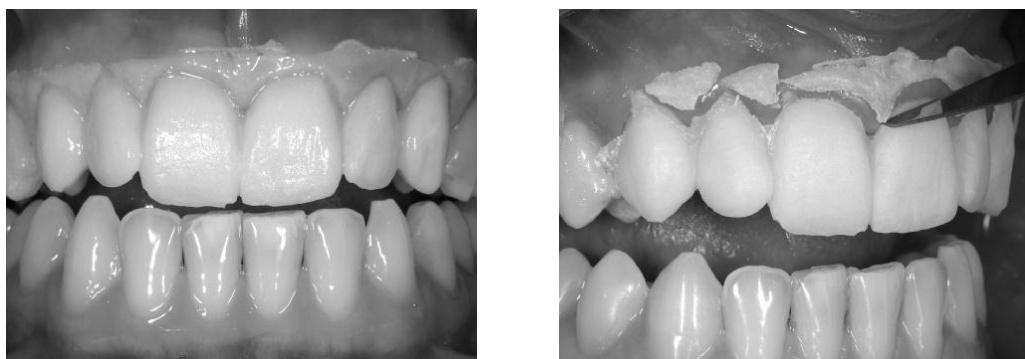


Figure 23. Situation clinique après dépôse du gabarit diagnostic (à gauche). Un mock-up en résine est obtenu (à droite) (MAGNE P. et MAGNE M., 2010)

C'est en passant par ces outils diagnostiques que nous allons pouvoir évaluer et planifier la position, les contours, l'alignement et la place nécessaire des futures facettes, tout en respectant les aspects esthétiques et fonctionnels. Cette façon de procéder pourra également montrer au patient la thérapeutique visée, confirmer son souhait ou le rassurer lorsqu'il est hésitant. L'évaluation *in vivo* du projet de restauration passera alors par cette

maquette en résine portée temporairement par le patient (au moins une à deux semaines, le temps que le patient se « déshabite » de l'ancienne situation).

Pour une facette unitaire et dans certains cas, il est possible de faire un mock-up direct, au fauteuil, en appliquant par addition du composite provisoire sur la dent non-préparée, et démontrer ainsi au patient des modifications mineures sans passer par l'étape du wax-up et du gabarit diagnostic. La plupart du temps, il n'est pas utile pour ces facettes unitaires de passer par tout l'arsenal diagnostic cité plus haut car les contours extérieurs de la restauration prothétique seront déterminés par la taille, la forme et la position des dents adjacentes.

2 - Les formes de contours

Dans les années 80, les différentes études (HORN H.R., CHRISTENSEN G.J, CALAMIA J.R) [18, 21, 52] préconisaient une préparation pelliculaire de la dent, voir pas de préparation du tout. Les qualités esthétiques de ces facettes étaient limitées, du fait des surcontours et surépaisseurs engendrés. De nos jours, les différents auteurs recommandent une suppression plus importante des tissus dentaires.

a) Enveloppement proximal et retour incisif

Dans la littérature, le bord libre n'a pas toujours été concerné par la préparation. Il s'agissait il y a quelques années de le conserver systématiquement lorsque celui était d'épaisseur suffisante. La limite de la préparation se situait donc au niveau du bord incisif. Mais quelque temps plus tard, ce type de préparation s'est soldé par un nombre important de fracture, comparativement aux préparations où le bord libre faisait partie de la préparation (TOUATI B. et coll., 1999). [108]

Depuis, certains auteurs considèrent que l'enveloppement proximal et du bord incisif doit être systématique lors d'une préparation pour facette céramique. [66]

L'étendue de la préparation va finalement dépendre de la quantité tissulaire restante et du projet prothétique (état initial de la dent, notamment en cas de fracture coronaire ; s'il y a volonté de fermer des diastèmes par exemple, un enveloppement maximal est à prévoir).

Avantages de l'enveloppement proximal et incisif : (BELSER U.C. et coll., 1997) [10]

- Moins de fracture d'angle
- Bords de la facette en dehors des surfaces d'impact
- Réglage des rapports occlusaux facilité

- Plus grande liberté pour le prothésiste en ce qui concerne la forme de la dent (fermeture de diastème, profil d'émergence plus naturel, ...)
- Meilleure esthétique de la facette
- Facilité de manipulation et de mise en place

Nous viserons toutefois dans la mesure du possible à conserver l'intégrité des points de contacts proximaux. En effet, ils sont difficiles à reproduire. De plus, cela permettra de faciliter l'essai clinique en évitant leur ajustage (qui est toujours délicat, surtout avec les facettes céramiques où l'épaisseur est souvent très fine). Le collage et la finition seront également simplifiés (NORDBO H. et coll., 1994 ; PEUMANS M. et coll., 1998).

Dès les années 80, une étude a démontré que le recouvrement incisif et proximal augmentait la résistance intrinsèque de la céramique grâce à une meilleure répartition des contraintes (HIGHTON R. et coll., 1987) [51].

Des auteurs comme CASTELNUOVO J. et MAGNE P. proposent peu après d'adapter la préparation en fonction de la situation clinique. Selon eux l'enveloppement proximal notamment doit être évité lorsque le contexte clinique et le projet prothétique l'autorisent. [19, 66]

b) Limite cervicale

Il faudra envisager une limite cervicale en forme de congé. Peu importe la position de cette limite par rapport à la gencive marginale, le congé permettra une plus grande souplesse de la céramique face aux contraintes subies (BICHACHO N., 1996). [12]

On préférera une limite cervicale supra-gingivale afin d'éviter toutes réponses inflammatoires du parodonte, notamment des récessions gingivales. La limite en congé devra former une ligne continue suivant les festons gingivaux, maintenant ainsi la santé gingivale.

Remarque : au niveau du collet de la dent, l'épaisseur d'émail est très faible (épaisseur moyenne d'émail sur une incisive centrale maxillaire : 0,4 mm et sur une latérale : 0,3 mm) (FERRARI M. et coll., 1992) [37]. La profondeur de la préparation ne devrait donc pas dépasser 0,3 ou 0,4 mm en fonction de la dent concernée. On pourra alors faire un « mini congé » au niveau du collet, d'une profondeur de 0,3 ou 0,4 mm. Ce congé permettra notamment de reproduire un profil d'émergence naturel, sans surcontour ni surépaisseur. L'épaisseur assez faible de céramique obtenue après conception de la facette n'altèrera cependant pas la résistance aux fractures, ni la fragilité de la restauration pendant sa conception ou sa manipulation lors de l'essai clinique (TOUATI B. et coll., 1999). [108]

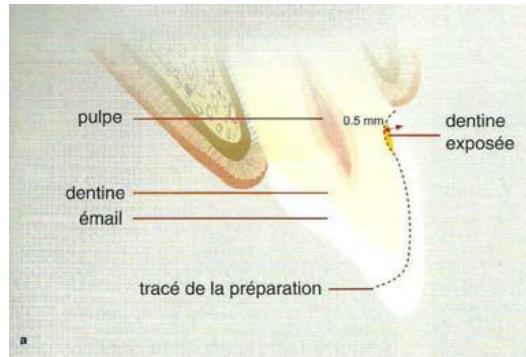


Figure 24. Exposition de la dentine au niveau du collet lors de la préparation (GÜREL G., 2005) [47]

Ce léger congé permettra également une limite très lisible et donc facile à enregistrer lors de l'empreinte, ce qui facilitera rappelons le l'essai clinique, la mise en place et le collage de la facette.

c) Limite linguale/palatine

Le fait que le bord incisif soit inclus dans la restauration implique une préparation de la face linguale ou palatine. Il est nécessaire alors que les limites de la préparation, et donc le bord lingual de la facette, ne soient pas concernées par les zones d'impact lors de l'occlusion. Cela évitera des contraintes trop importantes pouvant provoquer une fracture de la céramique. Il sera important d'évaluer la situation clinique et l'ampleur de la perte tissulaire, car ces paramètres conditionneront la localisation du bord palatin de la future facette.

- Dans le cas d'une fracture coronaire de la dent :

Il faudra étudier chaque type de fracture afin de décider où localiser la limite palatine de la préparation. En effet, les contraintes ne seront pas réparties de la même manière en fonction du volume de tissu dentaire reconstitué, mais également en fonction de la morphologie de la face palatine de la dent concernée.

Au niveau de la concavité palatine notamment, des auteurs ont posé la question de la forme de la limite palatine : ne faudrait-il pas mieux faire un bord plat (épaulement) plutôt qu'un congé palatin ? En effet, en raison des grandes contraintes en traction qui s'exercent dans cette zone, un épaulement soutiendrait alors mieux la céramique (MAGNE P. et BELSER U., 2003).

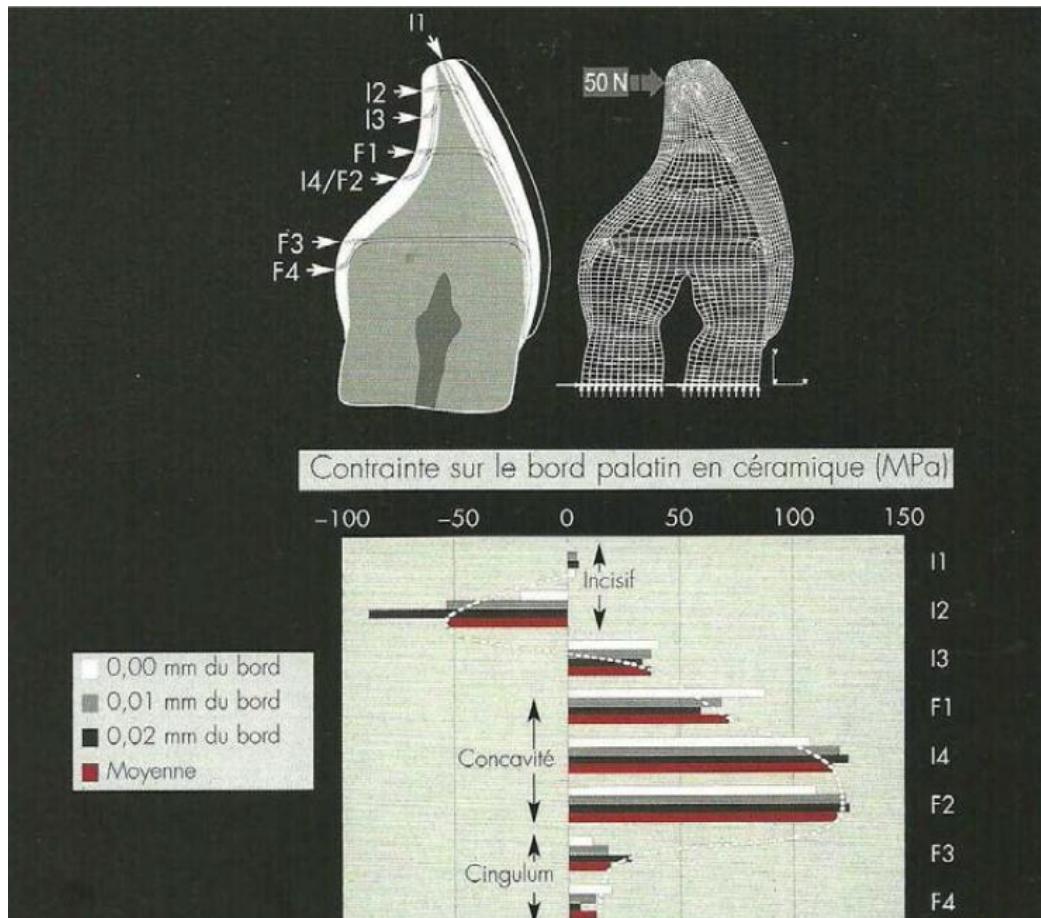


Figure 25. Représentation des contraintes s'exerçant sur la dent en fonction de la position et de la forme (épaulement ou congé) de la limite palatine. C'est la limite de préparation I3 qui est la plus indiquée au niveau incisif : léger retour incisif avec un congé ; dans la zone de concavité palatine, c'est la préparation F1 : préparation droite avec un épaulement ; au niveau du cingulum, c'est la position F4 qui est préconisée : léger retour palatin avec congé. (MAGNE P. et BELSER U., 2003) [66]

+ Fracture légère, volume de tissus intacts important : un léger retour palatin sur 1,5 mm suffira pour que le bord de la facette soit préservé. Il va falloir éviter d'étendre la préparation jusqu'à la concavité palatine, ce qui placerait le bord de la restauration dans la zone de fortes contraintes.

+ Fracture modérée : le trait de fracture dans ces situations cliniques passe souvent par la concavité palatine. La limite de la préparation est alors exposée. On préconisera alors un épaulement, ce qui limitera l'extension de la préparation dans la concavité palatine (un prolongement en congé impliquerait que le bord de la restauration céramique soit situé dans la zone à risque).

Les dents fortement abrasées se retrouvent dans une situation clinique similaire, on appliquera de préférence la même règle de l'épaulement.

+ Fracture importante : ces situations sont finalement plus simples à appréhender que des fractures coronaires moins étendues. En effet, la limite palatine de la restauration n'est alors concernée que par de faibles contraintes (zone du cingulum). On pourra alors envisager un épaulement ou un congé, qui n'auront pas de conséquences néfastes pour la céramique.

GUESS P.C. et STAPPERT C.F. (2008) [46] ont étudié sur 5 ans les performances cliniques et le taux de succès de 66 facettes céramiques IPS Empress réalisées avec deux types de préparations différentes : 42 avec une réduction du bord incisif de 0,5 à 1,5 mm, et 24 avec un recouvrement palatin important. Les évaluations cliniques ont été faites à 6, 12, 25, 39, 45 et 62 mois selon les critères USPHS modifiés. La méthode de Kaplan-Meier est utilisée pour estimer le taux de réussite.

Ils ont obtenu 85% de succès pour les facettes avec recouvrement palatin important, et 72% pour le retour incisif modéré. Ils n'ont pas relevé de différences significatives entre les deux groupes de facettes, une des raisons principales des échecs étant la perte d'adhésion. Le collage est ici considéré comme un élément clé de la réussite du traitement.

Une approche différente a été évoquée parlant d'une reconstitution préalable à la résine composite de la dent fracturée afin d'éviter la concavité palatine (ANDREASEN F.M. et coll., 1992) [2]. Il a été démontré lors d'une étude que la résistance à la rupture de la dent reconstituée auparavant était importante. Deux avantages ont été mis en avant : le composite a un effet positif en permettant une redistribution des contraintes (le composite est plus flexible), et il va permettre également de remonter le bord palatin de la restauration au-dessus de la concavité palatine.

Cependant, des réserves sont à émettre quant à la pérennité de ces reconstitutions préalables, car des couches épaisses de composite peuvent provoquer des fissures lors du collage (BARGHI N., 1997, et MAGNE P. et coll., 1999). [7, 69]

En revanche, le collage préalable du fragment coronaire fracturé s'il est récupérable est conseillé, car on obtient de bons résultats s'il est associé à une facette (ANDREASEN F.M. et coll., 1991) [3].

- En fonction de l'épaisseur de la dent concernée : [37]

L'anatomie d'une dent va être variable d'une personne à l'autre. L'épaisseur va jouer un rôle dans la préparation. En effet, une dent mince soumise à des forces en flexion sera à priori plus fragile qu'une dent épaisse (MAGNE P. et BELSER U., 2003).

La préparation pour une dent fine et plate devra être plus importante au niveau du bord libre afin d'avoir une quantité de céramique suffisamment résistante. A l'inverse, une dent forte et dense ne nécessitera qu'une réduction légère du bord libre.

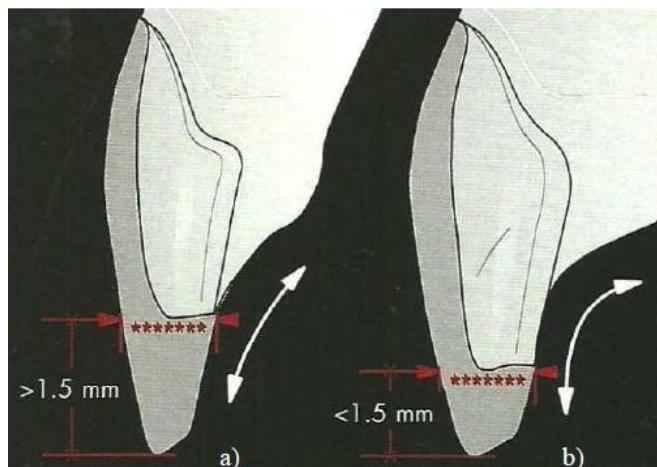


Figure 26. Importance de la réduction incisale en fonction de la morphologie de la dent ; dent fine (a) ou dent épaisse (b) (MAGNE P. et BLESER U., 2003) [66]

3 - Position des limites [47, 66]

Le positionnement des limites cervicales est souvent subjectif lors de la préparation pour facettes céramique collées. Mais il est préférable que celles-ci soient dans la mesure du possible supra ou juxta-gingivales, ceci pour plusieurs raisons :

- Cela permettra un meilleur contrôle de la salive lors de la prise d'empreinte et du collage
- La précision de la préparation ainsi que l'adaptation de la future prothèse pourront être contrôlées de visu
- La finition et le polissage des bords de la facette céramique seront plus faciles
- Les bords de la restauration seront plus accessibles pour une meilleure hygiène

➔ La ligne du sourire va jouer un rôle dans le choix de la position des limites.

Si l'on est en présence d'un sourire non gingival, on positionnera les limites légèrement au-dessus du parodonte, donc en supra-gingival.

Si le patient a un sourire gingival, alors il faudra tenir compte de la présence ou non de dyschromies au sein de la dent concernée :

☒ S'il n'y a pas de défauts de couleurs, alors on reste sur le choix de limites supra-gingivales. En effet, la qualité esthétique des facettes céramiques au niveau du bord cervical le permet, facilitant ainsi les futures étapes prothétiques.

☒ En revanche, si des dyschromies sont décelées, il faudra envisager des limites intra-sulculaires afin d'éviter une discontinuité de teinte à l'interface dent/céramique, et d'assurer une continuité esthétique entre la facette et la gencive marginale. On pourra alors se servir de fils rétracteurs intra-sulculaires pour assurer une déflexion de la gencive qui permettra de préparer la dent sans difficulté de visibilité, et qui facilitera également la prise d'empreinte.

➔ Présence de lésions ou de restaurations au niveau du collet :

La limite devra être intra-sulculaire. On sera devant ce type de cas lors de caries de collet, ou d'anciennes restaurations qui s'étendent sous-gingivalement.

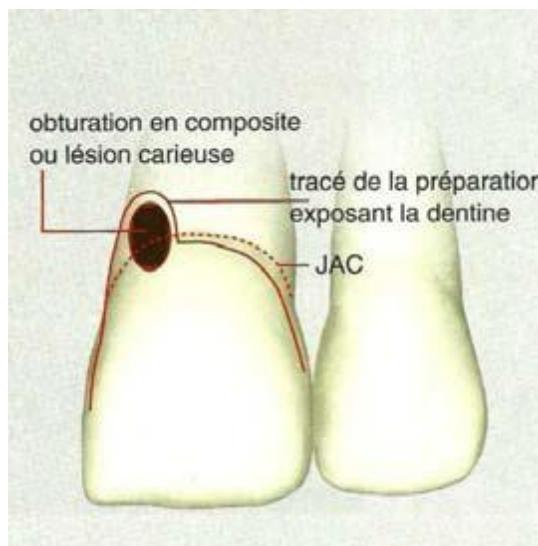


Figure 27. Modification du tracé de la limite, qui devient intra-sulculaire (GÜREL G., 2005) [47]

En fonction de l'étendue de la lésion et de la dentine exposée, il faudra évaluer le cas. Il faudra parfois orienter le plan de traitement vers une solution différente.

Remarque : pour une limite intra-sulculaire, une technique consiste à mettre en place un premier fil rétracteur dans le sulcus, ce qui repousse légèrement la gencive, puis on commence à préparer la limite cervicale en venant effleurer le fil sans toucher la gencive. On se retrouve alors avec des limites juxta-gingivales. On place ensuite un deuxième fil rétracteur au-dessus du premier, plus épais cette fois. La gencive marginale est à nouveau repoussée ; la limite cervicale de la préparation est encore descendue en venant effleurer le fil, cette fois en intra-sulculaire. Pour l'empreinte, on enlève uniquement le deuxième fil, le premier assurera l'hémostase.

Cette technique permet d'obtenir une limite intra-sulculaire sans toucher à la gencive.

4 – Technique de préparation simplifiée (MAGNE P. et MAGNE M., 2010) [70]

La préparation doit permettre une couche de céramique pour la face vestibulaire inférieure à 1 mm (0,5 mm en cervical et 0,7 mm pour le tiers médian), et supérieure à 1,5 mm pour le recouvrement du bord incisif.

Après validation par le patient et le praticien de la maquette en résine, des rainures horizontales servant de repères de profondeur vont être réalisées sur la maquette à l'aide de fraises boules. Le mock-up va alors servir à réaliser une réduction la moins invasive possible des tissus dentaires. En effet, ce n'est pas la position de la dent à traiter ni ses dimensions qui vont conditionner la quantité de substance dentaire à éliminer, mais bien les dimensions extérieures de la future facette. La réduction de substance lors de la préparation sera alors contrôlée à l'aide de rainures de profondeur qui tiennent compte des dimensions de contour du mock-up dans les tiers cervical, médian et incisif de la dent concernée. On assure alors une économie tissulaire maximale.

EDELHOFF D. et SORENSEN J.A. (2002) [35] ont étudié différentes préparations dentaires (partielle, traditionnelle, étendue, complète) pour différents types de restaurations (couronne métal, couronne céramique, facette), et ont quantifié la perte de tissus dentaires pour ces préparations. Les préparations pour facettes céramiques se sont avérées les moins invasives quel que soit le type de préparation retenu, avec entre 3 et 30% de tissu dentaire soustrait.

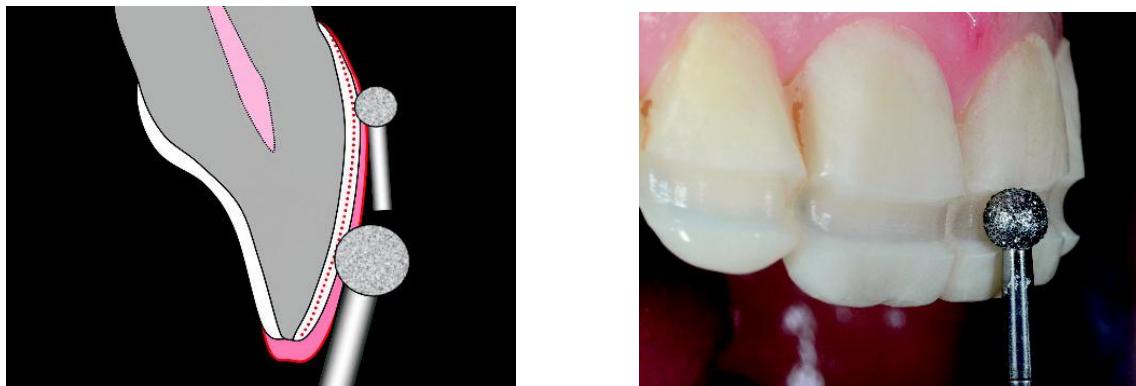


Figure 28. Schéma représentant l'utilisation de fraises de diamètre approprié (à gauche) ; le mock-up est représenté en rouge, et la ligne en pointillés rouge représente la quantité d'émail à préserver. Situation clinique, la tige de la fraise reste en contact avec la maquette (à droite) (MAGNE P. et MAGNE M., 2010)

La rainure effectuée sur le tiers médian doit être d'une profondeur de 0,6 à 0,7 mm, la tige de la fraise devant être placée contre le tiers incisif. La rainure pratiquée sur le tiers cervical (à la limite entre le tiers médian et le tiers cervical) devra être légèrement curviligne, d'une profondeur de 0,4 à 0,5 mm. La tige de la fraise sera positionnée en contact avec le tiers médian. On choisira donc des fraises de diamètres appropriés.

On trace ensuite un trait de crayon à l'intérieur de chaque rainure, puis on retire les restes du mock-up à l'aide d'un détartrleur.



Figure 29. Les débris de maquette sont enlevés au détartrleur, et un trait de crayon est tracé au fond de chaque rainure (MAGNE P. et MAGNE M., 2010)

Les tissus dentaires restants et devant être supprimés apparaissent entre les traits de crayon.

Ils seront éliminés à l'aide d'une fraise diamantée conique à bout arrondi. L'espace nécessaire pour la facette est obtenue lorsque les deux traits de crayon ont complètement disparu.



Figure 30. Les rainures obtenues après élimination de la maquette sont peu profondes (à gauche). Les excédents de tissu dentaire sont fraisés jusqu'à disparition des traits de crayon (à droite) (MAGNE P. et MAGNE M., 2010)

Un contrôle est effectué avec la clé en silicone issue du wax-up afin de vérifier si l'espace disponible au niveau de la face vestibulaire est suffisant, et si la réduction du bord incisif est de 1,5 mm. Dans ce cas précis, on fera un retour palatin modéré avec un congé (MAGNE, 2003).

Une séparation fine des dents préparées pourra être faites à l'aide de disques diamantés très minces, afin d'améliorer la définition des contours proximaux, et donc la lecture de l'empreinte pour le prothésiste.



Figure 31. Contrôle avec la clé en silicone (à gauche) et vue des préparations dentaires terminées (à droite) (MAGNE P. et MAGNE M., 2010)

A l'issue de la préparation, une hybridation de l'email/dentine exposé peut être envisagée à l'aide d'un mordançage suivi de l'application d'un adhésif, afin de diminuer les hypersensibilités pendant la phase de temporisation (MAGNE P. et coll., 2005) [71]. Cette hybridation présente également l'avantage d'améliorer l'adhérence finale de la restauration céramique collée (SWIFT E.J. Jr, 2009) [103]. Cette couche d'adhésif doit être étalée à la soufflette afin d'éviter toutes accumulations, surtout au niveau des limites, ce qui pourrait rendre la future empreinte peu lisible. L'empreinte sera prise après cette hybridation de manière à ce que l'épaisseur qu'elle occasionne soit prise en compte.

Les facettes provisoires devront être en revanche réalisées avant cette hybridation pour éviter de les coller.

C - Facettes provisoires [66, 108]

Les indications des facettes devenant plus large et donc les préparations un peu plus invasives, la réalisation de facettes provisoires va être nécessaire afin de répondre à des impératifs fonctionnels, biologiques, esthétiques et sociaux.

Plusieurs méthodes de réalisation sont possibles :

- La première technique consiste à réaliser une facette provisoire en composite que l'on sculpte directement sur la dent et que l'on collera ponctuellement afin d'éviter des difficultés lors de la dépose.
- La deuxième fait appel à la technique de l'automoulage. On pourra utiliser des matériaux tels que clé en silicone transparent et composite photopolymérisable pour provisoire. Mais l'utilisation d'une clé en silicone basique et de la résine autopolymerisable sera la technique la plus fréquente. Ce procédé permet de contrôler facilement toutes les étapes et de réduire les temps de finition. On pourra faire appel à ce type de procédé dans le cas de facette unitaire.
- La troisième fait appel au laboratoire de prothèse. On rejoint alors la maquette en résine utilisée lors de l'étape diagnostique à l'aide du gabarit diagnostic. La maquette peut alors être maquillée en augmentant la saturation des espaces interdentaires avec des colorants photopolymérisable, et en la recouvrant de résine de glaçage, lui donnant ainsi un aspect plus naturel. Cette technique permet la réalisation de facettes provisoires plus abouties et très esthétiques.

Le scellement des facettes provisoires pourra se faire de différentes manières. Nous pourrons utiliser un ciment provisoire ayant un potentiel adhésif, par exemple le Temp Bond Clear® (Kerr), lorsqu'un scellement adhésif dentinaire immédiat a été réalisé. L'utilisation d'une résine adhésive non-chargée est également possible ; un mordançage ponctiforme de la surface dentaire est alors réalisé au préalable. Ce type de scellement doit

être envisagé uniquement s'il ne subsiste pas de tissu dentinaire exposé et scellé immédiatement, afin d'éviter une interaction entre adhésif et résine de collage.

Quelle que soit la technique utilisée, la facette transitoire doit répondre aux objectifs biologiques cités plus haut, et sa dépose doit être aisée lors de la phase d'essayage.

D - Prise d'empreinte [74, 84, 87]

Une fois la préparation terminée, la dent sera séchée avec un flux d'air après avoir été nettoyée. Un porte-empreinte est choisi en fonction de la taille d'arcade du patient.

Un fil rétracteur sera régulièrement utilisé, même si la plus grande majorité des préparations pour facettes céramiques possèdent une limite cervicale supra-gingivale. Cela permettra de restituer plus fidèlement le profil d'émergence. On utilise souvent deux fils rétracteurs, le dernier est laissé en place pendant 5 minutes avant la prise d'empreinte.

Les préparations en général, mais surtout les préparations peu invasives comme celles pour les facettes céramiques, requièrent un matériau à empreinte fiable ainsi qu'une technique précise. Les détails doivent être enregistrés fidèlement pour les raisons vues auparavant. Nous nous tournerons vers les vinylpolysiloxanes qui permettront une reproduction méticuleuse de la préparation, utilisés avec la technique du double-mélange qui assurera une grande précision d'enregistrement et donc une bonne qualité d'empreinte (BEIER U.S. et coll., 2007) [9].

1 - Les vinylpolysiloxanes

Ils contiennent des groupements vinyliques, dont l'ouverture est à la base du phénomène de polymérisation.

La base est constituée d'un mélange de monomères et d'autres constituants, des charges, des plastifiants, des pigments et des substances aromatiques. Le catalyseur contient quant à lui du polysiloxane, des sels de platine ou de nickel, des pigments et des plastifiants. Plus tard, l'hydrophilie de ces matériaux a été améliorée par l'ajout de surfactants.

La polymérisation par addition consiste en l'ouverture des double-liaisons par l'intermédiaire des sels de platine ou de nickel. Cette réaction permet l'obtention d'un matériau très stable. Cependant, de l'hydrogène peut être libéré lors de la réaction de polymérisation, entraînant ainsi une porosité de surface du matériau à empreinte. Des composants supplémentaires (platine, palladium) ont été ajoutés à la formule de départ dans le but d'absorber cet hydrogène (un délai d'attente d'une heure avant l'utilisation de l'empreinte peut diminuer ce phénomène de porosité).

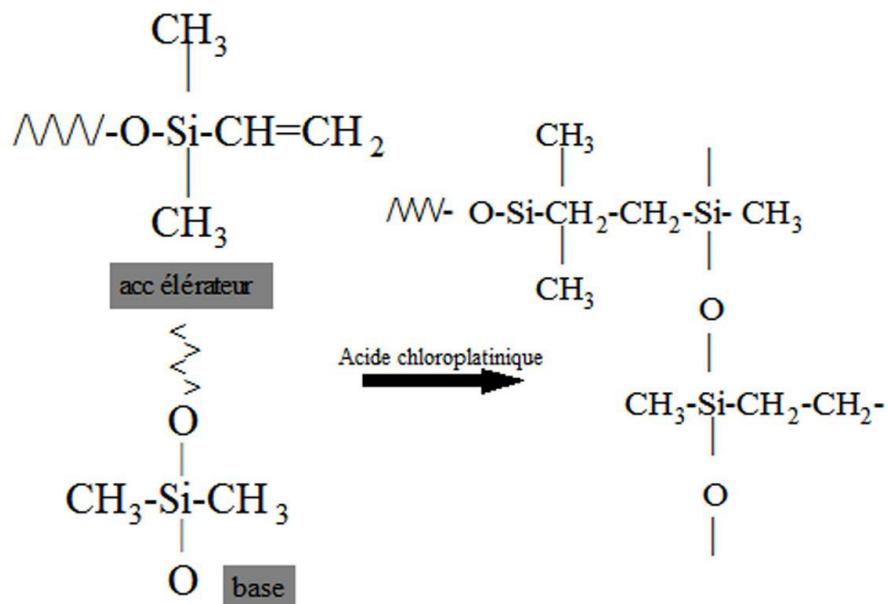


Figure 32. Polyaddition d'un vinylpolysiloxane (MANDIKOS M.N., 1998)

Les fabricants peuvent faire varier le temps de prise de ce type de matériau, en incorporant des composants qui vont inhiber pendant un temps les siloxanes contenus dans la base (la différence entre matériau à prise normale ou à prise rapide se joue à ce niveau). Il est également possible de modifier ce temps de prise en jouant sur la température du matériau : diminuer la température permettra d'allonger le temps de polymérisation.

Les inconvénients associés aux vinylpolysiloxanes sont leur résistance modérée à la traction, la production de produits secondaire comme l'hydrogène lors de la polymérisation, et leur hydrophobie.

Les matériaux à empreinte comme les vinylpolysiloxanes sont composés de charges en quantité importante, ce qui va permettre une grande stabilité dimensionnelle. Mais ces charges sont hydrophobes, et induisent par conséquent l'hydrophobie du matériau en général. Il existe des matériaux silicones hydrophiliques qui permettront une coulée du plâtre améliorée.

2 - Technique du double mélange

La technique du double-mélange s'applique en mélangeant deux matériaux différents. L'un aura une viscosité élevée (Putty Soft), l'autre aura une viscosité plus faible (Light).

Le Light sera appliqué dans le sulcus et contre la dent préparée à l'aide du matériel prévu à cet effet (précision de l'application grâce à un embout intra-oral fin). Dans le même temps, la base et le catalyseur du matériau à forte viscosité seront mélangés, et le porte-empreinte prévu sera ensuite chargé et mis en bouche.

Il est essentiel pour cette technique du double-mélange que le temps de travail du Light soit assez long afin d'éviter qu'il ne se durcisse avant la mise en bouche du porte-empreinte.

L'utilisation d'un pistolet mélangeur muni de cartouche et d'embouts intra-oraux facilite l'application.

PROTOCOLE :

- un double fil rétracteur est placé afin de réaliser l'écartement gingival
- l'intrados du porte-empreinte est enduit d'adhésif
- le pistolet auto-mélangeur est chargé avec le silicone light
- le porte-empreinte est alors garni du silicone de plus forte viscosité
- les cordonnets rétracteurs sont déposés
- le sulcus puis la préparation entière sont recouvert de light
- le porte-empreinte est alors inséré en bouche, et maintenu jusqu'à la prise complète du matériau
- désinsertion du porte-empreinte et contrôle de l'enregistrement

Lorsque les points de contact proximaux ne sont pas préparés, on pourra penser à combler les embrasures palatines (à l'aide de ciment type Cavit® par exemple, ou de cire) afin de ne pas déchirer les papilles proximales de silicone lors du retrait de l'empreinte. En effet, le silicone pris au piège sous le point de contact peut être arraché et entraîner une partie de la surface d'empreinte, empêchant ainsi une bonne lecture des limites dans cette zone.

E – Mise en œuvre du collage

La fiabilité du collage est souvent mise en doute et de ce fait explique la fébrilité de certains praticiens vis-à-vis des facettes céramiques collées. Celles-ci ne peuvent en effet être envisagées qu'avec ce type d'assemblage car les préparations très fines qui concernent principalement la face vestibulaire des dents n'offrent pas assez de rétentions mécaniques

(les facettes ne peuvent pas être scellées, même avec un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine).

Mais ce collage est en fait un moyen très sûr lorsque le protocole est maîtrisé. La facette couplée à ce collage va même augmenter la résistance intrinsèque de la dent traitée (par rapport à une dent saine non traitée) (ANDREASEN F.M. et coll., 1991 et 1992). [2, 3]

Le choix de la céramique pour la réalisation de facette s'est fait sur ses propriétés optiques, mais également pour sa capacité à pouvoir être collée, ce qui caractérise en particulier les céramiques vitreuses (céramique feldspathique conventionnelle stratifiée, ou armature céramique feldspathique enrichies pressées et coulées). Les propriétés mécaniques des armatures en céramiques alumineuses sont supérieures aux céramiques vitreuses (500 à 700 MPa contre 150 à 300), mais leur aptitude au collage est nettement moins bonne car elles sont très peu attaquées par l'acide fluorhydrique lors du mordançage (CALAMIA J.R. et SIMONSEN R.J., 1984 ; PEUMANS M. et coll., 2000). [17, 89]

Après la dépose de la ou des facettes provisoires et nettoyage des dents, il va falloir déterminer la teinte du composite de scellement (les dents ne doivent pas encore être séchées mais être humide). Il est possible pour cette étape de recourir à des pâtes d'essai dont la teinte correspond au futur composite de scellement polymérisé, qui vont nous permettre d'évaluer la conformité de transparence et de couleur souhaitée. Ces pâtes remplacent le composite de collage le temps de l'essai, et évite une couche d'air entre la dent et la céramique qui pourrait fausser l'impression optique (en raison de la modification des propriétés de réfraction). Il est donc possible à ce stade de procéder à une correction esthétique mineure en choisissant des composites de différentes intensités de coloration. Mais la couleur de la facette une fois collée va dépendre également de la couleur du moignon taillé et de la couleur de la céramique. La faible épaisseur de la couche de composite de collage par rapport à la facette elle-même ne permet pas une correction parfaite lorsque la couleur de la céramique est trop éloignée de l'esthétique finale visée. A l'inverse, une facette céramique parfaite au laboratoire en termes de couleur et de translucidité peut être gâchée par un mauvais choix de composite de collage (composite trop opaque sous une facette très translucide par exemple).

La bonne répartition des contraintes occlusales, et donc la pérennité à long terme des facettes céramiques, va dépendre de 3 étapes fondamentales : (PISANI-PROENCA J. et coll., 2006) [91]

- le mordançage de la phase vitreuse de la céramique feldspathique à l'acide fluorhydrique
- l'application d'un agent de couplage entre la colle et la céramique, appelé le silane
- l'assemblage de la facette sur la dent à l'aide d'une résine composite de collage

PROTOCOLE :

- On placera tout d'abord un fil de rétraction gingivale, qui permettra de limiter le suintement du fluide gingival au sein du sulcus et sur la dent. Il apicalisera dans le même temps la gencive marginale.
- Une digue sera ensuite mise en place. Outre son avantage de mettre à l'abri de l'humidité la dent concernée par la restauration, elle permettra d'éliminer aisément les excès de colle dans les espaces inter proximaux.
- L'intrados de la facette céramique va être mordancé à l'acide fluorhydrique 9% pendant une minute, ce qui va créer une surface rétentive. La facette sera ensuite rincée abondamment, et de préférence passée dans un bac à ultrasons contenant 90% d'alcool, ou de l'acétone, ou encore de l'eau distillée pendant 4 minutes. Cette étape permettra d'éliminer les précipités cristallins qui résistent à l'application d'acide. [31]

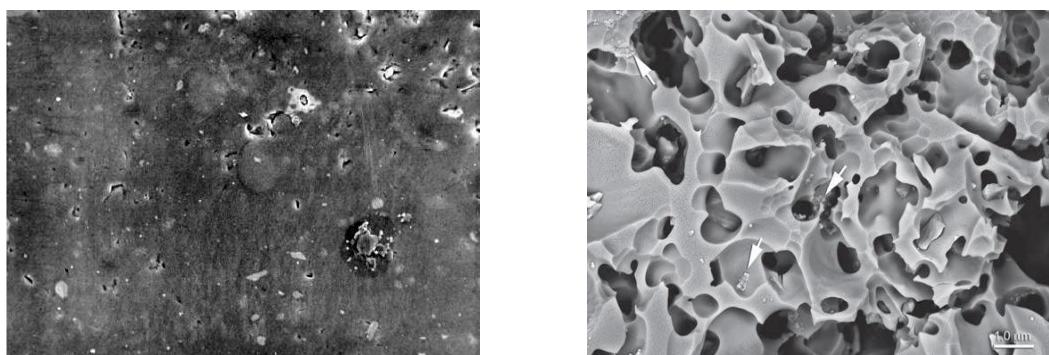


Figure 33. Vue au microscope électronique à balayage de la surface d'une céramique polie (à gauche) et mordancée à l'acide fluorhydrique (à droite) (HOOSHMAND T. et coll., 2002) [53]

Remarque : les céramiques feldspathiques et vitrocéramiques comportent assez de verre à leur surface pour être traitée uniquement par un mordançage préalable à l'application d'un silane. Pour les autres types de céramiques qui ne comportent pas ou peu de verre à leur surface, un traitement tribochimique qui ajoute une étape de sablage de la céramique sera nécessaire, afin de créer une rugosité favorable au collage (HOOSMAND T. et coll., 2002). [53]

Remarque : la préparation de l'intrados de la facette va multiplier par 2 ou 3 l'adhérence à la colle, quel que soit le type de colle (PEUMANS M. et coll., 2007). [88]

- Le silane, qui est l'agent de couplage entre la céramique et l'adhésif, va être frotté sur l'intrados de la facette afin d'obtenir une fine couche, qui sera laissée en place pendant une minute, puis évaporée à l'air chaud à l'aide d'un sèche-cheveux ou d'un petit four portable.

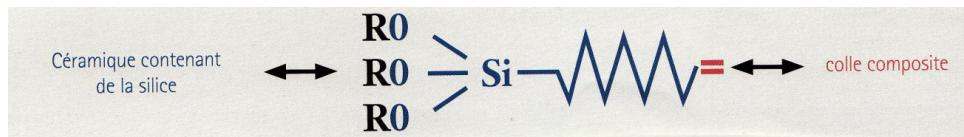


Figure 34. Représentation simplifiée d'un silane (FRON H. et coll., 2009) [41]

Le silane peut se présenter sous la forme de deux flacons à mélanger, ou d'un seul flacon. Dans le premier cas, il est indispensable de mélanger les deux flacons en début de séance et de recouvrir le tout pour éviter toute évaporation car le produit va s'activer après plusieurs minutes.

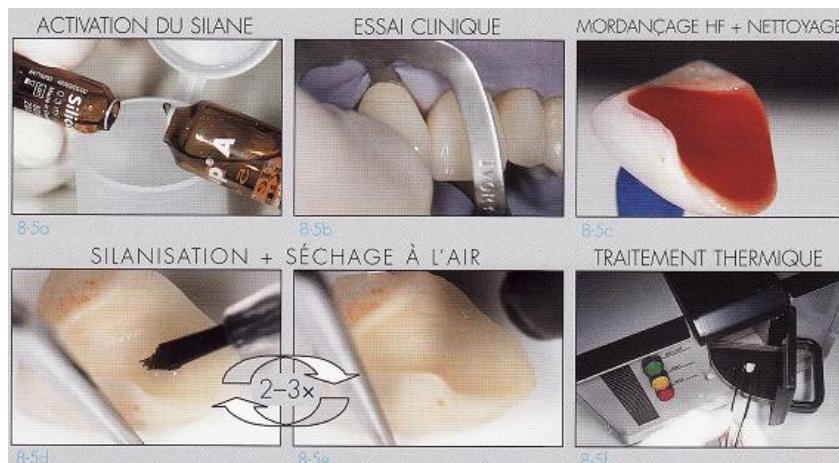


Figure 35. Récapitulatif de la préparation de l'intrados de la facette (MAGNE P. et BELSER U., 2003)

- L'adhésif est ensuite appliqué sur l'intrados, sans être photopolymérisé afin d'éviter une surépaisseur qui interférerait avec la bonne adaptation de la facette. Celle-ci est alors conservée à l'abri de la lumière.

Remarque : le conditionnement des surfaces doit évidemment se faire après l'essai clinique de la facette. Autrement cet essai pourrait être source de contamination chimique des surfaces (ROULET J.F. et coll., 1995). [97]

- Après passage des ultrasons et sablage de la surface dentaire, puis mise en place de matrices transparentes dans les régions interproximales ainsi que de coins de bois, on mordance à l'acide orthophosphorique pendant 15 secondes, puis on rince abondamment. La préparation sera séchée à l'air.

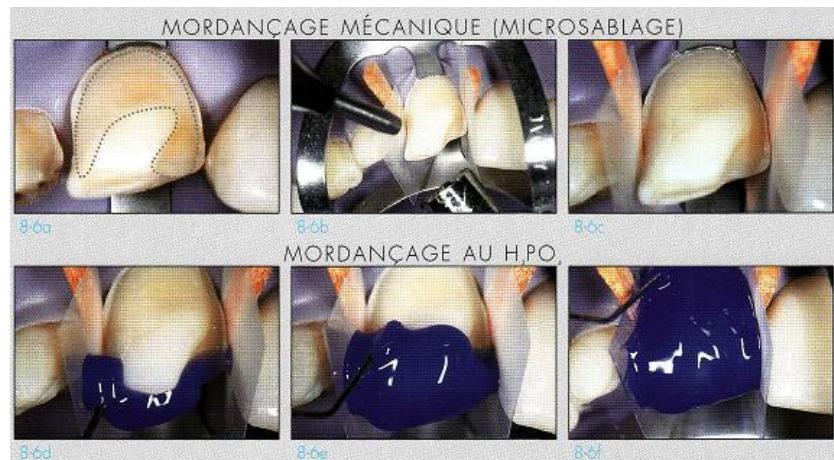


Figure 36. Sablage et mordançage de la surface dentaire (MAGNE P. et BELSER U., 2003)

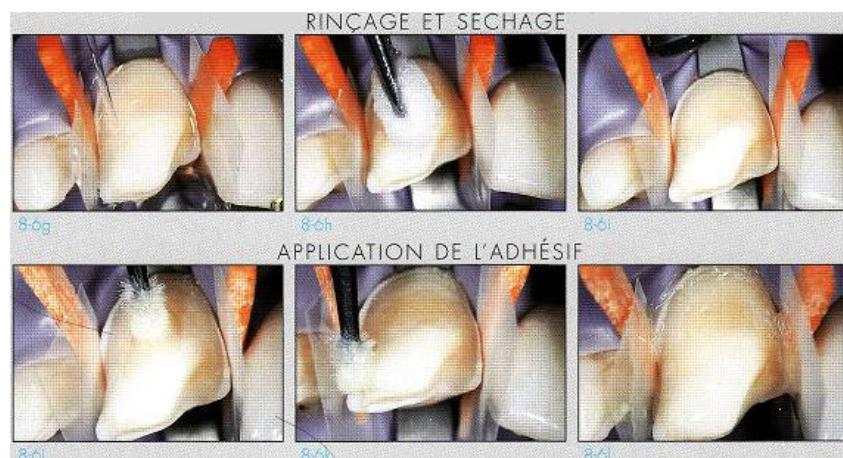


Figure 37. Rinçage et application de l'adhésif (MAGNE P. et BELSER U., 2003)

- L'adhésif est ensuite frotté pendant 20 secondes sur l'émail (et dentine éventuelle), puis étalé à la soufflette afin d'avoir une couche uniforme sans surépaisseurs. On peut alors photopolymériser.

- La facette est alors enduite du composite de collage de faible viscosité, puis insérée doucement en commençant par le bord incisif puis poussée vers la limite cervicale avec une pression légère. On laisse dans un premier temps les matrices et coins de bois afin d'éviter l'accumulation de composite de collage dans les espaces interdentaires. On va pouvoir éliminer les gros excès de colle à l'aide d'une sonde, puis les coins de bois et matrices sont enlevés afin de pouvoir insérer complètement la facette sous pression digitale.



Figure 38. Insertion de la facette du bord libre vers la limite cervicale (GÜREL G., 2005)

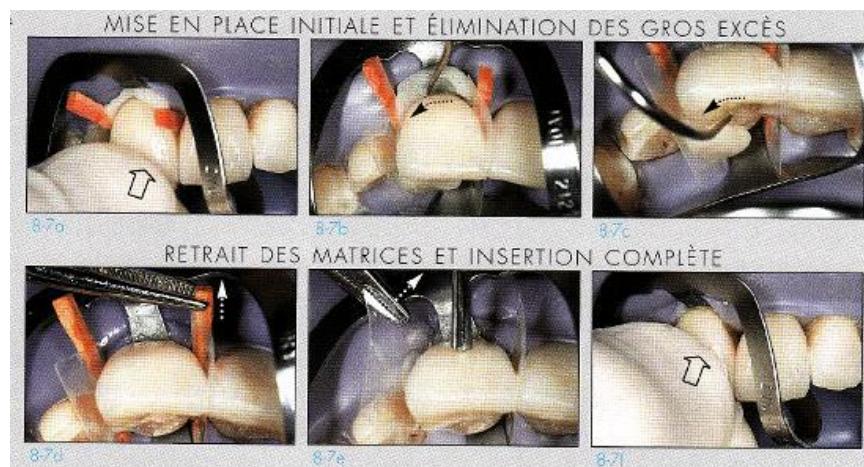


Figure 39. Insertion de la facette avec le composite de collage porté dans l'intrados (MAGNE, 2003) [63]

Remarque : trois types de colles sont disponibles sur le marché :

- Les colles composites sans potentiel d'adhésion, associé à un système adhésif, avec ou sans mordançage, les meilleurs résultats étant obtenus avec mordançage.
- Les colles résineuses, qui possèdent un potentiel adhésif, mais qui ne présentent pas de bonnes propriétés optiques.
- Les colles composites autoadhésives, mais leur potentiel adhésif sur l'émail est trop faible pour des reconstitutions telles que les facettes qui ne sont pas rétentive.

- C'est enfin l'étape de photopolymérisation. Nous pourrons commencer par une photopolymérisation rapide (5 secondes) afin d'éliminer plus facilement les excès de colle, puis on recommence en restant au moins 60 secondes sur chaque face. La photopolymérisation pourra se faire après application d'un gel de glycérine afin que l'oxygène n'altère pas la résine composite.

En raison de la faible épaisseur des facettes céramiques, on va pouvoir utiliser une lampe à photopolymériser de forte puissance, couplée à un composite de collage purement photopolymérisable. On préférera ce type de composite par rapport aux composites « dual » (photo et chémo polymérisable) car, comme vu précédemment, ceux-ci se caractérisent par une stabilité de couleur imprévisible en raison de l'incorporation de groupes amines au sein du composite lors de la polymérisation chimique.

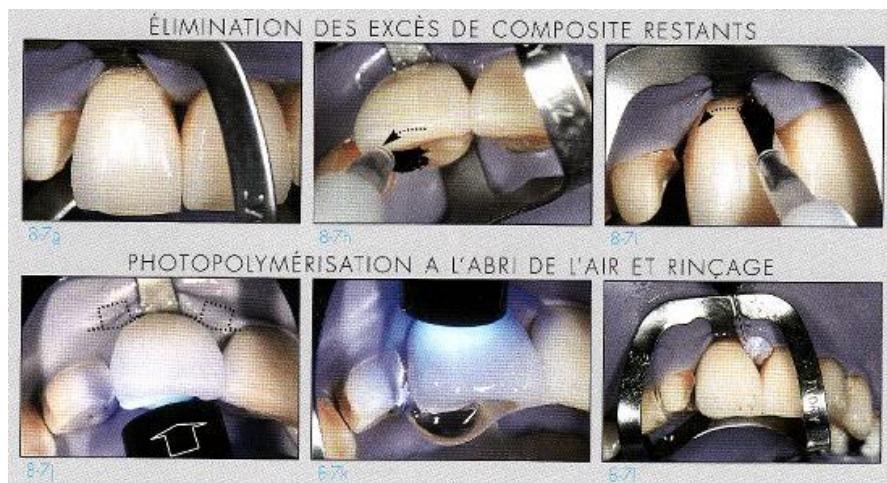


Figure 40. Photopolymérisation après élimination des excès de colle faisant suite à l'insertion complète (MAGNE P. et BELSER U., 2003)

Les excès de colle après photopolymérisation finale peuvent être enlevés grâce à une lame de bistouri courbe par exemple. Il faudra éviter de supprimer ces débordements à l'aide d'une fraise car elle pourrait détériorer la surface de la facette.

Etudes cliniques :

PEUMANS M. et ses collaborateurs (2000) [89] ont analysé 13 études cliniques sur le comportement à moyen et long terme de facettes céramiques, parues entre 1988 et 1998. Les critères évalués (variables selon les études) sont la couleur, l'état de surface, l'adaptation marginale, les colorations marginales, l'usure, les récidives de carie, les fractures, la rétention, les sensibilités post-opératoires, le comportement gingival et la satisfaction des patients. Les observations se sont faites sur des périodes allant de 1 an à 10 ans.

Ils ont pu observer de très bons résultats : la santé parodontale est qualifiée d'excellente dans la plupart des cas (l'étude la moins favorable précise un état « acceptable »), le maintien de l'esthétique est évalué à 100% dans toutes les études précisant ce critère, et la satisfaction des patients varie entre 80% et 100% selon les études incluant cette donnée. La plupart des études montrent également une adaptation marginale qualifiée « d'excellente » (entre 65 et 98% des facettes), et les infiltrations marginales sont généralement présentent dans moins de 10% des restaurations (voir négligeables).

DUMFAHRT H. et SCHÄFFER H. (2000) [32] ont étudié le comportement de 191 facettes céramiques, selon les critères modifiés de la California Dental Association et de Ryge, sur une période de 10 ans. Quelques critères ont été ajoutés : récession gingivale, saignement de la papille, sondage du sulcus. Ils ont observé un taux de réussite de 91%, avec un joint marginal satisfaisant dans 99% des réalisations dont 63% considérés comme excellents. Cependant, une légère rétraction gingivale a pu être observée dans 31% des cas, et quelques saignements gingivaux sont apparus au sondage dans 25% des cas. 7 fractures ont été notées, et 6 d'entre elles sont survenues lorsque la facette était collée partiellement sur de la dentine.

FRADEANI M. et coll. (2005) [38] étudient 182 facettes céramiques posées sur 46 patients. Les évaluations sont faites selon les critères modifiés CDA/Ryge, sur une période de 12 ans. Sont observés la couleur, l'état de surface, les colorations marginales et l'intégrité du joint marginal. La plupart des restaurations obtiennent la lettre « A », avec un pourcentage de réussite de 94,4% lorsque la facette est associée à un protocole de collage efficace.

IV – Facette céramique: un exemple, le procédé CEREC®

Les progrès technologiques de ces dernières années ont permis l’élaboration de systèmes et d’équipements dentaires de plus en plus perfectionnés, à l’image des procédés de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur CFAO (on trouvera le terme de CAD-CAM en anglais : Computer Assisted Design – Computer Assisted Manufacturing).

Le procédé CEREC, développé à l’université de Zurich par la société Sirona, a vu le jour en 1985. Aujourd’hui, de plus en plus de cabinets dentaires se laissent séduire par ce système. Si bon nombre de praticiens restent dubitatifs face à cette technologie, il est vrai que l’évolution rapide des matériaux, logiciels et appareils nous permet de réétudier la question de l’utilisation d’un tel système dans le secteur antérieur.

A – Présentation des systèmes CFAO [23, 34, 102, 109, 126]

Plusieurs systèmes CFAO ont été mis sur le marché durant ces 20 dernières années, mais seulement quelques procédés seront développés en raison des études plutôt convaincantes concernant les résultats cliniques obtenus. On retiendra par exemple le système Procera (Nobel), qui fait appel à une technique dite « semi-usinée », le iTero (Cadent), le LAVA COS (3M ESPE) ou encore le récent E4D (D4D TECH), et surtout le système CEREC (Sirona). Dans les deux derniers, la céramique peut être usinée directement au cabinet.

1 – Procera



Figure 41. Deux types de scanner Procera, le Forte (à gauche) et le Piccolo (à droite). Ce dernier ne pourra pas être utilisé dans le cas de gros travaux prothétiques (bridges complets, implants). (NOBEL BIOCARE, 2007)

C'est en Suède que ce système a vu le jour (ANDERSEN et ODIN) en 1993. Commercialisé par la société Nobel Biocare, le système Procera permet la réalisation de chapes céramiques sur lesquelles la céramique cosmétique est ensuite montée.

Une fois la préparation effectuée, un modèle en plâtre est coulé. La préparation est détournée ; on obtient un modèle en plâtre qui sera « palpé » par le scanner Procera. La procédure consiste en une bille de saphir située au niveau de la tête de lecture de la sonde d'enregistrement, qui va parcourir le modèle pour rendre une image en trois dimensions.

Les données sont transférées à l'ordinateur. C'est alors au prothésiste de modéliser la chape virtuelle à l'aide du logiciel Procera CADD ; il va choisir la teinte, l'épaisseur et déterminer la limite cervicale de la chape.

Toutes les données sont alors envoyées par internet à l'unité de production qui se trouve à Stockholm pour l'Europe, et qui fabriquera la chape. Une fois retournée chez le prothésiste, celui-ci pourra y appliquer la céramique cosmétique.

Ce système présente l'avantage de résERVER au prothésiste uniquement le maquillage esthétique, ce qui est un gain de temps pour lui. Cependant il n'est pas possible de réaliser un travail prothétique en une seule séance au cabinet.

2 – iTero

Il s'agit ici d'un système d'empreinte optique au sein du cabinet. Développé par la société Cadent et commercialisé par Straumann, l'acquisition numérique se fera à l'aide du scanner intra-oral iTero. Une unité informatique mobile y est associée afin de traiter les informations récupérées par la sonde. Celle-ci se tiendra contre la dent à enregistrer, et l'opérateur devra déplacer la sonde en suivant les instructions du logiciel afin de valider les prises de vues.



Figure 42. Unité informatique mobile (à gauche) et Scanner intro-oral iTero (à droite). (STRAUMANN, 2011)

Ce procédé utilise la technique confocale, ce qui évite aux praticiens l'utilisation de poudre de contraste à appliquer sur la surface des dents lors de la prise d'empreinte optique.

Une fois les informations enregistrées numérisées, le fichier numérique est compressé puis envoyé à un centre de traitement d'image via Internet, situé en Israël. Ce centre va ensuite optimiser le fichier puis le renvoyer vers le laboratoire équipé iTero souhaité. Les données pourront être traitées par différents logiciels de conception assistée par ordinateur (cas particulier pour les implants où le logiciel de la marque Straumann pourra uniquement traiter les cas d'implants Straumann).

3 – Lava COS

La mise sur le marché du Lava Chairside Oral Scanner date de 2008. Ce système est le fruit de recherches communes entre la société BRONTES, la société 3M et le MIT de Boston. Il s'agit là encore d'une caméra d'acquisition optique accompagnée de son unité informatique de calcul et de traitement de l'image.

Contrairement aux autres systèmes, l'acquisition se fait en un flux continu de données enregistrées, c'est-à-dire qu'il ne s'agit plus d'enregistrer la situation clinique image après image, mais bien de filmer littéralement la dent concernée. L'opérateur peut contrôler en temps réel sur l'écran son acquisition, et le contrôle des limites peut même être réalisé en 3D grâce à des lunettes appropriées...



Figure 43. Ensemble du système Lava COS (à gauche), caméra d'acquisition optique (à droite). (3M ESPE, 2010)

Comme le système précédent, il s'agit uniquement d'un procédé d'empreinte optique (la conception et la fabrication sont réalisées par le laboratoire). Cependant un poudrage sera nécessaire pour accentuer les contrastes.

Une fois les données enregistrées, celles-ci sont envoyées à un centre de traitement des données équipé pour la réalisation de l'élément prothétique souhaité.

4 – E4D

C'est un système de CFAO complet. Il est composé d'une sonde d'acquisition optique reliée à l'unité informatique de traitement de l'image, et d'une machine d'usinage. Il permet donc de produire un élément prothétique directement au sein du cabinet.

La sonde optique utilise la technologie laser. L'utilisateur devra prendre plusieurs clichés sous différents angles afin de restituer une image 3D grâce au logiciel. Cette acquisition ne nécessite de poudrage que dans de rares cas.



Figure 44. Ensemble du procédé E4D, avec l'unité de traitement informatique (en haut à gauche), la sonde optique (en haut à droite) et l'unité d'usinage (en bas). (D4D Tech., 2012)

Les données recueillies sont alors transférées à l'ordinateur, sur lequel le praticien va pouvoir mettre en forme la pièce prothétique voulue, après une proposition compatible avec les dents adjacentes et avec l'occlusion, par le logiciel de traitement de données. Une fois le modèle virtuel élaboré, l'ordre est envoyé à l'unité d'usinage par wi-fi (sans fil), et des blocs de céramique vont être taillés par deux fraises diamantées sous spray d'eau, jusqu'à obtention de la pièce prothétique souhaitée. Les blocs 3M ESPE et Ivoclar Vivadent sont compatibles.

Il est possible de faire réaliser les éléments souhaités en dehors du cabinet en partenariat avec les laboratoires équipés grâce au réseau E4D Sky.

5 – CEREC

Ce système va permettre une lecture optique de la préparation, ainsi qu'un usinage au sein du cabinet. Il est alors possible d'entreprendre la réalisation de travaux prothétiques dans la séance.

C'est en 1985 que les premiers patients ont pu bénéficier d'inlays réalisés grâce au CEREC (CERamic REConstruction). Mais c'est en 1980 que BRANDESTINI et MÖRMANN développent le système à l'université de Zurich.

Le système a connu une certaine évolution depuis sa naissance. C'est en 1987 que le CEREC 1 fait son apparition, mais les pièces prothétiques qui en sortaient n'étaient pas de très bonne qualité. En 1993, le CEREC 1 évolue en CEREC 2. La précision est alors bien plus grande (de l'ordre de 20 µm) et le système permet alors de réaliser inlays/onlays et facettes. En 1996, nouvelle évolution : chapes et couronnes sont désormais possible. Les derniers progrès datent de l'année 2000 : on passe alors au CEREC 3, qui permet l'usinage de bridge 3 éléments au cabinet. La version la plus récente du CEREC est le CEREC AC disponible depuis 2009. Elle se compose d'une unité d'acquisition (la « Bluecam » qui est la version originale de la caméra, ou l'« omnacam » qui est la dernière version), d'une console de CAO et d'une unité d'usinage séparée. La précision de cette dernière version permet d'usiner n'importe quel type de restauration. Au cabinet, il est possible de faire tout type de restaurations unitaires, jusqu'au bridge de 3 éléments. Pour des travaux de plus grande étendue, il faut avoir recours au laboratoire de prothèse.

*Figure 45. Unité d'usinage MC XL
(SIRONA, 2012)*





Figure 46. Console de Conception Assisté par Ordinateur CEREC AC (SIRONA, 2012)

La caméra optique de cette dernière génération (omnicam) se compose de diodes électroluminescentes bleues, et utilise donc le spectre bleu de la lumière visible ce qui permet des empreintes optiques plus précises que dans les générations précédentes. En effet, la précision pour cette caméra atteint les $19 \mu\text{m}$ pour l'acquisition d'une préparation unitaire, et $35 \mu\text{m}$ lors la prise d'un quadrant entier (MEHL et coll., 2009) [78]. De plus, la caméra va enregistrer les images en continue comme avec le système Lava COS, ce n'est plus une acquisition image par image comme dans les versions précédentes. Un avantage supplémentaire de l'omnicam est qu'il n'est plus nécessaire d'avoir recours à la poudre de contraste.

Utilisation de la Bluecam : son utilisation est simple, mais nécessitera un poudrage des surfaces à enregistrer. Ce poudrage va permettre d'uniformiser le comportement optique des différents tissus. Il suffira de prendre quelques clichés en couvrant tous les angles possibles (vestibulaire, occlusal, lingual, mésial et distal) et le logiciel se chargera de les assembler très précisément afin de produire l'image virtuelle 3D.



Figure 47. Bluecam (SIRONA, 2012)

Le meilleur moment pour que la caméra soit déclenchée et que le cliché soit pris est détecté automatiquement par la Bluecam. Un détecteur de mouvement fait en sorte que le déclenchement ne se produit que lorsque la caméra est totalement immobile.

Utilisation de l'Omnicam : cette évolution permet de pouvoir scanner les surfaces dentaires avec plus de simplicité. En effet, l'utilisation de l'omnicam se fait sans poudrage préalable. Cette fois-ci, il ne s'agit pas d'un assemblage de plusieurs clichés pris séparément, mais bien d'un enregistrement en temps réel, en couleur et en 3D, des dents et des tissus gingivaux. Il faut se placer légèrement à distance des surfaces à enregistrer, et se déplacer lentement au-dessus de la zone ciblée ; il est possible d'interrompre puis de reprendre l'enregistrement comme on le souhaite.

Figure 48. Omnicam (SIRONA, 2012)



Le logiciel de traitement des informations est sans cesse en évolution, des mises-à-jour se succèdent depuis la naissance du système. La dernière version disponible est la version 4.0. Un des points intéressants de ce logiciel est la reconstitution dite biogénérique des faces occlusales. Le logiciel se sert de fonctions mathématiques afin de recréer la morphologie d'une dent, en partant du constat qu'il existe des caractéristiques communes d'une dent à l'autre chez un patient (études menées par Albert MEHL et Volker BLANZ, qui ont conduit au modèle dentaire biogénérique). Le programme informatique va donc générer automatiquement une morphologie dentaire, qui pourra être modifiée par l'opérateur.

La dernière version de l'unité d'usinage est le Cerec MC XL. Il fonctionne sur le même principe que la version précédente : deux têtes motorisées actionnant chacune une fraise diamantée. Leur déplacement permet de tailler le bloc de céramique placé entre ces deux tête afin d'obtenir la pièce voulue. Il existe la variante de cette machine d'usinage, appelée « InLab » MC XL. Cette version équipe en général les laboratoires de prothèse plus que les cabinets dentaires. La différence avec la version précédente est le nombre de moteur sur chaque tête : il s'agit toujours de deux têtes mais possédant chacune deux moteurs. On a donc 4 fraises qui usinent en même temps, ce qui permet des travaux à plus grande échelle avec des blocs céramiques de plus gros volume.

B – Céramiques et CFAO [40, 85, 86]

Quasiment tous les types de matériaux sont utilisables pour l’usinage dans les machines-outils utilisées en CFAO. Les céramiques et résines pourront être travaillées au cabinet avec des systèmes comme l’E4D ou le CEREC, alors que les métaux seront utilisés avec les machines basées dans les laboratoires.

Le large panel de céramiques disponibles à l’usinage se restreint cependant pour l’utilisation de la CFAO en cabinet. En effet, le praticien devra se limiter aux céramiques dites esthétiques : céramiques feldspathiques, vitrocéramique renforcées (disilicate de lithium, leucite). Les céramiques dites structurales (alumine, zircone, ...) se verront usinées en laboratoire.

Surtout dans le secteur antérieur, c’est une bonne connaissance des structures naturelles des dents à restaurer, ainsi que des propriétés optiques des différents tissus dentaires qui orientera le choix du praticien vers la bonne céramique à utiliser.

1 – Céramiques feldspathiques

Cette céramique esthétique est utilisable en CFAO directe (au cabinet) ou indirecte. C’est la céramique la plus translucide, qui pourra être utilisée pour la réalisation de facettes notamment, ainsi que d’inlays/onlays et couronnes unitaires. Les propriétés mécaniques de ces céramiques feldspathiques sont cependant assez faibles.

Un maquillage de la céramique après usinage est nécessaire afin de reproduire la stratification naturelle de la dent. Mais il est maintenant également possible de faire appel à des blocs multicouches qui vont reproduire cette stratification (IPS Empress CAD, VITABLOCS RealLife). La structure de ces blocs va permettre de reproduire les différentes teintes et saturations aux différents étages de la pièce prothétique, sans avoir recours à un maquillage supplémentaire.

2 – Vitrocéramiques

Il en existe deux grandes familles : les vitrocéramiques renforcées à la leucite, et celles renforcées au disilicate de lithium (IPS e.max CAD). Ces dernières présentent l’avantage d’être plus résistantes à la flexion que celles renforcées à la leucite, et possèdent de plus les mêmes caractéristiques optiques que les céramiques feldspathiques. Il existe différents niveaux de translucidité et d’opacité en fonction des besoins : haute et basse translucidité, haute et moyenne opacité.

Ce sont les céramiques de choix pour une restauration antérieure par facette collée notamment, par CFAO directe ou indirecte, avec des propriétés mécaniques supérieures aux céramiques feldspathiques, mais avec les mêmes avantages esthétiques.

3 – Céramiques infiltrées

Il s'agit de céramiques structurales, dédiées à la fabrication d'armature pour la réalisation de couronne ou bridge tout céramique. Elles ne sont utilisables que par CFAO indirecte.

Une fois que la céramique a été usinée dans la machine-outil, elle est infiltrée de verre, et subit enfin un traitement thermique. Ici encore, un choix est possible en fonction de la situation clinique et des propriétés optiques souhaitées. Nous trouverons les blocs In Ceram Zirconia, composés à 33% de zircone et à 66% d'alumine et qu'il ne faut pas confondre avec de la zircone pur. Cette céramique possède de très bonnes caractéristiques mécaniques et est assez opaque. Existent ensuite, un peu moins opaques et satisfaisants mécaniquement, les blocs In Ceram Alumina qui seront de choix pour l'infrastructure d'une couronne dans le secteur antérieur par exemple. Nous avons enfin les blocs In Ceram Spinell, qui possèdent une bonne translucidité et qui pourront donc être utilisés préférentiellement dans le secteur antérieur.

4 – Céramiques polycristallines

Nous allons retrouver dans cette catégorie de céramique deux éléments distincts : l'alumine pure et la zircone pure. Ces deux types de céramique ne sont usinables que par CFAO, et au laboratoire uniquement.

L'alumine est semi-translucide et possède de bonnes propriétés mécaniques. Elle pourra être utilisée dans la fabrication d'infrastructures pour des éléments prothétiques antérieurs et postérieurs (petits bridges). La zircone quant à elle va se présenter sous deux formes différentes : zircone pure avec Yttrium, ce qui nous donne une zircone dite 3Y-TZP (zircone polycristalline tétragonale dopée par 3 moles % d'Yttrium), ou alors zircone HIP (haute pression isostatique) fabriquée par une technique associant haute température et pression, ce qui génère un produit atteignant une densité de presque 100% (difficilement usinable mais meilleures propriétés mécaniques et optiques).

La zircone est opaque et possède de très bonnes caractéristiques mécaniques (meilleures que celles de l'alumine).

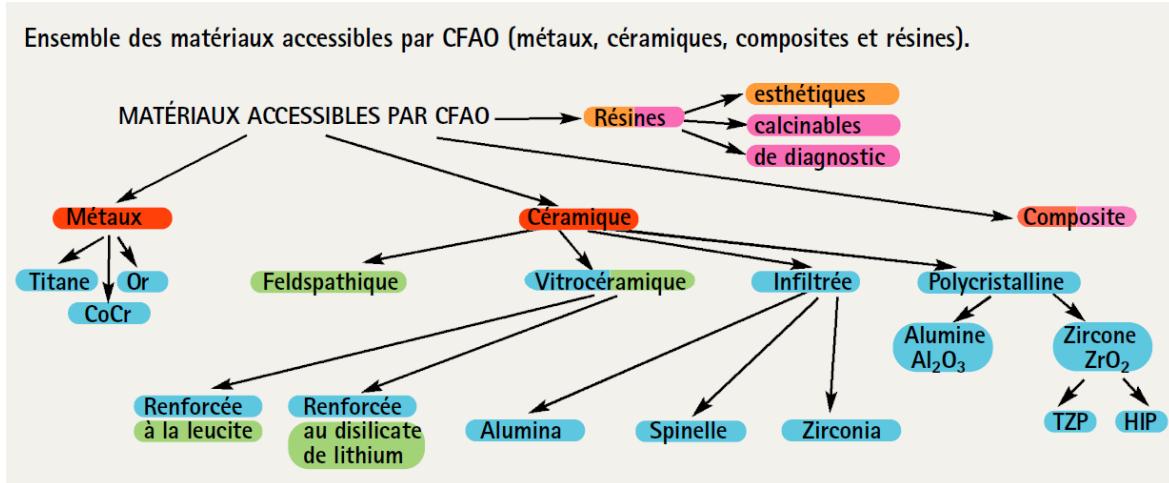


Figure 49. Schéma représentant la palette de matériaux aujourd’hui usinables en CFAO. En rose les matériaux utilisables pendant l’étape diagnostic ; en orange ceux utiles pour une utilisation provisoire ; en rouge ceux qui pourront être utilisés pour les prothèses d’usage ; en bleu les matériaux d’infrastructure ; en vert les matériaux de recouvrement.

(FRON et coll., 2007) [40]

C - Mise en œuvre clinique avec le système CEREC [23, 27, 33, 79]

La réalisation d’une facette céramique à l’aide de la CFAO, et dans notre cas le système CEREC, commencera par le respect des mêmes principes que nous avons vu précédemment en matière d’indications/contre-indications et préparation de la dent concernée.

Le CEREC va offrir deux possibilités de réalisation : soit de façon indirecte, en deux séances comme lors d’une reconstitution prothétique habituelle, soit de manière directe, au fauteuil en une séance (« chair-side » en anglais). Dans les deux cas, la technique fera appel à une prise d’empreinte optique ou traditionnelle, une conception de la prothèse à l’aide du logiciel dédié, et à l’usinage d’un bloc de céramique pour la fabrication de la facette.

Nous commencerons toujours par l’analyse de la situation clinique, en évaluant les indications ou éventuelles contre-indications. Une fois validée, la préparation dentaire respectera les concepts cités plus haut. Il est toujours préférable d’avoir recours à une cire diagnostique ainsi qu’à une clé en silicone. Cette technique requiert également la conception d’une facette provisoire si la technique indirecte est choisie.

1 - Prise d'empreinte

Dans le cas d'une restauration indirecte, une première empreinte de l'arcade complète sera réalisée avec un vinylpolysiloxane ou un matériau polyéther (Permadyne, Impregum), puis coulée en plâtre afin d'obtenir un maître-modèle. L'utilisation d'un plâtre conventionnel nécessitera l'application d'un produit de contraste (poudre ou liquide).



Figure 50. Il existe des plâtres comme le « CAM-base » (ici représenté) recommandé par Sirona, ou encore le « Black Ebony » (GC Fujirock EP), dédié à la CFAO, qui ne nécessitent pas de produit de contraste pour la prise d'empreinte numérique de par leurs propriétés optiques. (VITA, 2006)

Le modèle en plâtre est ensuite numérisé avec un scanner, par balayage de la pièce. Le temps du scannage dépend de l'importance de la taille du modèle et de la future pièce prothétique à réaliser (facette, couronne unitaire, bridge, ...). Il prendra par exemple 10 secondes pour une dent unitaire et ira jusqu'à 45 secondes pour une arcade complète. Le matériel utilisé pour le scannage est l'inEos Scanner (Sirona). Cet outil fait appel à la lumière bleue de courte longueur d'onde qui permet une bonne précision de l'enregistrement.



Figure 51. Scanner inEos (à gauche). La lumière bleue permet un enregistrement précis du modèle (à droite). (SIRONA, 2010) [100]

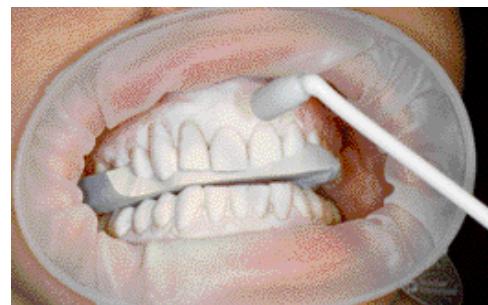
Lors de la réalisation d'une facette en technique directe, la prise d'empreinte est uniquement optique. Elle se fera à l'aide de la Bluecam, qui nécessite un poudrage préalable, ou de l'Omnicam disponible plus récemment.

Le poudrage :

Un bon enregistrement optique avec la Bluecam passe par la pulvérisation d'une poudre de contraste sur la surface des dents, afin d'uniformiser le comportement optique de celles-ci. La société Sirona commercialise par exemple le CEREC OptiSpray.

Il va falloir appliquer une couche uniforme, d'épaisseur constante, en commençant par les surfaces vestibulaires. Le flacon doit être tenu verticalement, et la tête horizontalement, à environ 1 cm des dents. L'application se fera ensuite sur les faces buccales, et enfin sur les faces occlusales. Il faudra vérifier que toutes les surfaces devant être enregistrées auront été matifiées.

Figure 52. Poudrage du secteur antérieur, ici avec le « Scan Spray » (Vita). (MOUSSALY et CHIEZE, 2007) [81]



Il est conseillé de faire une empreinte de canine à canine dans le secteur antérieur, pour avoir une vision globale de la situation, à savoir la dent concernée par la préparation ainsi que la dent controlatérale qui servira de référence pour la modélisation morphologique selon le concept biogénérique.

Il faut également prendre l'empreinte optique des dents antagonistes, ainsi qu'une empreinte vestibulaire en occlusion afin que le logiciel puisse modéliser les contacts en occlusion (dans le cas où le bord incisif et la face palatine sont concernés par la préparation).

Une fois le modèle entièrement scanné, ou alors l'empreinte optique terminée, les informations sont envoyées à l'ordinateur et la représentation numérique du modèle apparaît à l'écran. Nous arrivons alors à l'étape de conception.

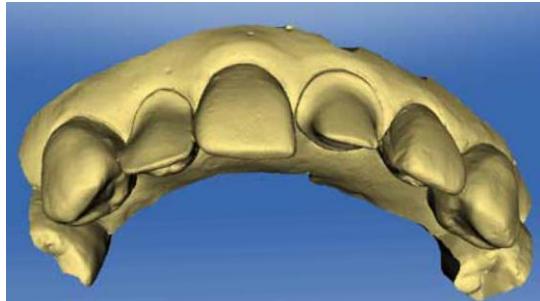


Figure 53. Modèle numérisé grâce au logiciel CEREC 4.0. La réalisation d'une facette sur la 12 est prévue. (ENDER, 2011) [36]

2 – Conception Assistée par Ordinateur

Le logiciel de conception assisté par ordinateur va permettre au prothésiste ou au praticien de réaliser virtuellement ce qu'il aurait fait physiquement sur un modèle en plâtre après coulée.

Il va falloir faire le tracé des limites de la préparation, ainsi que de la ligne de plus grand contour. Le logiciel va faire une suggestion de ces éléments en détectant automatiquement l'anatomie du modèle, ensuite l'opérateur pourra les modifier manuellement. Les bords sont en général bien détectés lorsqu'ils sont supra-gingivaux. Un mode manuel et un mode manuel sur une image en noir et blanc permettent d'affiner le tracé lorsque le logiciel distingue difficilement les limites de la préparation.

Figure 54. La détection automatique des bords ne propose souvent pas exactement le bon tracé. (ENDER, 2011) [36]

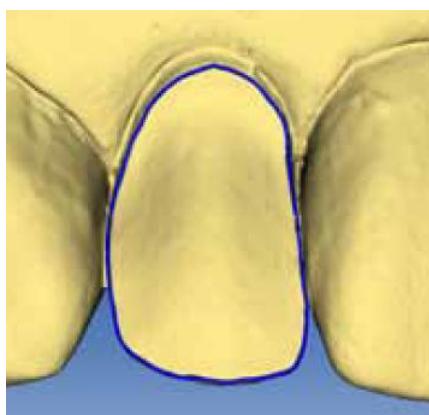
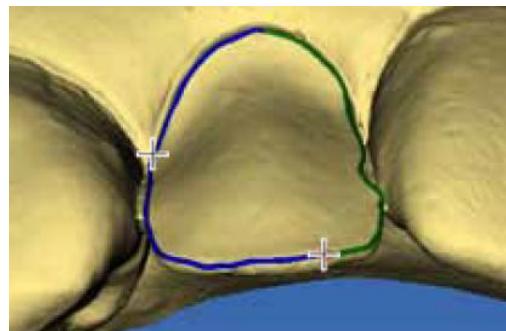


Figure 55. Une rectification manuelle de la délimitation de la préparation permet de corriger les défauts. (ENDER, 2011) [36]

Il est également possible d'éditer une ligne de copie sur la dent controlatérale. Il s'agit de délimiter une zone qui sera dupliquée en image miroir lors de la proposition de restauration par le logiciel.



Figure 56. Edition de la ligne de copie. Il est important d'éditer la ligne de copie en vestibulaire et en palatin afin de copier un maximum de surface dentaire. (ENDER, 2011) [36]

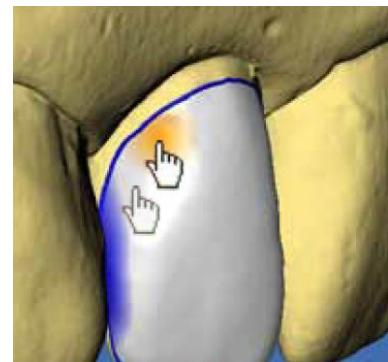
Une fois tous les éléments définis, le logiciel va proposer un montage qui pourra être modulé selon les volontés de l'opérateur pour l'adapter au mieux à la situation clinique. La proposition initiale doit la plupart du temps être retouchée au niveau de la position, de concavités ou convexités éventuelles, des dimensions, etc.

Lors de la réalisation d'une facette avec le système CEREC, il est conseillé d'augmenter légèrement la longueur du montage virtuel afin d'obtenir un bord incisif plus long, qui permettra une petite « marge de manœuvre » lors de l'adaptation finale en bouche. Il existe une option dans le logiciel qui permet d'usiner la pièce avec un dépassement de 100 à 200 microns au niveau de ce bord libre.



Figure 57. Par exemple, le montage proposé (à gauche) par le logiciel est ici trop long, et des concavités dans la région cervicale doivent être corrigées. La position de la facette sera alors modifiée (à droite). (ENDER, 2011) [36]

Figure 58. Les concavités seront corrigées par des ajouts ponctuels de matériau virtuel, par simple « clic » sur les zones concernées. (ENDER, 2011) [36]



Les points de contacts proximaux pourront être évalués quant à eux par un code couleur qui modélise l'importance du contact, avec des couleurs de plus en plus chaudes qui représentent des contacts de plus en plus forts.

Distance	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="background-color: #0070C0; color: white; padding: 2px;">0,1-1 mm</td></tr> <tr> <td style="background-color: #5B7090; color: white; padding: 2px;">50-100 µm</td></tr> <tr> <td style="background-color: #306080; color: white; padding: 2px;">0-50 µm</td></tr> </table>	0,1-1 mm	50-100 µm	0-50 µm
0,1-1 mm				
50-100 µm				
0-50 µm				
Pénétration	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="background-color: #30A050; color: white; padding: 2px;">0-50 µm</td></tr> <tr> <td style="background-color: #FFD700; color: black; padding: 2px;">50-100 µm</td></tr> <tr> <td style="background-color: #A03050; color: white; padding: 2px;">>100 µm</td></tr> </table>	0-50 µm	50-100 µm	>100 µm
0-50 µm				
50-100 µm				
>100 µm				

Figure 59. Les nuances de bleu correspondent à des distances. C'est-à-dire que la pièce prothétique n'est pas en contact avec les dents adjacentes.

Les variations de couleur entre le vert et le rouge indiquent la pénétration virtuelle de la future céramique au niveau des contacts, notamment des contacts proximaux. Ceux-ci doivent représenter une zone homogène verte sur le modèle virtuel. (SIRONA, 2011)

Une fois que le modèle virtuel correspond aux attentes, il est validé et la phase d'usinage peut être lancée.

3 – Fabrication Assistée par Ordinateur

Cette phase se fera dans l'unité d'usinage CEREC MC XL ou CEREC 3 (plus ancienne). Le choix du bloc de céramique à utiliser se fera en fonction des caractéristiques esthétiques et mécaniques voulues selon le type de restauration envisagé.

Dans le cas d'une facette dans le secteur antérieur, nous avons vu que ce choix devait s'orienter vers des blocs de céramique feldspathique ou de vitrocéramique renforcée à la

leucite. Il existe dans ces catégories des blocs polychromatiques très esthétiques, qui faciliteront les caractérisations éventuelles, surtout lors de la réalisation de facette au fauteuil. Les Vitablocs « RealLife » cités plus haut notamment, sont les blocs de choix pour les facettes céramiques antérieures. Le noyau dentinaire courbe est recréé au sein du bloc, entouré de la masse émail, ce qui reproduit le dégradé de teinte d'une dent naturelle.



Figure 60. Bloc Vita RealLife, conseillé pour la conception d'une facette dans le secteur antérieur (à gauche) (VITA, 2010). Positionnement virtuel de la future prothèse (ici une couronne antérieure) au sein du bloc RealLife (à droite) (ENDER, 2011) [36]

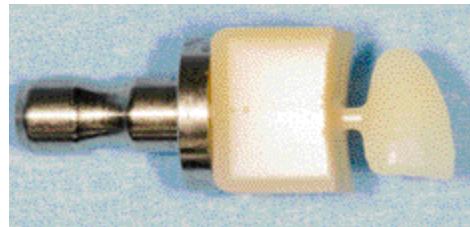
Le logiciel permet de positionner virtuellement au sein du bloc, dans les trois dimensions de l'espace, la facette à fabriquer. De plus, il va le faire automatiquement au niveau de la transition émail/dentine lors de l'utilisation de blocs polychromatiques (position modifiable par l'opérateur).

Il faudra également, avant de lancer l'usinage, choisir la position du point de séparation. Il faut notamment éviter que celui-ci se trouve au niveau d'un point de contact afin de faciliter la mise en place et l'ajustement de la pièce prothétique fabriquée. Dans le cas des facettes, le logiciel propose des positions prédéfinies du point de séparation.



Figure 61. Le logiciel propose ici 4 points de séparation, celui sélectionné apparaît en vert. (ENDER, 2011) [36]

Figure 62. Bloc céramique après usinage. (MOUSSALY et CHIEZE, 2007) [81]



4 - Caractérisations

Les caractérisations majeures pourront essentiellement être réalisées par le prothésiste, donc la plupart du temps en technique indirecte. Mais un maquillage/glaçage de la surface de la facette est possible au cabinet, à condition d'avoir accès à un four à céramique. Et ces caractérisations seront même le plus souvent nécessaires et conseillées pour obtenir un rendu esthétique satisfaisant. Les pièces prothétiques qui concernent les secteurs postérieurs pourront être traitées par simple polissage ; les caractéristiques physiques et mécaniques du matériau seront les mêmes qu'après un glaçage.

Dans le cas particulier des facettes, il est possible d'appliquer des colorants sur l'intrados de la céramique. Il s'agit d'adhésifs teintés qui pourront par transparence rectifier de légers défauts de teinte. Les caractérisations telles que de légères fêlures, des décolorations superficielles, des variations chromatiques, etc. pourront être effectuées en appliquant des colorants pour céramiques en fines couches. Des couches trop épaisses peuvent bloquer le passage de la lumière et donner à la restauration finale un aspect manquant de naturel. Le mieux est de commencer par les surfaces proximales, pour finir par le bord incisif.

Après l'application primaire de colorants, une première cuisson est effectuée dans un four à céramique. Une deuxième phase de caractérisation est possible ensuite, avec la masse de glaçage, en corrigeant d'éventuels petits problèmes de teinte. Après le glaçage, la facette est enfin polie mécaniquement.



Figure 63. Coffret Vita VM9 (à gauche) et Vita Shading Paste (à droite). (VITA, 2012)

Des coffrets contenant tous les produits de caractérisations sont disponibles sur le marché. Par exemple le « Vita Shading Paste », utilisable facilement au cabinet, ou encore le « Vita Akzent », plus complet mais où les colorants sont sous forme de poudres et liquides à mélanger, demandant donc plus de technique.

Le protocole clinique de collage et les finitions se feront de la même manière que vu précédemment.

Etudes cliniques

ARNETZEL G. [4] publie une étude en 2006 comparant le comportement de trois types de restaurations sur une durée de 15 ans. Il compare 358 restaurations réalisées en céramique au laboratoire, en céramique grâce au Cerec, et en or. Les critères d'évaluation sont : perte ou fracture totale de la restauration, fracture partielle, récidive de carie et perte de vitalité de la dent concernée. Le taux de survie pour chaque restauration a été calculé selon la méthode Kaplan-Meier.

Les restaurations réalisées avec le Cerec, et celles en or obtiennent les meilleurs résultats, avec 93% de taux de réussite après 15 ans, bien au-dessus des restaurations en céramique réalisées au laboratoire (68%).

HICKEL R. et MANHART J. [50] ont quant à eux réalisé une étude publiée en 2001, qui compare la longévité de différentes restaurations postérieures : amalgames, ciment au verre ionomère et dérivés, composites directs, inlays composites et céramiques, et restaurations en or. Les moyennes de pertes annuelles pour chaque type de restauration ont été évaluées. On obtient par ordre décroissant : CVI et dérivés (7,7% d'échec), amalgames (3,3%), composites directs (2,2%), inlays composites (2,0%), inlays céramiques (1,6%), inlays en or (1,2%) et enfin inlays CEREC (1,1%).

WIEDHAHN K. (2006) [120] publie une étude sur des facettes réalisées avec le système CEREC. Il évalue le comportement clinique de 509 facettes collées sur dents naturelles, réalisées selon différentes préparations (pas d'extension au niveau du bord incisif, recouvrement inférieur à un tiers du bord incisif, et recouvrement supérieur à un tiers du bord incisif) pendant 9 ans et 6 mois. Il s'appuie sur la méthode d'évaluation Kaplan-Meier. Les facettes réalisées avec une préparation plus importante obtiennent un taux de succès légèrement plus bas, mais l'ensemble de ces facettes enregistrent un taux de réussite situé entre 91 et 94% sur pratiquement 10 ans.

Discussion

Les résines composites ont connu depuis leur mise sur le marché de réelles avancées technologiques. Ces progrès ont permis de faire des restaurations directes à l'aide de ces matériaux un outil fiable et esthétique, mais qui présente toutefois certaines limites. Le problème majeur souvent avancé est l'aspect « opérateur-dépendant » d'une telle reconstitution, mais comme nous l'avons vu, les techniques de stratification permettent une bonne reproductibilité du geste, et répondent, tout du moins à court ou moyen terme, aux demandes esthétiques des patients. DELIPERI S. (2008) obtient de bons résultats sur 5 ans avec des restaurations sur dents non vitales (très léger changement de teinte sur 15 des 26 dents traitées), tandis que MAKEEVA et ses collaborateurs (2002) ne relèvent que 10% de restaurations qualifiées d'excellentes après 9 ans. Malgré les matériaux performants mis à disposition sur le marché, et malgré un bon respect des principes de reconstruction, les résines composites seront exposées à diverses contraintes. Elles seront notamment sujettes aux phénomènes d'infiltration (BRAEM et coll., 1989). Les problèmes de rétraction de prise et de différence de coefficient d'expansion thermique vont également pouvoir entraîner récidives de carie, microfissures et changements de teinte (CHUNG et GREENER, 1990).

Même si parmi la palette des matériaux disponibles, les composites microhybrides mis au point et plutôt appréciés par la profession offrent de bonnes possibilités de résultats, la nanotechnologie qui commence juste à être exploitée dans ce domaine pourra certainement répondre de mieux en mieux à ce type de problème, de par les meilleures propriétés esthétiques, physiques et mécaniques qu'on pourra leur conférer par rapport à la plupart des matériaux actuels (meilleur état de surface, meilleure résistance à l'usure, etc.). L'étude de RASTELLI A.N. et coll. (2012) nous montre aujourd'hui les qualités au moins tout aussi bonnes d'une résine composite nano-chargée par rapport à une résine composite microhybride. VAN DIJKEN J.W. et PALLESEN U. (2012) obtiennent dans une autre étude du comportement clinique des composites issus de la nanotechnologie un taux de réussite de 88,1% après 6 ans pour une résine composite nano-hybride, un taux de réussite comparable aux résines hybrides conventionnelles.

La notion de « réversibilité » pour le patient, et la facilité de ré-intervention pour le praticien, tout en restaurant l'esthétique et la fonction, font de la stratification en technique directe de résine composite une solution thérapeutique intéressante. Elle pourra répondre à de nombreuses situations traumatiques ou problèmes esthétiques antérieurs. Les restaurations adhésives directes concordent également avec le concept actuel d'économie tissulaire, qui est de nos jours une préoccupation majeure. Toutes ces données nous font revoir l'étendue des applications de la stratification de résine composite en technique directe à court ou moyen terme (environ 5 ans), souvent délaissées pour des restaurations indirectes en céramique.

Les restaurations céramiques collées type facettes étaient il y a encore quelques années considérées comme un choix de restauration compliqué et peu fiable par nombre de praticiens. Mais force est de constater aujourd’hui que ces facettes sont devenues une solution esthétique importante voir incontournable de l’arsenal prothétique du praticien.

L’évolution des matériaux céramiques, des systèmes adhésifs et la mise au point de protocoles stricts ont fait de ces reconstitutions collées un acteur majeur de la dentisterie moderne. En revanche, sans pour autant parler de haute technicité, le respect et l’application rigoureuse de procédures tant au niveau de la préparation que du collage conditionnera la réussite clinique. PEUMANS et coll. (1998) conseillent de conserver au moins 50% de l’émail, tandis que MANGANI et coll. (2007) préconisent une préparation uniquement amélaire. GUESS et STAPPERT (2008) considèrent le collage comme étant un des facteurs clé de la réussite à long-terme de facettes céramiques. Il est également important d’avoir recours à une étape diagnostic à l’aide d’un « wax-up » et d’un « mock-up » qui constituent l’analyse préalable nécessaire au succès du projet esthétique (MAGNE et MAGNE, 2006). Une bonne communication entre le praticien et le laboratoire est indispensable lors de cette étape afin que toutes les informations pouvant être recueillies en bouche et pouvant influencer le comportement clinique de la future restauration soient pris en compte (ROUSE et McGOWAN, 1999). Le recul clinique dont nous disposons aujourd’hui permet de mettre en avant ce type de reconstitution. PEUMANS et coll. (2000), DUMFAHRT et SCHÄFFER (2000) ou encore FRADEANI M. et coll. (2005) observent des résultats très satisfaisants sur 10 voire 12 ans, avec un taux de réussite moyen supérieur à 90%. EDELHOFF et SORENSEN (2002) démontrent par ailleurs que les préparations pour facette sont les moins invasives, avec entre 3 et 30% de tissus dentaires retirés. Nous pouvons donc considérer les facettes céramiques collées comme la solution esthétique en secteur antérieur, alliant des qualités esthétiques très satisfaisantes et des propriétés mécaniques excellentes tout en adhérant au concept de préservation des tissus dentaires.

La conception et fabrication assistée par ordinateur aura mis une trentaine d’années pour faire sa place dans le monde de la dentisterie. Aujourd’hui, de plus en plus de praticiens commencent à se laisser séduire par cette « nouvelle » technologie. D’une part parce que les systèmes proposés évoluent et les interfaces deviennent plus faciles d’utilisation, mais également parce que les recherches ont permis la mise au point de matériaux usinables esthétiquement performants et mécaniquement comparables aux réalisations prothétiques faites au laboratoire. La durée de vie de prothèses réalisées avec le CEREC est même supérieure à celle des céramiques réalisées au laboratoire selon l’étude menée par ARNETZL G. (2006) sur 15 ans, avec 93% de réussite. Les systèmes permettant la confection de restaurations prothétiques au cabinet sont encore peu nombreux, avec notamment le système CEREC. Mais la tendance tend vers des procédés qui rendent possible la fabrication de la pièce prothétique voulue dans n’importe quel laboratoire

équipé, par l'envoi d'un fichier numérique contenant l'empreinte optique de la préparation faite au cabinet. Et c'est bien là que l'avancée est intéressante : l'empreinte optique. Les dernières générations de prise d'empreinte numérique en bouche présentent un réel progrès, avec notamment la disparition de poudre de contraste (encore nécessaire sur plusieurs systèmes disponibles). Les caméras de dernière génération pour la prise d'empreinte optique nous permettent une acquisition numérique en temps réels, en enregistrant automatiquement la situation clinique sans avoir besoin de prendre de multiples clichés, et ceci avec la même précision (entre 19 et 35 µm) qu'une empreinte traditionnelle pour des restaurations unitaires ou des bridges de petite étendue (MEHL et coll., 2009). Les unités d'usinage des laboratoires pourront ensuite entreprendre la fabrication de n'importe quelle pièce prothétique, et dans n'importe quel matériau.

La réalisation au fauteuil en une séance d'un élément prothétique unitaire grâce au procédé CEREC, comme une facette céramique, devient de plus en plus envisageable mais les pièces qui en sortent nécessitent encore une étape de maquillage, malgré l'utilisation de blocs polychromatiques comme les « RealLife » de chez Vita, qui représentent tout de même un progrès esthétique dans le domaine. En revanche, les propriétés mécaniques des céramiques disponibles sont très bonnes, et les études concernant le comportement clinique livrent des résultats très satisfaisants. Un taux de succès de 94% sur 10 ans est obtenu lorsque la facette est collée sur une dent naturelle, ce qui correspond au taux de succès de facettes céramique réalisées en laboratoire (WIEDHAHN, 2006).

Il se développera certainement dans les quelques années à venir une uniformisation des réseaux avec la possibilité d'utiliser un procédé pour la conception, et de faire usiner la pièce prothétique par un autre.

Dans tous les cas, ces restaurations font appel à une méthodologie rigoureuse et précise, qui ne laisse pas de place à l'improvisation. La stratification est une méthode directe, donc rapide et moins coûteuse pour le patient car en une seule séance, mais celle-ci sera longue et les qualités esthétiques et cliniques de ces restaurations commenceront à décroître après 5 ans environ. Le praticien doit donc se donner le temps, mais également les moyens à savoir un large panel de résines composites pour les stratifications antérieures afin de pouvoir répondre à toutes situations cliniques. Le facteur temps/coût est donc à prendre en compte au cabinet, par rapport à une technique indirecte.

Nous trouverons une solution esthétique à plus long terme en secteur antérieur avec les facettes céramiques collées. Une fois la technique acquise, le praticien peut espérer de très bons résultats esthétiques et un taux de succès dépassant les 90% sur un peu plus de 10 ans. Qu'elle soit réalisée au laboratoire ou au cabinet grâce aux systèmes de CFAO dentaire, la facette céramique est la solution thérapeutique de choix pour une restauration antérieure alliant esthétisme et fiabilité.

Tableau synthétique comparatif

	Restauration par résine composite stratifiée	Restauration par facette céramique	Restauration par facette céramique (CEREC)
Comportement esthétique à court terme	+	+++	+++
Comportement esthétique à long terme	-	++	++
Economie tissulaire	+++	+	+
Difficulté de réalisation au cabinet	+++	+	+++
Difficulté de réalisation au laboratoire	0	++	+
Coût de réalisation	+	++	+++

Conclusion

Depuis ces 15 dernières années, les progrès dans le domaine des résines composites et la mise au point de techniques de stratification efficaces et reproductibles au cabinet ont permis de proposer au patient une solution thérapeutique économique, fiable et rapide.

Il ne s'agit pas pour autant d'une technique aussi simple qu'elle ne le paraît. Le succès d'une telle restauration passera par deux points essentiels : son intégration esthétique (forme, couleur, saturation et luminosité) et son intégration fonctionnelle. Il est indispensable d'analyser et de bien connaître les différentes caractéristiques liées à la composition anatomique de la dent et à son comportement face à la lumière. Il faudra tenir compte du fait que la dent est bien composée de deux tissus distincts dont les propriétés optiques ne sont pas les mêmes. Le défi est donc de créer une restauration biomimétique en faisant appel à des matériaux qui se comportent comme ou pratiquement comme les tissus naturels.

Nous avons vu que les résines composites disponibles actuellement sur le marché, alliées à une technique de stratification méthodique rendaient possible un tel succès, accessible à tout un chacun.

Cependant, dans un grand nombre de cas, le recours à des reconstitutions en céramique collée constitue la réponse la plus fiable à long terme. En effet, les facettes céramiques atteignent aujourd'hui leur maturité clinique depuis leur première apparition dans les années 30 à Hollywood (PINCUS). Le succès de ces facettes s'explique de nos jours par l'excellente qualité esthétique obtenue, et la préparation « mini-invasive » qu'elles nécessitent, ce qui peut parfois rassurer le patient par rapport à des préparations plus délabrantes pour couronnes. Cette réduction limitée des tissus dentaires ainsi que la situation le plus souvent supra-gingivale mais non moins esthétique des limites minimisent de plus les risques d'hypersensibilités postopératoires, de nécroses pulpaires ou encore de récessions gingivales.

Deux méthodes de fabrication ont été abordées ici, au fauteuil ou au laboratoire grâce à la CFAO, ou au laboratoire de façon traditionnelle. Mais quelle que soit la méthode de fabrication employée, il faudra, pour la réussite clinique dans le temps de ce type de restaurations, sélectionner judicieusement les patients en fonction des indications et contre-indications. Il sera nécessaire également de mettre en œuvre les techniques de préparations conseillées et de respecter strictement le protocole de collage approprié.

Nous pouvons aujourd'hui dire que les facettes céramiques collées sont une modalité de traitement indispensable de la dentisterie prothétique, conservatrice et esthétique actuelle.

Bibliographie

- [1] ABE Y., LAMBRECHTS P., INOUE S., BRAEM M., TAKEUCHI M., VANHERLE G. et Van MEERBEEK B. - Dynamic elastic modulus of “packable” composites. Dent Mater. 2001; 17 : 520-525.
- [2] ANDREASEN FM, FLUGGE E, DAUGAARD-JENSEN J, MUNKSGAARD EC. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study. Endod Dent Traumatol. 1992 Feb;8(1):30-5.
- [3] ANDREASEN FM, DAUGAARD-JENSEN J, MUNKSGAARD EC. Reinforcement of bonded crown fractured incisors with porcelain veneers. Endod Dent Traumatol. 1991 Apr;7(2):78-83.
- [4] ARNETZL G. Different Ceramic Technologies in a Clinical Longterm Comparison. In Mörmann WH (ed.) State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC, Berlin: Quintessence, 2006: 65–72
- [5] ATTAL J-P., GOLDBERG M., HAIKEL Y., JACQUOT B., JONAS P., MEDIONI E., TASSERY H., Matériaux alternatifs à l'amalgame. Les dossiers de l'ADF, 2002, 8-12.
- [6] BARBOSA SH., ZANATA RL., NAVARRO MF., NUNES OB. Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. Braz Dent J 2005. 16(1): 39-44
- [7] BARGHI N, BERRY TG. Post-bonding crack formation in porcelain veneers. J Esthet Dent. 1997;9(2):51-4.
- [8] BAYNE SC, TAYLOR DF. Dental materials-. In: STURDEVANT CM, ROBERSON TM, HEYMANN HO, STURDEVANT JR, editors. The art and science of operative dentistry. St Louis: CV Mosby; 1995. p. 207-87.
- [9] BEIER US, GRUNERT I, KULMER S, DUMFAHRT H. Quality of impressions using hydrophilic polyvinyl siloxane in a clinical study of 249 patients. Int J Prosthodont 2007; 20(3):270-4.
- [10] BELSER UC, MAGNE P, MAGNE M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. J Esthet Dent. 1997; 9(4):197-207.
- [11] BERTHAULT G.N., DURAND A.L., LASFARGUES J.J., DECUP F. Les nouveaux composites : évaluation et intérêts cliniques pour les restaurations en technique directe. Rev Odont Stomat. 2008; 37:177-197.
- [12] BICHACHO N., Cervical contouring concepts: enhancing the dentogingival complex. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1996 Apr;8(3):241-54; quiz 256.

- [13] BOLLEN CM, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997 Jul;13(4):258-69.
- [14] BOWEN RL. Dental filling material comprising vinyl silane-treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycicyl acrylate. US Patent; 1962 (3066:112).
- [15] BRAEM M., FINGER W., Van DOREN VE., LAMBRECHTS P., VANHERLEG. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater.* 1989 ; 5 : 346-349.
- [16] BUONOCORE M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34:849-853.
- [17] CALAMIA JR, SIMONSEN RJ; Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res.* 1984; 63:179.
- [18] CALAMIA JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent.* 1983 Sep-Oct;53(6):255-9.
- [19] CASTELNUOVO J., TJAN AH, PHILIPPS K, NICHOLLS JI. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent.* 2000 Feb;83(2):171-80.
- [20] CASTELNUOVO J., TJAN A.H.L., LIU P. Microleakage of multi-step and simplified -step bonding systems. *Amer J Dent* 1996; 9:245-248.
- [21] CHRISTENSEN GJ. Veneering of teeth. State of the art. *Dent Clin North Am.* 1985 Apr; 29(2):373-91.
- [22] CHUNG KH, GREENER EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration, and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehab.* 1990 ; 17 : 487-494.
- [23] DANIEL X. Apport du Cerec/inLab à la réalisation de prothèses fixées unitaires et plurales. *Strat Proth.* 2003 ; (3) 5 : 373-392.
- [24] DECUP F., Odontologie restauratrice, Restaurations antérieures esthétiques : les résines composites en directes et les facettes collées. http://www.adf.asso.fr/efm/site/thesaurus/detail_conference.efm?rubrique_origine=21&conference=8. 1999
- [25] DEGRANGE M. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. *Réalités Cliniques* 2005 ; 16(4) : 327.

- [26] DELIPERI S. Clinical evaluation of nonvital tooth whitening and composite resin restorations: five-year results. *Eur J Esthet Dent.* 2008 Summer; 3(2):148-59.
- [27] DEVIGUS A., LOMBARDI G. Facettes en Vitablocs for Cerec/inLab, guide clinique et prothétique. VITA. Edition 06-06.
- [28] DIETSCHI D., Free-hand composites resin restorations : A key to anterior aesthetics. *Pract. Periodont. Aesthet. Dent.*, 1995, 7, 7, 15-25.
- [29] DIETSCHI D., Composites directs : protocole de stratification en postérieur et antérieur. Compte-rendu SOP, Juillet 2005. <http://www.dreamdirectdesign.com/dentisfuturis/modules/news/article.php?storyid=581>
- [30] DIETSCHI D., Layering concepts in anterior composite restorations. *J. Adhes. Dent.* 2001, 3 : 71-80.
- [31] DUARTE S, PHARK JH, BLATZ M, SADAN A, Étude des états de surface des céramiques pour collage adhésif. *Quintessence* 2/2011.
- [32] DUMFAHRT H, SCHÄFFER H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *Int J Prosthodont.* 2000 Jan-Feb;13(1):9-18.
- [33] DUMINIL G., ALLARD Y, ANDRE J. Caméra de prise d'empreinte, l'heure du choix ? *Inf Dent.* 2011 Nov 23 ; (40) 45-59.
- [34] DURET F., DURET B., PELISSIER B. CFAO, futur prometteur. *Inf Dent.* 2007 Sept 5 ; 1704-1712.
- [35] EDELHOFF D, SORENSEN JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):503-9.
- [36] ENDER A. Cerec 4.0, guide clinique. Sirona Dental Systems ; 2011.
- [37] FERRARI M, PATRONI S, BALLERI P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992;12(5):407-13.
- [38] FRADEANI M., REDEMAGNI M., CORRADO M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005 Feb;25(1):9-17.
- [39] FRIEDMAN M.J. A 15-year review of porcelain veneer failure: a clinicians' observations. *Compendium* 1998;6:625-636.
- [40] FRON H, COUDRAY L., ATTAL J.P., Céramiques et CFAO, lesquelles choisir ? *Inf Dent.* 2007 ; 29

- [41] FRON H., TIRLET G., ATTAL JP. Les silanes mieux les connaître pour mieux les utiliser. *Inf Dent.* 2009 ; 20 : 1058-1063.
- [42] GEURTSEN W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11:333-55.
- [43] GIANORDOLI N. R., SANTIAGO S.L., MENDONCA J.S., PASSOS V.F., LAURIS J.R., NAVARRO M.F. One year clinical evaluation of two different types of composite resins in posterior teeth. *Contemp Dent Pract.* 2008 May 1;9(4):26-33.
- [44] GROTHEN M, PROBSTER L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997 Mar-Apr;10(2):169-77.
- [45] GUERRIERI A, DECUP F. Intégration esthétique des composites antérieurs Cl III (site 2). ; *Information Dentaire* 2009 ; 91(30) :1633-1640.
- [46] GUESS PC, STAPPERT CF. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater.* 2008 Jun;24(6):804-13.
- [47] GÜREL G. Les facettes en céramiques : de la théorie à la pratique. Paris: Quintes Int, 2005.
- [48] HALVORSON R. H., ERICKSON R. L., DAVIDSON C. L. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dent Mater.* 2003; 19:327-333.
- [49] HEWLETT ER. Esthetic restorative materials. In: *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. Osaka: Quintessence books; 1994. p. 10-57.
- [50] HICKEL R, MANHART J. Longevity of Restorations in Posterior Teeth and Reasons for Failure. *J Adhesive Dent* 2001; 3: 45–64.
- [51] HIGHTON R, CAPUTO AA, MATYAS J. A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J Prosthet Dent.* 1987 Aug;58(2):157-61.
- [52] HORN HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am.* 1983 Oct; 27(4):671-84.
- [53] HOOSHMAND T., VAN NOORT R., KESHVAD A. Bond durability of the resinbonded and silane treated ceramic surface. *Dent. Mater.* 2002; 18: 179-88.
- [54] HUI K.K.K., WILLIAMS B., HOLT R.D. A comparative assessment of the strength of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Brit Dent J* 1991; 17:51-55.
- [55] ILIE N, RENCZ A, HICKEL R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan;17(1):185-93.

- [56] JAYASOORIYA PR, PEREIRA PN, NIKAIDO T, TAGAMI J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restorative Dent* 2003;15:105-113.
- [57] JONES D.W., Biomatériaux composites dentaires. *J Can Dent Assoc.*, 1998, 64, 732-4.
- [58] JORDAN R.E., Esthetic composite bonding. Technique and materials. -2^{ème} Ed. Canada : Mosby Year Book, 1991. -371p.
- [59] KARLSSON S. A clinical evaluation of ceramic laminate veneers. *Int J Prosth* 1992; 5:447-451.
- [60] KHUN G., COLON P., Composites antérieurs : technique de stratification simplifiée. *Réalités Cliniques*, 2003, 14, 4, 409-421.
- [61] KOUBI S., FAUCHER A. Restaurations antérieures directes en résine composite : des méthodes classiques à la stratification. EMC (Elsevier SAS, Paris), *Odontologie*, 23-136-M-10, 2005.
- [62] Laboratoire 3M santé, 3M ESPE, recueil de résultats scientifiques, Filtek Suprême XT, Composite universel. Etudes cliniques in vivo, recherche in vitro. 2005 ; 51.
- [63] LIM C.C. Case selection for porcelain veneers. *Quintes Int* 1995; 26:311-315.
- [64] LOPES G.C., OLIVEIRA G.M.S., Student, Direct composite resin restorations in posterior Teeth. <http://ce.compendiumlive.com/loadarticle.asp?quizid=87>
- [65] MAGNE P, DOUGLAS WH. Additive contour of porcelain veneers: a key element in enamel preservation, adhesion, and esthetics for aging dentition. *J Adhes Dent* 1999;1(1):81-92.
- [66] MAGNE P, BELSER U. Restaurations adhésives en céramique sur les dents antérieures : approche biomimétique. Paris : Quintessence International, 2003.
- [67] MAGNE P, DOUGLAS WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int*. 1999 Oct;30(10):661-72.
- [68] MAGNE P, HOLZ J. Stratification of composite restorations: systematic and durable replication of natural aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996;8:61-8.
- [69] MAGNE P, KWON KR, BELSER U, HODGES JS, DOUGLAS WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent*. 1999 Mar;81(3):327-34.
- [70] MAGNE P., MAGNE M., Wax-up et mock-up pour la préservation de l'émail dans le cas de facettes céramique, *J Esthet Dent*. 2010 ; Vol 2, 2.

- [71] MAGNE P, KIM TH, CASCIONE D, DONOVAN TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent* 2005; 94:511–519.
- [72] MAGNE P, BELSER UC. Novel porcelain laminate preparation approach driven by a diagnostic mock-up. *J Esthet Restor Dent* 2004;16(1):7-16; discussion 17-8.
- [73] MAKEEVA I.M., SHELEMET'EVA G.N., TURKINA A. Long-term results of front teeth restoration using light-curing composite materials. *Stomatologija (Mosk)*. 2002;81(5):41-4.
- [74] MANDIKOS MN. Polyvinylsiloxane impression materials : an update on clinical use. *Aust Dent J* 1998 ; 43 :428-434.
- [75] MANGANI F, CERUTTI A, PUTIGNANO A, BOLLERO R, MADINI L. Clinical approach to anterior adhesive restorations using resin composite veneers. *Eur J Esthet Dent*. 2007; 2(2):188-209.
- [76] MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R, BUONOCORE. Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29: 481-508.
- [77] MANHART J., Esthétique antérieure parfaite grâce aux facettes céramiques collées, *Rev Mens Suisse Odontostomatol Vol. 121 1/2011*.
- [78] MEHL A, ENDER A, MORMANN W, ATTIN T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*. 2009; 12(1): 11–28.
- [79] MORMANN WH., BINDL A. The Cerec 3 a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Inter.*; 2000; Q1: 699-712.
- [80] MOSZNER N. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnol* 2004; 1:130-56.
- [81] MOUSSALY C., CHIEZE JB. Facette céramique par CFAO directe. *Inf Dent*. 2007 Sept 5 ; (29) 1677-1681.
- [82] NORDBØ H, RYGH-THORESEN N, HENAUG T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent*. 1994 Dec;22(6):342-5.
- [83] OZEL E., KAZANDAG M.K., SOYMAN M., BAYIRLI G. Two-year follow-up of fractured anterior teeth restored with direct composite resin: report of three cases. *Dent Traumatol*. 2008 Oct; 24(5):589-92.
- [84] PANT R, JUSCZYK AS, CLARK RK, RADFORD DR. Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials. *J Dent* 2008; 36(6):456-61.

- [85] PELISSIER B. Matériaux et CFAO dentaire. Le Fil Dentaire. Mars 2010 ; (51) 58-62.
- [86] PELISSIER B. Matériaux, clinique et CFAO dentaire. Le Fil Dentaire. Mai 2011 ; (63) 60-62.
- [87] PERAKIS N, BELSER UC, MAGNE P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24(2):109-17.
- [88] PEUMANS M, HIKITA K, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*. 2007 Apr; 35(4):282-8.
- [89] PEUMANS M, VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P, VANHERLE G., Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000 Mar;28(3):163-77.
- [90] PEUMANS M., VAN MEERBEEK B., LAMBRECHTS P., VUYLSTEKE-WAUTERS M., VANHERLE G. Five-year clinical performance of porcelain veneers: Quintes Int 1998; 29:211-221.
- [91] PISANI-PROENCA J, ERHARDT MC, VALANDRO LF, GUTIERREZ-ACEVES G, BOLANOS-CARMONA MV, DEL CASTILLO-SALMERON R, BOTTINO MA. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 2006 Dec;96(6):412-7.
- [92] RASKIN A., SALOMON J. P., J. SABBAGH. Les résines composites: classification - évolution. *Réal Clin* 2005;16:297-312.
- [93] RASKIN A., TASSERY H., SALOMON J. P., SABBAGH J. Les résines composites: propriétés et indications cliniques. *Réal Clin* 2005;16:313-326.
- [94] RASTELLI AN, JACOMASSI DP, FALONI AP, QUEIROZ TP, ROJAS SS, BERNARDI MI, BAGNATO VS, HERNANDES AC. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012 Jun;75(6):758-65.
- [95] RAWLS HR. Dental polymers. In: ANUSAVICE KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*. St Louis: WB Saunders; 2003 ; 143-69.
- [96] ROUAS P., DELBOS Y. Etat de surface dentaire et intégration esthétique. *Clinic* 2006; 27:35-41
- [97] ROULET JF, SODERHOLM KJ, LONGMATE J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res*. 1995 Jan;74(1):381-7.

- [98] ROUSE J, McGOWAN S. Restoration of the anterior maxilla with ultraconservative veneers: clinical and laboratory considerations. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1999 Apr; 11(3):333-9.
- [99] SCHERRER SS., DE RIJK WD. The fracture resistance of all ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prostho 1993;6:462-467.
- [100] SIRONA. inEos Blue : précision, rapidité et contrôle. Manuel de documentation. Sirona Dental Systems ; 2010.
- [101] SPREAFICO R., DIETSCHI D., Concepts et matériaux modernes pour le traitement conservateur des dents postérieures en technique adhésive. Réalités Cliniques, 1998, 9, 3, 363-375.
- [102] STRAUMANN. iTero, manuel de documentation. Institut Straumann AG ; 2011.
- [103] SWIFT EJ Jr. Critical appraisal: immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. J Esthet Restor Dent. 2009;21(1):62-7.
- [104] TIRLET G, ATTAL J P. Stratification de composite dans le secteur antérieur : Indications actuelles et choix des matériaux – Inf Dent. 2010 ; 92(43) :21-27.
- [105] TJAN A.H.L., CASTELNUOVO J., LIU P. Bond strength of multi-step and simplified –step systems. Amer J Dent 1996; 9:269-272.
- [106] TOFFENITTI F., VANINI L., Les composites dans les restaurations esthétiques. Prat. Dent., 1986, 1, 8, 7-9.
- [107] TOUATI B., Restaurations en composite en méthode directe : mise en forme et polissage. Inf. dent., 1999, 34, 2459-2453.
- [108] TOUATI B, MIARA P, NATHANSON D. Dentisterie esthétique et restaurations en céramique. Paris: Editions CdP, 1999.
- [109] UNGER F. La CFAO dentaire. Strat. Proth. ; 2003 ; 5 : 327-341.
- [110] VANINI L. Light and color in anterior composite restorations. Pract Periodont Aesthetic Dent 1996; 8:673-682
- [111] VANINI L., Technique de stratification anatomique. Restaurations en résine composite des secteurs antérieurs. Inf. Dent., 2006, 88, 37, 2291-2299.
- [112] VAN DIJKEN JW, PALLESEN U. Composite nano-hybrid. A six-year prospective randomized study of a nano-hybrid and a conventional hybrid resin composite in Class II restorations. Dent Mater. 2012 Oct 9.

- [113] VAN NOORT R. Resin composites and polyacid-modified resin composites. In: VAN NOORT R, editor. Introduction to dental materials. St. Louis: CV Mosby; 2002 ; 96-123.
- [114] VAN NOORT R. Structure of polymers. In: VAN NOORT R, editor. Introduction to dental materials. St. Louis: CV Mosby; 2002 ; 33-41.
- [115] VILLARES CF., Comment restaurer une incisive centrale maxillaire ? Dentoscope, Avril 2010, 63, 36-40.
- [116] VREVEN J., RASKIN A., SABBAGH J., VERMEERSCH G., LELOUP G. Résines composites. EMC (Elsevier SAS, Paris), Odontologie, 23-065-E-10, 2005.
- [117] WALL G.I., REISBICK M.H., JOHNSTON W.M. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. Int J Prostho 1992; 5:441-446.
- [118] WATTS DC, CASH AJ. Analysis of optical transmission for 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. J Dent 1994; 22:112-7.
- [119] WEISROCK G, MERZ R, KOUBI S, TASSERY H, FAUCHER A.J. Restaurations du secteur antérieur en résine composite. Inf Dent, 2010, 92 (7): 14-19.
- [120] WIEDHAHN K. CEREC Veneers: Esthetics and Longevity. In MörmannWH (ed.) State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC, Berlin: Quintessence, 2006: 101–112.
- [121] WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, CELIS JP, VANHERLE G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 1992; 8:310-9.
- [122] WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VANHERLE G. Composite resins in the 21st century. Quintessence Int 1993.
- [123] YOSHIDAY. , SHIRAI K., SHINTANI H., OKASAKI D., SUZUKI K., VAN MEERBECK B. Effect of presilanization filler decontamination on aesthetics and degradation resistance of resin composites. Dent Mater J 2002;21:383-395.
- [124] ZYMAN P., KUHN G., COLON P. Restaurations invisibles en résines composites. Concepts cliniques en odontologie conservatrice. 2001 ; 135-147.
- [125] ZYMA N P., Fracture des bords incisifs : comment contrôler les difficultés opératoires avec les composites utilisés en technique directe ? Les Cahiers de l'ADF, 2000, 9.
- [126] 3M ESPE. Scanner intro-oral Lava COS. Manuel de documentation. 3M ESPE AG ; 2012.

FRENAY (Cyril) – Restauration esthétique antérieure : de la résine composite à la facette céramique, comparaison et critères de choix.

(Thèse : Chir. Dent. : Lyon : 2013.012)

N°2013 LYO 1D 012

Nous savons aujourd’hui que l’esthétique occupe une place importante dans la demande des patients, embellir son sourire, son visage, fait partie des objectifs premiers de notre société moderne. Du côté du praticien, la recherche de l’esthétique et du mimétisme des restaurations est également une priorité.

Pour répondre à cette demande esthétique croissante, la dentisterie adhésive a fait de réels progrès. Les résines composites évoluent sans cesse pour aboutir à des résultats esthétiques et fonctionnels de qualité, mais ces résines ne se prêtent pas forcément à toutes les situations. En effet, certaines pertes de substances, dans un contexte clinique bien défini, ou d’autres situations notamment en terme de coloration ou malposition des dents, nécessiteraient plus favorablement d’être traitées par des facettes céramiques. En effet ces facettes entièrement céramiques, associées à un protocole de collage strict, offrent la possibilité de proposer au patient une modalité thérapeutique à la fois esthétique et conservatrice, ménageant les tissus naturels et permettant d’éviter d’avoir recours à un recouvrement complet de la dent dans la région antérieure des arcades dentaires.

Rubrique de classement : Odontologie Conservatrice

Mots clés :

- Stratification
- Facette
- C.F.A.O.

Mots clés en anglais :

- Layering
- Veneer
- CAD/CAM

Jury :

Président : Monsieur le Professeur Guillaume MALQUARTI
Assesseurs : Madame la Professeure Dominique SEUX
Monsieur le Docteur Thierry SELLI
Monsieur le Docteur Stéphane VIENNOT

Adresse de l'auteur :

Cyril, FRENAY
112 RUE VENDOME
69006 LYON