



Etude colorimétrique d'une résine composite de collage

Pierre Cuny

► To cite this version:

Pierre Cuny. Etude colorimétrique d'une résine composite de collage. Sciences du Vivant [q-bio]. 2007. hal-01731901

HAL Id: hal-01731901
<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01731901>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

T/OD/N/2007/37-0

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ - NANCY I
FACULTE D'ODONTOLOGIE



Année 2007

h: 37-06

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Pierre CUNY

né le 20 janvier 1981 à Remiremont (Vosges)

Etude colorimétrique d'une résine composite de collage

Présentée et soutenue publiquement le 28 juin 2007

J.-P. LOUIS

Professeur des Universités

Président

J. SCHOUVER

Maître de Conférences des Universités

Juge

J.-P. SALOMON

Maître de Conférences des Universités

Juge

M. ENGELS DEUTSCH

Maître de Conférences des Universités



D

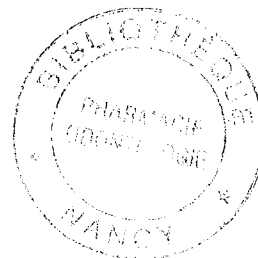
(11) 118208 840

16 / 11/2007

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ - NANCY I

FACULTE D'ODONTOLOGIE



Année 2007

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Pierre CUNY

né le 20 janvier 1981 à Remiremont (Vosges)

Etude colorimétrique d'une résine composite de collage

Présentée et soutenue publiquement le 28 juin 2007

J.-P. LOUIS

Professeur des Universités

Président

J. SCHOUVER

Maître de Conférences des Universités

Juge

J.-P. SALOMON

Maître de Conférences des Universités

Juge

M. ENGELS DEUTSCH

Maître de Conférences des Universités

Juge

Vice-Doyens : Dr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE - Dr Jacques PREVOST

Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG - Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme M. <i><u>DROZ Dominique (Desprez)</u></i> PREVOST** Jacques MARCHETTI Nancy ROY Angélique (Mederlé) SABATIER Antoine	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme Mlle M. <i><u>FILLEUL Marie Pierryle</u></i> BRAVETTI Morgane GEORGE Olivier	Professeur des Universités* Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. M. Mme <i><u>WEISSENBACH Michel</u></i> CELEBI Sahnüseyin JANTZEN-OSSOLA Caroline	Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. Mme M. Mme M. <i><u>MILLER** Neal</u></i> AMBROSINI Pascal BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) PENAUD Jacques BACHERT Martine PONGAS Dimitrios	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. Mlle M. <i><u>BRAVETTI Pierre</u></i> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian LE Audrey PERROT Ghislain	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mme <i><u>WESTPHAL** Alain</u></i> MARTRETTE Jean-Marc MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. M. <i><u>AMORY** Christophe</u></i> FONTAINE Alain ENGELS DEUTSCH** Marc CLAUDON Olivier PERRIN Sébastien SIMON Yorick	Maître de Conférences Professeur des Universités* Professeur 1 ^{er} grade* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. M. <i><u>SCHOUVER Jacques</u></i> LOUIS** Jean-Paul ARCHIEN Claude LAUNOIS** Claude KAMAGATE Sinan DE MARCH Pascal HELPER Maxime SEURET Olivier WEILER Bernard	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant associé au 1/10/05 Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme <i><u>STRAZIELLE** Catherine</u></i> SALOMON Jean-Pierre HOUSSIN Rozat (Jazi)	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2007

italique : responsable de la sous-section

* temps plein - ** responsable TP

Nancy, le 01.04.2007

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

A mon Président

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des palmes académiques

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Sous-section : Prothèses

Je tiens tout particulièrement à rendre hommage à vos qualités pédagogiques, relationnelles et humaines qui m'ont influencées durant mon cursus universitaire et continuent à le faire dans la pratique quotidienne de mon métier.

Veillez trouver dans ce travail, le témoignage de ma gratitude et de ma profonde estime.

A mon Directeur de Thèse

Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la Sous-section : Prothèses

Je vous remercie pour vos grandes qualités d'écoute, de rigueur et de sympathie à mon égard. Vous m'avez enseigné beaucoup de valeurs fondamentales sur la prothèse et l'approche de la patientèle lors de mon passage dans votre établissement.

Veillez trouver en ce recueil, le témoignage de ma sincère reconnaissance.

A mon juge

Monsieur le Docteur Jean-Pierre SALOMON

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Biomatériaux

Je vous remercie pour votre disponibilité et tout l'intérêt que vous avez manifesté lors de la rédaction de ce travail, surtout dans les dernières heures...

Acceptez par cette étude expérimentale, le témoignage sincère de ma gratitude et mon profond respect.

A mon juge

Monsieur le Docteur Marc ENGELS-DEUTSCH

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Louis Pasteur, Strasbourg

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

Vous m'avez fait confiance en m'accordant la possibilité d'exercer dans votre établissement. Vous avez encore renforcé mes exigences et ma rigueur dans le travail, choses en lesquelles je croyais déjà auparavant.

J'espère que vous trouverez dans ce travail, les mêmes qualités que celles que je déploie chez vous chaque jour.

REMERCIEMENTS PERSONNELS

A mes parents,

Qui m'ont apporté tant d'amour et de soutien tout au long des ces longues études. Ils m'ont également offert leur hebdomadaire « et ta thèse, ça avance ?! » qui n'ont pas eu d'effet proprement stimulants mais avaient au moins le mérite de me rappeler qu'une dernière petite souffrance est nécessaire pour pratiquer ce beau métier. Je vous dédie ce travail, témoin final d'un cursus scolaire que je n'ai pas traversé seul.

A mon frère Barthélemy,

Avec qui je partage beaucoup de chose. Un retour en Lorraine tous les mois, tu es sur que ce n'est pas un peu juste ?

A ma fiancée Aude,

Pour son soutien quotidien, son aide pour certains tableaux et traductions et bien sur pour son amour passionnel.

A mes Grands Parents Jean et Malou,

Pour leur amour s'apparentant plus à celui d'un cinquième fils qu'à celui d'un petit fils, et tous ces lundis midis récréatifs qui me rechargent en bonne humeur.

A la mémoire de mon Papi Jeannot,

Qui aurait été extrêmement fier d'être là lors de la présentation de ce travail et de pouvoir me voir exercer.

A tout le reste de ma famille,

Mamie Rose, Mireille et Zou, Dédée et Michel, les Schmitt de Volmerange, Céline, mon parrain Pierre-Yves et tous les autres pour lesquels les distances ne facilitent pas les rapprochements.

A François,

Mon ancien coloc' sans qui ma P1 aurait été fortement compromise et pour notre amitié toujours fidèle.

A Rémi Nanard,

Pour ces 12 mois de stage qui sont passés bien vite. Est-ce parce qu'on a bien rigolé (c'est important le rire...) ou parce que certaines matinées d'été dans le Toulinois ont « défilées » à 210 km /h.

A Steph,

Qui incarne le petit diable qu'on a tous au dessus de la tête lorsque notre bonne conscience nous dicte une conduite.

A Olivier,

Parce qu'on est copain un point c'est tout !

A J.P. Crance,

Pour ces conseils professionnels aussi bien que militaires qui sont toujours d'une grande sagesse.

Aux amis de Dommartin,

Guiguitt, Memet, Rémi, Manu et Adeline, Seb et Francine, Nico et Aurore et j'en passe. Voilà vos noms dans un ouvrage qui peuplera une bibliothèque universitaire. C'est pas encore la Star Ac' mais c'est déjà le début de la célébrité.

REMERCIEMENTS SPECIAUX

A la société IVOCLAR VIVADENT, et plus particulièrement à son directeur Monsieur Ulrich SCHMIDT,

Qui a cru en la portée scientifique de cette étude et qui a gracieusement mis à notre disposition, tous les produits nécessaires à l'élaboration de ce travail.

Au Professeur François KOHLER,

Qui m'a très aimablement accueilli dans son laboratoire et a résolu mes soucis statistiques avec une grande rapidité et efficacité.

Etude colorimétrique d'une résine composite de collage.



I. Généralité sur la restauration prothétique antérieure.

I.A. Introduction.

I.B. Contexte d'emploi d'une colle composite.

I.B.1. La restauration antérieure.

I.B.1.a Généralités

I.B.1.b. Techniques de réhabilitation.

I.B.1.b.1 La couronne.

I.B.1.b.1.α. Métallique précieuse ou semi précieuse.

I.B.1.b.1.β. Céramique modifiée par adjonction de différents minéraux.

I.B.1.b.2. La facette cosmétique.

I.B.1.b.3. Le bridge.

I.B.1.b.4. Les inlay/onlay.

I.B.1.c. Matériaux de réalisation cosmétique : la céramique.

I.B.1.c.1. Composition.

I.B.1.c.2. Propriétés mécaniques.

I.B.1.c.3. Les différents types de céramique.

I.B.1.c.4. Origine des couleurs des céramiques.

I.B.1.c.5. Les différents supports céramique pure.

I.B.1.c.5.α. Injection dans un moule.

I.B.1.c.5.β. Céramique coulée et vitrocéramisée.

I.B.1.c.5.γ. Céramique pressée à chaud.

I.B.1.c.5.δ. Technique à la barbotine infiltrée de verre.

I.B.1.c.5.ε Usinage par technique CFAO/CAO.

I.B.2. Le joint dento-prothétique :

I.B.2.a. Généralités.

I.B.2.b. Propriétés.

I.B.2.b.1. Etanchéité.

I.B.2.b.2. Biocompatibilité avec les tissus adjacents.

I.B.2.b.3. Propriété bactéricide ou bactériostatique.

I.B.2.b.4. Epaisseur.

I.B.2.b.5. La manipulation du produit de collage ou de scellement.

I.B.2.b.6. L'élimination facile des excès.

I.B.2.b.7. Qualités optiques.

I.B.3. Propriétés esthétiques liées à la lumière d'une restauration antérieure.

I.B.3.a. La couleur et la lumière.

I.B.3.b. La caractérisation de la dent.

I.B.3.b.1. La translucidité.

I.B.3.b.2. L'opalescence.

I.B.3.b.3. La couleur.

I.B.3.b.3.α. La saturation

I.B.3.b.3.β. La luminosité.

I.B.3.b.3.γ. La teinte ou tonalité chromatique.

I.B.3.b.4. La fluorescence.

I.B.3.b.5. L'état de surface.

I.C. Données relatives au collage des facettes céramiques.

I.C.1. Généralités.

I.C.1.a. Collage à l'émail.

I.C.1.b. Collage à la dentine.

I.C.1.c. Collage à la céramique.

I.C.1.c.1. Le mordantage.

I.C.1.c.2. La silanisation.

I.C.2. Les colles résines composites.

I.C.2.a. Composition.

I.C.2.b. Présentation du VARIOLINK II®.

II. Etude colorimétrique.

II.A. Introduction.

II.B. Matériels et méthodes.

II.B.1. Manipulation des échantillons.

II.B.2. Analyse statistique.

II.C. Résultats.

II.C.1. Résultats expérimentaux.

II.C.2. Analyses statistiques.

II.D. Discussion.

II.E. Conclusion.

III. Bibliographie.

I. Généralité sur la restauration prothétique antérieure.



I.A. Introduction.

Ces dernières années, l'évolution des propriétés des biomatériaux utilisés en dentisterie esthétique, ainsi que l'optimisation des procédures de collage associée à la demande croissante des patients ont permis d'améliorer les procédures de restauration coronaire très économe des tissus dentaires minéralisés.

Le secteur antérieur est naturellement le plus concerné par l'évolution de ces classes de biomatériaux.

Deux familles de bio-matériaux sont indiquées :

- les biomatériaux organiques : les résines composites,
- les biomatériaux de structure minérale : les céramiques dentaires.

Si le mode de reconstruction basé sur les seuls composites adhère à l'émail et à la dentine par un système de collage plus ou moins simple, il n'en va pas de même pour les céramiques inertes et dépourvues d'interface propice au collage. Cette propriété physico-chimique impose l'élaboration d'un moyen de collage complexe faisant appel à plusieurs composés compatibles entre eux et aboutissant à une adhésion fonctionnelle, durable et esthétique.

Quelle que soit la solution choisie pour redonner à une dent sa beauté et sa solidité originelle, il convient de connaître le champ d'application de chacun de ces matériaux.

Ce travail va porter sur les propriétés colorimétriques d'un matériau : le VARIOLINK II® de IVOCLAR VIVADENT®. C'est une résine composite duale où base et catalyseur sont présentés en petites seringues de 2,5g. indiquée pour le collage des pièces prothétiques de recouvrement complet (couronnes) et partiel (facettes en résines composites et en céramique).



Seringues de 2.5g VARIOLINK II® base et catalyseur.

D'après <http://www.ivoclarvivadent.com/>

I.B. Contexte d'utilisation d'une colle composite.

I.B.1 La restauration antérieure.

I.B.1.a Généralités.

Le bloc incisivo-canin, de part sa position frontale, est particulièrement exposé aux traumatismes divers.

Bien qu'en régression dans nos pays occidentaux, la carie dentaire demeure également responsable d'importantes destructions et pertes tissulaires.

Ainsi les principales indications des traitements prothétiques antérieurs sont :

- les traumatismes,
- la lésion carieuse,
- les anomalies de structure et de forme,
- les décolorations dentinaires.

Si la prothèse adjointe est moins coûteuse, la prothèse fixée reste la meilleure solution de traitement pour répondre aux attentes esthétiques et fonctionnelles qu'exige le patient si toutefois l'environnement buccal le permet.

La prothèse conjointe ou fixée est représentée par quatre grandes techniques de reconstruction : la couronne, la facette cosmétique, le bridge, les inlay/onlay.

I.B.1.b. Techniques de réhabilitation.

I.B.1.b.1. La couronne.

La couronne prothétique est un élément artificiel dont l'anatomie rappelle celle d'une couronne naturelle et qui va prendre la place d'une dent détruite ou détériorée. Elle peut se fixer soit sur les éléments résiduels soigneusement aménagés de la dent, soit sur un implant endo-osseux.

Les matériaux de confection peuvent être métalliques précieux, semi précieux, non précieux ou céramiques. Seuls ces derniers ont des propriétés esthétiques intéressantes liées à la lumière.

La confection des couronnes métalliques s'effectue par coulée du métal en fusion dans un moule adapté sur mesure grâce à une technique à cire perdue. C'est la méthode la plus ancestrale pour obtenir une pièce prothétique.

L'intégration d'un élément cosmétique tel que la céramique nécessite une chape solide pour supporter ce matériau fragile de part ses propriétés mécaniques et physico-chimiques. On peut rencontrer deux types de chapes sous la céramique d'une couronne:

- Métallique précieuse, semi précieuse et non précieuse
- Céramique modifiée par adjonction de différents minéraux.

I.B.1.b.1.α. Métallique précieuse, semi précieuse et non précieuse.

C'est la couronne céramo-métallique. La chape est obtenue par coulée du métal chaud en utilisant une technique à cire perdue. Une poudre de céramique humide est ensuite déposée sur l'extrados prothétique. Pour finir, l'ensemble est cuit afin d'agglomérer la poudre sans cohésion de façon à la transformer en verre. La température de fusion

de la céramique doit être relativement basse pour ne pas risquer la déformation de la chape métallique au moment de la cuisson.

Le rendu esthétique de ce type de restauration n'est pas irréprochable. Les propriétés lumineuses de la céramique sont ternies par l'opacité de la chape métallique. Celle-ci interdit toute circulation de lumière au sein du cœur de la couronne.

Le choix de la couleur adéquate du matériau de collage ou de scellement est également rendu inutile car celui-ci prend place sous la chape métallique. Si les règles d'élaboration du congé sont respectées, le matériau d'assemblage devient donc totalement invisible ni de façon directe, ni par transparence.

I.B.1.b.1.β. Céramique modifiée par adjonction de différents minéraux.

C'est la couronne céramo-céramique. La bonne translucidité d'une chape tout céramique autorise un rendu esthétique fabuleux. C'est avant tout pour ce type de restauration que sont destinés les composites de collage.

Si la base d'aluminosilicate alcalin reste presque commune à toutes les céramiques, différentes techniques d'élaboration ont vu le jour ces 25 dernières années :

- Injection dans un moule,
- Coulée et vitro-céramisation,
- Barbotine infiltrée de verre,
- Usinage par technique CFAO/CAO.

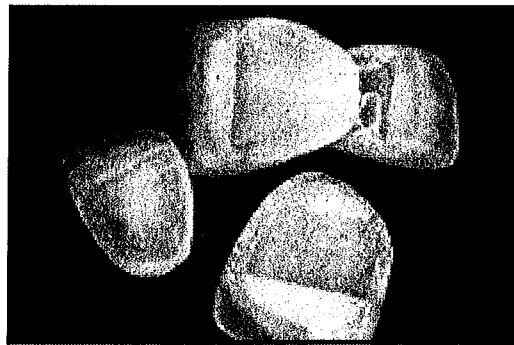
I.B.1.b.2. La facette cosmétique.

Schématiquement c'est une couronne dont la face buccale a été fortement réduite afin d'effectuer une préparation du support a minima.

Réalisée en céramique pure, elle possède les avantages d'esthétique de la couronne tout céramique. Toutefois la finesse de la préparation rend la facette plus fragile qu'une couronne classique.

De plus l'obligation d'obtenir un résultat esthétique impose le choix d'un matériaux très translucide et donc plus fragile. C'est pourquoi les systèmes EMPRESS II® et EVEREST® sont actuellement les plus répandus pour la réalisation de ce type de travaux.

De part son économie tissulaire, ses résultats étonnants et sa pérennité, c'est le traitement prothétique de première intention pour l'amélioration des sourires inesthétiques.



Facettes cosmétiques : on remarque la forte translucidité du matériau employé.

D'après <http://perso.wanadoo.net.ma/dentiste/facette.htm>.

Toutefois ne pouvant compter sur ses propriétés rétentrices, ce type de restauration doit impérativement être collé. C'est la raison pour laquelle cette étude s'intéressera exclusivement au collage des facettes dont l'anatomie propre permet de choisir librement la façon d'utiliser VARIOLINK 2® dans son champ d'application c'est-à-dire avec ou sans catalyseur de prise (Peumans et coll., 2000).

I.B.1.b.3 Le bridge.

Cette technique de substitution d'une ou plusieurs dents extraites peut être réalisée avec une chape métallique ou céramique. Les contraintes mécaniques dues à la dent intermédiaire non soutenue, obligent les prothésistes à réaliser les armatures à l'aide d'une céramique moins fragile lorsque le métal est écarté. Celle-ci voit sa phase vitreuse renforcée par de l'oxyde de zirconium (ZrO_2).

La recherche d'un matériau de collage esthétique n'est utile que dans le cas de bridge sans métal.

I.B.1.b.4 Les inlay/onlay.

Ce sont des pièces prothétiques de recouvrement partiel réalisées de façon indirecte.

Bien que destinée au secteur postérieur, cette technique de reconstruction fait appel à une pièce en céramique ou en résine composite.

Elle devra être assemblée ou collée pour une tenue et un rendu esthétique optimum.

Un composite de collage sera donc nécessaire pour réaliser la mise en place de cet élément prothétique.

I.B.1.c. Matériaux de réalisation cosmétique : la céramique.

Actuellement c'est le seul matériau reconnu totalement biocompatible et dont les propriétés optiques de qualité se rapprochent au mieux de la dent naturelle.

I.B.1.c.1. Composition.

Il s'agit en réalité d'une céramique vitreuse. C'est un verre d'aluminosilicate alcalin qui sert de trame à une phase cristalline.

La charge cristalline varie en quantité et en composition en fonction des propriétés mécaniques et optiques que l'on souhaite obtenir.

La nature des liaisons chimiques ioniques et covalentes est directement responsable de son excellente biocompatibilité, de ses propriétés mécaniques élevées et de son potentiel esthétique très élevé.

Une céramique conventionnelle contient principalement :

- du quartz,
- du feldspath
- de la craie
- du talc
- du kaolin.

L'adjonction de leucite a permis d'obtenir une céramique suffisamment résistante pour un usage dentaire.

A ceci fut ensuite ajouté divers minéraux permettant d'obtenir de nouvelles propriétés tels que la diminution de la température de fusion ou du coefficient de dilatation thermique.

A l'heure actuelle, les techniques ont évolué vers l'utilisation d'oxyde de zirconium dans la structure cristalline.

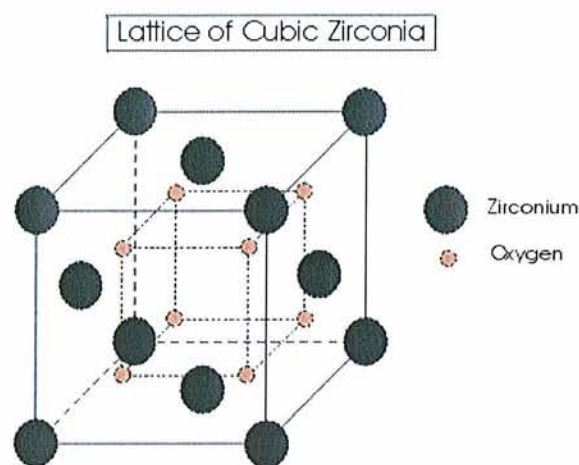
Le dioxyde de zirconium ZrO_2 ou zircone, est obtenu par combustion du zirconium, métal de transition de numéro atomique 40. La zircone possède des liaisons covalentes et ioniques très fortes ainsi qu'une structure cristalline complexe. Jusqu'à 1170° , l'agencement des atomes au sein des mailles adoptent une structure cristalline monoclinique. Au delà, elle devient quadratique de volume inférieur. Grâce à l'ajout d'oxyde d'yttrium Y_2O_3 , on peut conserver la structure quadratique à température ambiante. Lors de l'amorce d'une contrainte (fissure par exemple), la phase quadratique devient monoclinique plus volumineuse et stable. L'énergie de propagation de la fissure est absorbée par l'augmentation de volume. Elle est donc stoppée dans son avancée d'où sa dureté extrême.

Il existe principalement deux types de zircons utilisables en prothèse dentaire :

- la zircone HIP pour Hot Isostatic Pressing. C'est un matériau extrêmement résistant dont l'usinage fait appel à de puissantes machines outil. La zircone HIP est céramisable immédiatement sans cuisson supplémentaire de frittage.

- la zircone TZP ou Tétragonale Zircone Polycristalline. C'est une zircone plus tendre que la HIP car pré-frittée et stabilisée à l'yttrium. Après usinage, un second frittage à 1300-1500° est nécessaire pour lui donner ses propriétés mécaniques définitives.

Ce matériau a longtemps été inaccessible à la prothèse dentaire en raison des procédés classiques d'usinage non applicables à un minéral aussi dur. Les systèmes de CFAO modernes et performants, permettent cet usinage.



Exemple de structure des mailles de zircone cristalline.

I.B.1.c.2. Propriétés mécaniques.

Au plan mécanique, une céramique se caractérise par son comportement fragile, la nature de ses liaisons chimiques empêchant le glissement des plans atomiques voisins. La fragilité est dépendante de la propagation des fissures d'un plan atomique à l'autre.

De nombreuses techniques ont été mises au point pour remédier à cette fragilité telles que la mise en place de joints de grains dans la structure vitreuse visant à stopper la propagation des fissures.

Résistance en compression : 300-350 MPa.

Résistance en flexion 3 points : 70 MPa

Module d'élasticité : 70 GPa

Ces valeurs correspondent à un ordre d'idée et varient fortement d'un type de céramique à l'autre.

I.B.1.c.3. Les différents types de céramiques cosmétiques.

La partie cosmétique qui habille la chape prothétique est faite sensiblement avec la même variété de matériau chez tous les céramistes. Seuls leurs noms commerciaux diffèrent d'un fabricant à l'autre mais leurs compositions chimiques sont pratiquement identiques.

Exemple : VITADUR ALPHA®
DUCERAM®

I.B.1.c.4. Origine des couleurs des céramiques.

De façon à obtenir la teinte la plus fidèle possible pour une restauration, la construction de céramiques se fera par stratification de poudre de céramique de différentes couleurs, opacité, etc.

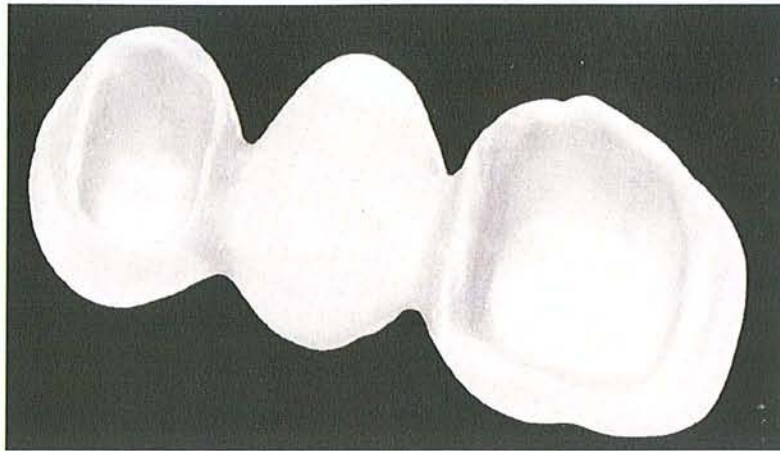
L'ajout d'alumine dans la phase vitreuse permet d'augmenter l'opacité du matériau mais élève sa température de fusion.

Les oxydes métalliques dispersés dans la phase vitreuse donnent la couleur. L'oxyde de cobalt teintera la céramique en rose ou bleu en fonction de la position formatrice ou modificatrice de ses ions cobalt.

Par manque de stabilité, ces oxydes métalliques sont désormais supplantés par des oxydes de terre rare tels que l'oxyde de cérium ou samarium. Ils sont souvent utilisés en miroiterie.

I.B.1.c.5. Les différents supports céramique pure.

La différence entre toutes les marques déposées réside dans la façon d'obtenir l'infrastructure tout céramique. Cette différence fait donc également varier la composition de cette infrastructure.



Bridge trois éléments à infrastructure céramique.

D'après <http://www.labocast.com>

I.B.1.c.5.α. Injection dans un moule.

C'est le système CERESTORE® mis au point par RILEY SOZIO.
Ce procédé n'est plus utilisé.

I.B.1.c.5.β. Céramique coulée et vitro-céramisée.

C'est le système DICOR® de DENTSPLY®.
Ce procédé n'est plus utilisé.

I.B.1.c.5.γ. Céramique pressée à chaud.

C'est le système EMPRESS® marque déposée de IVOCCLAR VIVADENT®.

La céramique EMPRESS® est une céramique renforcée à la leucite.

-La maquette en cire est mise en revêtement dans un moufle.

-Le moufle est chauffé, ainsi que les lingots de céramique pré-frittée à 850°C pendant 1h30mn. La pressée à chaud de la céramique vitreuse se déroule dans un four spécial de 1075°C à 1180°C.

-On procède enfin à la céramisation et à la coloration définitive.

Les produits issus de ce système sont relativement translucides (moins que DICOR®) mais leurs propriétés mécaniques restent limitées : 160 à 180 MPa. Toutefois l'opacité est suffisante pour susciter un certain intérêt dans la réalisation de facettes cosmétiques particulièrement si celles-ci sont élaborées dans le but de dissimuler une coloration disgracieuse (Heffernan et coll. 2002, Chu et coll. 2004, Okamura et coll. 2004).

Actuellement IVOCLAR VIVADENT® propose une évolution de son system EMPRESS®: C'est le EMPRESS II®. Il est largement utilisé pour l'élaboration des facettes cosmétiques.

I.B.1.c.5.δ. Technique à la barbotine infiltrée de verre.

C'est le système InCERAM® mis au point par Michaël SADOON.

-La céramique alumineuse se présente sous la forme de barbotine c'est-à-dire des grains de céramique en suspension dans de l'eau.
La composition est à base d'alumine.

-Le montage de la barbotine s'effectue sur le MPU (modèle positif unitaire) à la consistance d'une peinture épaisse, soit par trempage soit par apport au pinceau.

-On fritte ensuite l'ensemble au four à 1100°C.

-On obtient une chape imparfaite dont le réseau poreux sera infiltré par le verre à 1800 °C.

-On termine par une céramisation au VITADUR ALPHA®, un maquillage et un glaçage.

Trois matériaux sont possibles pour la barbotine:

- alumine 500 MPa pour InCERAM® de base
- spinelle 350 MPa renforcée par un oxyde d'aluminium et de magnésium $MgAl_2O_4$, plus translucide mais plus fragile.

-zircone 900 MPa, renforcée par oxyde d'aluminium (67%) et de zirconium (33%).

I.B.1.c.5.ε Usinage par technique CFAO/CAO.

C'est la manière la plus moderne d'obtenir une chape « tout céramique ». La première démonstration de CFAO remonte à 1982 et le premier succès commercial fut Suisse grâce au procédé CEREC®. La céramique ne sera pas apposée sur le MPU puis cuite comme dans les techniques vues précédemment, mais taillée dans un bloc de matériau pré fritté. Toutefois il est possible avec cette méthode, de revenir au métal (titane) en raison de la polyvalence de la plupart des unités de confection.

Le système CEREC® de VITA®:

Le nom CEREC vient de CEramic REConstruction. Cette méthode a été développée par le Professeur W. Mörmann et le Docteur M. Brandestini en 1980 à l'université de Zurich. Les premiers patients ont été traités avec CEREC dans cette même université en 1985 (Mörmann et coll., 1987).

Le système CELAY® de MIKRONA®:

Une réplique en composite photo polymérisable est fabriquée en bouche ou sur un MPU.

La réplique est montée sur la machine du côté analyse, un bloc de céramique renforcé à l'alumine est monté du côté travail.

Des palpeurs surfacent la réplique et ses contours sont transmis mécaniquement à la machine outil qui meule la céramique.

Le problème avec l'alumine est le retrait important durant la densification.

Le système PROCERA® ALL CERAM mis au point par ANDERSON et marque déposée de NOBEL BIO CARE®.

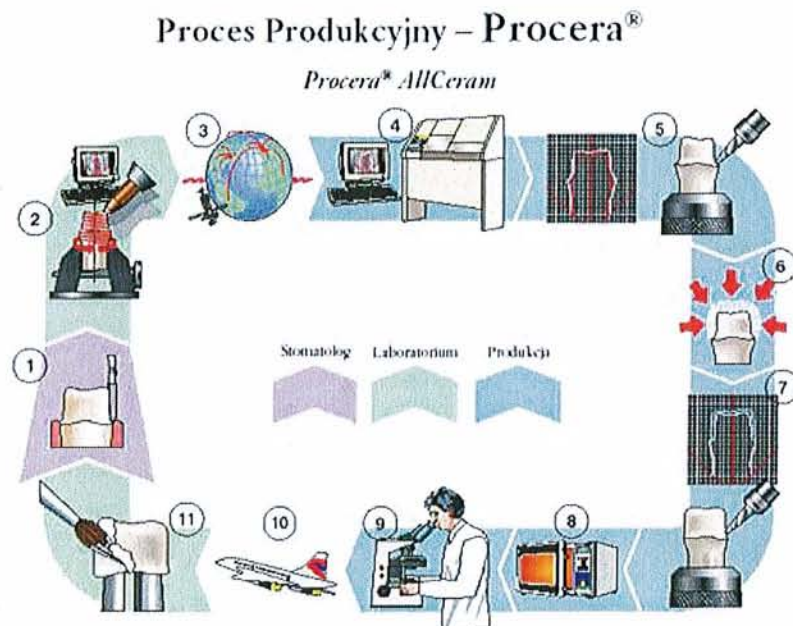
C'est un procédé CFAO (confection et fabrication assistée par ordinateur) par addition.

Le MPU est scannerisé à l'aide d'un scanner laser spécifique tridimensionnel. Le fichier informatique de donnée est transmis par modem au laboratoire suédois d'usinage.

Une réplique du MPU y est réalisée avec une taille 20% supérieure à celle du MPU d'origine. Des grains d'alumine sont ensuite pressés sur le MPU, pré frittés et enfin compactés à haute densité. Au cours de cette étape, ses dimensions reviennent à la normale.

L'extrado de la chape est usiné pour conserver des cotes acceptables. On obtient une chape de 0,6mm d'épaisseur composée de 90% d'alumine et ajustée à 60 microns.

Celle-ci est expédiée au laboratoire de prothèse qui a passé commande. Après réception, une céramique cosmétique de type DUCERAM® sera montée dessus.



Process de fabrication d'une couronne PROCERA®.

D'après <http://www.nobelbiocare.com>

A l'heure actuelle, le choix d'une majorité de laboratoires de prothèse s'est porté sur le système PROCERA® en raison de sa précision, sa solidité et son coût réduit car le scanner est le seul investissement supporté par le laboratoire. Les autres systèmes CFAO nécessitent l'achat de la machine outil.

Le système WOL-CERAM® marque déposée de GLIDEWELL®.

C'est un système intermédiaire entre la technique InCERAM® et PROCERA®. Le MPU est numérisé et transmis par modem au laboratoire de confection. La chape est modelée à la barbotine et électrophorèse. Les étapes suivantes, frittage, infiltration et céramisation, sont les mêmes que lors des techniques de réalisation par addition.

Le système PRECIDENT® marque déposée de DCS Schreuder®.

C'est un système CFAO complet qui usine toutes les céramiques, les métaux et les polymères.

Ceci permet donc la réalisation d'éléments unitaires et bridges jusqu'à 14 éléments.

Le scanner enregistre le modèle de travail et les MPU.

L'ordinateur élabore une maquette numérique et pilote ensuite la machine outil à commande numérique, qui usinera la pièce suivant 3 axes.

Le titane est usiné, ainsi que des polymères. Il travaille également la zircone.

Le système DIGIDENT® marque déposée de GIRRBACH®.

Le système CEREC 3® marque déposée de SIRONA®.

Le système EVEREST® marque déposée de KAVO®.

Le système LAVA® marque déposée de 3M ESPE®.

Ce sont tous des systèmes de CFAO complet qui usinent les céramiques, la zircone, les métaux et polymères pour des éléments unitaires et des bridges jusqu'à 14 éléments. Seules la nature du scanner, la machine outil et les possibilités de travail diffèrent.

Tous ces procédés de fabrication font de la dentisterie prothétique fixée, une discipline assistée numériquement.

Les commentaires relatifs aux possibilités esthétiques des travaux obtenus n'ont pas forcément de valeur si le céramiste à l'œuvre a du talent. Entre expérience, coup d'œil et petites habitudes personnelles,

un procédé aux qualités cosmétiques soit disant dépassées, peut avoir une intégration et un rendu tout à fait acceptable.

I.B.2. Le joint dento-prothétique.

I.B.2.a. Généralités.

Le joint dento-prothétique correspond à l'interface entre l'intrados prothétique et les tissus dentaires résiduels ou la pièce prothétique sous-jacente.

Dans le cas d'une restauration sur pilier implantaire, la définition demeure la même à ceci près que le joint sépare deux matériaux non biologiques.

Cet espace virtuel est occupé par le ciment (ou la colle) choisi pour maintenir la prothèse en place.

La frontière entre scellement et collage n'est plus aussi distincte que par le passé. Depuis l'apparition de matériaux modernes, on a pu rencontrer des ciments établissant des liaisons covalentes entre les interfaces concernées, se rapprochant un peu plus des propriétés d'une colle. Le cadre de cette étude se limitant aux colles composites, le problème des ciments sera écarté. Il n'en demeure pas moins que les grandes règles régissant la qualité d'un joint seront les mêmes pour les deux familles de matériaux.

I.B.2.b. Propriétés.

I.B.2.b.1.Étanchéité.

L'étanchéité du joint est un facteur primordial pour le succès de la restauration. Elle empêche principalement :

- la percolation de fluides d'origine buccale ou sulculaire. Ceux-ci se révèlent agressifs et irritants pour la pulpe, si cette dernière est conservée vivante. C'est le cas, la plupart du temps pour des restaurations à facettes.
- la pénétration de micro-organismes ce qui génèrerait rapidement une reprise de carie juxta-coronaire.

I.B.2.b.2. Biocompatibilité avec les tissus adjacents.

C'est une propriété intrinsèque aux matériaux qui donnera à leur joint cette qualité requise. Ils doivent être biocompatible envers :

- la pulpe : les mouvements liquidiens des tubuli dentinaires risquent de dissoudre une partie infime du matériau ayant infiltré les espaces tubulaires et péri-tubulaires. Il y aurait alors irritation pulpaire en cas de non compatibilité vis-à-vis de l'odontoblaste. C'est le cas de certains matériaux acides ou exothermiques lors de leur prise,
- le parodonte : la restauration antérieure impose le plus souvent un congé juxta ou intra sulculaire. En plus des propriétés chimiques du matériau, son état de surface est important. Il faut éviter sur-contour, hyatus et rugosité qui irriteraient mécaniquement l'épithélium sulculaire. Les colles composites possèdent d'excellentes performances dans ce domaine (Peumans et coll., 1998, 2000).

I.B.2.b.3. Propriété bactéricide ou bactériostatique.

Elle permet également d'éviter l'infiltration et la prolifération de micro organismes cariogènes au niveau de l'interface. C'est également une propriété intrinsèque du produit utilisé. Les travaux de I. Lewinstein, S. Matalon, H. Slutzky, S. Slutsky et E.I. Weiss parus dans Quintessence international de janvier 2007 intitulés « Surface antibacterial properties of résin and résin-modified dental cements » concluent que la plupart des ciments et colles n'ont pas d'effets bactériostatiques à moyen et long terme. Seuls certains ont ce potentiel à court terme. C'est le cas des CVI qui possèdent des propriétés bio-actives par libération de fluorures bactériostatiques. Les propriétés antibactériennes du VARIOLINK II® ne sont qualifiées que de « modérées à court terme ».

I.B.2.b.4. Epaisseur.

Le matériau de collage doit avoir une épaisseur minimale qui est le garant d'un ajustage parfait de la pièce prothétique sur son support.

Cet ajustement s'obtient :

- avec une empreinte rigoureuse et en respectant les propriétés, contre-indications, modes et précautions d'emploi du matériau de précision choisi,
- avec une bonne préparation du pilier et particulièrement de son congé,
- avec un espaceur correctement appliqué par le prothésiste sur le modèle de travail.

Beaucoup d'auteurs considèrent qu'une épaisseur comprise entre 20 et 50 μm est optimale. Dans la pratique, 100 μm semblent encore favorable pour un joint de qualité lors de l'emploi d'un ciment. L'interface résultant d'un collage est plus épaisse du fait des couches successives de silane et d'adhésif. Celle-ci peut atteindre 250 μm . Toutefois l'étanchéité de qualité obtenue avec une colle contrebalance ce défaut d'épaisseur.

I.B.2.b.5. Manipulation du produit de collage ou de scellement.

L'emploi clinique aisé d'un matériau de collage ou de scellement permet de jouer :

- sur la stabilité du produit : un produit pré-dosé aura toujours les mêmes propriétés. Si le dosage se fait au fauteuil ou sans bec doseur, il devient aléatoire et les propriétés physico chimiques du matériau s'en trouvent altérées.

- La viscosité du produit : le temps de travail et le rapport convenable poudre/liquide ou base/catalyseur, permettent une viscosité constante. Ceci garantit un bon étalement du matériau au moment de la mise en place de l'élément.

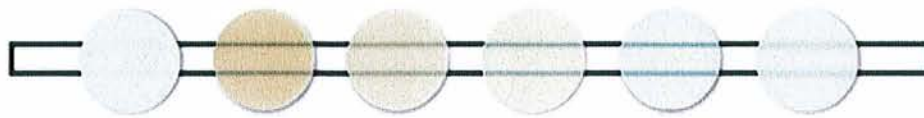
I.B.2.b.6. L'élimination facile des excès.

Elle doit se faire avec délicatesse et au moment opportun. C'est important pour l'obtention d'une interface sans rugosités ni hyatus. Les matériaux photo-polymérisables sont avantageés car les excès se retirent après prise totale du matériau. Cela évite d'avoir à évaluer le moment de l'élimination sur un jugement de consistance ou de fermeté du produit.

I.B.2.b.7. Qualités optiques.

Une restauration antérieure céramo-métallique laisse apparaître dans la zone du joint, un liseré gris correspondant au bord de la chape. Celui-ci laissera la gencive marginale légèrement ombrée. Ce phénomène est accentué par la présence de la lèvre, souvent supérieure, qui crée un « effet parasol » (Magne P. 2002) renforçant l'écart de teinte entre les différents tissus et matériaux. Une restauration tout céramique évite cette déconvenue à condition de choisir le produit d'assemblage à la couleur et à la translucidité adéquates. Ces qualités optiques sont d'autant plus nécessaires que la structure des restaurations tout céramique laisse entrevoir le matériau d'assemblage par transparence.

C'est la raison pour laquelle les fabricants de certains ciments ou colles ont mis au point une gamme plus ou moins étendue de teintes, translucidité et luminosité de leurs produits.



VARIOLINK II® : pastilles de produit illustrant les 6 couleurs de base. On remarque de fortes différences de translucidité entre chacun.

D'après <http://www.ivoclarvivadent.com/>

I.B.3. Propriétés esthétiques liées à la lumière d'une restauration antérieure.

I.B.3.a. La couleur et la lumière.

La lumière émise par le soleil est dite « blanche ». C'est la lumière naturelle par essence. En physique classique, elle se définit comme un phénomène oscillatoire dont la longueur d'onde λ de la partie visible par l'œil humain, est comprise entre 380 nm et 780 nm.

On appelle rayonnement monochromatique un rayonnement comportant une seule longueur d'onde.

A l'inverse, un rayonnement polychromatique est un rayonnement qui en contient plusieurs.

C'est le cas de la lumière blanche. L'ensemble des longueurs d'ondes composant un rayonnement polychromatique ainsi que leurs intensités lumineuses respectives, est appelé spectre.



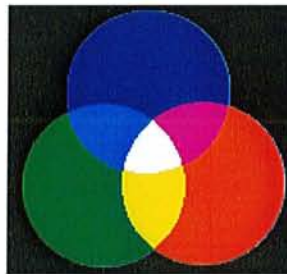
Spectre de la lumière blanche.

Tout rayon dont le λ ne se situe pas dans cette fourchette, ne sera pas perçu par l'œil humain. Un rayon dont le λ est inférieur à 380nm sera considéré comme ultra-violet, et un λ supérieur à 780nm sera considéré comme infra-rouge.

Ainsi une couleur perçue par l'œil humain résulte de l'excitation des cellules de la rétine par un rayon monochromatique ou polychromatique impérativement contenu dans cet espace.

La couleur peut être obtenue artificiellement de deux façons :

- La synthèse additive est le fruit de l'ajout des composantes de la lumière. Les composantes de la lumière sont directement additionnées à l'émission. C'est le cas pour les moniteurs ou les télévisions en couleur. Lorsque l'on ajoute les trois composantes primaires rouge, vert, bleu (RVB), on obtient du blanc. L'absence de composante donne du noir. Les couleurs secondaires sont le cyan, le magenta et le jaune car :
 - Le vert combiné au bleu donne du cyan
 - Le bleu combiné au rouge donne du magenta
 - Le vert combiné au rouge donne du jaune



Exemple de synthèse additive.

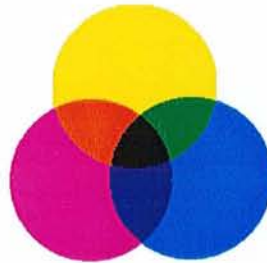
- La synthèse soustractive permet de restituer une couleur par soustraction, à partir d'une source de lumière blanche, avec des filtres correspondant aux couleurs complémentaires : jaune, magenta, et cyan. L'ajout de ces trois couleurs donne du noir et leur absence produit du blanc.

Les composantes de la lumière sont ajoutées après réflexion sur un objet, ou plus exactement sont absorbées par la matière. Ce procédé est utilisé en photographie et pour l'impression des

couleurs. Les couleurs primaires sont le magenta, le cyan et le jaune.

Les couleurs secondaires sont le bleu, le rouge et le vert car :

- Le magenta combiné avec le cyan donne du bleu.
- Le magenta combiné avec le jaune donne du rouge.
- Le cyan combiné avec le jaune donne du vert.



Exemple de synthèse soustractive.

C'est ce dernier principe qui intéresse le plus la dentisterie esthétique. En effet, une dent agit comme un filtre pour la lumière blanche. Une partie du rayon incident est réfléchi, une autre est absorbée par la dentine et une dernière est diffusée à travers la structure vitreuse de l'émail.

I.B.3.b. Caractérisation de la dent.

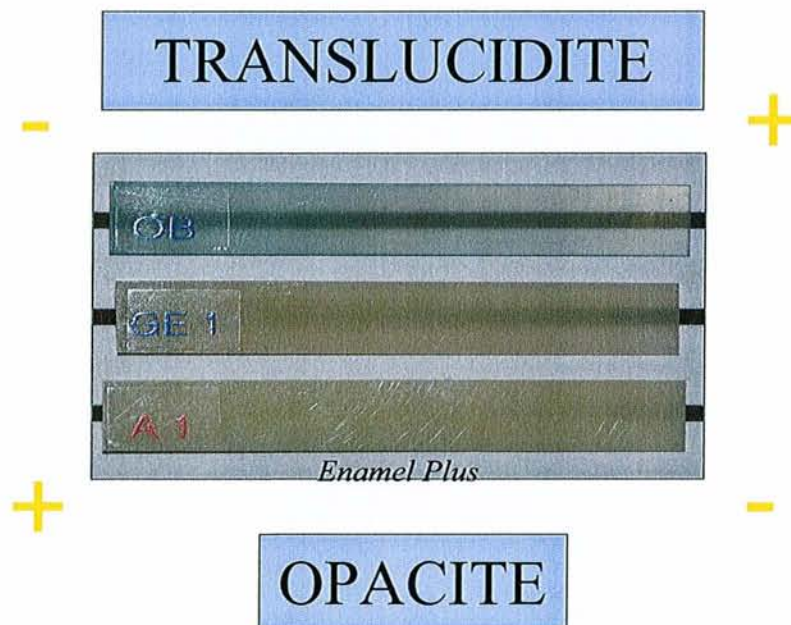
I.B.3.b.1. La translucidité.

C'est un degré de pénétration du rayon incident dans la matière. Elle se situe entre l'opacité totale d'un métal par exemple, et la transparence totale d'un verre pur. Au niveau dentaire, l'opacité est illustrée par la dentine, et la transparence, par le bord libre de l'émail d'une incisive (Hasegawa et al., 2000a,b).



Sur ces incisives centrales, l'opacité est clairement identifiable là où la dentine est sous-jacente à l'émail. Au niveau du bord libre, l'émail est présent seul et en épaisseur faible ; les propriétés de transparence sont visibles.

Photo Dr J-P Salomon



En fonction de son épaisseur, ce matériau composite verra sa translucidité et son opacité varier.

Photo Dr J-P Salomon

I.B.3.b.2. L'opalescence.

C'est une propriété optique de l'émail. Celle-ci sélectionne les tons rouges/orangés pour les diffuser, et réfléchit les autres. Ce sont les cristaux d'hydroxyapatite qui sont responsables de cette diffusion. Le résultat concret de ce phénomène se situe au niveau d'un bord incisif. En fonction de l'orientation du rayon incident, la couleur du bord varie d'un hale rouge à bleu.

I.B.3.b.3. La couleur.

L'épaisseur d'émail étant plus ou moins translucide, la dent naturelle doit principalement sa teinte à la dentine sous jacente. Les différences de couleur de dentine d'un individu à l'autre sont essentiellement dues à:

- la génétique.
- l'âge : on sait que la dentine a tendance à jaunir avec l'âge. La pulpe vieillit, génère de la dentine secondaire comblant progressivement la lumière camérale et assombrissant ainsi l'ensemble.
- la consommation de substances telles que les cyclines.
- la vitalité pulpaire : une dent nécrosée ou dévitalisée aura une teinte plus grise due à la dégradation de l'hémoglobine.
- des maladies ou défauts de minéralisation des tissus dentaires telles que des dysplasies ou la dentinogénèse imparfaite.



Dentinogénèse imparfaite.

D'après <http://ab.cazenave.free.fr/photo.htm>

I.B.3.b.3.α. La saturation.

C'est la concentration en pigments colorés d'un matériau. Plus celle-ci sera élevée, plus la teinte du matériau sera évidente.

I.B.3.b.3.β. La luminosité ou clarté.

C'est la composante blanche de la couleur étudiée. Plus celle-ci est importante, plus la couleur sera lumineuse.

I.B.3.b.3.γ. La teinte ou tonalité chromatique.

Elle est donnée par le nuancier. La somme des longueurs d'ondes du rayon réfléchi par la dent, produit une excitation rétinienne et aboutit à la perception d'une teinte précise. Elle est donc dépendante de la nature du pigment employé pour teinter un matériau.

Pour quantifier la couleur, on se réfère à différents espaces colorimétriques (Goodkind et coll. 1985 ; Goodkind et Schwabacher, 1987; O'Brien et coll., 1997 ; Dozic et coll., 2004, 2005).

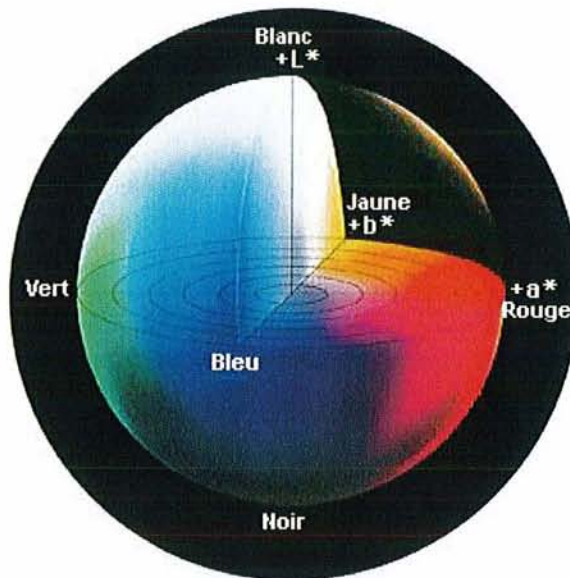
L'espace le plus communément utilisé dans les études sur les biomatériaux dentaires est l'espace colorimétrique L^* , a^* , b^* formulé en 1976 par la Commission Internationale de l'Eclairage (Espace CIE Lab).

Il s'agit d'un espace orthonormé avec 3 axes perpendiculaires entre eux :

- l'axe L^* désigne les valeurs allant du noir (affecté de la valeur 0) au blanc (affecté de la valeur 100),
- l'axe a^* désigne les couleurs vertes à rouges,
- l'axe b^* désigne les couleurs bleues à jaunes.

Chacun a pour origine 0 sauf l'axe L^* pour qui l'origine, et donc son intersection avec les deux autres, est 50.

Ainsi la couleur d'un matériau peut être quantifiée grâce à trois valeurs de L^* , a^* et b^* .



Représentation en 3D de l'espace colorimétrique L^ , a^* , b^* .*

D'après <http://www4.konicaminolta.eu/pcc/fr/part1/06.html>

Il existe d'autres espaces colorimétriques.

L'espace colorimétrique de Munsell est également communément utilisé.

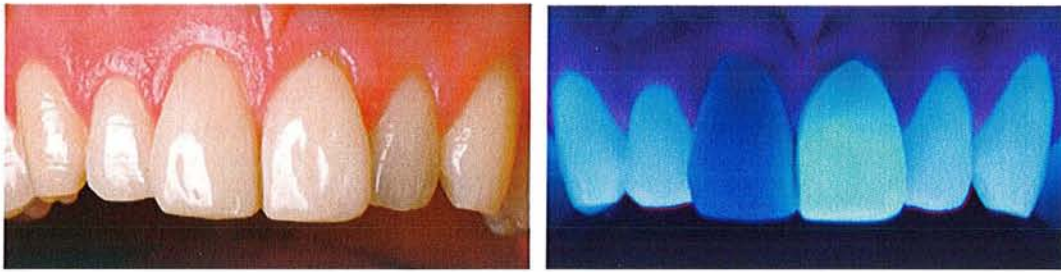
Il enregistre 3 valeurs différentes :

- la luminosité ou « value » (terminologie anglo-saxonne),
- la teinte ou « hue » (terminologie anglo-saxonne),
- la saturation ou « chroma » (terminologie anglo-saxonne).

Les 3 valeurs quantitatives données dans le repère de Munsell expriment donc la luminosité (L^*), la teinte (h°) et la saturation (C^*).

I.B.3.b.4. La fluorescence.

C'est la capacité qu'a la dentine à absorber un rayon d'une certaine longueur d'onde, et à le diffuser par un rayon de longueur d'onde différente. C'est une propriété difficile à mettre en évidence à la lumière naturelle. Le phénomène se manifeste plutôt avec un éclairage ultraviolet communément rencontré en discothèque.



Ces deux vues montrent une même bouche en lumière blanche à gauche et en ultra violet à droite. La fluorescence de la couronne 11 n'est pas la même que les dents naturelles. Cette différence est invisible en lumière blanche.

PhotoDr J-P Salomon

Comme le montrent ces photos, la fluorescence est une propriété difficile à reproduire par le céramiste. Il existe certains composés tels que des terres rares, à ajouter à la céramique pour améliorer la reproduction de ce phénomène. Le succès n'est jamais que partiel.

I.B.3.b.5. L'état de surface.

L'état de surface dentaire influence la réflexion du rayon incident et donc la luminosité avec laquelle une dent est perçue. Ainsi les incisives d'un patient jeune posséderont encore leurs stries de Retzius, ce qui aura pour effet d'induire une réflexion diffuse de la lumière.

A l'inverse les surfaces vestibulaires des dents de patients âgés seront caractérisées, en raison de leur usure progressive par un caractère plus régulier et lisse avec une réflexion spéculaire de la lumière.

I.C. Données relatives au collage des facettes céramiques.

I.C.1. Généralités.

I.C.1.a. Collage à l'émail.

L'émail est un tissu dentaire minéralisé composé à 95% par de l'hydroxyapatite.

Dans les années 1950, BUONOCORE a démontré la possibilité de coller une résine acrylique à de l'émail si ce dernier avait reçu la préparation de surface appropriée.

La préparation moderne de l'émail se pratique en 3 étapes :

- un mordantage acide va créer des microporosités nécessaires à un bon mouillage de l'émail ainsi qu'une surface micro-rétentive. L'élimination de l'acide résiduel par un abondant rinçage est importante pour un résultat optimal. L'acide résiduel risque d'interférer avec l'agent de collage,

- un agent de collage amélaire est appliqué sur la surface traitée après un bon séchage. Celui-ci doit être optimal, les monomères d'adhésif étant hydrophobes, toute présence aqueuse gênerait le collage. C'est une résine très fluide et mouillante qui va pénétrer les micro espaces générés par le mordantage. Elle est translucide et incolore pour éviter d'interférer avec la couleur choisie pour la colle définitive. Elle se photo-polymérise et deux couches sont parfois recommandées par certains fabricants,

- application du composite de collage.

Du fait de la finesse d'une facette céramique, c'est souvent les couches profondes de l'émail vestibulaire qui sont concernées par l'adhésion. Il est toutefois nécessaire de tenir compte de la présence éventuelle d'une partie dentinaire mise à nue.

I.C.1.b. Collage à la dentine.

La dentine est un tissu plus faiblement minéralisé que l'émail.

Sa fraction organique est beaucoup plus importante que celle de l'émail et sa fraction minérale est faite majoritairement de cristaux d'hydroxyapatite. Du fait de la présence de canalicules dentinaires contenant le prolongement odontoblastique et le fluide dentinaire, sa teneur en eau est nettement supérieure à l'émail et augmente avec la proximité pulpaire. Cette caractéristique rend le collage à la dentine plus complexe et plus exigeant que celui à l'émail.

Le collage à la dentine met en oeuvre 3 étapes successives :

- le mordantage à l'acide phosphorique d'une durée de 15 secondes au maximum pour une élimination efficace de la boue dentinaire. Il est suivi par un rinçage abondant avec un spray d'air et d'eau et enfin par un séchage adapté, qui ne doit être ni trop abondant, ni insuffisant. Un séchage excessif entraînerait l'affaissement de la trame collagénique mise à nue par le mordantage empêchant ainsi les produits suivants de le pénétrer correctement.

- l'application du conditionneur dentinaire hydrophile. Celui-ci va imprégner le réseau collagénique de monomères hydrophiles type 2-hydroxyethylmethacrylate (HEMA). Il est ensuite délicatement séché de façon à éliminer le surplus de solvant. A ce stade du traitement, cette zone est appelée couche hybride.

- la mise en place de l'adhésif de la même façon que pour l'émail. Dans le cas du VARIOLINK II®, l'adhésif fourni par le fabricant est le Excite DSC®. C'est un adhésif mono-composant dual c'est-à-dire auto ou photo-polymérisable.

I.C.1.c. Collage à la céramique.

La facette céramique est donc une pièce prothétique à usage antérieur dépourvue de surface rétentrice car adaptée à une taille de la dent support a minima. Pour garantir la pérennité de sa mise en place, il est donc nécessaire de la fixer avec un matériau générant des liaisons chimiques conduisant donc à un collage.

I.C.1.c.1. Le mordantage.

La céramique est plus complexe à mordancer que l'émail et la dentine. Deux techniques sont proposées pour y parvenir :

- la technique chimique par le mordantage à l'acide fluorhydrique 10% suivi d'un rinçage dans un bac à ultrasons. Ceci n'est possible qu'avec une céramique contenant des oxydes de silice SiO_2 solubles dans l'acide. En raison de leur composition, une céramique alumineuse (PROCERA®) ou zircone (DCS®, WOL-CERAM®) est insensible aux attaques acides. Il a donc fallu développer un autre moyen de traiter efficacement ces surfaces ;
- la technique physique par la projection à la surface de la céramique de particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) à 110 microns sous une pression comprise entre 2,5 et 5 bars. C'est un micro sablage dont le résultat est indispensable pour les céramiques zircone. Toutefois d'après ROULET et Coll, le mordantage acide offre une résistance au collage durable, alors que le sablage fait perdre au collage son efficacité.

Les fabricants de céramiques recommandent eux-mêmes l'utilisation de l'une des deux techniques citées précédemment.

I.C.1.c.2. La silanisation.

Une résine composite, une surface dentinaire ou amélaire et un adhésif sont tous des substrats organiques ou d'origine organique rendant leur assemblage possible.

La céramique étant un minéral pur, elle a obligé les fabricants à imaginer un produit intermédiaire faisant le lien entre les surfaces organiques des résines et les surfaces minérales des intrados prothétiques.

Le silane est l'agent de couplage le plus répandu. Les molécules carbonées de silane comportent une extrémité réactive renfermant un atome de silice appelé groupement silanol.

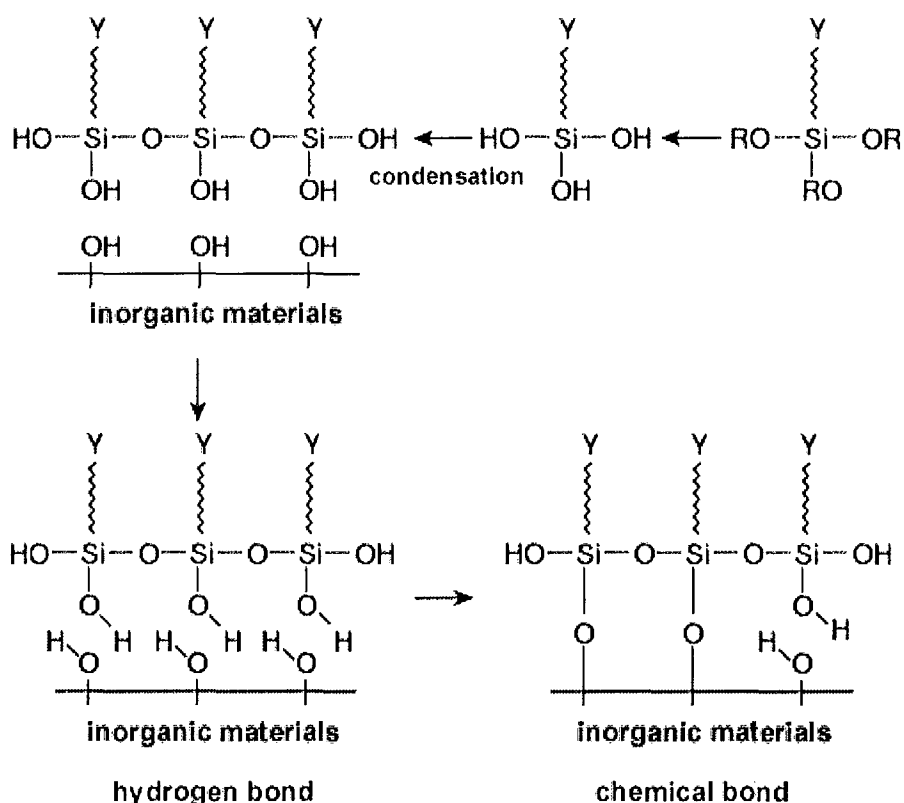


Schéma 2D d'un groupe silane réagissant avec son substrat minéral conduisant à une adhérence chimique.

Son action consiste en la création de liaisons hydrogènes et covalentes entre les groupes silanols du produit et la surface de la céramique. La surface ainsi traitée devient organophile et hydrophobe.

Le silane s'applique sur la surface à traiter en plusieurs couches successives, puis il est séché à l'aide d'un sèche cheveux avant application de l'adhésif.

L'agent de couplage recommandé par le fabricant pour l'emploi de Excite® DSC est le MONOBOND-S® de chez IVOCCLAR VIVADENT®.

I.C.2. Les colles résines composites.

VARIOLINK II® appartient à la famille des ciments composites. Les principales résines composites indiquées dans le collage des facettes esthétiques en résines composites ou en céramique sont les suivantes :

- PANAVIA 21® de la société KURARAY DENTAL®,
- PANAVIA F2.0® de la société KURARAY DENTAL®,

- CLEARFILL ESTHETIC CEMENT de la société KURARAY DENTAL®,
- **VARIOLINK II® de la société IVOCLAR VIVADENT®**,
- VARIOLINK VENEER® de la société IVOCLAR VIVADENT®,
- NEXUS 2® de la société KERR-HAWE®,
- VITIQUE® de la société DMG®,
- GRANDIO FLOW VENEER® de la société VOCO®,
- CALIBRA® de la société DENTSPLY®,
- CHOICE 2® de la société BISCO®.

Chacune d'entre elles est disponible dans une certaine gamme de couleurs permettant une intégration esthétique optimale adaptée au nombre le plus élevé de situations cliniques.

Il existe de plus, sur le marché, d'autres produits ayant la capacité d'adhérer à la fois aux tissus dentaires et aux céramiques. C'est le cas des ciments autoadhésifs et auto-mordançants tels que le RELY X UNICEM® de 3M ESPE®.

François UNGER, dans son ouvrage consacré aux « Innovations zircone et CFAO », conclut à la nécessité de produire des études plus poussées sur l'emploi des colles ou ciments autoadhésifs et auto-mordançants.

I.C.2.a. Composition.

Avant leur réaction de prise, les composites à usage dentaire sont formés :

- De monomères organiques à l'image d'un plastique conventionnel tel qu'un polyéthylène, polyvinyle ou encore une résine époxy, ancêtre des actuels composites. Le monomère le plus répandu est le dimétacrylate.
- De charges minérales de quartz, de silice et même de zircone.
- D'un agent de couplage liant charge minérale et matrice organique.

Les ciments résines répondent à ce principe. A ce stade, leur état va de ferme à fluide. Il existe plusieurs façons de faire durcir une résine composite :

- Chémo-polymérisation : Les monomères de résine vont se lier en cassant leurs doubles liaisons $C=C$ et former des polymères réticulés sous l'action d'un catalyseur. Souvent ces résines sont présentées en deux composants conditionnés séparément : base et catalyseur. Le mélange des deux active le produit qui polymérise en un temps donné établi avec précision par le fabricant.
- Photo-polymérisation : la transformation chimique est la même que précédemment mais l'activation se fait grâce à une exposition sous une lumière de longueur d'onde comprise entre 400 et 500nm dans la plupart des cas. L'initiation repose sur la présence de camphroquinone qui, une fois activée par le rayon lumineux, libère des radicaux libres amorçant la réaction.

Certains fabricants proposent des produits duals qui peuvent être activés des deux façons. Le choix de l'une ou de l'autre ne se fait pas au hasard. Par exemple, il n'est pas prudent de photopolymériser la colle d'une couronne tout céramique en raison de l'épaisseur de celle-ci qui pourrait gêner la bonne pénétration des rayons lumineux. Le collage se retrouverait incomplet et de médiocre qualité (Peumans et coll., 2000, Jung et coll. 2006, Rasetto et coll., 2004).

I.C.2.b. Présentation du VARIOLINK II®.

C'est un ciment colle dual dont les premiers essais cliniques datent de 1990 (Fradeani M., Redemagni., 2002) (Stappert et coll. 2005a,b, Ibarra et coll. 2007).

Le fabricant le conseille pour le collage des inlays, onlays, couronnes et bridges céramiques, facettes, inlay-cores et éléments prothétiques composites en méthode indirecte.

C'est un matériau à vocation esthétique donc disponible dans un vaste gamme de teintes :

- 6 couleurs de base conditionnées en seringues de 2,5g : Bleach XL, Transparent, Blanc, Jaune, Brun et Blanc opaque.
- 2 couleurs de catalyseur (transparent et jaune) disponible en 2 viscosités (high viscosity et low viscosity). Le conditionnement est le même que la base.

La polymérisation du matériau est duale.

Le fabricant précise que la base peut être utilisée seule lorsque l'opacité de la facette est faible, assurant le passage d'une quantité de lumière suffisante pour sa polymérisation (Jung et coll. 2006, Rasetto et coll., 2004).

Le praticien peut également utiliser le mélange base /catalyseur.

Il a alors le choix entre 2 couleurs différentes de catalyseurs (catalyseur de couleur Yellow et Translucent).

De la même façon, il peut choisir entre 2 viscosités différentes pour ces 2 catalyseurs.

On peut donc former 30 combinaisons en employant un des catalyseurs ou la base seule.

De plus, le fabricant propose ce produit en coffret contenant tout le nécessaire de collage avec des composants sensés être parfaitement compatibles entre eux :

- 1 seringue Total Etch® 2 g pour mordancer les substrats dentaires.
- 1 flacon Monobond-S® 5 g. C'est l'agent de couplage silanique.
- De l'Excite® DSC conditionné en unidoses de 0,1 g.
- Du Liquid Strip (gel de glycérine).
- Divers accessoires : essentiellement pinceaux, godets et micro brush.



Présentation du coffret standard du VARIOLINK II®.

D'après <http://www.ivoclarvivadent.com/>

La matrice organique est représentée principalement par le Bisphénol A Diglycidyléther Méthacrylate (Bis-GMA) et contient également de l'uréthane dimétacrylate (UDMA) et du triéthylène glycol dimétacrylate (TEGDMA).

Les charges minérales sont composées par des verres de baryum (qui confère la radio-opacité) et de trifluorure d'ytterbium.

II. Etude colorimétrique.

II.A. Introduction.

Les restaurations des dents antérieures peuvent être réalisées soit en technique directe, soit en technique indirecte (Peyton, 2002).

Les techniques directes font appel aux résines composites soit par des procédures par stratification (Ardu et Kreijci, 2006 ; Denehy, 2000 ; Terry et McLaren, 2001) soit par la réalisation de facettes (Gracia Filho, 1998 ; Fahl, 1996, 2006, 2007).

Les techniques indirectes impliquent la mise en œuvre d'une procédure de laboratoire en utilisant soit des recouvrements partiels sous la forme de facettes, soit des recouvrements complets sous la forme de couronnes unitaires.

Les facettes céramiques et en résines composites sont indiquées dans des situations cliniques diverses.

Leur utilisation permet de modifier et d'optimiser l'esthétique des dents présentant des anomalies de structure, de forme et/ou de volume, et de couleur.

Les dents souffrant de décolorations dentinaires sévères liées à l'administration de tétracyclines constituent l'indication idéale de ce traitement (Strassler, 1998 ; Chen et coll. 2005).

Le panorama complet de cette technique de restauration, tant dans ses indications que dans les procédures de réalisation clinique, est proposé par deux ouvrages de référence de Magne et Belser (2002) et Gürel (2005).

Les facettes sont assemblées aux tissus dentaires minéralisés par une procédure de collage mettant en œuvre un polymère de collage.

Les systèmes qui sont proposés par les industriels aux praticiens sont nombreux et tous caractérisés par une grande diversité dans le choix

des couleurs disponibles et, pour la plupart d'entre elles, par l'existence d'un mode de polymérisation dit « dual » associant une polymérisation chimique (réaction obtenue en mélangeant à parts égales la base et le catalyseur) et une photo-polymérisation (activation du photo-sensibilisateur contenu dans la base sous l'action des photons générés par une lampe à « photo-polymériser »).

Le choix entre différentes couleurs et différents niveaux d'opacité se justifie d'une part par la grande variabilité de la couleur des dents humaines (Joiner, 2004) et d'autre part par le souhait de pouvoir masquer des décolorations importantes.

Ces produits sont utilisés soit sous la forme d'une base seule, selon les recommandations du fabricant, lorsque la translucidité de la pièce prothétique est élevée, soit en mélange avec le catalyseur lorsque l'opacité de la facette céramique est élevée.

Les nombreuses études cliniques sur les facettes céramiques, dont les résultats ont fait l'objet d'une revue de la littérature (Peumans et coll., 2000) ou en résines composites ont démontré le rôle déterminant de la polymérisation de l'agent de collage qui doit être optimal.

Elle ne peut être obtenue que si une quantité de lumière suffisante traverse la pièce prothétique pour déclencher la polymérisation par la voie lumineuse.

Le VARIOLINK II® a fait l'objet de nombreuses études en laboratoire (Stappert et coll. 2005a,b, Ibarra et coll. 2007). Elles ont porté essentiellement sur des tests d'étanchéité (Ferrari et coll. 1999) et l'évaluation de l'adhérence du joint collé (Braga et coll. 2000).

Mais aucune étude n'a été réalisée à ce jour sur les propriétés colorimétriques intrinsèques du VARIOLINK II®.

Cette étude *in vitro* se fixe les buts suivants :

1. comparer les paramètres colorimétriques des bases seules (six couleurs de base : Bleach XL, Brown, Transparent, White, Opaque

White, Yellow) et des mélanges bases/catalyseur (en mélangeant les bases aux deux couleurs de catalyseur proposées : Transparent et Yellow),

2. comparer les paramètres colorimétriques des mélanges bases/catalyseurs en utilisant les deux niveaux de viscosité proposés : Low Viscosity et High Viscosity.

II.B. Matériels et méthodes.

II.B.1. Manipulation des échantillons.

Les numéros de lots et les abréviations des matériaux utilisés dans cette étude apparaissent dans le tableau suivant.

Tableau 1		
Nom de la spécialité commerciale	Abréviation	Numéro de lot
Base Bleach XL	BXL	H26167
Base Transparent	T	H35792
Base Brown	B	J00971
Base Yellow	Y	H35789
Base White	W	J01186
Base Opaque White	OW	H35791
Catalyseur Transparent Low Viscosity	T(LV)	H33173
Catalyseur Transparent High Viscosity	T(HV)	J02016
Catalyseur Yellow Low Viscosity	Y(LV)	J00207
Catalyseur Yellow High Viscosity	Y(HV)	J00211

Les bases et les catalyseurs ont été insérés dans des embouts d'injection (C-R[®] Tubes & Plugs, modèle AccuDose[®] High-Viscosity[™], société Centrix) permettant d'obtenir des quantités identiques et reproductibles de matériaux.

Les mélanges ont été réalisés manuellement par un seul et même opérateur avec une spatule en plastique sur un bloc en plastique maintenu à température ambiante.

Ils ont été insérés dans un embout d'injection (C-R[®] Tubes & Plugs, modèle AccuDose[®] High-Viscosity[™], société Centrix) et placés entre deux lames de verre espacées entre elles par des cales en acier d'une épaisseur contrôlée de 1mm.

Une pression digitale a été appliquée sur la lame de verre supérieure pendant 30 secondes pour obtenir l'étalement complet du matériau, comme dans les études de Koishi et al., (2002) et Kwon et al. (2003).

Les matériaux ont été photo-polymérisés avec une lampe halogène conventionnelle (Optilux Demetron 501, société Kerr-Hawe) équipée d'un embout-guide d'un diamètre de 12mm pendant 40 secondes et placé au contact direct de la lame de verre. Cette valeur de 40 secondes a été retenue en raison du mode de polymérisation spécifique du Variolink II qui avait été mis en évidence par l'étude de Santos et coll. (2004).

Dix échantillons différents ont été réalisés pour chacun des groupes expérimentaux.

La polymérisation entre 2 lames de verre a permis d'obtenir des surfaces parfaitement régulières, lisses et brillantes.

Immédiatement après la fin de la photo-polymérisation les échantillons ont été placés dans une enceinte à 37°C à l'abri de la lumière pour une période de 24heures pour obtenir une polymérisation optimale (Vichi et coll. 2004).

La mesure des paramètres colorimétriques a été réalisée avec un spectro-colorimètre (modèle Color Guide, société Byk Gardner).

La fenêtre d'analyse du spectro-colorimètre est circulaire (diamètre de 4mm).

Les conditions d'illumination et de réflexion de la lumière incidente sont 45°/0°.

L'illuminant utilisé dans cette étude est l'illuminant C/2°.

Les échantillons ont été posés sur 2 fonds de référence :

- un fond de mesure « blanc »,
- un fond de mesure « noir ».

Une seule mesure en position centrale de chaque échantillon a été réalisée.

Cinq paramètres colorimétriques ont été enregistrés :

L^* : il permet de mesurer la luminosité,

a^* : il permet de mesurer la saturation sur un axe allant du rouge (pour les valeurs positives) vers le vert (pour les valeurs négatives),

b^* : il permet de mesurer la saturation sur un axe allant du jaune (pour les valeurs positives) vers le bleu (pour les valeurs négatives),

C^* (chroma) : il permet de mesurer la saturation selon la formule suivante :

$C^* = [(a^*)^2 + (b^*)^2]^{1/2}$. Elle correspond à la distance par rapport à l'axe L^* ,

h° (hue) : il permet de mesurer l'angle de teinte par rapport à l'axe a^* selon la formule suivante : $h^\circ = \text{artg} (b^*/a^*)$.

L'opacité des échantillons expérimentaux a été évaluée par la valeur de ΔL^* calculée comme suit : L^* fond blanc- L^* fond noir.

Par convention de calcul cette valeur peut aller de 0 (pour un matériau totalement opaque) à 100 (pour un matériau parfaitement translucide).

La différence colorimétrique entre 2 matériaux 1 et 2 de coordonnées colorimétriques respectives L^*_1 , a^*_1 , b^*_1 et L^*_2 , a^*_2 , b^*_2 est la distance qui les sépare dans le repère colorimétrique.

Cette distance colorimétrique est appelée ΔE^* .

Elle se calcule selon la formule suivante :

$$\Delta E^* = [(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2]^{1/2}$$

L'oeil humain est capable de percevoir des différences colorimétriques variables.

Plus la valeur de ΔE^* entre 2 matériaux est élevée, plus la différence colorimétrique sera élevée et aisément perceptible par le plus grand nombre d'observateurs.

A l'inverse plus cette valeur sera faible, plus la différence colorimétrique sera difficile à percevoir et seuls certains observateurs seront capables de le faire.

Pour un ΔE^* inférieur ou égal à 1, l'œil humain, dans la grande majorité des cas, ne fait pas de différence entre les deux teintes comparées.

Pour un ΔE^* compris entre 1 et 3,3, seul l'œil averti verra la différence.

Pour un ΔE^* supérieur à 3,3, la différence entre les deux teintes comparées devient flagrante

La composition en poids de la base et des deux viscosités différentes est donnée par le fabricant dans le tableau suivant.

Composition standard (en % du poids.)	Base	Catalyseur basse viscosité	Catalyseur haute viscosité
Bis-GMA	13.1	11	13.9
Diméthacrylate d'uréthane	6.6	5.5	7
Diméthacrylate de triéthylène glycol	6.6	5.5	7
Verre de remplissage au Baryum, silané	38.4	42.2	36.2
Trifluoride d'ytterbium	25.0	25	25
Mélange d'oxydes, silanés	5	5	5
Verre de Ba-Al-fluoro-silicate	5	5	5
Catalyseur et stabilisateur	0.3	0.8	0.9
Pigments	< 0.1	< 0.1	< 0.1

En tenant compte de l'existence de bases de 6 couleurs différentes, de catalyseurs de 2 couleurs et de 2 niveaux de viscosités différentes 30 combinaisons différentes ont été obtenues dans cette étude. Les abréviations de ces différents groupes expérimentaux apparaissent dans le tableau numéro 2.

Tableau 2 : liste et abréviations des 30 groupes expérimentaux analysés dans cette étude

Base	Catalyseur	Groupe expérimental
Bleach XL	Aucun	BXL
Bleach XL	Transparent Low Viscosity	BXL + T(LV)
Bleach XL	Transparent High Viscosity	BXL + T(HV)
Bleach XL	Yellow Low Viscosity	BXL + Y(LV)
Bleach XL	Yellow High Viscosity	BXL + Y(HV)
Brown	Aucun	B
Brown	Transparent Low Viscosity	B + T(LV)
Brown	Transparent High Viscosity	B + T(HV)
Brown	Yellow Low Viscosity	B + Y(LV)
Brown	Yellow High Viscosity	B + Y(HV)
Translucent	Aucun	T
Translucent	Transparent Low Viscosity	T + T(LV)
Translucent	Transparent High Viscosity	T + T(HV)
Translucent	Yellow Low Viscosity	T + Y(LV)
Translucent	Yellow High Viscosity	T + Y(HV)
White	Aucun	W
White	Transparent Low Viscosity	W + T(LV)
White	Transparent High Viscosity	W + T(HV)
White	Yellow Low Viscosity	W + Y(LV)
White	Yellow High Viscosity	W + Y(HV)
Opaque White	Aucun	OW
Opaque White	Transparent Low Viscosity	OW + T(LV)
Opaque White	Transparent High Viscosity	OW + T(HV)
Opaque White	Yellow Low Viscosity	OW + Y(LV)
Opaque White	Yellow High Viscosity	OW + Y(HV)
Yellow	Aucun	Y
Yellow	Transparent Low Viscosity	Y + T(LV)
Yellow	Transparent High Viscosity	Y + T(HV)
Yellow	Yellow Low Viscosity	Y + Y(LV)
Yellow	Yellow High Viscosity	Y + Y(HV)

II.B.2. Analyses statistiques.

Les variables quantitatives ont fait l'objet d'une analyse descriptive standard comportant les effectifs N, la valeur la plus faible rencontrée, la valeur la plus forte rencontrée, la moyenne (M), l'écart type (SD) et l'écart type de la moyenne (SDM).

Variable	N	Minimum	Maximum	M	SD	SDM
L*	300	56,66	94,71	69,31	11,04	0,63
a*	300	-4,76	0,25	-25,46	10,53	6,08
b*	300	4,32	21,06	12,6	4,48	0,25
C*	300	4,64	21,06	12,98	4,26	0,24
h°	300	89,32	120,55	103,73.	8,2	0,47
DL*	300	-0,5	16,13	10,04	4,63	0,26

Les variables qualitatives ont fait l'objet d'un dénombrement.

Facteur Base/cata	Fréquence	Pourcentage	Fréquence cumulée	Pourcentage cumulé
1 base seule	60	20	60	20
2 base/catalyseur	240	80	300	100

Facteur Viscosité	Fréquence	Pourcentage	Fréquence cumulée	Pourcentage cumulé
1 base/cata LV	120	40	120	40
2 base/cata HV	120	40	240	80
3 base seule	60	20	300	100

La comparaison des moyennes a été réalisée par analyse de variance (ANOVA) à l'aide du logiciel SAS Statistical Analysis System version V6.12, au seuil de risque alpha de 5%. Le test global (F de

Fischer) a été complété quand il y avait significativité par une comparaison des moyennes 2 à 2 (SIDAK Test).

* La première analyse porte sur les deux facteurs :

- Facteur **Mélange** base/cata avec base seule et base/catalyseur, donc à deux groupes.

- Facteur **Viscosité** avec base seule à viscosité 3/base catalyseur à viscosité 1/ base catalyseur à viscosité 2, donc à trois groupes.

* La seconde analyse concerne la combinaison des différents paramètres conduisant à trente groupes analysés selon l'ANOVA à 1 facteur **Couleur**.

Pour chaque comparaison de variable, on donne le degré de significativité (p) quand une différence significative a été mise en évidence. Lorsque le test global est significatif (une au moins des moyennes diffère des autres), on teste deux à deux les moyennes des groupes pour chaque variable par la méthode SIDAK test.

II.C. Résultats.

II.C.1. Résultats expérimentaux.

Les valeurs de ΔE^* entre les bases seules et les mélanges base/catalyseur apparaissent dans les tableaux 3, pour le catalyseur Transparent Low Viscosity et 4, pour le catalyseur Yellow Low Viscosity.

Tableau 3 : valeurs de ΔE^* entre la base seule et le mélange base/catalyseur Transparent Low Viscosity- valeurs moyennes (écart-type)

BXL/BXL+T(LV)	B/B+T(LV)	T/T+T(LV)	W/W+T(LV)	OW/OW+T(LV)	Y/Y+T(LV)
6.16 (0.20)	6.06 (0.13)	2.57 (0.10)	1.83 (0.23)	3.24 (0.58)	3.32 (0.25)

Tableau 4 : valeurs de ΔE^* entre la base seule et Le mélange base/catalyseur Yellow Low Viscosity- valeurs moyennes (écart-type)

BXL/BXL+Y(LV)	B/B+Y(LV)	T/T+Y(LV)	W/W+Y(LV)	OW/OW+Y(LV)	Y/Y+Y(LV)
11.12 (0.20)	2.45 (0.56)	8.43 (0.06)	3.85 (0.07)	6.99 (0.39)	1.53 (0.19)

Les valeurs de ΔE^* entre les deux viscosités différentes de catalyseurs apparaissent dans les tableaux 5, pour le catalyseur Transparent, et 6, pour la catalyseur Yellow.

Tableau 5 : valeurs de ΔE^* entre les deux viscosités du catalyseur Transparent- valeurs moyennes (écart-type)

BXL+T(LV)/ BXL+T(HV)	B+T(LV)/ B+T(HV)	T+T(LV)/ T+T(HV)	W+T(LV)/ W+T(HV)	OW+T(LV)/ OW+T(HV)	Y+T(LV)/ Y+T(HV)
0.52 (0.26)	1.46 (0.26)	0.71 (0.10)	0.66 (0.19)	0.39 (0.16)	1.23 (0.26)

Tableau 6 : valeurs de ΔE^* entre les deux viscosités du catalyseur Yellow- valeurs moyennes (écart-type)

BXL+Y(LV)/ BXL+Y(HV)	B+Y(LV)/ B+Y(HV)	T+Y(LV)/ T+Y(HV)	W+Y(LV)/ W+Y(HV)	OW+Y(LV)/ OW+Y(HV)	Y+Y(LV)/ Y+Y(HV)
2.03 (0.23)	0.59 (0.12)	1.16 (0.07)	0.46 (0.30)	0.97 (0.22)	0.60 (0.23)

La comparaison des valeurs des paramètres colorimétriques de la base seule ou associée aux deux couleurs de catalyseurs basse viscosité apparaît dans les tableaux 7 (pour le paramètre L^*), 8 (pour le paramètre a^*), 9 (pour le paramètre b^*), 10 (pour le paramètre C^*), 11 (pour le paramètre h°) et 12 (pour le paramètre ΔL^*).

Tableau 7 : comparaison du paramètre L^* des bases seules ou mélangées avec les catalyseurs basse viscosité de couleur Transparent et Yellow-
valeurs moyennes (écart-type).

	Base seule	Base+Catalyseur T(LV)	Base+Catalyseur Y(LV)
BXL	81,03(0,38) ^A	74,90(0,21) ^B	72,68(0,48) ^C
B	57,34(0,38) ^A	60,90(0,30) ^B	59,46(0,49) ^C
T	63,28(0,38) ^A	64,50(0,31) ^B	62,46(0,43) ^C
W	62,94(0,49) ^A	64,45(0,38) ^B	62,58(0,44) ^A
OW	93,46(0,74) ^A	91,08(0,39) ^B	89,38(0,66) ^C
Y	61,80(0,43) ^A	63,61(0,47) ^B	62,34(0,39) ^A

Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).

Tableau 8 : comparaison du paramètre a^* des bases seules ou mélangées avec les catalyseurs basse viscosité de couleur Transparent et Yellow-
valeurs moyennes (écart-type).

	Base seule	Base+Catalyseur T(LV)	Base+Catalyseur Y(LV)
BXL	-4,44(0,14) ^A	-4,19(0,10) ^B	-3,19(0,14) ^C
B	0,18(0,05) ^A	-1,64(0,08) ^B	-0,86(0,11) ^C
T	-3,07(0,16) ^A	-3,66(0,13) ^B	-2,97(0,12) ^A
W	-2,53(0,12) ^A	-3,27(0,11) ^B	-2,52(0,10) ^A
OW	-1,85(0,32) ^A	-2,59(0,14) ^B	-1,57(0,20) ^C
Y	-2,09(0,08) ^A	-3,04(0,09) ^B	-2,16(0,13) ^A

Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).

Tableau 9 : comparaison du paramètre b* des bases seules ou mélangées avec les catalyseurs basse viscosité de couleur Transparent et Yellow-
valeurs moyennes (écart-type).

	Base seule	Base+Catalyseur T(LV)	Base+Catalyseur Y(LV)
BXL	7,64(0,24) ^A	8,17(0,14) ^B	14,87(0,20) ^C
B	20,97(0,06) ^A	16,42(0,10) ^B	20,39(0,16) ^C
T	6,31(0,15) ^A	8,48(0,15) ^B	14,69(0,14) ^C
W	11,42(0,10) ^A	10,71(0,13) ^B	15,25(0,14) ^C
OW	4,87(0,42) ^A	6,93(0,18) ^B	10,53(0,31) ^C
Y	16,11(0,07) ^A	13,53(0,12) ^B	17,50(0,15) ^C

Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).

Tableau 10 : comparaison du paramètre C* des bases seules ou mélangées avec les catalyseurs basse viscosité de couleur Transparent et Yellow-
valeurs moyennes (écart-type).

	Base seule	Base+Catalyseur T(LV)	Base+Catalyseur Y(LV)
BXL	8,84(0,27) ^A	9,18(0,17) ^A	15,21(0,22) ^B
B	20,97(0,06) ^A	16,50(0,10) ^B	20,40(0,16) ^C
T	7,01(0,20) ^A	9,24(0,19) ^B	14,99(0,16) ^C
W	11,70(0,12) ^A	11,20(0,16) ^B	15,46(0,15) ^C
OW	5,21(0,50) ^A	7,40(0,21) ^B	10,65(0,34) ^C
Y	16,24(0,08) ^A	13,87(0,14) ^B	17,63(0,16) ^C

Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).

Tableau 11 : comparaison du paramètre h° des bases seules ou mélangées avec les catalyseurs basse viscosité de couleur Transparent et Yellow-
valeurs moyennes (écart-type).

	Base seule	Base+Catalyseur T(LV)	Base+Catalyseur Y(LV)
BXL	120,15(0,34) ^A	117,14(0,26) ^B	102,11(0,42) ^C
B	89,51(0,15) ^A	95,70(0,24) ^B	92,42(0,30) ^C
T	115,93(0,65) ^A	113,35(0,36) ^B	101,44(0,34) ^C
W	102,49(0,48) ^A	106,97(0,33) ^B	99,37(0,27) ^C
OW	110,73(2,02) ^A	110,51(0,72) ^A	98,45(0,83) ^B
Y	97,38(0,25) ^A	102,65(0,27) ^B	97,04(0,36) ^A

Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).

Tableau 12 : comparaison du paramètre ΔL^* des bases seules ou mélangées avec les catalyseurs basse viscosité de couleur Transparent et Yellow-
valeurs moyennes (écart-type).

	Base seule	Base+Catalyseur T(LV)	Base+Catalyseur Y(LV)
BXL	6,83(0,12) ^A	8,03(0,31) ^B	7,91(0,55) ^B
B	11,57(0,30) ^A	12,99(0,62) ^B	10,93(0,24) ^A
T	15,34(0,51) ^A	13,18(0,19) ^B	12,68(0,17) ^C
W	14,67(0,31) ^A	13,68(0,46) ^B	13,14(0,21) ^B
OW	0,03(0,37) ^A	1,71(0,50) ^B	0,85(0,50) ^C
Y	14,16(0,43) ^A	12,32(0,43) ^B	12,03(0,26) ^B

Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).

La comparaison des valeurs des paramètres colorimétriques (L^* , a^* , b^* , C^* , h° et ΔL^*) des 6 couleurs de base mélangées aux deux viscosités des catalyseurs Transparent et Yellow, apparaît dans les tableaux 13 (pour la couleur Bleach XL), 14 (pour la couleur Brown), 15 (pour la couleur Transparent), 16 (pour la couleur White), 17 (pour la couleur Opaque White) et 18 (pour la couleur Yellow).

Tableau 13.

Tableau 13.					
	BXL +			BXL +	
	Catalyseur T(LV)	Catalyseur T(HV)		Catalyseur Y(LV)	Catalyseur Y(HV)
L^*	74,90(0,21) ^A	75,33(0,47) ^A	L^*	72,68(0,48) ^A	73,92(0,33) ^B
a^*	-4,19(0,10) ^A	-4,32(0,16) ^A	a^*	-3,19(0,14) ^A	-3,26(0,07) ^A
b^*	8,17(0,14) ^A	8,11(0,22) ^A	b^*	14,87(0,20) ^A	13,28(0,14) ^B
C^*	9,18(0,17) ^A	9,18(0,26) ^A	C^*	15,21(0,22) ^A	13,67(0,15) ^B
h°	117,14(0,26) ^A	118,02(0,63) ^A	h°	102,11(0,42) ^A	103,77(0,20) ^B
ΔL^*	8,03(0,31) ^A	7,72(0,19) ^A	ΔL^*	7,91(0,55) ^A	7,55(0,26) ^A
Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).			Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).		

Tableau 14.

Tableau 14.					
	B +			B +	
	Catalyseur T(LV)	Catalyseur T(HV)		Catalyseur Y(LV)	Catalyseur Y(HV)
L^*	60,90(0,30) ^A	60,26(0,50) ^A	L^*	59,46(0,49) ^A	59,64(0,36) ^A
a^*	-1,64(0,08) ^A	-1,48(0,14) ^A	a^*	-0,86(0,11) ^A	-0,98(0,11) ^A
b^*	16,42(0,10) ^A	17,69(0,17) ^B	b^*	20,39(0,16) ^A	19,91(0,12) ^B
C^*	16,50(0,10) ^A	17,75(0,18) ^B	C^*	20,41(0,16) ^A	19,94(0,13) ^B
h°	95,70(0,24) ^A	94,78(0,40) ^A	h°	92,42(0,30) ^A	92,81(0,30) ^A
ΔL^*	12,99(0,62) ^A	11,21(0,33) ^B	ΔL^*	10,93(0,24) ^A	11,53(0,23) ^A
Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).			Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).		

Tableau 15.

Tableau 15.					
	T +			T +	
	Catalyseur T(LV)	Catalyseur T(HV)		Catalyseur Y(LV)	Catalyseur Y(HV)
L^*	64,50(0,31) ^H	64,57(0,34) ^H	L^*	62,46(0,43) ^{L, M}	62,31(0,39) ^{L, M}
a^*	-3,66(0,13) ^M	-3,61(0,11) ^M	a^*	-2,97(0,12) ^{J, K}	-2,89(0,11) ^J
b^*	8,48(0,15) ^M	7,82(0,14) ^{O, P}	b^*	14,69(0,14) ^G	13,56(0,09) ^H
C^*	9,24(0,19) ^M	8,61(0,17) ^O	C^*	14,99(0,16) ^G	13,86(0,11) ^H
h°	113,35(0,36) ^E	114,75(0,34) ^D	h°	101,44(0,34) ^L	102,02(0,37) ^{K, L}
ΔL^*	13,18(0,19) ^{D, E}	13,31(0,34) ^{D, E}	ΔL^*	12,68(0,17) ^{E, F, G, H}	14,56(0,40) ^B
Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).			Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).		

Tableau 16.					
	W +			W +	
	Catalyseur T(LV)	Catalyseur T(HV)		Catalyseur Y(LV)	Catalyseur Y(HV)
L*	64,45(0,38) ^H	64,18(0,43) ^H	L*	62,58(0,44) ^{K, L}	62,31(0,46) ^{L, M}
a*	-3,27(0,11) ^L	-3,09(0,11) ^{J, K, L}	a*	-2,52(0,10) ^{H, I}	-2,33(0,14) ^{G, H}
b*	10,72(0,13) ^J	10,31(0,15) ^K	b*	15,25(0,14) ^F	15,23(0,14) ^F
C*	11,20(0,16) ^J	10,76(0,17) ^K	C*	15,46(0,15) ^F	15,40(0,16) ^F
h°	106,97(0,33) ^H	106,71(0,38) ^H	h°	99,37(0,27) ^M	98,68(0,45) ^M
ΔL*	13,68(0,46) ^{D, E}	12,93(0,39) ^{E, F, G, H}	ΔL*	13,14(0,21) ^{D, E, F}	13,23(1,06) ^{D, C}
Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative (p<0.05).			Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative (p<0.05).		

Tableau 17.					
	OW +			OW +	
	Catalyseur T(LV)	Catalyseur T(HV)		Catalyseur Y(LV)	Catalyseur Y(HV)
L*	91,08(0,39) ^B	91,25(0,36) ^B	L*	89,38(0,66) ^C	89,64(0,54) ^C
a*	-2,59(0,14) ^I	-2,41(0,18) ^{H, I}	a*	-1,57(0,20) ^C	-1,46(0,20) ^C
b*	6,93(0,18) ^Q	7,04(0,22) ^Q	b*	10,53(0,31) ^{J, K}	9,66(0,26) ^L
C*	7,40(0,21) ^P	7,45(0,26) ^P	C*	10,65(0,34) ^K	9,77(0,28) ^L
h°	110,51(0,72) ^F	108,89(0,86) ^G	h°	98,45(0,83) ^M	98,57(0,99) ^M
ΔL*	1,71(0,50) ^N	1,37(0,32) ^{N, O}	ΔL*	0,85(0,50) ^O	0,82(0,36) ^O
Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative (p<0.05).			Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative (p<0.05).		

Tableau 18.					
	Y +			Y +	
	Catalyseur T(LV)	Catalyseur T(HV)		Catalyseur Y(LV)	Catalyseur Y(HV)
L*	63,61(0,47) ^{I, J}	64,82(0,45) ^H	L*	62,34(0,39) ^{L, M}	62,90(0,33) ^{J, K, L}
a*	-3,04(0,09) ^{J, K, L}	-3,11(0,13) ^{J, K, L}	a*	-2,16(0,13) ^{F, G}	-2,00(0,10) ^{E, F}
b*	13,53(0,12) ^H	13,36(0,19) ^H	b*	17,5(0,15) ^D	17,51(0,14) ^D
C*	13,87(0,14) ^H	13,72(0,21) ^H	C*	17,63(0,16) ^D	17,62(0,15) ^D
h°	102,65(0,27) ^{J, K}	103,08(0,34) ^{I, J}	h°	97,04(0,36) ^N	96,51(0,27) ^{N, O}
ΔL*	12,32(0,43) ^{G, H, I}	12,76(0,76) ^{E, F, G, H}	ΔL*	12,03(0,26) ^{H, I, J}	12,38(0,71) ^{F, G, H}
Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative (p<0.05).			Pour chacune des 6 lignes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative (p<0.05).		

Le classement par valeurs croissantes des paramètres colorimétriques (L^* , a^* , b^*) des différentes combinaisons possibles entre les 6 couleurs de base et les 2 couleurs de catalyseur (Transparent et Yellow de Low Viscosity) apparaît dans le tableau 19.

Tableau 19					
L^*		a^*		b^*	
OW	93,46(0,74) ^A	B	0,18(0,05) ^A	B	20,96(0,06) ^A
OW+T(LV)	91,08(0,39) ^B	B+Y(LV)	-0,86(0,11) ^B	B+Y(LV)	20,38(0,16) ^B
OW+Y(LV)	89,38(0,66) ^C	OW+Y(LV)	-1,57(0,20) ^C	Y+Y(LV)	17,50(0,15) ^D
BXL	81,03(0,38) ^D	B+T(LV)	-1,64(0,08) ^{C, D}	B+T(LV)	16,41(0,10) ^E
BXL+T(LV)	74,90(0,21) ^E	OW	-1,85(0,32) ^{D, E}	Y	16,10(0,07) ^E
BXL+Y(LV)	72,67(0,48) ^G	Y	-2,09(0,08) ^{E, F, G}	W+Y(LV)	15,24(0,14) ^F
T+T(LV)	64,50(0,31) ^H	Y+Y(LV)	-2,16(0,13) ^{F, G}	BXL+Y(LV)	14,87(0,20) ^G
W+T(LV)	64,44(0,38) ^H	W+Y(LV)	-2,52(0,10) ^{H, I}	T+Y(LV)	14,68(0,14) ^G
Y+T(LV)	63,61(0,47) ^{I, J}	W	-2,53(0,12) ^{H, I}	Y+T(LV)	13,52(0,12) ^H
T	63,28(0,38) ^{K, J}	OW+T(LV)	-2,59(0,14) ^I	W	11,42(0,10) ^I
W	62,93(0,49) ^{J, K, L}	T+Y(LV)	-2,97(0,12) ^{J, K}	W+T(LV)	10,71(0,13) ^J
W+Y(LV)	62,57(0,44) ^{K, L}	Y+T(LV)	-3,04(0,09) ^{J, K, L}	OW+Y(LV)	10,53(0,31) ^{J, K}
T+Y(LV)	62,45(0,43) ^{L, M}	T	-3,07(0,16) ^{J, K, L}	T+T(LV)	8,48(0,15) ^M
Y+Y(LV)	62,34(0,39) ^{L, M}	BXL+Y(LV)	-3,19(0,14) ^{K, L}	BXL+T(LV)	8,17(0,14) ^{M, N}
Y	61,80(0,43) ^M	W+T(LV)	-3,27(0,11) ^L	BXL	7,64(0,24) ^P
B+T(LV)	60,90(0,30) ^N	T+T(LV)	-3,66(0,13) ^M	OW+T(LV)	6,93(0,18) ^O
B+Y(LV)	59,45(0,49) ^O	BXL+T(LV)	-4,19(0,10) ^N	T	6,30(0,15) ^R
B	57,34(0,38) ^P	BXL	-4,44(0,14) ^O	OW	4,86(0,42) ^S
Pour chacune des 3 colonnes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$).					

Le classement par valeurs croissantes des paramètres colorimétriques (C^* , h° , ΔL^*) des différentes combinaisons possibles entre les 6 couleurs de base et les 2 couleurs de catalyseurs (Transparent et Yellow de Low Viscosity) apparaît dans le tableau 20.

Tableau 20					
C^*		h°		ΔL^*	
B	20,96(0,06) ^A	BXL	120,15(0,34) ^A	T	15,34(0,51) ^A
B+Y(LV)	20,40(0,16) ^B	BXL+T(LV)	117,14(0,26) ^B	W	14,67(0,31) ^{A, B}
Y+Y(LV)	17,63(0,16) ^D	T	115,93(0,65) ^C	Y	14,16(0,43) ^{B, C}
B+T(LV)	16,50(0,10) ^E	T+T(LV)	113,34(0,36) ^E	W+T(LV)	13,68(0,46) ^{C, D}
Y	16,24(0,08) ^E	OW	110,73(2,02) ^F	T+T(LV)	13,18(0,19) ^{D, E}
W+Y(LV)	15,45(0,15) ^F	OW+T(LV)	110,50(0,72) ^F	W+Y(LV)	13,14(0,21) ^{D, E, F}
BXL+Y(LV)	15,21(0,22) ^{F, G}	W+T(LV)	106,96(0,33) ^H	B+T(LV)	12,99(0,62) ^{E, F, G, H}
T+Y(LV)	14,98(0,16) ^G	Y+T(LV)	102,65(0,27) ^{J, K}	T+Y(LV)	12,68(0,17) ^{E, F, G, H}
Y+T(LV)	13,86(0,14) ^H	W	102,49(0,48) ^{J, K}	Y+T(LV)	12,32(0,43) ^{G, H, I}
W	11,70(0,12) ^I	BXL+Y(LV)	102,11(0,42) ^{J, K, L}	Y+Y(LV)	12,03(0,26) ^{H, I, J}
W+T(LV)	11,20(0,16) ^J	T+Y(LV)	101,43(0,34) ^L	B	11,6(0,30) ^{I, J, K}
OW+Y(LV)	10,64(0,34) ^K	W+Y(LV)	99,36(0,27) ^M	B+Y(LV)	10,93(0,24) ^K
T+T(LV)	9,23(0,19) ^M	OW+Y(LV)	98,44(0,83) ^M	BXL+T(LV)	8,03(0,31) ^L
BXL+T(LV)	9,18(0,17) ^{M, N}	Y	97,37(0,25) ^N	BXL+Y(LV)	7,91(0,55) ^L
BXL	8,84(0,27) ^{N, O}	Y+Y(LV)	97,03(0,36) ^N	BXL	6,83(0,12) ^M
OW+T(LV)	7,40(0,21) ^P	B+T(LV)	95,69(0,24) ^{O, P}	OW+T(LV)	1,71(0,50) ^N
T	7,01(0,20) ^Q	B+Y(LV)	92,42(0,30) ^Q	OW+Y(LV)	0,85(0,50) ^O
OW	5,21(0,50) ^R	B	89,51(0,15) ^R	OW	0,03(0,37) ^P
Pour chacune des 3 colonnes du tableau, les valeurs moyennes ayant la même lettre en exposant ne diffèrent pas entre elles d'une façon statistiquement significative ($p < 0.05$)					

II.C.2. Résultats statistiques.

Première analyse.

Facteur Mélange.

La première partie du test F analyse l'écart de couleur existant entre la base seule, le mélange base/catalyseur Yellow et le mélange base/catalyseur Translucide, dans les deux viscosités de catalyseur, et ceci pour chaque variable indépendante L^* , a^* , b^* , C^* , h° et DL^* .

Facteur Mélange	Variable	P	Significativité à $\alpha=5\%$
	L^*	0,603	non
	a^*	0,0435	limite de significativité
	b^*	0,0072	oui
	C^*	0,0073	oui
	h°	0,015	oui
	DL^*	0,46	non

On constate qu'il existe une différence significative de couleur nette entre la base seule et la base associée à un des catalyseurs pour les variables b^* , C^* et h° . Le p obtenu pour la variable a^* est légèrement inférieur au risque 5% et sera donc considéré comme significativement différent. En revanche L^* et DL^* ne semblent pas significativement affectés par le mélange de la base avec un catalyseur.

Facteur Viscosité.

La seconde partie du test F analyse l'écart de couleur existant entre les mélanges base/catalyseur de viscosité différente et ceci pour chaque variable indépendante L^* , a^* , b^* , C^* , h° et DL^* .

Facteur Viscosité	Variable	p	Significativité à $\alpha=5\%$
	L*	0,8313	non
	a*	0,6445	non
	b*	0,5606	non
	C*	0,5407	non
	h°	0,909	non
	DL*	0,9911	non

Il ressort de ce test que l'emploi de l'une ou de l'autre des deux viscosités proposées pour un catalyseur donné ne fasse pas significativement varier la couleur du mélange obtenu au risque $\alpha=5\%$. Il apparaît donc que le fabricant propose bien deux produits catalyseurs pour lesquels le choix de l'une ou de l'autre des viscosités ne semble pas influencer statistiquement (pour être plus affirmatif, il faudrait connaître le risque bêta) la couleur définitive du mélange. Pour augmenter la puissance du test, la couleur de la base seule a été intégrée dans le test. Cela n'influence pas le résultat définitif puisque la non significativité des écarts est généralisée à toutes les variables L*, a*, b*, C*, h° et DL*.

Seconde analyse.

Le second test traite indépendamment les trente groupes de couleur. Il s'agit toujours d'un test F de Fisher par ANOVA. Le test est pratiqué sur les trente groupes pour chaque variable indépendante L*, a*, b*, C*, h° et DL*.

Facteur Couleur	Variable	P	Significativité à $\alpha=5\%$
	L*	0,0001	oui
	a*	0,0001	oui
	b*	0,0001	oui
	C*	0,0001	oui
	h°	0,0001	oui
	DL*	0,0001	oui

Il ressort de ce test que la moyenne de chaque groupe diffère naturellement au moins une fois de la moyenne des autres groupes pour chaque variable étudiée L^* , a^* , b^* , C^* , h° et DL^* . Il est donc nécessaire de pratiquer un test complémentaire de façon à déterminer les groupes dont les moyennes sont statistiquement semblables. Pour cela, on utilisera le test T Sidak qui va tester deux à deux les moyennes de chacun des trente groupes pour chaque variable L^* , a^* , b^* , C^* , h° et DL^* . Les résultats de ce test sont visibles dans les tableaux de présentation des données du II.C.1 sous la forme de lettres majuscules placées en exposant des moyennes et écarts types.

II.D. Discussion.

Les résultats de cette étude *in vitro* mettent en évidence :

1. des différences statistiquement significatives sur certains paramètres colorimétriques étudiés entre les bases seules et les bases mélangées aux deux couleurs de catalyseurs,
2. des différences statistiquement significatives sur les paramètres colorimétriques étudiés entre les deux viscosités de catalyseur. Seule une observation détaillée de ΔE^* peut laisser apparaître une différence éventuellement perceptible à l'œil nu pour certains groupes.

Les facettes céramiques constituent la procédure de choix des restaurations des dents antérieures présentant des pertes de substance importantes, des anomalies de forme, de structure et de couleur importante en raison de leur faible taux d'échec à moyen terme : 5 ans (Peumans et coll. 1998, Aristidis et Dimitra 2002) et à long terme : 10 ans (Dumfahrt et Schaffer 2000, Peumans et coll. 2004), 12 ans (Fradéani et coll. 2005)

Leur assemblage nécessite une procédure de collage mettant en œuvre soit une base seule soit un mélange base catalyseur.

La qualité de la polymérisation du polymère de collage est déterminante pour le succès clinique à long terme. Elle garantit un taux de survie important ainsi qu'une dégradation marginale faible (Peumans et coll., 1998, 2000).

Les échecs mécaniques liés à la fracture de la céramique tiennent davantage aux propriétés mécaniques des céramiques ainsi qu'aux différentes sollicitations occlusales.

Le praticien peut donc par la rigueur de la procédure de collage optimiser la durée de vie de ses restaurations. Cette étape clinique est une étape qui exige un temps important quel que soit le degré d'expertise du praticien (Dumfahrt, 1999). L'âge du praticien n'influence pas le résultat final sur des études à long terme (Murphy et coll., 2005).

L'absorption de la lumière à travers la céramique ou la résine composite est une composante déterminante sur le choix de la procédure de collage.

Cette dernière ne doit pas relever de la simple appréciation clinique du praticien car les paramètres qui influencent l'absorption de la lumière sont nombreux et parfaitement connus :

- la nature de la source lumineuse (Jung et coll. 2006, Nalcaci et coll. 2005, Orturk et coll. 2005, Park et coll. 2004, Rasetto et coll. 2004, Santos et coll. 2004, Usumez et coll., 2004),
- le temps d'illumination (Park et coll., 2004),
- l'épaisseur de la céramique (Jung et coll. 2006, Rasetto et coll., 2004),
- la nature de la céramique (Rasetto et coll., 2004),
- le mode d'émission de la source lumineuse (Nalcaci et coll., 2005).

En tenant compte de tous ces paramètres, le praticien, s'il considère que l'absorption de la lumière à travers la facette sera faible, utilisera la base seule.

A l'inverse et dans le doute d'une absorption importante de la lumière, il optera pour une utilisation d'un mélange à parts égales entre la base et le catalyseur, afin d'optimiser la polymérisation du composite de collage par l'association de deux processus de polymérisation complémentaires.

Les premières observations de El-Badrawy et El-Mowafy (1995) proposaient pour une sécurité maximale une irradiation systématique à la lumière des systèmes duals.

Le VARIOLINK II® est proposé en différents niveaux d'opacités et avec une gamme de couleurs différentes pour répondre au mieux à la diversité des niveaux de couleur et d'opacités des dents humaines.

Chacune de ces seringues permet de satisfaire dans l'absolu au nombre de situations cliniques le plus élevé en diminuant au minimum leur nombre.

Le polymère de collage se trouve cependant dans une situation inédite et avec un cahier des charges impossible à atteindre au niveau colorimétrique.

En effet la dent naturelle est caractérisée par des paramètres colorimétriques (Goodkind et coll. 1985 ; Goodkind et Schwabacher, 1987; O'Brien et coll., 1997 ; Dozic et coll., 2004, 2005) ainsi qu'une opacité (Hasegawa et al., 2000a,b) variables en fonction de la localisation anatomique, depuis la zone cervicale jusqu'au niveau du bord libre.

Le polymère de collage, à l'inverse, qu'il soit utilisé soit sous la forme d'une base, soit sous la forme d'un mélange entre la base et le catalyseur n'aura jamais qu'une seule couleur et qu'un seul niveau d'opacité sous la facette céramique. Il ne pourra jamais reproduire ces différentes variations.

On touche là à une des limites de la pertinence du choix de la couleur d'un polymère pour le collage d'une facette en céramique ou en composite.

Sa visibilité sous une facette céramique, même minime, risque d'hypothéquer tout le travail de caractérisation qui aurait été réalisé par le technicien de laboratoire.

Les décolorations dentinaires sévères essentiellement liées aux tétracyclines constituent l'une des indications cliniques de choix des facettes céramiques.

Cette situation impose au praticien l'utilisation soit d'une céramique opaque (Heffernan et coll. 2002, Chu et coll. 2004, Okamura et coll. 2004), soit d'une résine de collage opaque, soit des deux en association.

Une approche originale et unique avait été proposée pour la première fois par Yamada en 1993, qui proposait d'utiliser la théorie des couleurs complémentaires. L'objectif esthétique est atteint grâce à

l'utilisation des couleurs complémentaires de celles qui sont responsables de la décoloration dentinaire.

L'utilisation d'un catalyseur implique une polymérisation double de l'agent de collage.

Elle se justifie en raison d'une absorption de la lumière à travers de la facette qui serait trop importante et qui ne permettrait d'avoir qu'une polymérisation partielle liée à la chémo-polymérisation.

Les résultats de notre étude montrent que le mélange à parts égales entre la base et le catalyseur entraîne des modifications colorimétriques qui intéressent tous les paramètres testés.

L'enregistrement de la différence colorimétrique entre deux couleurs est rendue possible par la mesure de la distance entre les deux points dans le repère colorimétrique L^* , a^* , b^* . La terminologie internationale de cette distance est ΔE^* . Plus cette valeur est élevée, plus la perception de la différence colorimétrique est facile et susceptible d'être appréciée par le plus grand nombre d'observateurs.

Les valeurs de ΔE^* enregistrées dans cette étude permettent ainsi de montrer :

1. en ce qui concerne l'influence du mélange de la base avec le catalyseur, quelle que soit sa couleur, Transparent ou Yellow, une différence colorimétrique qui est toujours supérieure à 1 pour les douze couples de mesures effectuées.

Plus précisément avec le catalyseur Transparent Low Viscosity, la couleur la moins modifiée par le mélange est la couleur White, avec une valeur de $\Delta E^*=1.83\pm 0.23$, alors que les couleurs Bleach XL et Brown sont les plus modifiées par le mélange avec des valeurs de ΔE^* , respectivement de 6.16 ± 0.20 et de 6.06 ± 0.13 .

L'utilisation du catalyseur Yellow Low Viscosity modifie également la couleur de la base. La couleur la moins modifiée est la couleur Yellow avec une valeur de $\Delta E^*=1.53\pm 0.19$.

Comme avec le catalyseur Translucents, la couleur la plus modifiée par le mélange avec le catalyseur, est la couleur Bleach XL avec une valeur de $\Delta E^* = 11.12 \pm 0.20$.

Deux valeurs de ΔE^* attirent tout particulièrement notre attention.

Il s'agit des valeurs concernant les couples de mesures suivants :

- T/T+T(LV), $\Delta E^* = 2.57 (0.10)$,
- Y/Y+Y(LV), $\Delta E^* = 1.53 (0.19)$.

Dans les deux cas ces valeurs sont supérieures à 1 alors que nous nous attendions à ce qu'elles soient égales dans l'absolu à 0.

En effet entre les bases et les catalyseurs fabriqués par la même société, et portant la même terminologie colorimétrique, le mélange à parts égales de ces matériaux, qui ont dans l'absolu les mêmes paramètres colorimétriques, aurait du naturellement conduire à des valeurs de ΔE^* égales à zéro entre la base et le mélange base/catalyseur qui auraient du être caractérisés par une identité colorimétrique parfaite.

Nous pouvons raisonnablement penser qu'il n'y a pas de correspondance colorimétrique entre ces matériaux (d'un côté la base Transparent et le catalyseur Transparent Low Viscosity, et d'un autre côté la base Yellow et le catalyseur Yellow Low Viscosity) qui portent la même terminologie.

Ces résultats pourraient encourager la société Ivoclar-Vivadent à envisager une modification des formulations existantes pour avoir idéalement des valeurs de ΔE^* égales à zéro, ou les plus faibles possibles, inférieures à 1.

2. en ce qui concerne l'influence de la viscosité, sur 12 couples de mesures réalisés, seul un seul couple de mesures (BXL+Y(LV)/BXL+Y(HV)) a une valeur de ΔE^* supérieure à 2 et trois couples de mesures ont des valeurs de ΔE^* supérieures à 1 (B+T(LV)/B+T(HV); Y+T(LV)/B+Y(HV); T+Y(LV)/T+Y(HV). Pour les neuf autres couples testés les valeurs de ΔE^* sont inférieures à 1. Le test statistique a étudié de façon globale cette influence et conclue à une non significativité au risque alpha 5%.

Compte tenu de la valeur plus ou moins élevée de cette valeur, ces différences peuvent être plus ou moins visibles.

Koutayas et coll. (2003) fixent dans leur étude la valeur de 2 comme limite de perception d'une différence colorimétrique entre 2 couleurs.

La comparaison des paramètres colorimétriques des 18 combinaisons possibles, dans le tableau 19, confère à cette étude une application clinique immédiate.

Ce tableau synthétique peut être considéré comme une aide à la décision clinique à la disposition du praticien.

Ces différents classements lui permettent de choisir la solution adaptée à chaque situation clinique, en fonction du niveau de luminosité, de saturation ou d'opacité qui semblent être le plus adaptés à chaque situation.

Ainsi l'indication d'une opacité élevée le conduira à choisir préférentiellement une des solutions suivantes : la couleur Opaque White en base seule ou associée à l'une des deux couleurs de catalyseurs. La situation clinique inverse le conduira à utiliser préférentiellement soit la base Translucent, soit la base White, soit la base Yellow.

Pour répondre à une situation clinique caractérisée par une saturation dentinaire élevée, que le praticien souhaiterait reproduire, son choix s'orientera vers l'une des solutions suivantes : les couleurs Brown ou Yellow en base seules ou en association avec le catalyseur Yellow sont principalement indiquées.

Enfin pour reproduire une situation clinique caractérisée par une luminosité dentaire faible, le tableau l'orientera vers la couleur Brown, soit en base seule soit en association avec l'une des deux couleurs de catalyseur.

L'opacité d'un polymère de collage n'est indiquée que dans le cas de décolorations dentinaires importantes.

Elle a été calculée expérimentalement dans cette étude en plaçant les échantillons sur deux fonds de référence : un fond blanc et sur un fond noir.

Les mesures obtenues sur ces deux fonds permettent de calculer l'opacité par différentes formules de calcul.

Les deux paramètres les plus fréquemment utilisés dans la littérature internationale sont le rapport de contraste Y (Powers et al., 1978 ; Miyagawa et al. 1981 ; Inokoshi et al., 1996 ; Lee et Powers 2001), et le facteur de translucidité (Johnston et Reisbick, 1997 ; Lee et Powers 2001 ; Paravina et al. 2002 ; Ikeda et al. 2004).

Nous avons utilisé dans cette étude l'indice de translucidité ($\Delta L^* = L^*_b - L^*_n$), préalablement proposé par Yoshida et al. (2001a, 2001b) et Yoshida et coll. (2002).

La comparaison des résultats de l'opacité entre différentes études implique que les conditions expérimentales soient strictement identiques d'une étude à une autre. Les observations de Lee et al (2005c) ont montré l'influence de la couleur du support sur lequel sont posés les échantillons de composites sur les paramètres colorimétriques des résines composites.

Dans notre étude un matériau qui serait totalement translucide, aurait une valeur de ΔL^* égale à 93,38 ($L^*_b - L^*_n$), alors qu'elle serait de 95,53 dans l'étude Lee et al. (2004), de 67,8 dans l'étude de Ikeda et al. (2005) et de 64,19 dans l'étude de Kamishima et al. (2005). Ces différences montrent que toute comparaison de l'opacité d'un même matériau, dans les mêmes couleurs et épaisseurs que les nôtres serait totalement impossible entre ces trois études et la nôtre, uniquement en raison des différences entre les paramètres colorimétriques des fonds de référence blanc et noir.

Nous proposons donc que les valeurs des paramètres colorimétriques des fonds de mesure blanc et noir, qui permettent le calcul de l'opacité des résines composites, soient indiquées de façon très précise dans la méthodologie expérimentale des articles consacrés à l'étude de cette propriété.

L'épaisseur des échantillons a été fixée pour des raisons de manipulation à 1mm. Cette épaisseur ne reflète en aucune mesure la réalité clinique car le joint de collage doit être le plus faible possible. D'autres échantillons d'une épaisseur réduite sont en cours de réalisation pour valider la tendance observée dans cette étude.

Nous pouvons d'ores et déjà nous attendre à ce que les valeurs d'opacité avec des échantillons d'une plus faible épaisseur soit plus faibles, comme l'ont montré les travaux de Powers et al. (1978), Miyagawa et al. (1981), Kamishima et al. (2005) et Fujita et al. (2005) avec les résines composites de restauration coronaire.

II.E. Conclusion.

Les polymères de collage utilisés pour l'assemblage des facettes céramiques peuvent être utilisés soit sous la forme de bases seules soit sous la forme d'un mélange base/catalyseur.

La demande esthétique importante implique l'existence de couleurs différentes et de niveaux d'opacité variables.

Cette étude *in vitro* a étudié les paramètres colorimétriques dans le repère colorimétrique L*, a*, b* ainsi que la saturation (C*), la teinte (h°) et l'opacité des différentes combinaisons possibles en tenant compte de l'existence de 6 couleurs de bases différentes, de 2 viscosités différentes pour chacun des 2 catalyseurs proposés.

Dans nos conditions expérimentales, les résultats de cette étude ont permis de répondre aux deux questions suivantes :

1. existe-t-il une différence entre les paramètres colorimétriques des bases seules (six couleurs de base : Bleach XL, Brown, Transparent, White, Opaque White, Yellow) et des mélanges bases/catalyseur (en mélangeant les bases aux deux couleurs de catalyseur proposées : Transparent et Yellow),
2. existe-t-il une différence entre les paramètres colorimétriques des mélanges bases/catalyseurs en utilisant les deux niveaux de viscosité proposés : Low Viscosity et High Viscosity.

Les réponses sont respectivement :

1. pour la première question : oui avec des différences telles qu'elles sont perceptibles à l'œil nu, et susceptibles d'influencer le résultat esthétique final en clinique,
2. pour la deuxième question : oui avec des différences telles qu'elles ne sont pas perceptibles à l'œil nu, donc sans aucun effet sur le résultat esthétique final.

La présentation de certains des résultats permet également de proposer un guide d'utilisation de ce système aux praticiens désireux d'optimiser le potentiel esthétique de ce coffret de collage.

Cette étude *in vitro* doit être complétée par d'autres investigations qui porteront essentiellement sur :

1. l'analyse d'échantillons d'une épaisseur proche de leur utilisation en clinique humaine,
2. l'influence de différents illuminants (artificiels et naturels) sur les paramètres colorimétriques mesurés,
3. l'influence de différents fonds de mesures colorés simulant les niveaux de saturation dentinaire variables,
4. d'autres systèmes proposés par d'autres industriels.



III. Bibliographie.

Ardu S., Krejci I. Biomimetic direct composite stratification technique for the restoration of anterior teeth. Quintessence Int. 37: 167-174, 2006.

Aristidis G.A., Dimitra B. Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. Quintessence Int., 33:185-189, 2002.

Braga R.R., Ballester R.Y., Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. Dent. Mater. 16: 303-310, 2000.

Brandestini M., Lutz F., Mörmann W.H. The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. Quintessenz. 38(3):457-70, 1987.

Chen J.H., Shi C.X., Wang M., Zhao S.J., Wang H. Clinical evaluation of 549 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. J. Dent. 33: 3-8, 2005.

Chu F.C., Sham A.S., Luk H.W., Andersson B., Chai J., Chow T.W. Threshold contrast ratio and masking ability of porcelain veneers with high-density alumina cores. Int. J. Prosthodont. 17: 24-28, 2004.

Denehy G.E. A direct approach to restore anterior teeth. Am. J. Dent. 13(Spec N°): 55D-59D, 2000.

Dozic A., Kleverlaan C.J., Aartman I.H.A., Feilzer A.J. Relation in color of three regions of vital human incisors. Dent Mater. 20:832-838, 2004.

Dozic A., Kleverlaan C.J., Aartman I.H.A., Feilzer A.J. Relation in color among maxillary incisors and canines. Dent. Mater. 21:187-191, 2005.

Dumfahrt H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service : Part I- Clinical procedure. *Int. J. Prosthodont.* 12: 505-513, 1999.

Dumfahrt H., Schaffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II- Clinical results. *Int. J. Prosthodont.* 13: 9-18, 2000.

El-Badrawy W.A., El-Mowafy O.M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J. Prosthet. Dent.* 73: 515-524, 1995.

Fahl Junior N. The direct/indirect composite resin veneers: a case report. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 8:627-38; quiz 640, 1996.

Fahl N. Jr. A polychromatic composite layering approach for solving a complex Class IV/direct veneer/diastema combination: Part I. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 18: 641-645, 2006.

Fahl N. Jr. A polychromatic composite layering approach for solving a complex Class IV/direct veneer/diastema combination: Part II. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 19: 17-22, 2007.

Ferrari M., Mannocci F., Mason P.N., Kugel G. In vitro leakage of resin-bonded all-porcelain crowns. *J. Adhes. Dent.* 1: 233-242, 1999.

Fradeani M., Redemagni M., Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation—a retrospective study. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 25: 9-17, 2005.

Fujita M., Kawakami S., Komatsu H., Sano H. Translucency and characteristics of newly developed polymer-based dental tooth coating material. *Dent. Mater. J.* 24:111-116, 2005.

Garcia Filho E. An innovative direct technique for resin composite veneers for teeth with color alterations. *Quintessence Int.* 29: 731-735, 1998.

Goodkind R.J., Keenan K.M., Schwabacher W.B. A comparison of Chromascan and spectrophotometric color measurements of 100 natural teeth. *J. Prosthet. Dent.* 53:105-109, 1985.

Goodkind R.J., Schwabacher W.B. Use of fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J. Prosthet. Dent.* 58:535-542, 1987.

Gürel G. Les facettes en céramique. De la théorie à la pratique. Quintessence International, 526p., 2005.

Hasegawa A., Ikeda I., Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J. Prosthet. Dent.* 83: 418-423, 2000a.

Hasegawa A., Motonomi A., Ikeda I., Kawaguchi S. Color of natural tooth crown in japanese people. *Col. Res. Appl.* 25:43-48, 2000b.

Heffernan M.J., Aquilino S.A., Diaz-Arnold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J. Prosthet. Dent.* 88: 10-15, 2002.

Ibarra G., Johnson G.H., Geursten W., Vargas M.A. Microleakage of procelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent. Mater.* 23: 218-225, 2007.

Ikeda T, Murata Y, Sano H. Translucency of opaque-shade resin composites. *Am. J. Dent.* 17:127-130, 2004.

Inokoshi S., Burrow M.F., Kataumi M., Yamada T., Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restoratives materials. *Oper. Dent.* 21:73-80, 1996.

Johnston W.M., Reisbick M.H. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent. Mater.* 13:89-97, 1997.

Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J. Dent. 32 Suppl 1: 3-12, 2004.

Jung H., Friedl K.H., Hiller K.A., Furch H., Bernhardt S., Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. Oper. Dent. 31: 68-77, 2006.

Kamishima N., Ikeda T., Sano H. Color and translucency of resin composites for layering techniques. Dent. Mater. J. 24:428-32, 2005.

Koishi Y., Tanoue N., Atsuta M., Matsumura H. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. J. Oral Rehabil. 29:387-393, 2002.

Koutayas S.O., Kakaboura A., Hussein A., Strub J.R. Colorimetric evaluation of the influence of five restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. J. Esthet. Restor. Dent. 15:353-360, 2003.

Kwon Y.H., Kwon T.Y., Kim H.I., Kim K.H. The effect of 30% hydrogen peroxide on the color of compomers. J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater. 66B:306-310, 2003.

Lee Y.-K., Powers J.M. Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. Am. J. Dent. 14:349-54, 2001.

Lee Y.-K., Lim B.-S., Rhee S.-H., Yang H.-C., Powers J.M. Changes of optical properties of dental nano-filled resin composites after curing and thermocycling. J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater. 71B:16-21, 2004.

Lewinstein I., Matalon S., Slutzky H., Slutsky S., E.I. Weiss Surface antibacterial properties of resin and resin-modified dental cements Quintessence Int. 38: 55-61, 2007.

Magne P., Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Quintessence International, 406p., 2002.

Miyagawa Y., Powers J.M., O'Brien W.J. Optical properties of direct restorative materials. *J. Dent. Res.* 60:890-894, 1981.

Murphy E., Ziada H.M., Allen P.F. Retrospective study on the performance of porcelain laminate veneers delivered by undergraduate dental students. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 13: 38-43, 2005.

Nalcaci A., Kucukesmen C., Uludag B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *J. Prosthet. Dent.* 94: 140-145, 2005.

Nixon R.L. Masking severely tetracycline-stained teeth with ceramic laminate veneers. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 1996, 8: 227-235, 1996.

O'Brien W.J., Hemmendinger H., Boenke K.M., Linger J.B., Groh C.L. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater* 13:179-85, 1997.

Okamura M., Chen K.K., Kakigawa H., Kozono Y. Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part I masking ability for discolored teeth. *Dent. Mater. J.* 23: 180-183, 2004.

Ozyesil A.G., Usumez A., Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J. Prosthet. Dent.* 91: 151-157, 2004.

Ozturk N., Usumez A., Usumez S., Ozturk B. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int.* 36: 771-777, 2005.

Paravina R.D., Ontiveros J.C., Powers J.M. Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *J. Esthet. Restor. Dent.* 14:158-166, 2002.

Park S.H., Kim S.S., Cho Y.S., Lee C.K., Noh B.D. Curing units' ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. *Oper. Dent.* 29: 627-635, 2004.

Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vuylsteke-Wauters M., Vanherle G. Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int.* 29:211-221, 1998.

Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J. Dent.* 28: 163-177, 2000.

Peumans M., De Munck J., Fieuws S., Lambrechts P., Vanherle G., Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J. Adhes. Dent.* 6: 65-76, 2004.

Peyton J.H. Direct restoration of anterior teeth: review of the clinical technique and case presentation. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.* 14:203-10; quiz 212, 2002.

Powers J.M., Dennison J.B., Lepeak P.J. Parameters that affect the color of direct restorative resins. *J. Dent. Res.* 57:876-80, 1978.

Rasetto F.H., Driscoll C.F., Prestipino V., Masri R., Von Fraunhofer J.A. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J. Prosthet. Dent.* 91: 441-446, 2004.

Roulet J.F. Collage et adhésion : la révolution silencieuse. *Quintessence Int.* 2000.

Santos G.C. Jr., El-Mowafy O., Rubo J.H., Santos M.J. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J. Can. Dent. Assoc.* 70: 323-328, 2004.

Stappert C.F., Ozden U., Gerds T., Strub J.R. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J. Prosthet. Dent.* 94: 132-139, 2005a.

Stappert C.F., Stathopoulou N., Gerds T., Strub J.R. Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J. Oral Rehabil.* 32: 266-272, 2005b.

Strassler H.E. Esthetic restoration of discoloured teeth using porcelain laminate veneers. *Compend. Continu. Educ. Dent.* 19: 518-520, 522, 524-525, 1998.

Terry D.A., McLaren E.A. Stratification: ancient art form applied to restorative dentistry. *Dent. Today* 20: 66-71, 2001.

Unger F. Innovations zircone et CFAO. *Concept Cliniques* 2005.

Usumez A., Ozturk A.N., Usumez S., Ozturk B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *J. Oral Rehabil.* 31: 160-165, 2004.

Vichi A., Ferrari M., Davidson C.L. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dent. Mater.* 20: 530-534, 2004.

Yamada K. Porcelain laminate veneers for discoloured teeth using complementary colors. *Int. J. Prosthodont.* 6:242-247, 1993.

Yoshida K., Taira Y., Atsuta M. Properties of opaque resin composite containing coated and silanized titanium dioxide. *J. Dent. Res.* 80:864-868, 2001a.

Yoshida K., Tanagawa M., Atsuta M. Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. *J. Biomed. Mater. Res. (Appl. Biomater.)* 58: 525-530, 2001b.

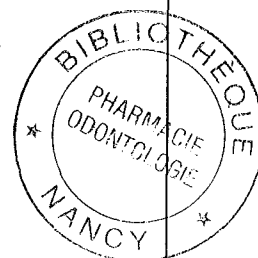
Yoshida Y., Shirai K., Shintani H., Okazaki M., Suzuki K., Van Meerbeek B. Effect of presilanization filler decontamination on aesthetics and degradation resistance of resin composites. *Dent. Mater. J.* 21:383-395, 2002.

CUNY (Pierre) – Etude colorimétrique d'une résine composite de collage.

Nancy 2007

Th : Chir-Dent. : Nancy – I : 2007

Mots Clés : Etude expérimentale
Polymère de collage
Propriétés colorimétriques



CUNY (Pierre) – Etude colorimétrique d'une résine composite de collage.

Th : Chir-Dent. : Nancy – I : 2007

La restauration des dents antérieures par la céramique collée impose une réussite au niveau de la biocompatibilité, de la forme mais également de la couleur du résultat définitif. En raison de l'opacité variable des céramiques utilisées, les industriels proposent des polymères de collage dont le mécanisme de prise est dit « dual ». Une gamme étendue de couleur de ces polymères de collage ainsi que des niveaux d'opacité variable permettent de répondre au mieux à la diversité des situations cliniques.

La société IVOCAR VIVADENT propose une résine composite de collage- VARIOLINK 2- caractérisée par :

- l'existence de 6 couleurs de base différentes,
- l'existence de 2 couleurs de catalyseur différentes,
- l'existence de 2 viscosités pour chaque couleur de catalyseur.

En tenant compte de ces 3 paramètres, trente combinaisons possibles sont à la disposition des praticiens.

Cette étude *in vitro* propose d'une part de comparer les paramètres colorimétriques (paramètres colorimétriques étudiés : L*, a*, b*, C*, h°, opacité) des bases seules et des mélanges bases/catalyseur, et d'autre part d'évaluer l'influence des 2 viscosités des catalyseurs.

Dans nos conditions expérimentales, nos résultats permettent de mettre en évidence :

1. une différence significative des paramètres colorimétriques entre les bases seules et les mélanges bases/catalyseurs, susceptibles d'influencer le résultat esthétique final,
2. une différence significative des paramètres colorimétriques entre les 2 niveaux de viscosité sans influence sur le résultat esthétique final.

Cette étude permet également de proposer un guide d'utilisation clinique des différentes combinaisons colorimétrique possibles en rapport avec les différentes situations cliniques.

JURY : Président : J.-P. LOUIS

Professeur des Universités

Juge : J. SCHOUVER

Maître de Conférences des Universités

Juge : J.-P. SALOMON

Maître de Conférences des Universités

Juge : M. ENGELS DEUTSCH

Maître de Conférences des Universités

Adresse de l'auteur :

Pierre CUNY
35, rue Wilson
54500 Vandoeuvre

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : JP LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
JP SALOMON – Maître de Conférences des Universités
M. ENGELS-DEUSTCH – Maître de Conférences des Universités

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

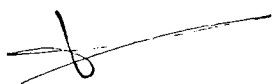
présentée par: **Monsieur CUNY Pierre, Axel, Romaric**

né(e) à: **REMIREMONT (Vosges)**

le **20 janvier 1981**

et ayant pour titre : **«Etude colorimétrique d'une résine composite de collage.»**

Le Président du jury,



JP LOUIS

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie
FACULTE D'ODONTOLOGIE
96, av. de la République
54037 NANCY CEDEX
Le Doyen
Dr P. BRAVETTI
UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ
NANCY 1

Autorise à soutenir et imprimer la thèse

2780

NANCY, le

25.05.2007

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



CUNY (Pierre) – Etude colorimétrique d'une résine composite de collage.

Nancy 2007

Th : Chir-Dent. : Nancy – I : 2007

Mots Clés : Etude expérimentale
Polymère de collage
Propriétés colorimétriques

CUNY (Pierre) – Etude colorimétrique d'une résine composite de collage.

Th : Chir-Dent. : Nancy – I : 2007

La restauration des dents antérieures par la céramique collée impose une réussite au niveau de la biocompatibilité, de la forme mais également de la couleur du résultat définitif. En raison de l'opacité variable des céramiques utilisées, les industriels proposent des polymères de collage dont le mécanisme de prise est dit « dual ». Une gamme étendue de couleur de ces polymères de collage ainsi que des niveaux d'opacité variable permettent de répondre au mieux à la diversité des situations cliniques.

La société IVOCLAR VIVADENT propose une résine composite de collage- VARIOLINK 2- caractérisée par :

- l'existence de 6 couleurs de base différentes,
- l'existence de 2 couleurs de catalyseur différentes,
- l'existence de 2 viscosités pour chaque couleur de catalyseur.

En tenant compte de ces 3 paramètres, trente combinaisons possibles sont à la disposition des praticiens.

Cette étude *in vitro* propose d'une part de comparer les paramètres colorimétriques (paramètres colorimétriques étudiés : L*, a*, b*, C*, h°, opacité) des bases seules et des mélanges bases/catalyseur, et d'autre part d'évaluer l'influence des 2 viscosités des catalyseurs.

Dans nos conditions expérimentales, nos résultats permettent de mettre en évidence :

1. une différence significative des paramètres colorimétriques entre les bases seules et les mélanges bases/catalyseurs, susceptibles d'influencer le résultat esthétique final,
2. une différence significative des paramètres colorimétriques entre les 2 niveaux de viscosité sans influence sur le résultat esthétique final.

Cette étude permet également de proposer un guide d'utilisation clinique des différentes combinaisons colorimétrique possibles en rapport avec les différentes situations cliniques.

JURY : Président : J.-P. LOUIS

Professeur des Universités

Juge : J. SCHOUVER

Maître de Conférences des Universités

Juge : J.-P. SALOMON

Maître de Conférences des Universités

Juge : M. ENGELS DEUTSCH

Maître de Conférences des Universités

Adresse de l'auteur :

Pierre CUNY
35, rue Wilson
54500 Vandoeuvre