



HAL
open science

Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentines par une résine composite - Signum ceramis® - et une céramique dentaire - HeraCeram Press® : comparaison de deux méthodes d'évaluation

Alexandre Eichelberger

► To cite this version:

Alexandre Eichelberger. Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentines par une résine composite - Signum ceramis® - et une céramique dentaire - HeraCeram Press® : comparaison de deux méthodes d'évaluation. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01739083

HAL Id: hal-01739083

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739083>

Submitted on 20 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>

**ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ-NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année 2010

N° 3210

THESE

Pour le

**DIPLOME D'ETAT
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Par

Alexandre EICHELBERGER

Né le 02 août 1985 à Paris (75)

**Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des
couleurs dentines par une résine composite - Signum ceramis[®] - et
une céramique dentaire - HeraCeram Press[®] : comparaison de
deux méthodes d'évaluation.**

Présentée et soutenue publiquement le 01 Avril 2010

Examineurs de la thèse :

M. J.-P. LOUIS
M. J.-P. SALOMON
M. J. SCHOUVER
M. C. RAPIN

Professeur des Universités
Maître de Conférences des Universités
Maître de Conférences des Universités
Professeur des Universités

Président
Juge
Juge
Juge



Président : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens : Pr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraires : 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. M. Mlle M.	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques BOCQUEL Julien PHULPIN Bérengère SABATIER Antoine	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> BOLENDER Yves PY Catherine REDON Nicolas	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. Mme	<i>Par intérim</i> <u>ARTIS Jean Paul</u> JANTZEN-OSSOLA Caroline	Professeur 1 ^{er} grade Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. M. M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) MILLER Neal PENAUD Jacques GALLINA Sébastien JOSEPH David	Professeur des Universités* 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. M. M. Mlle	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien CURIEN Rémi SOURDOT Alexandra	Maître de Conférences Professeur 1 ^{er} grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mlle	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc ERBRECH Aude	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric CUNY Pierre HESS Stephan PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. Mlle Mlle Mlle M.	<u>SCHOUVER Jacques</u> LOUIS Jean-Paul ARCHIEN Claude DE MARCH Pascal BARONE Serge BEMER Julie RIFFAULT Amélie MONDON Hélène SIMON Franck	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Section 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2009

souligné : responsable de la sous-section

* temps plein

Mis à jour le 01.02.2010

*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 NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS,

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'état en Odontologie

Professeur des Universités

Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Sous-section : Prothèse

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites d'accepter la présidence de cette thèse.

Au cours de nos études, nous avons pu apprécier votre réel investissement dans l'enseignement et la qualité de votre encadrement.

Trouvez ici l'expression de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE ET JUGE

Monsieur le Docteur Jean-Pierre SALOMON,

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de conférences des Universités

Sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques

Nous sommes très sensible à l'honneur vous nous avez fait de nous guider dans notre travail.

Nous sommes très reconnaissant que vous ayez eu la confiance de nous emmener dans cette aventure à la Faculté des Sciences et pour la disponibilité dont vous avez fait preuve dans le suivi de ce travail.

Nous avons également eu la chance de pouvoir apprécier la qualité et la richesse de votre enseignement.

Soyez assuré de notre profonde considération.

A NOTRE JUGE

Monsieur Christophe RAPIN

Professeur des universités

Habilité à diriger des recherches en Physique

Docteur en Sciences des Matériaux

Responsable du CES de TECHNOLOGIE DES MATERIAUX APPLIQUES EN ART
DENTAIRE

Co-directeur de la licence MATERIAUX POUR LA SANTE

Nous vous remercions d'avoir accepté de nous faire l'honneur
de faire partie de notre jury.

Nous sommes reconnaissant pour la sympathie et pour le
soutien que vous nous avez apporté tout au long de notre travail à la
Faculté des Sciences.

Soyez assuré de notre vive reconnaissance et de notre profond
respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la Sous-section : Prothèse

Nous sommes très honoré de vous compter parmi nos juges.

Nous tenons à vous remercier pour votre disponibilité, pour l'aide précieuse que vous avez apportée à ce travail et pour la sympathie et que vous nous avez témoignée tout au long de notre parcours universitaire.

Soyez assuré de notre profonde reconnaissance.

A mes parents

Pour le soutien, les conseils et les encouragements que vous m'avez apportés.

Pour votre éducation et le témoignage quotidien de votre amour, qui m'ont porté jusqu'à l'accomplissement d'une partie de moi-même.

Merci. Sachez que vous n'auriez pas pu mieux me guider que vous ne l'avez fait. Il ne me reste plus qu'à poursuivre ma route avec votre exemple toujours à l'esprit.

A mon frère Maxime

Pour toutes ces chamailleries, pour cette complicité sans qui la vie n'aurait pas été celle qu'elle est à présent. Je te remercie en te souhaitant de tout mon cœur de réussir ta vie.

A mes grands-parents

Pour toute l'affection et pour l'aide de chaque instant que vous avez pu m'apportées.

A ma tante et mes cousins, pour tous ces bons moments passés ensemble.

A toute ma famille. Tout simplement parce que j'ai eu la chance de l'avoir.

A la société Heraeus Kulzer

Pour nous avoir fourni les lingotins de céramique et les seringues de composite à l'origine de cette étude.

A Mr. CAVELIUS

Pour nous avoir permis de confectionner tous ces échantillons de céramique et sans qui la réalisation de cette thèse n'aurait pas été possible.

Aux Dr. BERTAZZON et LEMOINE

Pour la vision que vous avez pu me donner du métier à travers les stages que j'ai pu faire dans vos cabinets.

A Mr. KOHLER

Pour l'approche de la prothèse dentaire que vous avez pu me fournir durant mon stage dans votre laboratoire.

A toutes les personnes qui ont jalonné mon parcours scolaire et universitaire, pour l'intérêt que vous avez pu me porter.

Je remercie également vivement tous mes amis pour tous ces heureux moments passés ensemble et pour l'aide qu'ils m'ont adressée pour la réalisation de cette thèse (petit clin d'œil à Pierre COMPAIN).

TABLE DES MATIERES

Introduction	6
1. Présentation générale de la lumière	9
1.1. Définition de la lumière	9
1.2. Les caractéristiques physiques	9
1.2.1. Qu'est-ce que la lumière ?	9
1.2.2. Définitions	11
1.2.3. Les sources de lumière	13
1.2.3.1. La lumière naturelle	13
1.2.3.2. La lumière artificielle	13
1.2.4. Classification selon les températures de couleur	15
1.2.5. L'éclairage cabinet dentaire (35, 66)	16
1.2.6. Interactions entre la lumière et la matière (35)	17
1.2.6.1. L'absorption (35)	18
1.2.6.2. La lumière transmise	18
1.2.6.3. La lumière réfléchie	21
1.2.6.4. Les autres propriétés de la lumière à travers la matière	24
1.3. Conclusion	28
2. La couleur	30
2.1. Introduction	30
2.2. Dimension de la couleur dentaire	30
2.2.1. Généralités	30
2.2.2. Les systèmes d'identification des couleurs	32
2.2.2.1. Le système de MUNSELL	32
2.2.2.2. Système C. I. E. 1931	33
2.2.2.3. Système C.I.E. Lab	34
2.2.2.4. Système C.I.E. Lch	35
2.2.3. Autres phénomènes relatifs à la perception des couleurs	37
2.2.4.1. Le métamérisme	37
2.2.4.2. L'homochromie	38
2.3. Synthèse additive	38
2.4. Synthèse soustractive	39
2.5. Conclusion	39
3. Les céramiques dentaires	42
3.1. La composition chimique et minéralogique des céramiques dentaires	42
3.1.1. Composition minéralogique (42, 34, 29,27)	42
3.1.1.1. Le quartz (SiO₂)	42
3.1.1.2. Les feldspaths et feldspathoïdes	42
3.1.1.3. Le kaolin ou l'argile	43
3.1.1.4. Les colorants métalliques, oxydes, aluminates, phosphates	43
3.1.2. Composition chimique (17, 22)	43
3.1.2.1. La silice (SiO₂)	43
3.1.2.2. L'alumine	44
3.1.2.3. Les alcalins et alcalino-terreux	44
3.1.2.4. Les néocéramiques (6% à 15%)	44
3.1.2.5. Les fondants (3% à 25%)	45
3.1.2.6. Les agents fluorescents	45
3.1.3. Les propriétés optiques des composants chimiques des céramiques dentaires	45
3.2. Classification des céramiques dentaires	48
3.2.1. Ancienne classification (40)	48
3.2.2. Classification actuelle	48

3.2.2.1. Classification suivant la nature chimique du matériau	48
3.2.2.2. Classification suivant le procédé de mise en forme	51
3.2.3. Récapitulatif	52
3.3. Contexte d'emploi d'une céramique renforcée à la leucite	53
3.3.1. Classification	53
3.3.2. Comparatif de céramiques renforcées à la leucite	53
3.4. Conclusion	56
4. Les résines composites	58
4.1. Définition	58
4.2. Les différentes générations de composites qui se sont suivies	58
4.2.1. Les composites de première génération	58
4.2.2. Les composites de deuxième génération	59
4.2.2.1. Modification des composants et de leur taille	59
4.2.2.2. Mode de polymérisation	59
4.2.3. Les composites de troisième génération	61
4.2.3.1. Les composites microfins	61
4.2.3.2. Différents composites de troisième génération	62
4.2.4. Les composites actuels	63
4.3. Composition et structure	66
4.3.1. Matrice	66
4.3.1.1. La base oligomérique	66
4.3.1.2. Les contrôleurs de la viscosité	67
4.3.1.3. Les contrôleurs de la polymérisation	68
4.3.1.4. Les pigments et adjuvants	70
4.3.2. Charges	70
4.3.2.1. Définition	70
4.3.2.2. Rôle de la phase dispersée	72
4.3.3. Agents de couplage	72
4.4. Quelques notions concernant les résines composites	73
4.4.1. Taux de conversion	73
4.4.2. Notion de retrait de polymérisation	73
4.4.3. Notion d'expansion thermique	73
4.4.4. Absorption hydrique	74
4.5. Classification des composites	74
4.5.1. Objectifs	74
4.5.2. Classifications admises	74
2.5.2.1. Classification en fonction du mode de polymérisation	75
2.5.2.2. Classification en fonction de la taille des charges	75
2.5.2.3. Classification selon la composition	75
4.6. Propriétés des composites	75
4.7. Signum ceramis : un composite de laboratoire très performant	77
4.7.1. Généralités	77
4.7.2. Composition	77
4.7.3. Avantages/Inconvénients	78
4.7.4. Indications d'utilisations	78
4.8. Conclusion	78
5. Expérimentation	81
5.1. Introduction	81
5.2. Hypothèses et objectifs de travail	81
5.3. Matériels et méthodes	81

5.3.1. Préparation des échantillons de céramiques	81
5.3.1.1. Préparation des pastilles en acier inoxydable	82
5.3.1.2. Réalisation des échantillons en cire	85
5.3.1.3. Les plots céramiques	87
5.3.1.4. Transformation des échantillons de cire en céramique	88
5.3.1.5. Temps de travail de laboratoire	96
5.3.1.6. Conclusion	97
5.3.2. Préparation des échantillons de composites	97
5.3.3. Validation des montages expérimentaux	98
5.3.4. Protocole de mesures	100
5.3.4.1. Protocole de mesures pour le spectroradiomètre	100
5.3.4.2. Protocole expérimental pour le spectrophotomètre	102
5.4. Résultats	103
5.4.1. Paramètres colorimétriques	103
5.4.2. Paramètres d'absorption	106
5.4.2.1. Résultats obtenus avec Signum ceramis	106
5.4.2.2. Résultats obtenus avec HeraCeram Press	109
5.4.2.3. Résultats comparatifs obtenus avec la céramique et le composite	111
5.4.2.4. Corrélation entre les paramètres de colorimétriques et d'absorption de la lumière	111
5.5. Discussions et perspectives	132
5.6. Conclusion	132
Conclusion	135
Index iconographique	136
Bibliographie	137

Introduction

Introduction

Généralités

Si ces 30 dernières années ont vu de nombreuses avancées scientifiques en art dentaire, c'est certainement au niveau des restaurations esthétiques que les réalisations ont été les plus importantes.

Si aucune étude scientifique n'a pu prouver la toxicité des amalgames, l'évolution comportementale des patients, du point de vue de l'amélioration de la santé et de l'exigence esthétique, pousse l'ensemble de la profession à s'orienter de plus en plus vers des restaurations composites ou céramiques, tant au niveau des secteurs antérieurs que postérieurs.

En fonction du site et de la classe des cavités, l'indication de restaurations type inlays/onlays et mêmes facettes est parfois posée. Nous serons alors amenés à mettre en bouche des obturations comprenant des restaurations indirectes, en céramique ou en composite, préalablement réalisées en laboratoire. Toutefois aujourd'hui il n'existe pas encore de consensus quant à l'utilisation en méthode indirecte de la céramique plutôt que du composite. C'est la raison pour laquelle nous allons étudier simultanément l'absorption de la lumière par une résine composite de laboratoire : -Signum ceramis[®]- et une céramique pressée : - HeraCeram Press[®]. Ceci nous permettra de mieux appréhender les précautions d'utilisation de ces deux matériaux.

Intérêt de la question

Pour être assemblées à la dent, ces restaurations sont collées. Cela permet de renforcer la structure dentaire résiduelle. Par ailleurs, les colles utilisées sont des résines composites de collage. Celles-ci sont soit photopolymérisables, soit chémozopolymérisables, soit duals.

De plus, nous savons également que la résistance à la traction d'une résine composite de collage dual va évoluer en fonction de sa part de photopolymérisation. Il est donc important de savoir si la colle est utilisée de façon optimale. Et pour finir, dans le cas de l'utilisation d'un composite de collage photopolymérisable, il sera également fondamental de savoir si la quantité de lumière traversant la pièce prothétique est suffisante pour polymériser la colle dans son intégralité.

C'est pourquoi, à travers cette contribution, nous allons exposer les différentes composantes de la lumière de manière à mieux comprendre son interaction avec la matière. Nous allons également faire le point sur la couleur et ainsi mieux saisir le mode d'action des composants d'un matériau dit « esthétique » par rapport à la couleur désirée.

Dans un deuxième temps, nous allons exposer d'un point de vue général la composition d'une céramique en fonction d'une classification des différentes céramiques qui existent. Puis nous ferons ressortir la céramique HeraCeram Press avec ses propriétés et ce qui la caractérise.

Nous procéderons exactement de la même manière pour les composites de laboratoire actuellement sur le marché et le composite Signum ceramis.

Dans le but de différencier les propriétés optiques des composites de laboratoire et des céramiques pressées, nous serons amenés à réaliser une étude expérimentale qui consistera à

évaluer les coefficients d'absorption de la lumière d'une lampe à photopolymériser par les différentes couleurs dentines d'une résine composite et d'une céramique dentaire.

Deux modèles expérimentaux seront comparés entre eux pour déterminer celui qui permet d'obtenir les meilleurs résultats dans les conditions expérimentales les plus faciles à mettre en œuvre.

1. Présentation générale de la **lumière**

1. Présentation générale de la lumière

D'un point de vue général, pour reproduire fidèlement les propriétés optiques d'un matériau (exemple : la reproduction de la dentine ou de l'émail par un matériau synthétique), il est fondamental de bien comprendre ce qui se produit dans les interactions entre la lumière et la matière. De celles-ci découleront des phénomènes que nous garderons bien présents à l'esprit lorsque nous tenterons de réaliser des restaurations esthétiques les plus proches possibles d'une certaine forme de perfection actuelle.

1.1. Définition de la lumière

La lumière est omniprésente dans notre vie quotidienne. Sous forme décorative, ludique, curative avec la luminothérapie ou pour travailler. Elle est garante de notre équilibre physique et psychique. De plus en plus les architectes conçoivent des espaces très lumineux pour améliorer notre confort et notre qualité de vie.

En odontologie une lumière appropriée, réglementée par des normes d'éclairage, permet une approche esthétique optimale lors des reconstitutions coronaires. Elle est fondamentale dans la recherche du mimétisme d'un élément prothétique par rapport à l'environnement buccal, car elle induit la perception des couleurs, des formes et des textures.

1.2. Les caractéristiques physiques

1.2.1. Qu'est-ce que la lumière ?

La lumière est une forme d'énergie rayonnante qui se propage dans le vide ou dans les milieux matériels transparents, et ceci dans toutes les directions. De notre source naturelle, le soleil, jusqu'à la terre, les photons auront parcouru 149 600 000 km en huit minutes, tout en perdant la majeure partie de leur énergie. (MAHIAT, 1998)

Cette énergie est décrite comme une radiation électromagnétique se traduisant soit par des vibrations (en hertz), soit par des longueurs d'ondes (en mètres).

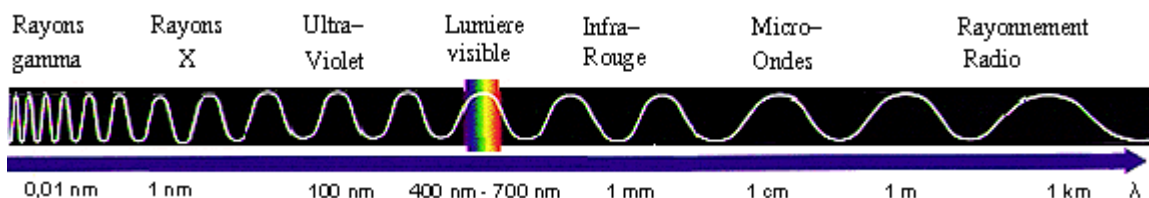


Fig. 1.2.1.1 : Spectre des ondes électromagnétiques

NEWTON (1642 - 1727) a réalisé une expérience qui consiste à faire tomber un faisceau de lumière blanche sur un prisme. Il a vu s'étaler sur un écran blanc les couleurs de l'arc-en-ciel.

Ce rayonnement décomposé par un prisme s'étale en une suite de couleurs en fonction de leur longueur d'onde qui sont le violet, le bleu, le vert, le jaune, l'orange et le rouge.

Si on repasse ce spectre lumineux à travers un autre prisme, ces ondes se recomposent pour redonner de la lumière blanche.



Fig. 1.2.2 : Photo d'un prisme traversé par de la lumière

Les longueurs d'ondes inférieures à 380 nm et supérieures 760 nm concernent respectivement les ultraviolets et les infrarouges que l'oeil humain ne perçoit pas.

« Le spectre lumineux visible » par l'oeil humain s'inscrit dans une fenêtre de longueurs d'ondes très restreintes, comprises entre 380 et 760 nm.

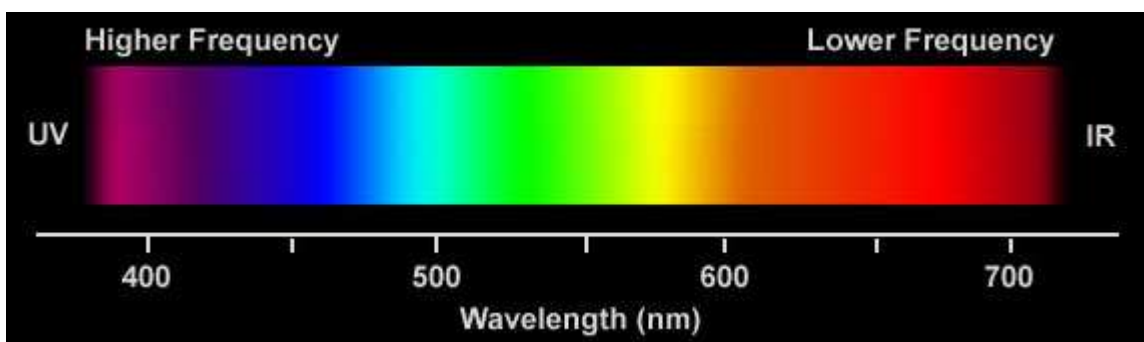


Fig. 1.2.1.3 : Schéma du spectre visible

La longueur d'onde peut être considérée comme « la carte d'identité » de la radiation, elle correspond à une lumière qui possède une couleur caractéristique. (42)

Nous pouvons mesurer pour chacune de ces longueurs d'ondes une énergie exprimée en watts. De là il est possible de matérialiser la courbe spectrale de distribution de l'énergie d'une source lumineuse spécifique par un graphique comportant en abscisse les différentes longueurs d'ondes et en ordonnée les énergies.

Cette courbe nous indique la quantité relative de lumière émise par la source. Cette mesure permet de déterminer qualitativement la couleur de la lumière source donnée. (24)

1.2.2. Définitions

Flux lumineux :

C'est la quantité d'énergie émise par une source sous forme de rayonnement visible dans toutes les directions par unité de temps.

Symbole : F.

Unité : lumen (lm)

Intensité lumineuse :

Cette grandeur définit l'importance du flux lumineux émis dans une direction donnée par une source ponctuelle.

Symbole : I

Unité : candela (Cd)

Eclairement lumineux c'est le rapport du flux lumineux reçu par un élément d'une surface par l'aire de cet élément. Il caractérise la quantité de lumière reçue par unité de surface.

Symbole : E.

Unité : lux (Lx), $1 \text{ lux} = 1 \text{ lumen} / \text{m}^2$

Luminance :

Cette grandeur détermine l'aspect lumineux d'une surface éclairée ou d'une source dans une direction donnée dont dépend la sensation visuelle de luminosité.

Symbole : L

Unité : cd / m^2

Facteur de réflexion d'une surface :

C'est le rapport du flux lumineux réfléchi sur le flux incident. Ce facteur précise l'aptitude d'une surface à réfléchir la lumière incidente.

Plan utile ou plan de travail :

C'est la surface de référence constituée par un plan sur lequel s'effectue normalement le travail. En éclairage intérieur, sauf indication contraire, ce plan est par définition horizontal et situé à 0,85 m du sol.

Contraste :

C'est l'appréciation subjective de la différence d'apparence entre deux parties du champ visuel vues simultanément ou successivement. Il peut s'agir d'un contraste de couleur ou d'un contraste de luminance.

La température de couleur :

C'est la température apparente d'un corps déterminé par pyrométrie. Elle est définie, pour un corps dont le rayonnement a une répartition spectrale voisine de celle du corps noir dans le spectre visible, comme étant la température du corps noir correspondant. Elle est exprimée en degrés Kelvin.

L'image la plus couramment employée est celle du tisonnier que l'on chauffe. L'augmentation de la température entraîne un changement de couleur du métal, passant par le rouge, le jaune, puis le blanc avec des reflets bleutés. (36)

Sa température de couleur s'exprimant en degrés Kelvin (symbole °K), à chaque couleur visible par l'oeil humain est associée une température :

4 000° Kelvin = rouge

5 000° Kelvin = jaune

5 700° Kelvin = vert

6 000° Kelvin = bleu

7 000° Kelvin = le violet

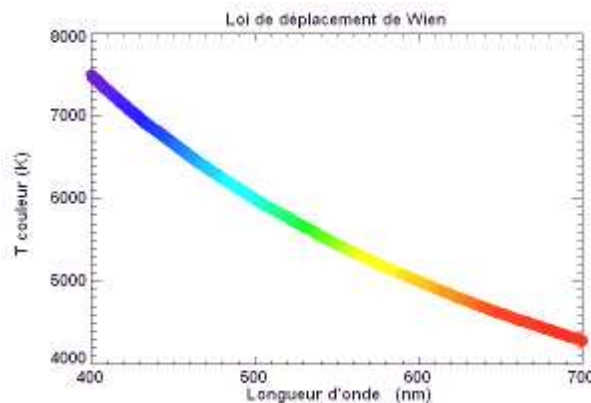


Fig. 1.2.2.1 : Représentation graphique de la température en fonction de la correspondance couleur – longueur d'onde

L'indice de rendu des couleurs ou I.R.C. (35)

C'est la capacité qu'a une source lumineuse de restituer les différentes couleurs du spectre visible de l'objet éclairé.

L'indice maximum correspond à la lumière blanche naturelle, qui possède un spectre complet et continu. On spécifie généralement l'I.R.C. des sources lumineuses courantes que l'on trouve dans le commerce. Ainsi par exemple, les lampes fluorescentes classiques donnent un I.R.C. entre 50 et 80 alors que les lampes fluorescentes de type lumière du jour atteignent aujourd'hui environ 90.

1.2.3. Les sources de lumière

On distingue deux catégories de lumière :

1.2.3.1. La lumière naturelle

Le soleil possède un spectre complet émettant la totalité des raies dans un spectre continu et entier.

L'atmosphère modifie les radiations qui nous sont transmises. L'ozone en particulier nous protège des radiations ultraviolettes inférieures à 300 nm. De plus, la vapeur d'eau absorbe 8 % de l'infrarouge.

Selon la position du soleil, la masse d'air traversée par les radiations est variable ; la température de couleur de la lumière naturelle au lever du soleil est de 1 845°K, de 5 000°K à midi en pleine été, de 7 000°K par ciel couvert.

La lumière naturelle (31) est prise comme référence standard. Une convention scientifique veut que ce soit la lumière du jour prise à midi en s'orientant vers le nord qui constitue la source lumineuse standard moyenne pour les comparaisons de couleurs.

1.2.3.2. La lumière artificielle

L'éclairage par incandescence

C'est à Thomas EDISON que l'on doit l'invention de la lampe à incandescence en 1879.

L'éclairage électrique à incandescence se substitua définitivement à l'éclairage au gaz après remplacement des lampes à filaments de carbone par des lampes à filaments métalliques (tungstène osmium).

De nos jours, les lampes à incandescence fonctionnent sur le même principe que les premières, mais sont beaucoup plus efficaces. Au gaz de remplissage classique (azote et argon), on ajoute parfois du Krypton ou du Xénon, ce qui donne une lumière plus brillante.

L'efficacité lumineuse (rapport de l'énergie fournie à la source sur l'énergie restituée sous forme de lumière) est passée de 2 à 3 lumens par watt pour les lampes à filaments de carbone, à 20 lumens par watt pour les lampes de type Krypton.

Le spectre d'une lampe à incandescence a une plus grande intensité dans les ondes longues que dans les ondes courtes. La température des filaments étant de l'ordre de 3 000° Kelvin, la lumière émise jaune rouge rend un effet très "chaleureux".

L'éclairage par fluorescence

On introduit dans un tube de verre, dans lequel on a fait le vide, une quantité infime de mercure ou de sodium à haute pression afin d'obtenir une pression de vapeur très faible. Le tube est équipé à chacune de ses extrémités d'une électrode qui entretient les décharges et ionise les vapeurs donnant naissance à un spectre de raies.

La vapeur de mercure émet une raie très importante dans l'ultraviolet. Ce rayonnement, invisible pour l'oeil humain, est absorbé par un pigment phosphorescent (luminophore) appliqué sur l'enveloppe du tube. Ce pigment restitue cette énergie lumineuse suivant une répartition spectrale dans le domaine du visible.

Les tubes fluorescents fonctionnent donc sur le principe de la fluorescence de certaines poudres excitées par les ultraviolets, c'est-à-dire par luminescence. Leur efficacité lumineuse est de 50 lumens par watt.

La plage des températures de couleurs que l'on peut obtenir est beaucoup plus vaste qu'avec l'incandescence.

On peut reproduire la lumière du jour de façon assez proche à une température de couleur de 6 700° Kelvin.

Les tubes émettent également dans des proportions variables des ultraviolets, qui stimulent les métaux fluorescents qu'ils éclairent.

Ces tubes (31) sont utilisés en éclairage spatial. Par conséquent, une bonne partie de la lumière n'arrive à l'objet qu'après avoir été réfléchi par les murs, le plafond ou les autres objets situés dans la pièce.

Les lampes tungstène - halogènes

Une portion de gaz halogène est ajoutée au gaz inerte entourant le filament.

Ce type de lampe permet d'obtenir des températures de couleurs de l'ordre de 3 600° Kelvin et fournit une lumière «plus blanche» que celle des lampes tungstène classiques.

Les sources phosphorescentes

Il existe souvent une confusion entre les sources fluorescentes et les sources phosphorescentes de lumière. Les méthodes de stimulation des substances fluorescentes et phosphorescentes sont en fait identiques. La phosphorescence peut être également produite par une stimulation électrique, une stimulation électromagnétique ou une stimulation chimique.

La phosphorescence est une émission lumineuse qui persiste un certain temps après l'arrêt de la stimulation. La fluorescence, au contraire, cesse sitôt après l'arrêt de la stimulation.

Nous pouvons prendre comme exemple les aiguilles phosphorescentes d'une montre qui persistent à émettre de la lumière malgré l'absence du jour. Elles émettent alors l'énergie absorbée auparavant.

1.2.4. Classification selon les températures de couleur

Toutes les sources lumineuses n'émettent pas la même qualité de lumière. Il suffit pour s'en convaincre d'observer une lampe dans une pièce éclairée également par la lumière du jour. La lampe semble produire un éclairage beaucoup plus jaune - rouge. On exprimera cette constatation en disant que la température de couleur de la lampe est plus faible que celle de la lumière du jour. Le terme « température » a été retenu car on s'est aperçu que la coloration d'une lumière était en relation avec la température à laquelle il faut chauffer un corps pour qu'il produise une lumière semblable. (58, 25)

Il existe donc une relation entre la température d'un corps et la qualité de la lumière qu'il émet. Si le corps a les propriétés d'un « radiateur parfait » (s'il transforme en lumière la totalité de l'énergie qu'il reçoit selon la loi de KIRSSHOFF), il prend le nom de « corps noir ». Par définition, la température de couleur n'est autre que la température absolue du corps noir que pourrait émettre cette lumière.

En analysant le spectre émis par un corps noir, représentant une source thermique idéale, on constate que c'est vers une température de 5 500°K que ce dernier émet approximativement la même quantité d'énergie dans toutes les longueurs d'ondes.

Par comparaison avec un corps noir, on peut également assigner à toutes les sources thermiques (et par extension à toutes les sources lumineuses, thermiques ou non) une valeur de température de couleur, exprimée en degrés Kelvin, qui précise la répartition spectrale des sources thermiques. Les sources dont la température de couleur est inférieure à 5 500°K sont de tendance jaunâtre. Inversement, les sources possédant une température de couleur supérieure à 5 500°K sont bleuâtres. Voici quelques « points de repères » :

Flamme de bougie : 1 600°K

Lampe de 75W : 2 850°K

Lampe de 150 W : 3 000°K

Lampe halogène : 3 400°K

Eclairage « lumière du jour » du jour : 5 500°K

Flash électronique : 5 900°K

Ciel sans nuage : de 10 000°K à 20 000°K

Pour observer les couleurs dans des conditions idéales, il faut donc travailler avec une source lumineuse possédant les deux qualités suivantes : spectre continu et température de couleur proche de 5 500°K. Aucune source artificielle ne remplit parfaitement ces deux conditions, mais on les approche au mieux avec les lampes au Xénon ou des combinaisons particulières de tubes fluorescents de type « lumière du jour ». On peut aussi utiliser des lampes à incandescence (les ampoules classiques) survoltées en association avec des filtres, mais la durée de vie de ces lampes est alors fortement écourtée.

Nous devons à présent introduire la notion d'illuminant normalisé.

Sous ce terme d'illuminant se cache tout simplement ce qu'en langage ordinaire on appelle l'éclairage. Et justement cet éclairage a une très grande importance par rapport à la manière dont les couleurs vont être perçues.

Dans le but d'établir une certaine harmonie dans les méthodes utilisées pour l'observation ou la mesure des couleurs, la CIE recommande l'emploi de sources normalisées.

- La source A est constituée par un fil de tungstène porté à incandescence, la lampe ayant une température de couleur de 2 854° Kelvin.
- La source B est obtenue en faisant passer la lumière de la source A à travers un filtre liquide, ce qui donne une lumière ayant une température de couleur de 4 870° Kelvin. On la considère comme une reproduction de la lumière du soleil à midi.
- La source C est obtenue selon le même principe que la source A, mais donne une température de couleur de 6 770° Kelvin. Celle-ci est considérée comme étant la lumière du jour exposition côté nord.
- La source D est une source indépendante avec une température de couleur de 1 500° Kelvin qui reproduit la couleur moyenne du jour.

Les sources les plus courantes dans le commerce sont des sources C et D.

1.2.5. L'éclairage cabinet dentaire (35, 66)

La question est donc de sélectionner le type de lumière le plus approprié pour définir la couleur de la dent. Voici une liste de sources lumineuses présentes dans nos de salles de soins :

- La lumière du soleil : sa température varie beaucoup en fonction de l'heure d'exposition. Il est recommandé de prendre la teinte face à une fenêtre et sous un ciel lumineux, au milieu de la journée (38) (pas toujours facile à gérer dans un emploi du temps), car le soleil se trouve à la verticale. La lumière résultante est alors plus blanche, car la réfraction par l'atmosphère est moindre.

-La lumière des éclairages de nos plafonniers est d'une température proche de 5 500°K (56) et a été copiée sur la lumière utilisée en photographie. Sa température de couleur est alors trop proche du jaune. Elle doit être corrigée par l'utilisation des filtres colorimétriques utilisables dans notre profession. Les recommandations de la CIE sur la température d'éclairage pour une détermination rationnelle de la couleur place sa norme à 6 500°K, ce qui correspond à la température de la lumière du jour. (40)

- Dans l'absolu il faudrait utiliser un éclairage mélangeant différents types de sources. GAMAIN propose un éclairage «lumière du jour dite équilibrée» permettant de faciliter la différenciation des couleurs (17).

- La lumière émise par nos scialytiques est très inappropriée pour la discrimination des couleurs. Leur température est ici de 4 000 à 5 000°K mais avec une intensité beaucoup trop forte de 20 000 Lux. Les couleurs sont alors déviées vers le jaune orangé, sans compter qu'à partir de 4 000 lux des cellules de la rétine subissent des brûlures et demandent alors un temps de récupération.

De plus, le système d'éclairage doit répondre à une série de critères :

Il doit assurer une acuité visuelle suffisante,

Il doit être adapté à chaque type de travaux,

Il doit minimiser la consommation d'énergie rétinienne,

Il doit respecter la vision des couleurs : d'après la norme DIN, l'éclairage doit fournir un indice de rendu des couleurs supérieur ou égal à 90 sur une échelle de 100 dans la zone de circulation et de travail et un indice de 85 dans la zone opératoire.

Il doit être agréé par la législation du travail.

Pour respecter d'une part les teintes que l'on observe et, d'autre part, éviter la fatigue d'adaptation chromatique, il est indispensable de travailler sous un illuminant « D 65 ».

Cet étalon correspond à un ciel bleu exposé au nord avec environ 3/5 de nuages blancs épais vers 10 heures du matin en septembre. (17) Il correspond à une température de 6500° Kelvin.

Comme la lumière du jour est très variable selon les saisons, les conditions atmosphériques et les heures de la journée, il est conseillé d'opter pour un éclairage artificiel dit « lumière du jour » ayant un spectre étendu et constant. Ainsi, on limite les erreurs de prises de teintes liées à une luminosité instable.

D'après la norme ISO, le niveau d'éclairage doit se situer entre 1500 et 2 000 lux pour obtenir une bonne acuité visuelle de l'ordre de 90 %.

D'autre part, la décoration du cabinet dentaire a également son influence.

Des couleurs différentes juxtaposées exaltent leur complémentarité mutuelle :

- un mur rouge révélera mieux la couleur verte qui peut exister à l'intérieur d'une dent.

- un mur vert mettra en valeur l'orangé et le jaune de la dent.

Un «voile complémentaire», provoqué par la fatigue des récepteurs visuels engendrée par la couleur d'un mur, modifiera la perception des teintes. C'est pourquoi on choisira la couleur des murs dans la gamme des blancs et des gris.

L'A.S.T.M. (American Society for Standard Testing and Materials) ainsi que l'I.S.C.C. (Inter-Society Color Council) recommandent de prendre comme couleur d'arrière-plan un gris clair neutre (MUNSELL N7 à N9) pour toute opération de comparaison de couleurs.

En conclusion, la prise classique de « teinte » doit se faire en éteignant le scialytique et autres éclairages parasites et en utilisant un éclairage calibré. Faute de source normalisée, il est conseillé de prendre la teinte au milieu de la journée, face à une fenêtre avec un ciel lumineux.

1.2.6. Interactions entre la lumière et la matière (35)

La couleur apparente d'un objet est déterminée par une combinaison de facteurs qui sont : la lumière qui frappe l'objet vu, les caractéristiques réfléchissantes de l'objet lui-même, l'environnement et les facultés d'interprétation de l'observateur. La couleur ne constitue pourtant pas un événement entrant dans la description d'un objet quel qu'il soit et, bien qu'elle favorise la transmission rapide d'un message complet, cette même couleur ne constitue pas une propriété physique de la matière.

Lorsque la lumière frappe la matière, trois phénomènes peuvent se produire : l'énergie peut être réfléchiée, transmise ou absorbée. La plupart du temps, ces trois phénomènes se produisent simultanément, mais dans des proportions différentes suivant les matériaux soumis aux rayonnements.

1.2.6.1. L'absorption (35)

Lorsque la lumière tombe sur un matériau, une partie des radiations n'est ni réfléchiée, ni transmise, mais absorbée. Elle se transforme alors en chaleur.

Si chaque longueur d'onde de la lumière est absorbée dans la même proportion, l'objet est dit achromatique, sans couleur et donc apparaît soit blanc, soit gris, soit noir, suivant l'importance de l'absorption.

Le plus souvent, cette absorption est sélective : le matériau absorbe préférentiellement certaines longueurs d'ondes et diffuse les autres : il apparaît coloré.

1.2.6.2. La lumière transmise

1.2.6.2.1 La réfraction (50)

C'est le changement de direction d'une onde d'un milieu dans un autre.

Pour une radiation lumineuse donnée, l'indice de réfraction absolu est défini par une relation entre la vitesse de la lumière dans l'air et cette même vitesse de la lumière dans le milieu qu'elle traverse. L'indice de réfraction est une valeur constante : exemple (IR=1 dans l'air, IR=1,5 dans le verre, IR=1,33 dans l'eau).

Mathématiquement, il se définit par une formule faisant intervenir les sinus des angles d'incidence et de réfraction :

$$\sin i / \sin r = IR$$

Avec i : angle incident

r : angle réfracté

La relation s'exprime plus généralement par la formulation suivante : $n_1 \cdot \sin i_1 = n_2 \cdot \sin i_2$.

Avec : i_1 et i_2 , les angles que fait le rayon avec la normale dans les deux milieux,

n_1 et n_2 , les indices absolus caractérisant la lumière chromatique dans les deux milieux

L'indice absolu étant le rapport entre la vitesse de propagation de la lumière dans le vide et dans l'autre corps qu'elle traverse.

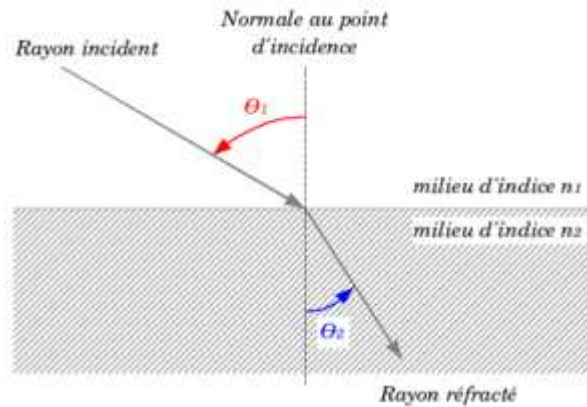


Fig. 1.2.6.1 : Schéma de la réfraction de la lumière

Un corps dont l'indice de réfraction est supérieur à celui d'un autre est optiquement plus réfringent.

D'une façon générale, quand le rayon incident passe d'un milieu moins réfringent à un milieu plus réfringent, le rayon réfracté se rapproche de la normale, il s'en écarte dans le cas contraire.

Dans un milieu transparent, la lumière réfractée n'est jamais à 100 %. La réfraction est partielle, le reste est réfléchi.

On s'est rendu compte que la quantité de rayon réfléchi dépendait dans ce cas de l'indice de réfraction. Plus celui-ci est élevé, plus le pourcentage de rayons réfléchis est important.

1.2.6.2.2. La diffraction

Lorsqu'un faisceau lumineux rencontre un obstacle ou une ouverture correspondant à peu près à sa longueur d'onde, il se produit une déviation du rayonnement qui constitue une diffusion de la lumière que l'on nomme ici diffraction.

Si dans un milieu transparent le rayon lumineux rencontre des particules de dimension avoisinant sa longueur d'onde, le phénomène de diffraction se produit : c'est ce que l'on appelle l'effet RAYLEIGH.

Si des particules de substances diffractant la lumière sont présentes dans un milieu, alors ce milieu deviendra soit translucide, soit opaque (64, 65).

En effet, si on prend un morceau de verre plat, celui-ci apparaît comme étant une substance transparente. Par contre si on l'écrase en poudre, cette même substance paraît opaque, toute blanche. Cet effet est dû à la lumière diffuse provoquée par les fines particules de verre qui renvoient la lumière incidente dans toutes les directions.

Ainsi on se rend compte que la translucidité où l'opacité d'un matériau dépendent du nombre de particules incluses et de leur taille.

Toutes ces particules stagnent autour d'une matrice voisine, que ce soit de l'air ou un liquide.

Il y a donc interaction entre deux milieux et à l'échelon particulaire, il se produit en fait des phénomènes de réfraction et de réflexion de la lumière. D'autre part, suivant la qualité de la matrice environnante, la translucidité d'un matériau peut varier (64, 65). Les indices de réfraction de diverses matrices ont une influence différente sur la réfraction de la lumière à travers les particules. Ceci permet de définir des degrés d'opacité différents.

1.2.6.2.3 La diffusion

Il faut la considérer comme un type de réflexion particulier. Comme nous le verrons plus loin, il faut distinguer la diffusion de surface que l'on nomme également la réflexion diffuse et la diffusion interne qui s'apparente à la diffraction.

C'est un phénomène fréquent avec la céramique dentaire. Elle joue également un rôle important dans la réalisation de l'effet opalescent.

La diffusion de la lumière participant à la translucidité de la porcelaine émail est due à de fines particules d'indices de réfraction différents, dispersées dans la matrice incolore et translucide du verre. La translucidité de l'émail dentaire naturel et le comportement particulier de la lumière à travers celui-ci sont basés sur la théorie de l'effet RAYLEIGH. C'est le même effet qui explique les variations de teintes du ciel en fonction des moments de la journée.

La couleur du ciel dépend de toute évidence de la lumière du soleil qui arrive à nos yeux après avoir subi soit des phénomènes de réflexion, soit de réflexion diffuse à partir de différentes couches de l'atmosphère. Sans la présence de l'atmosphère, le ciel paraîtrait noir. C'est en fait ce qu'observent les cosmonautes sur la Lune. Ceci n'explique pourtant pas pourquoi le ciel paraît bleu.

Comme, nous l'avons déjà souligné précédemment, une porcelaine transparente, la neige, le sel paraissent blancs s'ils sont composés de fines particules, cela est dû à la diffusion de la lumière, mais en aucun cas n'apparaissent de teintes bleues. En fait, seul un phénomène de diffraction de la lumière permet d'obtenir ce résultat.

Si les particules d'un objet sont plus larges que la longueur d'onde de la lumière incidente, elles réfléchissent la lumière sur la majeure partie de sa surface. Tant que dans cette réflexion aucun processus d'absorption d'un composant du spectre lumineux n'a lieu, toute la lumière est réfléchie et l'objet paraît blanc.

Par contre, si les particules de l'objet sont plus petites que la longueur d'onde de la lumière incidente, le résultat est évidemment différent. Si la lumière provient d'une seule direction, la vague de lumière réfléchie sera secondairement émise, diffusant dans toutes les directions : ceci correspond au phénomène de diffraction. Il y a alors séparation des longueurs d'onde à partir de la lumière incidente.

Ainsi, le jour le ciel paraît bleu du fait des fines particules d'eau ou autres contenues dans l'atmosphère. Le soir le ciel paraît rouge orangé pour la simple raison que la couche d'atmosphère est plus importante le soir à cause de la rotation de la terre sur elle-même. Les petites longueurs d'onde de la lumière (les bleues et les violettes) du soleil sont déjà diffractées

par les premières couches de l'atmosphère et ainsi ne parviennent pas à nos yeux, seules les longueurs d'onde rouges et oranges pénètrent jusqu'à nous.

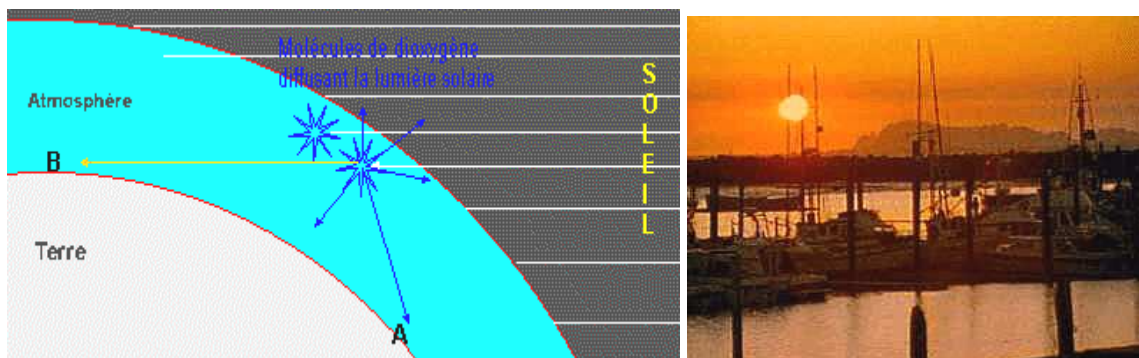


Fig. 1.6.2 : Schéma des variations de teintes du ciel en fonction de la journée

Ce phénomène se produit à travers tout matériau transparent dès l'instant où il contient de fines particules de taille adaptée. Les fabricants de poudre céramique utilisent cette propriété physique pour développer l'effet opalescent.

Le degré de diffraction de la lumière dépend donc de la longueur d'onde incidente et de la taille des particules concernées.

Selon RAYLEIGH, si une particule ultrafine est 10 fois plus petite que la longueur d'onde incidente, l'effet de diffraction est quatre fois plus important que si elle possédait la même taille.

Ceci revient à dire que les longueurs d'ondes des bleus et du violet sont beaucoup plus facilement diffractées.

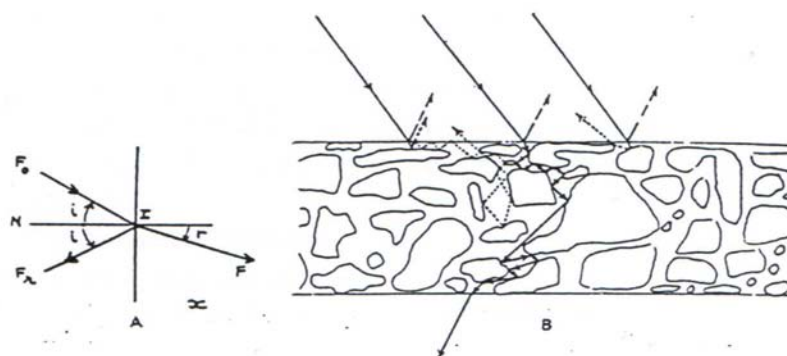


Fig. 1.2.6.3 : Schéma de la diffusion de la lumière à travers la matière

1.2.6.3. La lumière réfléchie

La réflexion est le changement de direction d'une onde sur une surface réfléchissante.

L'angle formé par la normale à la surface et la direction du rayon incident s'appelle l'angle d'incidence.

Une partie des ondes ne pénètre pas le milieu, mais se réfléchit. L'angle formé par le rayon réfléchi et la normale à la surface est l'angle de réflexion.

D'après les lois d'optique géométrique, ces deux angles sont égaux.

Les ondes traversant la surface limite subissent un changement de direction, elles se réfractent.

1.2.6.3.1. La réflexion spéculaire (35)

Selon LEMIRE, dans tous les matériaux, la surface extérieure réfléchit 4 % environ de la lumière incidente sans aucune modification si ce n'est la direction. Cette réflexion par la «couche de surface» est appelée réflexion spéculaire ou miroitante et n'est pas influencée par les facultés réfléchissantes sélectives, c'est-à-dire par la couleur du matériau.

Si la surface de séparation entre deux milieux est optiquement polie, c'est-à-dire si elle ne présente que des aspérités dont la taille est inférieure à la longueur d'onde du rayon incident, il y a réflexion régulière ou spéculaire. Dans ces conditions les lois physiques de l'optique géométrique sont applicables :

- A) le rayon réfléchi est dans le plan du rayon incident
 - B) L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence
 - C) La réflexion spéculaire à la même couleur que la source lumineuse
 - D) La proportion de lumière réfléchie est exprimée par l'équation de FRESNEL :
- $$R=I_r/I_o=(N_2-N_1)^2/(N_2+N_1)^2$$

Avec I_r : intensité lumineuse réfléchie
 I_o : intensité lumineuse incidente
 N_1 et N_2 : les indices des deux milieux considérés

La réflexion spéculaire permet à l'oeil humain de distinguer un objet brillant

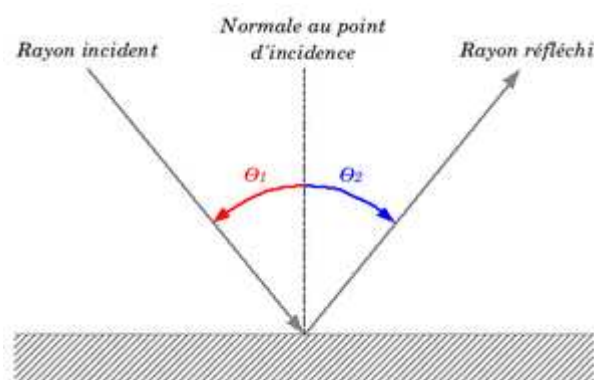


Fig. 1.2.6.4 : Diffusion de la lumière sur une surface lisse

On peut immédiatement tirer des conclusions de cette réflexion miroir : lorsqu'on éclaire une dent, étant données la conservation de la lumière et la valeur de l'angle du rayon réfléchi par rapport à la normale, il faudra toujours l'éclairer avec un rayon incident incliné à 45° par rapport à la normale pour éviter les erreurs d'interprétation par l'observateur.

1.2.6.3.2. La réflexion vitreuse (35)

Si dans un milieu l'absorption est faible, d'une épaisseur inférieure à la longueur d'onde, la réflexion est dite vitreuse.

1.2.6.3.3. La réflexion métallique

Si le milieu dans lequel pénètre le rayon lumineux est tel que l'absorption ne soit pas négligeable, de l'ordre d'une longueur d'onde, la réflexion est dite métallique. La réflexion est ici toujours plus importante que dans la réflexion vitreuse, car elle est moins dépendante de l'intensité incidente que de la longueur d'onde incidente.

Ainsi la réflexion métallique modifie beaucoup plus la répartition spectrale de l'énergie lumineuse réfléchie que la réflexion vitreuse.

1.2.6.3.4. La réflexion diffuse (35)

L'état de surface du matériau est prépondérant pour qualifier la réflexion lumineuse.

Si la surface n'est pas parfaitement polie, il se produit une diffusion. Les éléments de séparation des deux milieux n'ayant pas tous la même orientation ; les rayons réfléchis sont donc renvoyés dans des directions différentes. Ceci est observé pour des surfaces rugueuses où la taille des imperfections est au moins égale à la taille de la longueur d'onde du rayon incident.

La lumière diffuse possède les mêmes qualités que la lumière incidente et permet à l'oeil humain de distinguer une surface mate.

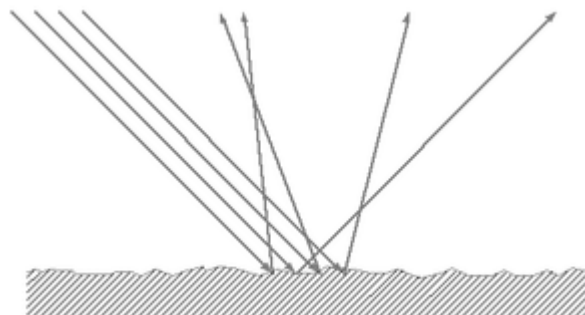


Fig. 1.2.6.5 : Diffusion de la lumière sur une surface rugueuse

1.2.6.3.5 La réflexion totale

Quand un rayon passe d'un milieu plus réfringent (le verre) à un milieu moins réfringent (air par exemple), le rayon réfracté s'écarte de la normale à la surface de séparation des deux milieux.

Exemple : si l'angle de réfraction est plus grand que l'angle d'incidence. Sa valeur maximale possible est de 90° . On l'appelle l'angle critique.

Si l'angle dépasse cette valeur, il n'y a plus de rayon réfracté, toute l'intensité du rayon incident se trouve dans le rayon réfléchi à la surface de séparation. On dit alors qu'il y a réflexion totale. Ce phénomène est surtout rencontré au niveau des incisives maxillaires sous la forme d'une petite bande blanche à l'extrémité du bord incisif.

1.2.6.4. Les autres propriétés de la lumière à travers la matière

1.2.6.4.1. La luminescence (38)

La luminescence est une émission de lumière qui n'est pas purement thermique, sous l'effet d'une excitation. On peut distinguer :

- La photoluminescence qui est provoquée par l'absorption de rayonnements électromagnétiques (en général, rayons ultraviolets ou rayons X)
- La cathodoluminescence provoquée par des particules accélérées
- L'électroluminescence provoquée par un champ électrique
- La triboluminescence dans laquelle il y a émission de rayons par une substance soumise à des actions mécaniques
- La chimiluminescence : les réactions chimiques s'accompagnent d'une émission lumineuse
- La bioluminescence : on observe une réaction biologique responsable d'une émission de lumière (le ver luisant).

De nombreux matériaux peuvent donner lieu à des phénomènes de luminescence : les solides luminescents sont appelés luminophores.

Un luminophore est caractérisé par :

- Son spectre d'excitation
- Le déplacement de Stokes : les radiations émises sont décalées vers les grandes longueurs d'ondes par rapport aux radiations absorbées.
- Les spectres d'émissions peuvent être soit continus (en forme de bande), soit interrompus (en forme de raies)
- Le siège d'émission est le plus souvent un activateur (A) se situant dans le réseau du matériau (M), des centres sensibilisateurs pouvant intervenir (S).

Dans ce cas, un atome qui est dans un état excité peut céder en partie ou en totalité l'énergie absorbée à un atome voisin.

En céramique dentaire, les luminophores les plus utilisés sont les terres rares pour leurs propriétés de luminescence mais aussi comme colorants.

Pour ce qui concerne l'étude des matériaux dentaires, seul le phénomène de photoluminescence est mis en cause. Il regroupe le mécanisme de la fluorescence et celui de la phosphorescence

1.2.5.4.2. Mécanismes de la fluorescence

L'absorption de rayons ultraviolets peut être considérée comme un choc excitateur. L'atome reçoit un photon d'énergie suffisante qui le hausse à un niveau excité. L'énergie acquise peut être restituée sous la forme d'une énergie lumineuse et les atomes reviennent à leur niveau d'énergie fondamental.

La fluorescence est due à des pigments particuliers qui absorbent l'énergie issue de tous types de lumières. Il s'ensuit une rediffusion directe de ces lumières dans la plage du visible (une rediffusion sur un temps plus long relève de la phosphorescence). (56).

Cet effet est surtout visible à la lumière ultraviolette (longueurs d'onde comprise entre 330 nm et 340 nm), surtout si elle est très concentrée comme c'est le cas dans les discothèques (la lumière naturelle ne produisant que 1,5 % d'U.V.). Il s'ensuivra une émission visible dans le bleu par transformation de ces ondes courtes en ondes plus longues, de l'ordre de 400 nm à 520 nm et donc visibles dans le bleu. (38)

Le niveau de fluorescence varie en fonction de la couleur de base de la dent. Un niveau plus important se retrouve essentiellement dans la région cervicale, là où la dentine est la plus épaisse ; mais ce niveau est aussi dû à la proximité de la gencive qui, même si elle ne possède pas de fluorescence propre, renforce le contraste et influence l'effet bleuté. A contrario la fluorescence est très limitée dans la région incisale. (15)

En vieillissant, la dentine, responsable du caractère fluorescent de la dent naturelle, s'hyperminéralise et altère son rendu de fluorescence. (30)



Fig. 1.2.6.6 : Observation de différence de la fluorescence entre la 11 et les autres dents

1.2.6.4.3. La phosphorescence

Mécanismes de la phosphorescence

Elle ne s'effectue pas selon le même schéma.

Il existe le niveau f, le niveau e et un état dit métastable m, ou piège. Le système qui est excité au niveau e retombe sur le niveau m et la transition de m à f ne se fait pas. Pour sortir de l'état métastable, le système doit recevoir une énergie d'activation E, qui le ramène au niveau e, d'où il peut revenir sur f.

Lors d'une transition entre deux niveaux d'énergie e et f, l'énergie du photon émis est :

$$h\nu = E_e - E_f$$

Avec : ν , la fréquence de l'oscillation

h , la constante de Planck

E_e et E_f , les énergies des états initiaux et finaux

1.2.6.4.4. L'opalescence

L'opalescence désigne les effets bleutés et orangés qui sont souvent visibles sur les bords d'émail naturel.

Elle repose sur la réfraction différenciée entre la lumière à ondes longues et la lumière à ondes courtes.

Ce phénomène se produit sur la dent par l'intermédiaire des cristaux d'hydroxyapatite de l'émail. Ceux-ci font 0,16 μm de long et de 0,02 à 0,04 μm d'épaisseur. Ils sont capables de différencier les longueurs d'onde. Cet effet varie donc selon l'arrangement de ces cristaux. (56)

Il s'agit de l'effet opale.

En réflexion lumineuse, l'émail réfléchit prioritairement des longueurs d'onde courtes provoquant un aspect bleuté. En revanche en transmission lumineuse l'émail ne laisse passer que les longueurs d'ondes longues, d'où l'aspect orangé rouge. Il existe une similitude entre la fine taille cristalline des cristaux d'hydroxyapatite de l'émail et les cristaux de dioxyde de silicium dans la pierre d'opale.

L'opalescence se retrouve donc dans la zone où l'épaisseur d'émail est la plus importante, soit dans la région incisale. Elle est présente sur les dents jeunes, là où l'émail n'a pas encore subi d'usure. (15)

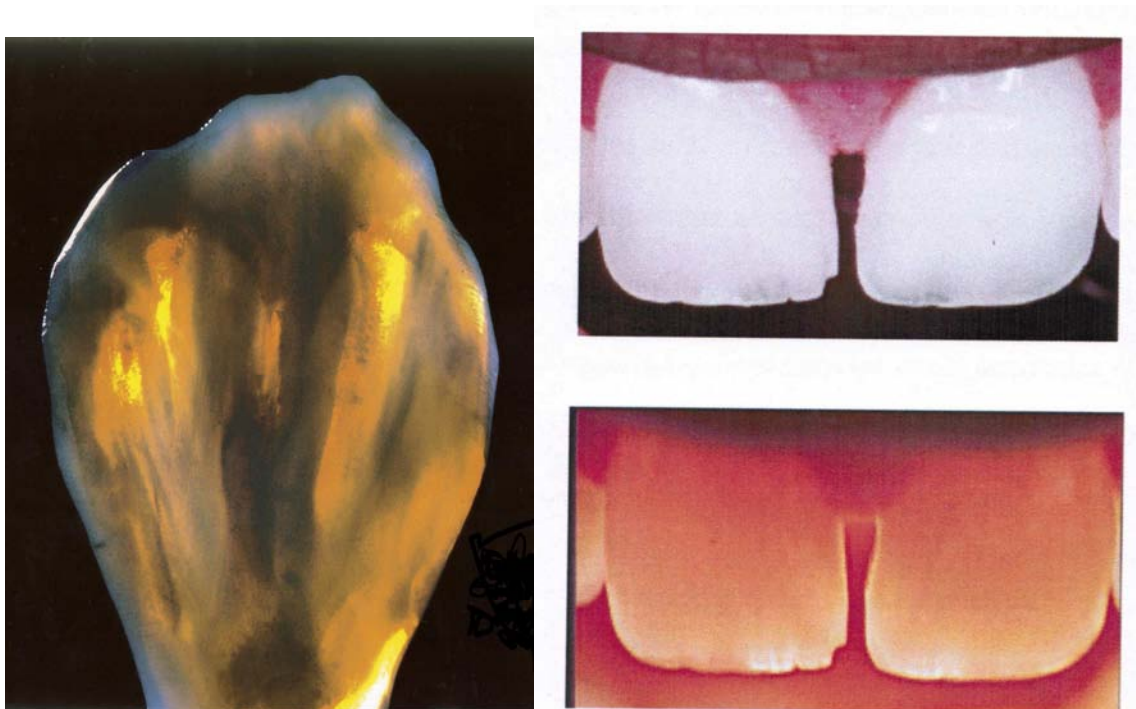


Fig. 1.2.6.7 : Phénomène d'opalescence

1.2.6.4.5 La différence entre transparence et translucidité (35)

Il ne faut pas les confondre.

La notion de transparence est associée à un matériau qui laisse passer la lumière et fait apparaître, de manière distincte, les objets placés derrière. Par conséquent, la lumière ne se réfléchit pas sur la surface de ce matériau.

La notion de translucidité est associée à un matériau qui ne permet pas de voir distinctement des objets placés derrière. Une partie de la lumière est absorbée et le matériau apparaît plus opaque.

La translucidité de l'émail est de 70 % et celle de la dentine est de 40 %. L'émail dentaire est plus ou moins translucide et cette qualité varie en fonction de l'âge du patient.

D'autre part, plus une dent est translucide, plus sa luminosité baisse car une grande partie de la lumière pénètre dans la dent. Avec le vieillissement, l'émail s'affine et perd ses effets de translucidité. Sa saturation augmente.



Fig. 1.2.6.8 : Observation de la translucidité au niveau de l'émail d'une dent

1.3. Conclusion

Comme nous avons pu le voir, l'abord de la lumière et de son interaction avec la matière est plus complexe qu'il n'y paraît.

Il est évident que lorsque l'on considère une couleur, il faut prendre en compte le type de lumière et la source lumineuse sous laquelle elle sera observée. Sinon, elle peut être interprétée de façon erronée.

Par ailleurs, il y a bien d'autres informations que la couleur dans un matériau translucide. L'opalescence et la fluorescence sont également des données à considérer lors de la réalisation d'un matériau esthétique. Ceci complique donc la reproduction du matériau concerné.

2. La couleur

2. La couleur

Nous avons vu que pour reproduire un élément, il faut reproduire également sa couleur, mais quels sont les paramètres colorimétriques à ne pas laisser au hasard lors de la détermination d'une couleur ?

Par l'analyse des différents paramètres de la couleur, nous allons déterminer comment reproduire celle d'un matériau.

2.1. Introduction

NEWTON a montré que la couleur était une propriété intrinsèque de la lumière : «sans lumière, pas de couleur».

La couleur est une sensation, produite par la réflexion de la lumière sur les objets. C'est une réponse physique ou psychique qui ne découle que de l'interaction physique de la lumière sur un objet et du ressenti subjectif de l'observateur. (7)

En d'autres termes, la couleur est «la perception visuelle d'un objet illuminé».

La «sensation» de couleur est donc liée à la combinaison des trois systèmes suivants :

- La source lumineuse avec sa distribution spectrale,
- Le matériau avec ses qualités de réflexion,
- L'oeil avec son capteur trichromatique qu'enregistre et analyse le cerveau.

L'oeil humain peut faire la différence entre 300 couleurs spectrales. Ce qui montre la grande complexité du système d'analyse des couleurs. De plus, comme nous l'avons déjà vu, il n'est pas capable de percevoir toutes les longueurs d'ondes.

L'interprétation des couleurs est également sujette à des déviations en raison du sexe et de l'âge de l'observateur.

Une petite remarque sur les infrarouges et les ultraviolets : pourquoi ne percevons-nous pas ces rayonnements ? Deux raisons :

- ultraviolets : tout simplement le cristallin de l'oeil n'est pas assez transparent pour laisser passer ces radiations.
- infrarouges : ici, c'est une autre affaire ; l'onde parvient jusqu'aux photorécepteurs, mais nous ne possédons pas de pigments visuels adaptés à cette longueur d'onde.

2.2. Dimension de la couleur dentaire

2.2.1. Généralités

L'analyse de la couleur passe par la connaissance de son caractère trivariant. Habituellement, trois caractéristiques aident à déterminer la couleur : la luminosité, la saturation et la teinte.

Les trois dimensions de la couleur ne sont pas perçues par l'œil avec la même importance. La composante la plus importante est la luminosité, puis la saturation et enfin la teinte, alors que l'on a tendance à penser que seule la teinte est primordiale pour une réalisation prothétique idéale.

2.5.2. La trivariance

La luminosité

Les termes « valeur », « brillance », « luminance » peuvent être aussi employés et ont la même signification. Elle correspond aux degrés de clarté ou d'obscurité d'une couleur.

La luminosité est trois fois plus importante que la teinte et l'est deux fois plus que la saturation. (64, 65)

La luminosité correspond à l'intensité lumineuse réfléchie ou à la valeur de gris d'une couleur. Elle peut être rendue visible par une représentation en noir et blanc en faisant abstraction de la teinte.

La luminosité distingue donc une couleur claire d'une couleur foncée. Chaque teinte peut présenter un degré de luminosité différent comme l'illustre le solide de MUNSELL avec neuf degrés de luminosité allant du noir au blanc. La meilleure façon de l'étudier est l'analyse à partir de photos en noir et blanc. (54)

Les auteurs ZYMAN P et JONAS P (67) conseillent d'évaluer en premier la luminosité pour une prise de couleur dentaire avant la saturation et la teinte.

La luminosité tend à diminuer du centre de la dent vers la zone cervicale. (19).

La saturation

On parle aussi d'intensité chromatique.

Elle décrit la quantité ou la pureté d'un ton de couleur. C'est en fait la densité de teinte dans une couleur (la quantité de pigments) : une dent est dite saturée lorsqu'elle est à son comble de coloration. (2)

On parle de teinte pure lorsque celle-ci est à 100 % saturée : la couleur est vive. Plus le niveau de saturation diminue (terme de désaturation), plus la couleur est terne et la teinte s'éclaircit. (29).

La teinte

On parle aussi des tonalités chromatiques ou de tons.

On réduit fréquemment la couleur de la dent à sa seule teinte alors que c'est l'élément à déterminer en dernier après la luminosité et la saturation (même si c'est la plus facile à analyser).

La teinte correspond à la couleur de base qui s'étend du violet (380 nm) au rouge foncé (760 nm).

Elle correspond à une longueur d'onde déterminée, or il en existe une infinité. Toutefois notre œil n'est capable d'en différencier que 150 à 200.

2.2.2. Les systèmes d'identification des couleurs

«La trivariance de la couleur» (29) est très bien illustrée dans le système de MUNSELL à représentation discontinue des nuances colorées ou dans le système $L^*a^*b^*$ à représentation continue des couleurs.

2.2.2.1. Le système de MUNSELL

Au début de ce siècle, Albert H. MUNSELL, peintre et professeur d'art, étudia le problème de la réception des couleurs et mit en place une méthode systématique d'identification des couleurs.

Dans ce but, il identifia trois facteurs de base de la couleur et les ordonna sur des échelles numériques. A partir d'un cercle chromatique, toutes les couleurs sont placées dans un réseau cylindrique appelé «arbre de la couleur». Dans ce système, les trois facteurs sont :

- La teinte

Dans le système de notation de la couleur selon MUNSELL, les teintes sont arrangées sur la circonférence d'un cercle.

- La luminosité

Elle varie des couleurs sombres, placées en bas de l'arbre de MUNSELL, aux couleurs claires placées en haut.

- la saturation

Sur l'arbre de MUNSELL, la saturation augmente horizontalement des couleurs grises aux couleurs vives, placées à la périphérie. Dans ce système de notation, toute couleur peut-être identifiée facilement et précisément, c'est pourquoi il est accepté universellement. En pratique, le système de MUNSELL consiste en une série de tables de références, chacune dédiée à une teinte précise qui permet d'établir une comparaison visuelle avec l'échantillon.

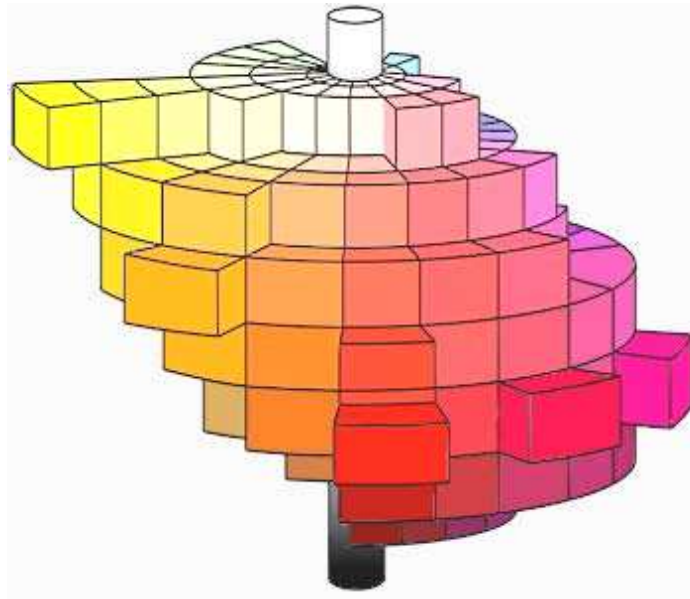


Fig. 2.2.2.1 : Espace colorimétrique de MUNSELL

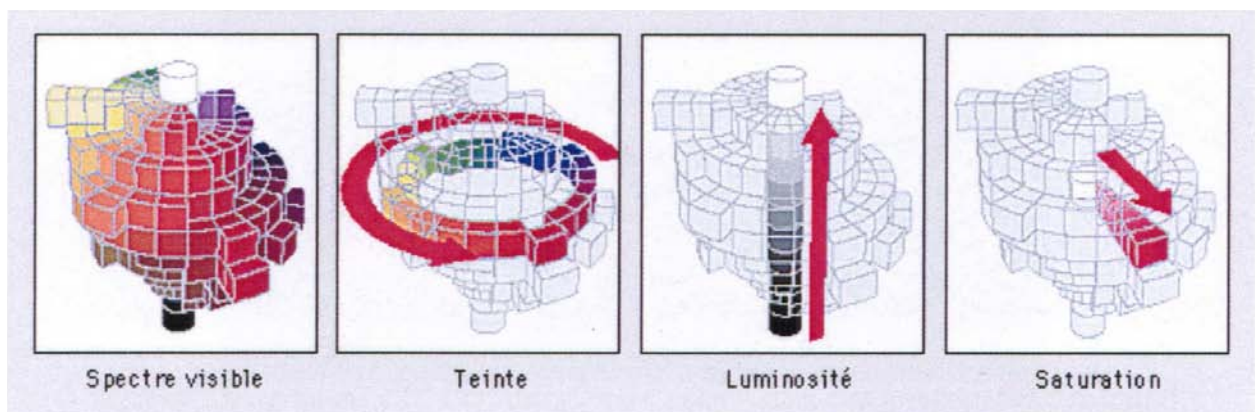


Fig. 2.2.2.2 : Schéma explicatif du fonctionnement de l'espace colorimétrique de MUNSELL

2.2.2.2. Système C. I. E. 1931

Dans les premières décennies du XXe siècle, le désir et le besoin d'une détermination plus objective des couleurs se sont révélés plus exigeants de plus en plus sentir. On souhaitait un système fonctionnant sans étalon chromatique de référence.

La «Commission Internationale d'Eclairage» fut donc chargée d'élaborer «un tableau normalisé des couleurs». Le point de départ est la méthode indirecte des mesures des couleurs par comparaison : une couleur est mesurée par un observateur à qui un dispositif spécial permet de faire varier les proportions du mélange additif des trois couleurs primaires, la «couleur» étant ici à comprendre comme la longueur d'onde. L'avantage du système réside dans le fait que la

position de chaque couleur peut être déterminée mathématiquement en relation avec chaque couleur primaire.

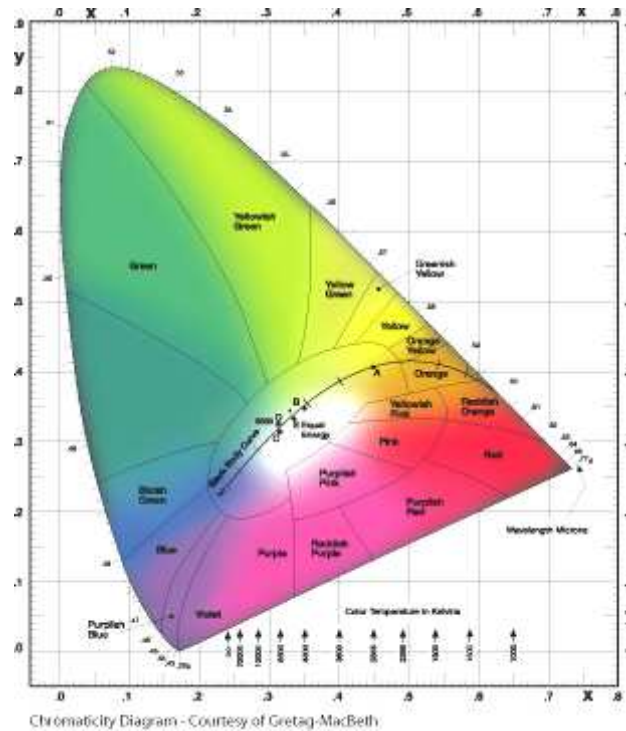


Fig. 2.2.2.3 : Espace colorimétrique CIE 1931

2.2.2.3. Système C.I.E. Lab

Les applications industrielles des couleurs n'exigent pas seulement une mesure de celle-ci. Il faut pouvoir avant tout déterminer avec précision les différences entre elles. Cela s'explique facilement : le client qui demande à un industriel de lui fournir un objet (disons une voiture) de telle couleur (par exemple vert glacier) lui impose que l'objet commandé soit d'une couleur issue de la variation d'une autre couleur déjà existante, en acceptant naturellement la possibilité d'une légère tolérance. (31)

Malheureusement, le diagramme C.I.E 1931 ne permet pas au colorimétricien de déterminer les différences à un niveau plus fin que les simples écarts dans la perception. Les critiques du système C.I.E. ont toujours souligné cet inconvénient : le vert est surreprésenté, tandis que les tons rouges, violets et bleus sont regroupés dans les coins du diagramme.

Depuis les années 60, on a vu se multiplier dans ce domaine des formules plus ou moins praticables pour résoudre les difficultés, avec plus ou moins de succès d'ailleurs.

En 1976 est apparu un nouveau système recommandé par la C.I.E. qui, sous le signe C.I.E.L.A.B. (ou pour mieux dire C.I.E.L.*a*b*), permet de traiter les objets non lumineux comme les textiles, les couleurs ouvrantes et les objets de plastique. Le système C.I.E.L.*a*b* paraît satisfaire à toutes les exigences industrielles.

Pour en arriver au système C.I.E.L.*a*b*, les trois coordonnées colorimétriques X, Y, et Z sont reprises au tableau des normes C.I.E. et transformées en L a et b. X et Y se fondent en a, de même que Y et Z donnent b ; Y seul est transposé en L. L (Lightness) indique une «luminosité psychométrique» ou «légèreté» définie en fonction d'une grandeur psychophysique (ou valeur chromatique) choisie de façon à rendre compte d'intervalles égaux entre les couleurs liées à cette «légèreté». Les valeurs de L s'échelonnent sur cent degrés entre 0 pour le noir et 100 pour le blanc. (31)

Le diagramme C.I.E.L.*a*b* est souvent nommé «diagramme chromatique psychométrique» : les couleurs sont définies selon deux axes de coordonnées à angle droit. Le plan ainsi défini est lui-même perpendiculaire à l'axe achromatique. «L'espace unifié de couleur» ainsi défini est naturellement construit sur les trois couleurs psychologiques fondamentales : rouge, vert, bleu décrites comme «primaires» dont nous savons aujourd'hui qu'elles sont directement transmises au cerveau.

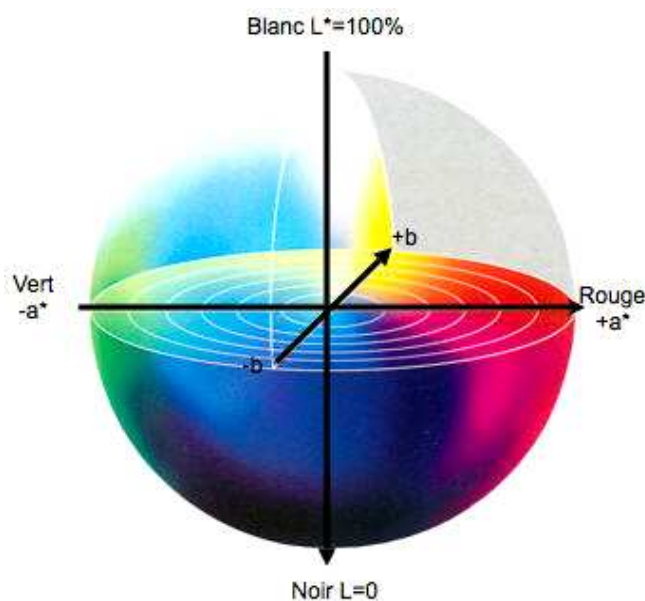


Fig. 2.2.2.4 : Espace colorimétrique CIE L*a*b

2.2.2.4. Système C.I.E. Lch

Cet espace de couleurs L*c*h est désigné le plus souvent sous le nom de Lch. Le système est identique à l'espace de couleur de C. I.E. L*a*b, sauf qu'il décrit l'endroit d'une couleur dans l'espace au moyen de ses coordonnées polaires, plutôt que par de ses coordonnées angulaires.

Descriptif :

La luminosité (value) ou L*

La luminance, la valeur sont de nombreux synonymes employés à définir la qualité de blancs contenues dans une couleur, autrement dit, la quantité de lumière réfléchie.

Si la quantité de lumière transmise décroît, l'objet paraît plus sombre, et inversement. L correspond à une mesure de légèreté d'un objet, s'étendant de zéro (noir) à 100 (blanc).

La saturation (chroma) ou C^*

C'est la quantité de pigments contenus dans une couleur. A partir d'une couleur donnée, on peut obtenir différentes nuances par addition de blanc.

Par exemple : vert clair ou vert foncé.

- c . est une mesure de chroma (saturation), et représente la distance entre l'emplacement de la couleur sur le disque et l'axe neutre.

La teinte (hue) ou h°

Autrement appelé « tonalité chromatique ».

Elle est liée à la longueur d'onde de la lumière émise par un objet. Elle est interprétée par le cerveau. On dissocie plusieurs nuances : le bleu, le vert, le rouge...

h . est une mesure de tonalité représentée par un angle s'étendant de 0° à 360° .

Les angles qui s'étendent de 0° à 90° représentent les rouges, les oranges et les jaunes. De 90° à 180° , ils représentent les jaunes, les jaunes et verts et, les verts. De 180° à 270° , ils représentent les verts, les cyans (bleu - vert) et les bleus. Enfin de 270° à 360° , ils représentent les bleus, les pourpres, les magentas, et reviennent ensuite aux rouges.

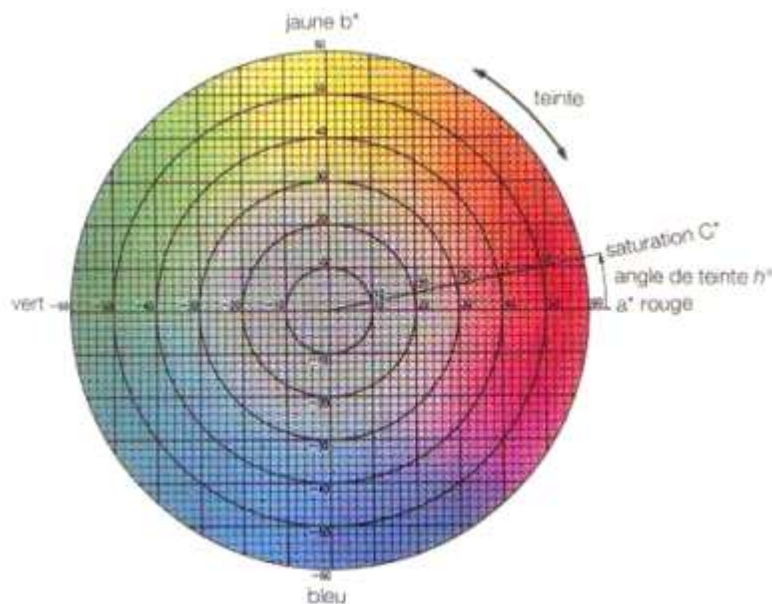


Fig. 2.2.2.5 : Espace colorimétrique C.I.E. Lch

Le système Lch semble être le plus adapté à notre activité. Il fait partie des recommandations d'un colloque de notre profession datant de 2003 sur la mesure de la couleur. Il a été montré

que, dans notre environnement dentaire, l'utilisation de L*c*h au lieu de L*a*b. doit être privilégié car il est plus approprié à la recherche clinique. (21)

2.2.3. Autres phénomènes relatifs à la perception des couleurs

2.2.4.1. Le métamérisme

On appelle métamérisme les variations de couleurs que subit un objet en fonction des différentes sources lumineuses qui l'éclairent. Ce phénomène est directement lié à la distribution spectrale de la source lumineuse. Par exemple, si nous considérons deux lampes électriques dont l'une a un pic monochromatique jaune et l'autre un pic rouge et un pic vert, leurs couleurs paraîtront identiques (leurs couleurs sont métamères). (2)

La cause principale en revient donc à certains illuminants artificiels (lampe à incandescence, tubes fluorescents, etc.) qui produisent leurs effets sur certaines couleurs. Le métamérisme ne se manifeste souvent que sur les couleurs rabattues et obtenues par combinaison de pigments : beige, gris, lilas, mais aussi sur des couleurs très saturées, rouge, orange, vert, bleu. (48)

Le métamérisme ne concerne donc que des variations dans la teinte et non les deux autres grandeurs que sont la luminosité et la saturation. Tous les types d'objets sont concernés, aussi bien les produits et objets naturels que les colorants artificiels.

Le métamérisme est un véritable piège, car il peut engendrer une dérive aura deux aspects :

Deux couleurs absolument identiques sous un éclairage seront vues différentes sous un autre type d'éclairage,

Deux couleurs nettement différentes sous un éclairage seront vues identiques sous un autre type d'éclairage.

Le métamérisme est la propriété d'une couleur à modifier son aspect visuel selon la nature de la lumière qui l'éclaire.

On voit donc toute l'importance d'utiliser des couleurs qui ne soient pas métamères et qui gardent donc le même « impact visuel » sous la lumière du jour et sous la lumière artificielle, qu'elle soit incandescente ou fluorescente.

Pour réduire ce risque il faut : (56)

- prendre la teinte dans plusieurs ambiances lumineuses : la lumière du jour, la lumière du cabinet et sous faible éclairage.
- Ne pas hésiter à se faire aider par l'assistante ou un accompagnateur pour contrôler la teinte.
- Utiliser des teintiers réalisés avec la même céramique que celle qui sera montée.
- Utiliser des céramiques possédant des courbes spectrales proches de celle de la dent.

2.2.4.2. L'homochromie

Elle correspond à l'effet caméléon qui est la propriété d'une restauration de prendre la couleur des dents ou des restaurations voisines. Cet effet est possible surtout avec des matériaux translucides. (46)

En cas de doute, lors de la prise de couleur il faut choisir la saturation la plus faible avec la luminosité la plus élevée pour obtenir un résultat esthétique.

2.3. Synthèse additive

Thomas YOUNG a démontré avec ses expériences sur les interférences lumineuses que les couleurs du spectre pouvaient se résumer à trois teintes primaires : rouge, vert et bleu (d'où le nom de RVB). A partir de ces trois couleurs, par addition, on parvient à recomposer la lumière blanche et toutes les autres variantes du spectre optique. Tous les périphériques de la visualisation (écran d'ordinateur, téléviseur, vidéoprojecteurs, etc.) utilisent le principe de la synthèse additive «réduite aux trois primaires» pour créer une image en couleurs réelles.

Chaque point de l'image est formé de trois points de couleurs. En faisant varier l'intensité de ces trois couleurs, il est possible d'obtenir pratiquement toutes les couleurs visibles. Cette méthode est basée sur la sensibilité trichromatique de l'oeil humain.

On trouve donc par addition de couleurs pures :

- rouge + vert = jaune
- rouge + bleu = magenta
- bleu + vert = cyan
- rouge + vert + bleu = blanc

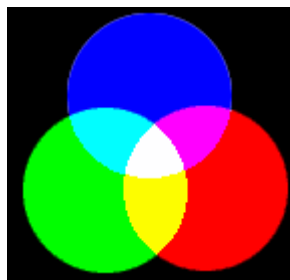


Fig. 2.3.1: Schéma de la synthèse additive

Dans la pratique, il est impossible de restituer toutes les couleurs avec trois sources lumineuses RVB. Pour cette raison, les physiciens travaillent avec des sources fictives idéales comportant des composantes négatives dans certaines longueurs d'ondes. Ces sources fictives sont à la base des calculs colorimétriques utilisés pour réaliser les espaces colorimétriques de la C. I. E.

2.4. Synthèse soustractive

Cette méthode consiste à soustraire à la lumière blanche ses composantes bleues, vertes et rouges à l'aide de filtres respectivement jaune, magenta et cyan.

- Jaune + magenta = rouge
- jaune + cyan = vert
- magenta + cyan = bleu
- jaune + magenta + cyan = noir



Fig. 2.3.2 : Schéma de la synthèse soustractive

Les nuances intermédiaires sont obtenues en faisant varier l'absorption des filtres. C'est le principe qui régit la couleur dans les arts graphiques et en photographie. Pour mettre en oeuvre cette synthèse soustractive, la couleur n'est plus lumière et prend une forme physique. Elle devient pigments colorants dont la couleur est définie par ce que donne la lumière blanche une fois réfléchi par ces pigments. C'est le cas pour les matériaux utilisés dans notre profession.

2.5. Conclusion

Concrètement, nous pouvons nous rendre compte que la couleur d'un matériau est déterminée par ses pigments qui agissent comme un filtre (principe de la synthèse soustractive).

Nous pouvons constater que si l'on veut un mimétisme parfait avec une dent naturelle, il y a un nombre très important de paramètres à prendre en considération. Cependant, pour la réalisation d'inlays/onlays nous n'avons que peu d'éléments à notre disposition. En définitive, sachant que l'opalescence, la fluorescence et la translucidité sont difficilement quantifiables, les seules informations que nous pouvons transmettre au prothésiste sont la luminosité, la saturation et la teinte.

D'autre part, pour bénéficier de l'effet caméléon et obtenir une intégration esthétique optimale, il est nécessaire d'utiliser des matériaux translucides. De plus, le principe de collage au sein de ces matériaux implique inévitablement l'utilisation de structures vitreuses et donc translucides.

Comme nous l'avons vu précédemment, la luminosité d'un matériau est liée à son opacité. Un matériau totalement translucide ne peut pas être lumineux.

Utiliser des matériaux translucides revient donc à ne pas tenir compte de leur luminosité. Même s'il est toujours possible de rajouter des matériaux complémentaires pour augmenter la luminosité de l'élément définitif, nous allons nous contenter d'étudier seulement les masses dentines. Celles-ci s'échelonnent sur le teintier vita classique en ne prenant en compte que la teinte et la saturation de la couleur de la dent. La luminosité n'est donc pas déterminée.

3. Les céramiques dentaires

3. Les céramiques dentaires

Lorsque nous souhaitons réaliser des restaurations type inlays/onlays, nous avons à notre disposition la classe des matériaux que sont les céramiques. Mais finalement, qu'est ce qu'une céramique, de quoi se compose-t-elle et quels sont les types de céramiques que nous pouvons utiliser ? C'est à toutes ces questions que nous allons tenter de répondre pour expliquer comment nous en sommes venus à concentrer l'étude sur HeraCeram Press.

3.1. La composition chimique et minéralogique des céramiques dentaires

3.1.1. Composition minéralogique (42, 34, 29,27)

Les céramiques dentaires comprennent comme éléments de base ceux des céramiques traditionnelles : les feldspaths et les quartz

3.1.1.1. Le quartz (SiO₂)

Il représente une des formes polymorphiques de la silice. Sa structure est caractérisée par des tétraèdres, avec un atome de silicium relié à quatre atomes d'oxygènes ; chaque atome d'oxygène étant commun à deux tétraèdres.

Sa température de fusion est élevée : 1 700°C

Il constitue la charpente cristalline ou la charge du produit fini. Il lui donne toute sa résistance.

3.1.1.2. Les feldspaths et feldspathoïdes

Les feldspaths sont des aluminosilicates. La présence d'aluminium dans leur réseau explique qu'ils fixent des cations comme le potassium ou le sodium, car l'aluminium est tétravalent. L'orthose est un feldspath potassique et l'albite un feldspath sodique.

Le rapport potassium/sodium (et donc le rapport orthose/albite) a une certaine importance. S'il diminue, la température de fusion de la céramique baisse, et sa viscosité augmente. Et de la viscosité dépend la diffusion et par conséquent, dans une certaine mesure, la dévitrification du verre.

L'orthose augmente la viscosité du matériau à haute température.

Les feldspathoïdes sont des tecto-silicates (comme la leucite), mais ils sont moins riches en silice. La leucite est un composant des opaques céramiques destinée à l'émaillage des métaux à cause de sa forte dilatation entre 0 et 625°C. Cela lui permet de mettre en accord les coefficients de dilatation thermique de la céramique et des alliages.

Les feldspaths et les feldspathoïdes ont pour rôle :

- d'abaisser la température de cuisson des céramiques
- de servir de flux
- de leur structure vitreuse dépend aussi la translucidité du produit fini.

3.1.1.3. Le kaolin ou l'argile

Ce sont des aluminosilicates hydratés résultant d'une réaction d'atmosphérisation des feldspaths. Le kaolin est le plus réfractaire de toutes les argiles.

Sa température de fusion est de 1 800°C

Il a un triple rôle :

- C'est un agent de modelage
- C'est un opacifiant
- Il donne de la rigidité au produit fini par réaction pyrochimique.

3.1.1.4. Les colorants métalliques, oxydes, aluminates, phosphates

On retrouve ces éléments dans les céramiques dentaires afin d'obtenir leurs teintes, soit par dispersion de phases cristallines colorées, soit par l'incorporation d'ions dans le réseau du verre créant des centres colorés. On utilise à cet effet des oxydes de métaux de transition (0.2% à 0.5%) :

- Titane ou bioxyde de titane (TiO₂) ou oxyde de vanadium (V₂O₅) pour le jaune
- Phosphate de fer ou oxyde de nickel pour le gris
- Aluminate de cobalt et oxyde de cobalt (CoO) pour le bleu
- Oxyde ferrique (Fe₂O₃) et oxyde de nickel (NiO) pour le marron
- Chlorure d'or, sels solubles d'or et d'étain, pourpre de cassius, ou encore aluminate de chrome pour le rose
- Argent pour l'orange
- Oxyde de chrome (Cr₂O₃), ou uranium pour le vert.

La teinte dépend des conditions de cuisson. En effet, la coloration peut changer pour un même oxyde selon que celui-ci occupe une position formatrice dans la structure vitreuse.

Ainsi une température de cuisson élevée contribue à pousser le cation en position formatrice de réseau. Le cobalt donne une teinte rose en position modificatrice et une teinte bleue en position formatrice.

Bien que l'incorporation de certains cations ait tendance à stabiliser ces colorants dans une position ou dans une autre (Zn pour les modificateurs, Ti pour les formateurs), on a tendance, dans les céramiques actuelles, à substituer aux oxydes métalliques des oxydes de terre rares qui sont plus stables : Oxydes de Cérium, de Praséodyme, de Dysprosium, de Samarium, etc... Ces oxydes permettent aussi d'obtenir une fluorescence.

3.1.2. Composition chimique (17, 22)

3.1.2.1. La silice (SiO₂)

C'est le composant le plus important (52% à 61%). Elle est caractérisée par une température de fusion élevée, une résistance chimique remarquable, un faible coefficient de dilatation thermique et une viscosité élevée à haute température s'opposant à la dévitrification. C'est le composant majeur de la matrice vitreuse de la céramique, mais il se retrouve également sous la

forme cristalline de quartz en phase dispersée dans le verre. En phase vitreuse, sa caractéristique optique est la transparence.

3.1.2.2. L'alumine

Elle représente 11.5% à 15% et possède une résistance mécanique élevée.

Elle participe à la formation de la phase vitreuse ; elle augmente l'indice de réfraction. Cet oxyde peut-être également présent sous forme de phases cristallines dispersées, notamment dans les céramiques alumineuses.

Sa caractéristique optique est l'opacité, en phase vitreuse elle diminue la translucidité, en phase cristalline, elle favorise l'opacité.

3.1.2.3. Les alcalins et alcalino-terreux

Ils représentent 14% à 17.5%. Ils interviennent dans le sens contraire de la silice et de l'alumine. Leur résistance mécanique et chimique est faible mais ils permettent d'abaisser la température de cuisson. Leur coefficient de dilatation thermique élevé tend à les rapprocher de celui des opaques et des alliages. Ils jouent un rôle dévitrifiant.

3.1.2.4. Les néocéramiques (6% à 15%)

On les retrouve dans la phase cristalline des opaques. Elles servent d'opacifiants et renforcent les qualités mécaniques du matériau.

Elles comportent des oxydes opacifiants : le pouvoir opacifiant d'une phase étant fonction à la fois de la taille des particules et de son pouvoir de réfraction, on utilise en céramique dentaire des oxyde cristallins de métaux tétravalents tels que l'oxyde d'étain, l'oxyde de zirconium ou zircon (ZrO_2), l'oxyde de titane (TiO_2) et l'oxyde de cérium (CeO_2) qui possèdent un indice de réfraction élevé.

Les opacifiants introduits sous forme de phases dispersées dans la matrice représentent 10% en poids des poudres opaques destinées aux céramo-métalliques, avec une granulométrie habituelle s'échelonnant de 20 à 40 nm et des particules additionnelles inframicroscopiques (5%) dans les opaques modernes.

Pour les poudres destinées aux couches de dentine et d'émail, on retrouve certains de ces opacifiants (TiO_2 , ZrO_2 et CeO_2) en plus faible pourcentage (inférieur à 1%) avec une granulométrie plus fine (inférieur à 5 nm).

3.1.2.5. Les fondants (3% à 25%)

L'anhydride borique (B_2O_3) agit comme flux sans diminuer la résistance chimique à la différence des alcalins. De plus, le bore est vitrifiant. On y retrouve aussi des carbonates et de l'oxyde de zinc.

3.1.2.6. Les agents fluorescents

La dent naturelle, comme nous l'avons précisé auparavant, manifeste sous éclairage par ultra violet une fluorescence bleue. La reproduction de ce phénomène est recherchée dans les porcelaines dentaires pour obtenir une identité d'apparence.

La fluorescence peut-être obtenue d'une manière volontaire ou non, par l'incorporation de métaux de transition ou de terres rares.

Les métaux de transition introduits habituellement comme colorants présentent un spectre d'émission en forme de bandes dont le maximum se situe vers 430 nm, ce qui donne une couleur bleue très proche de celle de l'émail. Toutefois l'intensité de la bande diminue rapidement avec l'augmentation de la pureté du matériau. Cette diminution ne modifie pas le spectre de répartition. Par conséquent, la couleur de la fluorescence est indépendante de la variation de nuance.

Les terres rares, utilisées de préférence aux métaux de transition comme agents de coloration en raison de leur grande stabilité, peuvent également servir de luminophores. La fluorescence qui présente un spectre de raies fines est peu sensible à la matrice environnante, ce qui permet de conserver une fluorescence d'intensité relativement constante quelle que soit la couleur de l'échantillon.

Toutefois, lorsque le degré de saturation augmente, la couleur de fluorescence se déplace vers celle produite par le mélange seul de terres rares alors que l'on souhaite la stabilité. Ce sont des oxydes de cérium (Ce^{3+}), de praséodyme (Pr^{3+}), de dysprosium (Dy^{3+}), de samarium (Sm^{3+}) dont la radioactivité est pratiquement nulle. Le luminophore idéal reste donc à découvrir.

3.1.3. Les propriétés optiques des composants chimiques des céramiques dentaires

La porcelaine dentaire est constituée d'une matrice vitreuse dont la caractéristique optique première est une transparence qui ne modifie pas la lumière d'éclairage et à laquelle sont incorporées des phases cristallines, à teneur variable, peu modificatives vis-à-vis de cette même lumière.

Ainsi à partir d'une base transparente, les fabricants peuvent ajouter des éléments modificateurs tels que des dispersants, des opacifiants, des colorants permettant d'approcher de l'identification de la couleur avec la dent naturelle grâce à divers degrés de translucidité et de couleurs.

Il est pratiquement impossible de réaliser un catalogue précis de correspondance de la couleur en fonction de la composition chimique. Toutefois, nous pouvons rappeler l'action des constituants (des oxydes essentiellement) de la porcelaine sur ses propriétés optiques.

Ceux-ci sont classés sous la forme d'oxydes de structure, d'oxydes fondants et modifiants, d'oxydes colorants, d'oxydes opacifiants et de terres rares. Le tableau suivant en donne les caractéristiques.

Familie	Constituant		Fonction		Caracteristiques Optiques					Observations
	Nom.	Formule Chimique	Matrice Vitreuse	Phase Cristalline	Transparence	Translucide	Opacite	Coloration	Couleur	
Les Oxydes de Structure	Silice	SiO ₂	*	*	*	*	*	*		Forte Concentration de 50 à 70%
	Kaolin	Al ₂ O ₃	*	*	*	*	*	*		Concentration < 10% Concentration Forte 10 < c < 40%
Les Oxydes Fondants et Modifiants	de Sodium	Na ₂ O	*	*	*	*	*	*		Concentration de 10 à 17%
	de Potassium	K ₂ O	*	*	*	*	*	*		
	de Lithium	Li ₂ O	*	*	*	*	*	*		
	de Barium	BaO	*	*	*	*	*	*		
	de Calcium	CaO	*	*	*	*	*	*		
	de Magnesium	MgO	*	*	*	*	*	*		
	de Bore	B ₂ O ₃	*	*	*	*	*	*		
Borates de Sodium	Na ₂ B ₄ O ₇	*	*	*	*	*	*			
Les Oxydes Colorants	Anatase	TiO ₂	*	*	*	*	*	*	Jaune	sert aussi d'opacifiant n = 2,52 Influence de la concentration de la matrice vitreuse Concentration de 10 à 17%
	Oxyde Ferrique	Fe ₂ O ₃	*	*	*	*	*	*	Marron	
	de Nickel	NiO	*	*	*	*	*	*	Marron ou Gris	
	de Cobalt	CoO	*	*	*	*	*	*	Bleu	
	de Chrome	Cr ₂ O ₃	*	*	*	*	*	*	Vert	
	de Vanadium	V ₂ O ₅	*	*	*	*	*	*	Jaune	
Les Oxydes Opacifiants	Cassiterite	SnO ₂	*	*	*	*	*	*		n = 2,4 pour couche opaque
	Baddeleyite	ZrO ₂	*	*	*	*	*	*		n = 2,17 pour couche opaque
	Zircon	ZrO ₂ SiO ₂	*	*	*	*	*	*		n = 1,97 pour couche dentine et email
	Anatase	TiO ₂	*	*	*	*	*	*		Tres fort opacifiant car n = 2,52 peut servir de colorant pour couche dentine et email
	Carium	CaO ₂	*	*	*	*	*	*	Orange	
Les Terres Rares	Carium	Ca ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Orange	
		Ca ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore	Luminophore
	Yttrium	Y ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore	
	Praseodyme	Pr ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Vert	Luminophore
	Neodyme	Nd ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Rouge	
	Samarium	Sm ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Rouge	
		Sm ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Jaune	Luminophore
	Europlum	Eu ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Jaune Pale	
		Eu ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Rose Pale	
	Gadolinium	Gd ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore	
	Terbium	Tb ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Rose Pale	
	Dysposium	Dy ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Jaune	Luminophore
	Holmium	Ho ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Jaune	
	Erbium	Er ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Rouge	
	Thullum	Tm ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Vert	
	Ytterbium	Yb ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore	
Lutectium	Lu ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore		
Thorium	Th ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore		
Lanthane	La ⁺⁺	*	*	*	*	*	*	Non Colore		

Fig 3.1 : Tableau Indicatif de fonction et d'action des constituants des céramiques dentaires

3.2. Classification des céramiques dentaires

Il existe actuellement quatre types de céramiques d'infrastructure. Leur mise en forme emploie trois procédés : l'injection sous pression de céramique chauffée, le montage d'une barbotine ou d'une poudre mouillée, ou la conception et la fabrication assistée par ordinateur. Ce dernier procédé peut être aujourd'hui employé avec tous les types de céramiques d'infrastructure. La céramique pressée est une céramique de coulée sous pression ou d'usinage de lingots de céramiques préparées de cette façon. A chacun de ces types de céramiques correspondent une ou plusieurs céramiques cosmétiques possédant un coefficient de dilatation thermique adapté.

Nous étudions ici un type de céramiques d'infrastructure : la céramique renforcée à la leucite.

3.2.1. Ancienne classification (40)

Classification en fonction de leur température de fusion.

On distingue classiquement les céramiques à haute, moyenne et basse fusion, qui se distinguent entre elles par la proportion relative de kaolin, de feldspath et de quartz entrant dans leur composition.

Les céramiques à haute fusion (1280°C-1390°C) sont uniquement réservées à la fabrication des dents artificielles employées en prothèse adjointe.

Les céramiques à moyenne fusion (1090°C-1260°C) sont utilisées pour la réalisation des couronnes jackets cuites sur matrice de platine.

Les céramiques basse fusion (850°C-1065°C) sont destinées principalement aux techniques céramo-métalliques.

3.2.2. Classification actuelle

Cette classification est faite en fonction d'une part, de la nature chimique des céramiques et, d'autre part, selon le procédé de mise en forme. En effet, ces deux éléments déterminent le type de céramique obtenue au final.

LASSERRE & COLL. (27, 28, 29, 30) présentent un graphique récapitulatif, d'après SADOUD & FERRARI, des types de céramiques et de leurs propriétés physiques. (voir 3.2.3)

3.2.2.1. Classification suivant la nature chimique du matériau

Cette classification est effectuée par la nature du constituant principal des céramiques, composé en grande majorité d'oxydes divers.

On va ainsi parler de céramique alumineuse, vitreuse, feldspathique conventionnelle ou enrichie, et de céramique basse fusion.

Les céramiques alumineuses :

La présence d'alumine dans une céramique permet d'obtenir un matériau aux propriétés mécaniques accrues, notamment au niveau de la résistance mécanique alors supérieur à celui des céramiques classiques, d'où un module de résistance à la rupture passant de 77 à 140 MPa.

Les grains d'alumine vont aussi empêcher la propagation des fissures dans le matériau.

Malheureusement l'esthétique des céramiques alumineuses n'est pas exceptionnelle, même si celles-ci restent correctes après un bon glaçage et leur dureté est telle que l'usure des dents antagonistes est bien réelle. C'est pourquoi on s'en sert actuellement comme chape pour des céramiques aux propriétés esthétiques meilleures et au potentiel abrasif plus proche de l'émail dentaire.

La fixation d'une céramique cosmétique sur une céramique alumineuse dépend de son coefficient de dilatation thermique qui doit être compatible avec celui de l'armature.

Les céramiques basse fusion :

Elles ont été créées pour recouvrir les armatures de titane. En effet, le titane à 882° C change d'état, passant de la phase alpha à la phase bêta, ce qui modifie ses propriétés mécaniques. Or les céramiques jusqu'alors employées avaient un seuil de cuisson supérieur à ce palier. Les industriels ont donc développé des céramiques basse fusion pour résoudre ce problème.

Les céramiques basse fusion servent notamment à recouvrir les chapes de céramiques alumineuses.

Lors de la fabrication du matériau, ces céramiques subissent déjà une cuisson et une trempe à l'eau, permettant la réduction de la matière en une poudre de dimension quasi colloïdale. Cette poudre sert ensuite à la confection des surfaces esthétiques, lors d'une seconde cuisson pour la mise en forme de la prothèse. La température de fusion, comme nous l'avons précédemment expliqué, dépend de la composition de la céramique.

Cette cuisson peut également modifier la structure du matériau. En effet, la phase cristalline dispersée dans la phase vitreuse voit la solubilité dans cette dernière varier avec la durée des paliers de cuisson, pouvant même disparaître totalement. La phase cristalline est constituée de leucite c'est-à-dire d'un silicate double d'aluminium et de potassium.

Ces céramiques basse fusion, théoriquement moins résistantes par leur teneur en oxyde alcalin et plus solubles, sont néanmoins fréquemment employées, notamment pour les reconstitutions céramo-métalliques, car leur cuisson est possible dans un four classique, plus fiable et moins onéreux.

Il existe différents types de céramiques basse fusion. Pour abaisser le point de fusion, on augmente le pourcentage d'ions alcalins. Celui-ci ne doit pas dépasser 20 % car au-delà, le délitement des ions alcalins est très important. L'apparition de la LFC, qui est une céramique monophasée, a été obtenue par introduction du groupe -OH par traitement hydrothermal dans le réseau vitreux. La résistance mécanique initiale élevée de 110 N/m² est accrue par

renforcement dans le milieu buccal où elle atteint 160 N/m². Une meilleure résistance à la flexion est également obtenue, après hydrolyse, par formation d'une couche superficielle riche en groupes -OH qui protège la céramique des altérations futures de surface.

Les céramiques feldspathiques :

Il en existe deux types :

Les traditionnelles : elles sont classiquement employées pour l'émaillage des infrastructures en métal ou en céramique.

Les nouvelles générations : elles ont une haute teneur en leucite, ce qui induit une utilisation en tant que reconstitutions «tout céramique». Leur coefficient de dilatation thermique contre-indique l'utilisation d'un support métallique.

On les emploie en montage classique sur un revêtement approprié ou par injection. Elles portent alors le nom de céramique pressée. Par exemple : IPS-Empress, Optec, Carrara Press, HeraCeram Press.

HeraCeram Press est une exception car le feldspath est remplacé par un verre de quartz entièrement synthétique. Toutefois elle reste une céramique enrichie à la leucite, c'est pourquoi nous la classons dans cette catégorie.

Les vitrocéramiques : ces céramiques ne sont plus beaucoup utilisées

Comme leur nom l'indique, elles se présentent à l'état de verre. Les traitements que ces vitrocéramiques subissent, les conduisent à ne plus comporter de porosité et à avoir une phase cristalline homogène.

La mise en oeuvre des vitrocéramiques se fait par la technique de fonderie à la cire perdue, suivie d'une céramisation par traitement thermique, et puis d'une application par addition en surface de couches successives de verre coloré.

Les procédés Dicor et Cerapearl emploient cette méthode.

Le procédé DICOR : ce sont les travaux d'ADAIR et GROSSMAN en 1977 qui sont à l'origine de ce procédé. Le matériau est composé de silice, de multiples oxydes : de potassium, de magnésium, d'aluminium et de zirconium, mais aussi de fluorure de magnésium, catalyseur de germination, favorisant la coulabilité et la fluidité du verre en fusion.

Le procédé CERPEARL : HOBOS et IWATA en 1985 ont mis au point ce procédé. Semblable à son précurseur DICOR, il est composé de silice, de magnésie, d'oxyde de calcium et de phosphore, ainsi que de fluorure de calcium (catalyseur de germination). Après élaboration on se retrouve avec une structure proche de l'hydroxyapatite de l'émail. Les oxydes et les fluorures de calcium augmentent la fluidité et la coulabilité. Le fluorure de calcium permet la formation de fluoroapatite anticariogène.

3.2.2.2. Classification suivant le procédé de mise en forme

La mise en oeuvre

Il existe quatre procédés de mise en forme de céramiques dentaires, car toutes les céramiques, en raison de la nature de leurs composants, ne peuvent pas être dirigées selon une seule et même méthode.

La technique de la barbotine :

Montage de la céramique par stratification «couche par couche» : la poudre de céramique est mélangée avec de l'eau et mise en forme pour la cuisson (In-Ceram).

La céramique coulée :

Dans un premier temps, le principe repose sur la réalisation en cire de la pièce prothétique. Elle sera mise en moufle pour procéder au remplacement de la cire par la céramique. La pièce coulée est à l'état vitreux nécessitant alors un traitement thermique pour permettre au matériau d'obtenir ses propriétés mécaniques.

La céramique pressée

Une pièce en cire étant conçue et mise en moufle, la coulée de la céramique se fait dans un four sous pression hydrostatique à partir de plots en vitrocéramique précéramisés et de teinte adaptée.

La céramique usinée

Il s'agit de la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO ou CAO/FAO) (Procera, Zircone).

Soit au laboratoire : une empreinte est numérisée avec un scanner à partir d'un modèle en plâtre. Cette image scannée est convertie en une pièce prothétique à partir de plots préfabriqués par une machine-outil perfectionnée.

La pièce est ensuite cuite pour une meilleure résistance à l'usure et pour une meilleure stabilité dimensionnelle.

Soit au cabinet : une empreinte optique permet de connaître les limites de la reconstitution directement au fauteuil. Les informations sont analysées par ordinateur. Une machine-outil enclenche le fraisage d'un cube de céramique industrielle jusqu'à l'obtention de la pièce prothétique prête à être scellée en bouche.

La céramique stratifiée

Il s'agit de la méthode de mise en place de la céramique cosmétique. A l'aide d'un pinceau, le prothésiste sculpte la couronne en ajoutant de la poudre de différentes teintes mélangée avec de l'eau.

Trois gammes de porcelaine dentaire permettent d'obtenir un certain mimétisme avec la dent naturelle : la céramique opaque, la céramique dentine et la céramique incisale. Il existe différents types de céramiques cosmétiques suivant la chape sera utilisée. De ce fait chaque fabricant propose généralement des céramiques adaptées à son infrastructure.

3.2.3. Récapitulatif

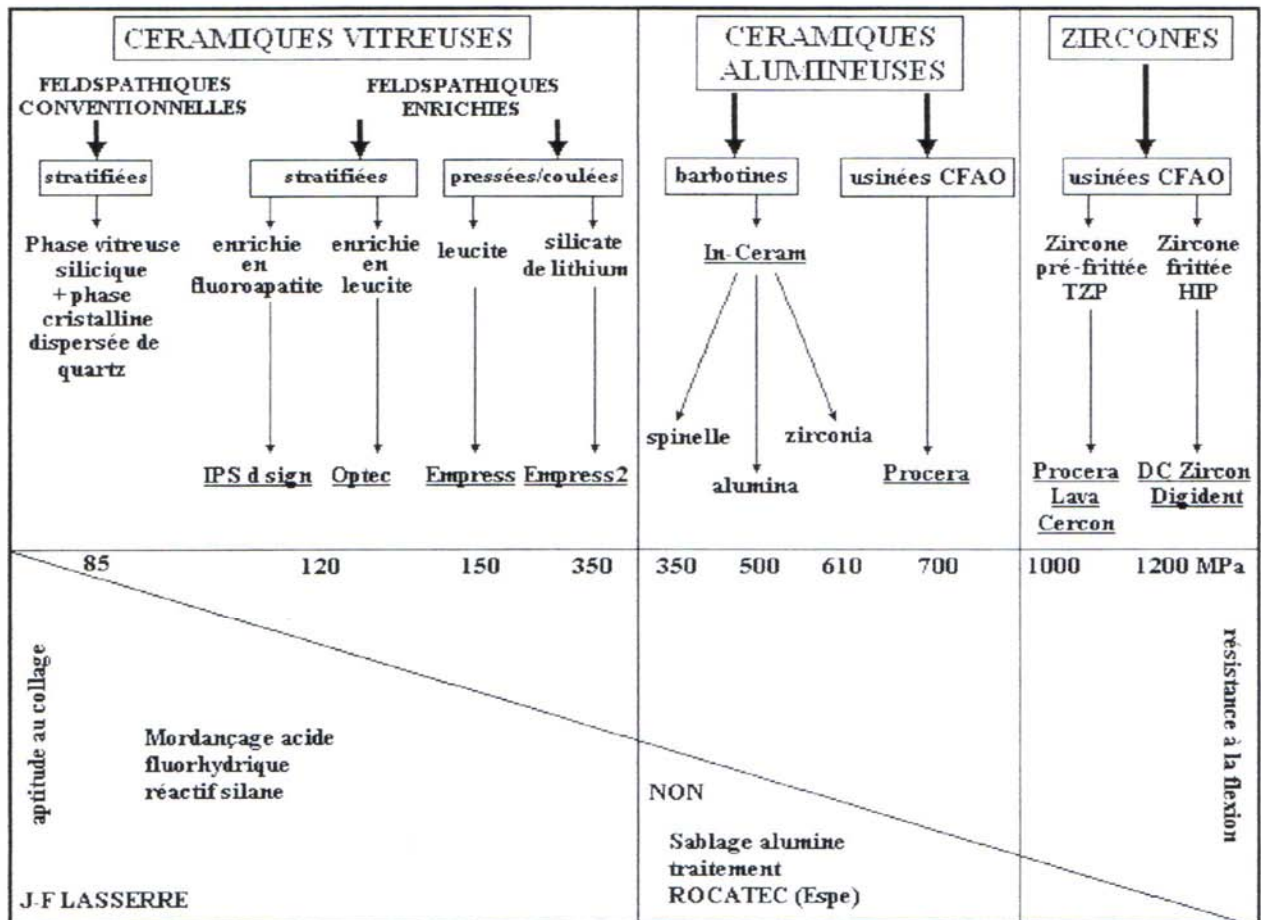


Fig. 3.2 : Système céramo-céramique

Grâce à ce tableau on distingue aisément qu'il existe deux types de céramiques, les céramiques vitreuses biphasées et les céramiques cristallines, pour être respectivement utilisées en tant que céramique cosmétique et céramique d'infrastructure.

Cependant, il existe une exception à cette règle, c'est pour le cas des céramiques renforcées à la leucite comme HeraCeram Press. Cette céramique peut-être obtenue soit avec de la céramique pressée, soit avec de la céramique usinée. Elle peut s'utiliser dans un but esthétique pour les facettes, les inlays/onlays et même pour une couronne unitaire (cet élément serait juste maquillé). Ceci justifierait son appellation de cosmétique. Cependant, elle est également utilisée pour la réalisation des infrastructures de couronnes et même pour la réalisation de couronnes. Cette céramique aurait donc un double emploi. D'autre part, sa composition lui confère une certaine translucidité et lui permet d'être collée. Ceci en fait donc une céramique idéale pour la réalisation d'inlays/onlays. C'est pour cela que nous allons étudier ce type de céramique.

3.3. Contexte d'emploi d'une céramique renforcée à la leucite

3.3.1. Classification

REKOW précise que ce type de céramique est renforcé par des cristaux de leucite à hauteur de 40 à 50 % pour Empress par exemple. Les cristaux de leucite augmentent la solidité et la résistance à la fracture de la matrice vitreuse feldspathique. HeraCeram Press est mise en forme selon une technique dite pressée. Cette céramique permet la création de prothèses très solides sous forme de blocs monolithiques.

Sous le nom de céramiques renforcées à la leucite, on retrouve les céramiques à matrice vitreuse et phase cristalline dispersée. La technique artisanale de la cire perdue est employée dans ce système.

Sa qualité constante assure des valeurs physiques stables aux restaurations. Cette base est utilisée soit brute et recouverte ensuite d'un maquillage de surface, soit recouverte d'une céramique cosmétique ayant un coefficient de dilatation thermique adapté.

Différents brevets existent pour ce type de céramique dite pressée. Signalons le système IPS-Empress chez Ivoclar Vivadent, le système Carrara Press chez Elephant Dental, le système Optec de chez HSP, le système Finesse All-ceramic de chez Dentsply et le système HeraCeram Press de chez Heraeus Kulzer.

L'emploi de plus en plus prépondérant de l'informatique dans tous les domaines de l'industrie, a conduit à la réalisation de prothèses par CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) ou CAD/CAM. L'usinage remplace les techniques conventionnelles de coulée. Ainsi des systèmes récents proposent non plus une vitrocéramique pressée renforcée à la leucite, mais une vitrocéramique renforcée à la leucite destinée à l'usinage : chez Ivoclar Vivadent le système IPS-Empress CAD, chez Kavo le système Everest G-Blank ou encore le système Mark II chez Vita Zahnfabrik.

Ainsi, deux techniques existent pour la mise en oeuvre des céramiques renforcées à la leucite. La technique de la cire perdue avec injection du lingotin sous pression, ou celle de l'usinage CAD/CAM d'un plot de céramique préfabriquée.

Ivoclar Vivadent décline donc son produit IPS-Empress dans les deux versions : IPS Empress esthétique pour la technique pressée, et IPS Empress CAD pour la technique informatisée.

3.3.2. Comparatif de céramiques renforcées à la leucite

Durant la procédure d'élaboration, les cristaux de leucite, de quelques microns, répartis régulièrement, ressortent directement de la phase vitreuse amorphe. Lors de la fabrication des blocs, le semi-produit sous forme de poudre est pressé en blocs de façon entièrement automatique, ce qui garantit un maximum d'homogénéité. La différence de coefficient de dilatation thermique entre la phase vitreuse et la phase cristalline (leucite) engendre lors du refroidissement, après le frittage, des tensions au niveau de la phase vitreuse. Ce mécanisme conduit à une augmentation de la résistance garantissant à la céramique de bonnes capacités de flexion (ex : elles ont une résistance à la flexion qui avoisine les 160 MPa).

Les composants essentiels des céramiques renforcées à la leucite sont pour moitié au moins du SiO₂ puis du Al₂O₃, du Na₂O, du K₂O, du CaO et des pigments.

La répartition de ces éléments en pourcentage du poids total varie suivant les fabricants ainsi que les propriétés mécaniques de ces céramiques.

Système Carrara Press :

Le système Carrara est composé d'une infrastructure Carrara Press Core et d'une céramique cosmétique Carrara Vincent qui présente une surface résistante à l'eau ne se dissolvant pas et ayant des caractéristiques proches de celle de l'émail des dents.

Système IPS-Empress :

LOBAUHER et COLL. (38) précise qu'IPS-Empress est composée d'un verre de silice comportant 60 % du mélange K₂O-Al₂O₃-SiO₂ et de leucite. Cette dernière constitue la majorité de la phase cristalline (40 % en volume) avec des cristaux de 1 à 3 µm.

Selon le fabricant (26), le système IPS Empress est employé depuis de nombreuses années et le recul clinique est assez important (plus de 33 millions de restaurations réalisées à ce jour), démontrant une bonne efficacité du système. Il est devenu une référence pour les restaurations unitaires, anatomiques et hautement esthétiques.

Il est indépendant de la technologie de mise en oeuvre.

Composition :

-Blocs IPS Empress CAD : SiO₂, Al₂O₃, K₂O, Na₂O, CaO et d'autres oxydes, pigments.

-IPS Empress Esthetic Veneer: SiO₂, Al₂O₃, K₂O, Na₂O, CaO et d'autres oxydes, pigments.

Avec les nouveaux blocs IPS Empress CAD, on peut usiner les restaurations dans l'unité Cerec Sirona et en même temps profiter des avantages du système IPS-Empress. Les restaurations unitaires hautement esthétiques en «tout céramique», comme les inlays/onlays, couronnes et facettes, peuvent être réalisées en toute quiétude au fauteuil avec les blocs IPS Empress CAD.

Système HeraCeram Press (53)

Ces dernières décennies ont connu un fort développement des céramiques feldspathiques. Cela impliquait plus de pots dans le laboratoire et de nouvelles appellations pour des céramiques de même nature, afin d'obtenir des effets d'opalescence, de luminescence et de fluorescence par stratification.

Ayant constaté les limites du développement de ces céramiques, Heraeus a mis au point un nouveau matériau synthétique.

Le but premier : simplifier les techniques déjà complexes existantes, et permettre au céramiste de maîtriser facilement le matériau sans passer des heures à créer des effets de translucidité, d'opacité et d'opalescence.

Heraeus, premier fabricant mondial de verre de quartz, notamment utilisé pour fabriquer des câbles de télécommunications à fibres optiques, s'est servi de son expérience et de sa maîtrise du sujet pour réaliser un type particulier de verre de quartz synthétique et concevoir une céramique proche de la nature, produisant les mêmes interactions avec la lumière visible et ultraviolette. HeraCeram est le fruit de ses recherches. Il laisse circuler la lumière et peut être ainsi utilisée pour créer des effets naturels.

Combinée avec les nombreuses teintes et poudres de Matrix, il permet des techniques de montage élaborées telles que des caractérisations internes.

L'originalité de cette céramique synthétique vient du fait que le composant de base traditionnel, le feldspath, a été remplacé par du verre de quartz d'une pureté exceptionnelle et produit synthétiquement.

Contrairement à la plupart des céramiques feldspathiques, qui nécessitent des ajouts à l'opalescence ou à la fluorescence, la base utilisée pour créer la HeraCeram procure une opalescence et une fluorescence naturelle.

Issus de la même composition et du même processus de fabrication que l'HeraCeram, les lingotins HeraCeram Press en céramique pressée présentent un coefficient d'expansion thermique correspondant à l'HeraCeram.

L'élément essentiel et le vecteur important des caractéristiques de la céramique sont le verre de quartz (SiO_2). Pour donner à HeraCeram des propriétés mécaniques, thermiques et optiques éminentes, Heraeus Kulzer a profité de synergies au sein de son groupe et a eu recours à la compétence en matière de matériaux des travaux de sa société soeur Heraeus Quarzglas.

Les capacités du verre de quartz de Heraeus :

La récente mise au point du verre de quartz PyroSYG apporte à HeraCeram :

- Une transparence inégalée
- Une très grande pureté
- Une grande stabilité lors des changements de température
- Une unité, une qualité constante et une reproductibilité
- Une structure de leucite stable qui rend superflu le refroidissement lent et cyclique habituel des alliages spécifiques.

La conséquence : HeraCeram est robuste, très tolérante et mène à des résultats esthétiques et naturels pour une dépense minimale.

Et surtout la méthode de cuisson est extrêmement simple.

La structure de la leucite de HeraCeram est stabilisée par un procédé de fabrication innovant. Par ce moyen, le coefficient d'expansion thermique ne varie pas, même en cas de cuissons répétées. Le coefficient d'expansion thermique est réglé de sorte que le refroidissement lent des alliages spécifiques ne soit plus nécessaire.

HeraCeram Press est un céramique pressée utilisable dans le but de réaliser soit des infrastructures qui seront recouvertes ensuite de céramique HeraCeram par stratification, soit des éléments prothétiques anatomiques à maquiller directement.

Indications :

- Facettes
- Inlays/onlays
- Couronnes du secteur antérieur
- Couronnes prémolaires
- Couronnes molaires (en technique de maquillage)

Contre-indications :

- Armatures de bridge
- Préparations très sous-gingivales
- Patients présentant des parafonctions (ex : bruxisme)
- Sur des dents résiduelles extrêmement abrasées

3.4. Conclusion

Grâce à l'étude des céramiques en général, nous pouvons aisément nous rendre compte qu'il n'existe qu'un seul type de céramique adapté à la réalisation d'inlays/onlays. Il s'agit des céramiques renforcées à la leucite. En effet, leur phase vitreuse leur permet d'être collées et leur confère une certaine translucidité. D'autre part, leur enrichissement à la leucite leur donne une résistance à la traction suffisante pour la réalisation d'inlays/onlays.

De plus, des progrès dans la fabrication du verre de quartz ont conduit à une nouvelle génération de céramiques entièrement synthétiques, évitant les défauts des céramiques feldspathiques ou à base de silicates.

Celle-ci offre ainsi des caractéristiques optiques excellentes, plus de solidité, une manipulation facile, simplifiant la fabrication et améliorant la fonctionnalité.

Les cycles de cuisson sont les mêmes pour les céramo-métalliques, la céramique pressée et la céramique stratifiée. Ces trois céramiques peuvent donc être cuites ensemble. Cela permet de faciliter la mise en œuvre.

C'est pour cela que notre étude s'est portée sur HeraCeram Press.

4. Les résines composites

4. Les résines composites

4.1. Définition

Terminologie : un composite est une substance physique composée d'au moins deux constituants dont l'association lui confère des propriétés supérieures à celles des composants pris individuellement.

Composites dentaires : les composites dentaires répondent aux propriétés générales des composites.

Une résine composite dentaire est un matériau d'obturation composé de deux phases distinctes liées entre elles, et dans lequel une phase dispersée (ou charges) complète les propriétés d'une phase continue (ou matrice).

Nous trouvons :

- Une phase continue constituée par une matrice organique (polymères), laquelle représente entre 30 et 50 % du matériau.
- Une phase dispersée (charges), celle-ci constituée de particules minérales de formes et de granulométrie variables en « suspension » dans la phase continue.
- Un agent de liaison permettant le couplage résines/charges. La qualité de cet agent de liaison influence directement les propriétés mécaniques du matériau. (11)
- Des adjuvants permettant d'influencer la réaction de polymérisation (initiateurs, catalyseurs, accélérateurs...) ou intervenants dans les propriétés optiques du matériau (47).

La composition de cette résine composite consiste en des monomères, des charges minérales silanisées et organiques, des initiateurs, des stabilisateurs et des pigments. Les monomères sont essentiellement des diméthacrylates de haut poids moléculaire, donc de très haute viscosité les rendant impropres à l'utilisation clinique. Il est donc nécessaire d'y associer des diluants pour abaisser la viscosité.

La réaction de prise est une polymérisation qui implique la libération de radicaux libres qui provoquent l'ouverture des doubles liaisons du groupe vinyle des monomères diméthacrylates. (5)

4.2. Les différentes générations de composites qui se sont suivies

4.2.1. Les composites de première génération

En 1962 BOWEN et LEE mettent au point la première résine composite. Le principe de base est l'utilisation de polymères comme matrice organique associée à des charges minérales.

Ce type de composite a souvent été référencé sous le terme de conventionnel ou traditionnel.

Le polymère utilisé est un diméthacrylate aromatique complexe (Bis GMA), produit de réaction du bisphénol A glycidyl méthacrylate (33), alors que la charge est constituée de

macroparticules inorganiques de quartz pouvant aller jusqu'à 100 microns et dont la charge volumétrique se situe entre 60 et 70 %. (55)

Les composites unimodaux sont à charge anguleuse. Ces charges représentent 60 à 80 % du poids. La taille des particules est en moyenne de 8 µm à 12 µm et peut aller jusqu'à 40 µm.

La cohésion de l'ensemble est assurée par un agent de liaison, le vinylsilane. (CAMUS et COLL.)

De par sa composition faite de deux phases (inorganique et organique), le matériau fut identifié comme un composite. Cela est confirmé d'un point de vue scientifique car l'ensemble des propriétés des matériaux est supérieur aux propriétés des composants pris séparément.

La résistance à l'usure, due à la taille des particules, est très importante et se répercute sur la dent antagoniste. Le pourcentage en poids, bien que moins révélateur des propriétés du matériau que la fraction volumique, est de 40 à 60 %, mais la séparation des charges est telle qu'ils sont plus résistants à l'abrasion et aux problèmes d'usure.

Difficiles à polir, esthétiquement peu satisfaisants, les composites macrochargés ont été abandonnés. Toutefois ils sont à l'origine de l'ensemble des composites actuels.

4.2.2. Les composites de deuxième génération

L'ensemble des travaux menés depuis BOWEN, a conduit à des modifications :

- des composants et de leur taille,
- du mode d'adhésion chimique ou mécanique,
- du mode de polymérisation : composites chémo-polymérisables et composites photopolymérisables.

4.2.2.1. Modification des composants et de leur taille

Ces composites sont aussi appelés composites conventionnels modifiés. Tout en gardant un pourcentage volumétrique semblable aux composites de première génération, ils possèdent d'une part, des particules de charges à la taille fortement réduite, aux environs de 8 µm et, d'autre part, un pourcentage de microparticules de silice de 0,04 microns. Leur résistance à la compression et à l'usure est à peine égale à celle de leurs prédécesseurs, mais certains d'entre eux ont adopté une résine de base modifiée, le di-uréthane et sont chémo ou photopolymérisables. (55)

4.2.2.2. Mode de polymérisation

C'est en 1942 que le processus de polymérisation à froid a été inventé. Dans un premier temps, la polymérisation est activée par le mélange de deux composants constituant le composite. C'est la chémo-polymérisation. Puis en 1973 ont été présentés les premiers matériaux plastiques dont la polymérisation pouvait être activée par un rayonnement, entamant l'ère de la photopolymérisation.

La réaction de polymérisation se décompose en trois phases :

- Une phase d'initiation générée par l'amorceur,
- Une phase de propagation correspondant à l'établissement du polymère,
- Une phase de terminaison qui correspond à la désactivation des radicaux libres.

Les composites chémo-polymérisables.

Ces matériaux se présentent soit sous la forme de deux pâtes, soit sous la forme d'une pâte et d'un liquide. L'un des composants contient un initiateur, le peroxyde de benzoyl et dans l'autre se trouve une amine tertiaire aromatique accélératrice. La combinaison des deux va aboutir à la formation de radicaux libres qui vont initier la polymérisation de la résine.

Les composites photopolymérisables

Ce sont des matériaux dont la polymérisation va être initiée par la lumière. Dans un premier temps les rayons U.V. furent utilisés, puis ils furent abandonnés au profit de la lumière du spectre visible. Ils se présentent sous la forme d'un seul monocomposant contenant un système initiateur. Celui-ci est composé d'une dicétone et d'une amine tertiaire. La dicétone photosensible absorbe les radiations lumineuses de longueurs d'onde d'environ 470 nm. La dicétone, une fois excitée par la lumière, va se combiner avec l'amine tertiaire et former ainsi un complexe qui va initier la polymérisation de la résine.

Il existe aussi un troisième type de composites, dits composites «duals» dont le processus de polymérisation fait à la fois appel à la chémo et à la photopolymérisation. Le système photosensible va initier la polymérisation alors que le processus chimique va le compléter. Ce type de composites se présente donc sous forme de deux pâtes conditionnées séparément.

La photopolymérisation obéit à un protocole qui suit des conditions de polymérisation rigoureuses :

- La longueur d'onde de la source lumineuse doit couvrir la bande d'absorption de l'activateur qui se situe généralement entre 350 nm et 550 nm, avec une intensité maximale aux alentours de 480 nm pour les photo-activateurs par lumière blanche.
- Cette source lumineuse doit être placée à une distance maximum de 5 mm du matériau et à la perpendiculaire de la surface à polymériser.
- L'épaisseur maximale de la couche polymérisée ne doit pas dépasser 2 mm.

Des études de YEARN J. ont montré qu'au-delà de 2 mm, la polymérisation n'était pas complète. Cela se traduit par une diminution des propriétés physiques et mécaniques. Cela implique que le taux de conversion n'est pas optimum. Par exemple à 3mm, le composite perd 50% de la dureté obtenu à 2mm.

Il faut tenir compte, lors de la polymérisation d'une résine composite, de plusieurs inconvénients majeurs, notamment le retrait de prise et une conversion incomplète des monomères.

4.2.3. Les composites de troisième génération

C'est en 1979 que les composites de troisième génération apparaissent afin de corriger les principaux défauts des générations précédentes, notamment un rendu esthétique insatisfaisant, une résistance à l'attrition et à l'abrasion faible ainsi qu'un polissage difficile et de mauvaise qualité diminuant leur esthétique et leur pérennité. L'ensemble de ces inconvénients a poussé la communauté scientifique à mettre au point des composites de troisième génération ou composites microfins.

4.2.3.1. Les composites microfins

La principale modification apportée aux composites précédents est la nature submicronique, des particules de charges, dont la taille moyenne est de 0,04 microns (au lieu des 40 microns des composites de première et deuxième générations).

Cette taille de particules ne peut être obtenue par un simple broyage traditionnel. Elle se fait par hydrolyse et précipitation à haute température de particules d'oxyde de silice, d'où leur nom d'oxyde de silice hétérogène ou pyrolytique. La faible taille des particules améliore considérablement l'esthétique et le poli de cette nouvelle génération de composites. Les particules, de dimensions 10 fois inférieures à la longueur d'onde de la lumière visible, deviennent indétectables et se confondent visuellement dans la masse du composite. (54, 26)

N.B. : les longueurs d'onde du visible sont comprises entre 400 et 800 nm, c'est-à-dire entre 0,4 et 0,8 μm . Or, les particules sont de taille de 0,04 μm soit 10 fois inférieure à la plus faible longueur d'onde visible.

Si le rendu esthétique a très nettement progressé, le rapport volume / surface des particules est si élevé qu'il interdit une incorporation massive de charges dans le composite sous peine d'en voir la viscosité trop élevée pour un usage dentaire. Par ailleurs, l'augmentation du pourcentage de résine matricielle entraîne des modifications des propriétés des matériaux :

- Coefficient d'expansion thermique cinq fois plus élevée que pour les composites normalement chargés (65 au lieu de 25),
- Rétraction de prise trois fois plus élevée (1,6 au lieu de 0,5). (54)

C'est la firme VIVADENT qui la première a réussi à augmenter le volume de charge par une succession d'étapes qui aboutissent à l'incorporation de deux substances dans la composition des composites :

- Une phase organique, la résine
- Une phase inorganique, la silice pyrogène.

De nombreuses recherches ont abouti à la création de plusieurs types de composites dont la nature et la taille des composants varient.

4.2.3.2. Différents composites de troisième génération

Les charges de ces composites sont des particules de silice amorphe. Quatre groupes différents ont été développés pour augmenter au maximum la proportion de charges, tout en permettant une manipulation clinique acceptable :

Les composites microfins homogènes :

Les particules de microcharge sont directement incorporées dans la matrice résineuse. Composés exclusivement de particules d'oxyde de silice, ces composites sont non commercialisés et ne servent qu'à des buts expérimentaux.

Les composites microfins hétérogènes :

Ils sont composés de particules d'oxyde de silice et de particules prépolymérisées. Une résine microchargée ayant une charge pondérée optimale est polymérisée, puis broyée afin d'obtenir des particules ayant une taille pouvant aller jusqu'à 80 μm . Ces particules prépolymérisées sont alors incorporées dans une nouvelle résine contenant des particules de microcharges supplémentaires, il en résulte des proportions de charges améliorées et une contraction de polymérisation réduite.

Ils présentent les caractéristiques suivantes :

- La résine de base est soit le Bis-GMA, soit le di-uréthane
- Ils sont chétopolymérisables ou photopolymérisables
- Leur résistance à la compression est de 335 MPa
- Ils ont une résistance à l'usure élevée
- Ils présentent un module d'élasticité nettement plus faible que les composites microfins homogènes.

Les composites microchargés peuvent être composés de particules sphériques prépolymérisées : des particules sélectionnées par taille permettent un remplissage optimal.

Les composites hybrides simples ou complexes.

Ils représentent la catégorie la plus utilisée de nos jours. On distingue deux types :

Les composites hybrides simples caractérisés par leur charge composée d'une part, de particules traditionnelles et d'autre part, de particules d'oxyde de silice. Il existe des sous-groupes de composites hybrides simples en fonction du pourcentage volumétrique des charges.

Les composites hybrides complexes sont caractérisés par la diversité des charges qui les constituent. On trouvera aussi bien des particules conventionnelles de petite taille que des particules d'oxyde de silice, des particules prépolymérisées en copeaux ou des particules prépolymérisées sphériques ou encore anguleuses.

Dans les composites picochargés complexes à particules agglomérées, les particules micros chargées en silice SiO_2 sont ajoutées à une masse poreuse, puis sont broyées pour former de grosses particules agglomérées d'oxyde de silice allant jusqu'à 25 μm ; celles-ci sont incorporées dans la résine non polymérisée avec d'autres particules micros chargées. On peut obtenir des charges organiques contenant jusqu'à 75 % en poids par la combinaison de particules prépolymérisées avec des complexes de charges agglomérées. L'incorporation

d'ytterbium ou de zirconium peut augmenter la radio-opacité, mais la plupart des composites picochargés sont au départ radio-transparents. Ils se rapprochent des composites actuels.

Quels que soient les types de composites hybrides, ils possèdent des caractéristiques communes telles que :

- La radio-opacité de par leurs charges inorganiques constituées de verre de métal (Barium),
- La résine de base est indifféremment du Bis-GMA ou du di-uréthane,
- Ils sont photopolymérisables pour la plupart,
- Leur résistance à la compression est d'environ 350 MPa (supérieure à 400 pour certains),
- Leur résistance à l'usure est de 5 à 10 fois supérieure selon les composites par rapport à celle des composites de première génération.

Une étude in vivo et in vitro sur 36 mois a montré que l'usure des composites de première génération pouvait atteindre 450 microns alors qu'elle n'atteint que 60 à 100 microns pour les composites hybrides. (56)

4.2.4. Les composites actuels

En modifiant les charges et la résine matricielle, les scientifiques ont aussi modifié les propriétés des nouveaux composites. Ceci a permis d'élargir le domaine d'utilisation de ces matériaux.

Le laboratoire 3M, en 1982, a proposé un composite pour restauration postérieure (le P 10). La charge minérale est très élevée (86 %). La faible quantité de résine rend le coefficient d'expansion thermique proche de celui de la dentine. Les charges minérales sont de trois tailles différentes : (56)

- 10 à 15 μm à concurrence de 12,5 %
- 1 à 10 μm à concurrence de 60,5 %
- < 1 μm à concurrence de 27 %

Ce type de matériau présente une résistance à l'abrasion et à la compression satisfaisante pour permettre des restaurations de classes I et II. (CAMUS et COLL.)

Depuis, de nouvelles recherches ont abouti à l'élaboration de nouveaux produits :

Les résines composites hybrides :

Elles sont probablement les résines composites les plus utilisées. Elles sont composées d'une combinaison variable de macrocharges et de microcharges, se distinguant par la proportion et la distribution des particules de tailles diverses.

Ces composites constituent les premiers systèmes bimodaux, comportant des microcharges de silice colloïdale de l'ordre de 0,04 μm et des charges de verre dont la taille est comprise entre 1 μm et 30 μm .

Leur taux de charges peut atteindre 80 % du poids. Ces résines sont indiquées pour les reconstitutions de dents postérieures, néanmoins leur résistance à l'usure est plus faible que celle les amalgames.

Les composites hybrides de dernière génération sont encore indiqués dans la reconstruction de dents postérieures.

Les composites microhybrides :

Ils sont le fruit de nombreuses années de recherches dans le but de remplacer les amalgames. Présentant un fort taux de charges (50 % à 70 % en volume), ils sont également bimodaux. Ils sont composés de microcharges de silice colloïdale de 0,04 µm et de charges de verre adouci, mieux réparties et de taille plus réduite (0,1 µm à 3 µm), offrant une meilleure résistance à l'usure. Ils sont indiqués pour tous les types de restaurations en méthode directe, ce qui leur vaut d'être encore appelés composites universels.

Les recherches les plus récentes ont permis d'aboutir à des composites microhybrides dotés d'un fort potentiel esthétique, avec des teintes translucides et des teintes «dentine» plus opaques dont l'effet est optimum lorsqu'ils sont utilisés avec la technique de stratification (12).

Les composites nanochargés :

Certains fabricants commencent à développer des composites faisant appel à la nanotechnologie.

Comme pour toutes les nouvelles techniques, les données fournies par les fabricants ainsi que par la littérature sont limitées. Étant donnée la grande diversité des méthodes et surtout celle des molécules, différentes approches sont regroupées dans cette catégorie :

- Certains composites ont une structure comparable aux composites microchargés, tout en possédant les caractéristiques mécaniques des composites hybrides. Ceux-ci pourraient être qualifiés de composites nanochargés.
- D'autres composites pourraient être répertoriés comme nanohybrides avec une structure de composites hybrides dont les microcharges sont remplacées par des nanocharges.
- D'autres résines encore, présentent une structure complexe de composites hybrides avec une composition de nanoparticules, des microcharges et des charges organiques de prépolymères : on peut donc les classer dans la catégorie des nanohybrides complexes.

Il semble que la nanotechnologie apporte des améliorations significatives aux composites. Les considérations théoriques sont confirmées par les bons résultats des tests in vitro et lors des premières études cliniques.

La faible dimension des charges (dimensions inférieures aux longueurs d'onde visibles) permet d'améliorer l'esthétique, l'état de surface, le polissage et la résistance à l'usure. Le comportement spécifique des nanoparticules sur le plan de la viscosité des mélanges résines – charges autorise une augmentation significative du pourcentage des charges. Ceci permet de diminuer la rétraction de prise et d'améliorer les propriétés mécaniques et physiques. La création de liaisons entre la phase inorganique et la phase organique permet l'amélioration de la cohésion entre les phases (61).

Les composites à charges hétérogènes ou «condensables» :

Des charges de verre plus volumineuses ou des fibres contenant des particules sphériques de borosilicate sont incorporées afin d'augmenter les propriétés mécaniques et d'obtenir une viscosité telle que ces matériaux deviennent condensables, s'approchant ainsi de la sensation clinique de mise en place des amalgames par foulage.

Ces composites sont composés d'une résine diméthacrylate et de charges qui sont des particules fibreuses, poreuses ou irrégulières, présentes à hauteur de 66 à 70 %. Les interactions entre les particules sont responsables du module d'élasticité très élevé. On peut citer pour exemple le composite Pyramid (laboratoire Bisico) qui possède un module d'élasticité égal à 15,8 en milieu humide et à 60 en milieu sec (1). Recommandé pour les obturations de classe I, II et IV, il possède une faible rétraction de prise et une faible usure (3,5 µm par an). Cependant une étude récente menée par MOLINARO J. D. met en évidence une dureté des composites condensables inférieures à celle des amalgames. (37) De plus les études récentes menées par ABE et COLL. (1) tendent à montrer que les qualités rhéologiques des composites dits packables pourraient ne pas être supérieures à celle des composites plus traditionnels. (1)

Les composites à charge hétérogène ou «condensables» sont indiqués dans la réalisation de restauration postérieure, comprenant la reconstitution de points de contacts et de crêtes marginales (39).

Les composites « flow »

Ce sont des composites photopolymérisables à basse viscosité. Ils sont recommandés dans les cas de lésions cervicales, de restaurations pédodontiques et dans les cas de restaurations au niveau des zones de faible stress occlusal. La phase continue est constituée de diméthacrylate et les charges sont des particules inorganiques de taille allant de 0,7 à 3 µm. Ces charges présentent un pourcentage volumique compris entre 42 % et 53 %. Ce faible pourcentage de charges entraîne une contraction de polymérisation élevée et une faible résistance à l'usure, ce qui en rend l'usage limité. (54)

Les composites de laboratoires

Ils sont utilisés pour les restaurations indirectes au laboratoire, de type inlays, onlays ou couronnes. La qualité de ces matériaux va dépendre de leur préparation aux facteurs variables : lumière, pression, chaleur, vide. Grâce à ces conditions d'obtention, ces composites présentent des propriétés physiques et mécaniques supérieures à celles des composites utilisés en méthode directe. Dans certains cas, ils sont renforcés par des fibres (Fibrekor, Vectris).

4.3. Composition et structure

4.3.1. Matrice

Cette matrice est une résine hétérogène de synthèse possédant de faibles qualités physiques. Elle représente en moyenne de 30 à 50 % du volume global de la résine composite alors qu'elle ne représente que 14 à 25 % du poids de celle-ci. Elle se compose :

- D'une base oligomérique dont la nature peut varier,
- De contrôleurs de viscosité,
- De contrôleurs de polymérisation,
- D'adjuvants et de pigments de coloration.

4.3.1.1. La base oligomérique

Les premiers ciments silicates résultaient de la réaction d'un acide phosphorique sur des particules de verre afin de former un gel de silicate. Les problèmes de solubilité ont conduit à l'introduction d'un système acrylique à base de polyméthyl-méthacrylate (PMMA). La contraction des monomères de méthyl-méthacrylate en chaîne polymérique n'intervient qu'au cours de la polymérisation (chémo ou photopolymérisation). Mais les chaînes de PMMA ainsi formées ne présentent pas une résistance suffisante pour supporter les contraintes occlusales et, de plus, la polymérisation entraîne une contraction de prise aboutissant à une mauvaise adhérence entre le matériau et la surface de la cavité dentaire. Malgré quelques tentatives infructueuses pour améliorer la qualité de ces polymères, les matrices à base de PMMA furent supplantées par d'autres matrices mieux adaptées à l'usage dentaire :

- Bis-GMA (Bisphénol-A diglycidyl diméthacrylate)

La matrice principalement utilisée pour les composites dentaires est le Bis-GMA. Cette matrice est appelée matrice de BOWEN.

Elle est obtenue à partir de trois molécules : le bisphénol A, l'alcool glycidique et l'acide méthacrylique (52).

La réalisation de la macromolécule se fait en deux temps :

- Dans un premier temps, l'alcool glycidique réagit avec l'acide méthacrylique pour donner le méthacrylate de glycidyle.
- Dans un second temps, le méthacrylate de glycidyle réagit avec le bisphénol A pour donner le Bis-GMA (polyaddition).

Cette molécule de Bis-GMA comporte en bout de chaîne des doubles liaisons qui vont autoriser la polymérisation des molécules de Bis-GMA entre elles. La présence des deux cycles aromatiques confère une rigidité à la molécule. Les deux radicaux hydroxyle (-OH) vont permettre la naissance de liaisons hydrogène (H-H) qui vont aboutir à une viscosité élevée.

La molécule présente seulement deux radicaux méthacrylates en bout de chaîne, ce qui entraîne un nombre restreint de possibilités de réticulations.

Ce monomère possède des propriétés hydrophobes. La structure de cette molécule permet de limiter le retrait de polymérisation ; en revanche le taux de conversion reste limité en raison de la présence des deux cycles aromatiques.

L'évolution des matériaux nécessite l'adaptation de la molécule de Bis-GMA qui a subi quelques manipulations pour pallier ses principaux défauts :

- La suppression de l'alcool glycidique permettant la suppression des radicaux hydroxyl-Bis-GMA ayant une viscosité moins élevée.
- La présence des dérivés méthacryliques de l'éthylène-glycol permet de supprimer les cycles aromatiques et de réduire la rigidité de la molécule.

4.3.1.2. Les contrôleurs de la viscosité

La base oligomérique des composites est constituée de monomères à haut poids moléculaire, ce qui leur confère une forte viscosité (coefficient de viscosité élevé) et les rend difficiles d'utilisation en dentisterie. Le poids moléculaire des monomères joue un rôle prépondérant dans les propriétés à l'écoulement d'un matériau (les frictions des molécules entre elles constituent le principal facteur influençant la fluidité du matériau). C'est pourquoi, afin de rendre les composants de base des résines de BOWEN exploitables, il leur a été ajouté des monomères de poids moléculaire plus faible, ce qui va fluidifier la phase continue. De plus, l'adjonction de monomères à plus faible poids moléculaire permet d'augmenter le volume de charges qui peut être incorporé dans la matrice.

- Les abaisseurs de viscosité du Bis-GMA :

- Le HEMA
- L'UDMA
- L'EGDMA ou le TEG-DMA

- Le HEMA (2-hydroxyéthyl méthacrylate)

L'HEMA présente la particularité d'être fluide, hydrophile et soluble dans certains solvants comme l'eau, l'éthanol et l'acétone lorsqu'il n'est pas polymérisé. Ces propriétés permettent son utilisation dans les résines adhésives en tant que promoteur d'adhésion. L'HEMA est sensible à l'hydrolyse en pH alcalin et acide. (57)

- L'UDMA (Uréthane diméthacrylate)

L'UDMA est fréquemment employé comme diluant des résines composites pour compenser la viscosité du Bis-GMA. Les liaisons éthers de la molécule permettent en effet une rotation conférant ainsi une certaine flexibilité. Cette propriété permet l'utilisation de l'UDMA dans les systèmes d'adhésifs (57).

Selon la nature des radicaux R et R' situés de part et d'autre de la fonction uréthane, de nombreuses combinaisons sont possibles, mais la structure reste toujours celle d'un

diméthacrylate uréthane. La fonction amine secondaire permet la formation de liaisons hydrogène.

Selon la présence de radicaux cycliques, de doubles liaisons, de radicaux hydroxyle, d'amine, d'éther, et selon la longueur des chaînes carbonées, il est possible de modifier les propriétés de ces paramètres : rigidité, viscosité, hydrophobie, réticulation, adhérence, contraction de polymérisation (47).

- Le TEG-DMA ou l'EGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate, éthylène glycol diméthacrylate).

Ces deux composés sont employés comme diluants des résines composites et sont utilisés en association avec le Bis-GMA. Leurs propriétés physiques permettent de pallier la rigidité du Bis-GMA. L'utilisation du TEG-DMA aura comme conséquence d'augmenter le taux de conversion de la résine, mais augmentera la contraction de prise (VAN LANDUYT et AL., 2007).

Les matrices les plus récentes sont des matrices à base de polycarboxylate ou de polycarbonate qui posséderaient une grande translucidité en conservant des propriétés mécaniques correctes (52).

La liaison entre la charge organique et la matrice minérale est assurée par des silanes.

4.3.1.3. Les contrôleurs de la polymérisation

Les contrôleurs de la polymérisation sont des molécules qui vont s'associer à la résine matricielle afin de pouvoir initier, activer et inhiber la polymérisation. En effet, la base oligomérique doit pouvoir être stockée et conditionnée sous une forme qui en rend l'usage dentaire possible. Il faut pouvoir déclencher cette polymérisation au moment désiré et éviter une polymérisation spontanée du composite.

De manière générale, ils se répartissent en deux catégories :

- Les systèmes amorceurs - initiateurs,
- Les systèmes d'inhibition.

Les amorceurs :

Parmi les adjuvants, on observe les amorceurs qui permettent l'induction de la réaction chimique en générant l'ouverture de la double liaison de l'oligomère par l'intermédiaire de radicaux libres.

Il existe plusieurs types d'amorçage des réactions de polymérisation. Pour les résines composites dentaires, deux types d'amorçage sont utilisés : l'amorçage chimique et l'amorçage photochimique.

Amorçage chimique :

Ce type de réaction nécessite un conditionnement séparé de la base du composite et de l'amorce (encore appelé catalyseur). Ainsi la mise en œuvre d'un tel matériau nécessite le malaxage des deux composants.

Dans ce type de matériaux, la réaction s'initie grâce à la présence de molécules produisant des radicaux libres. Il en existe deux catégories : les hydroxyperoxydes (et peroxydes) et les composés azotés.

On utilise généralement l'association d'un peroxyde instable incorporé entre 0,3 % à 2 % de la masse totale et d'une amine tertiaire incorporée à 0,75 % de la masse totale. Le dosage reste compatible avec le maintien des propriétés physico-mécaniques du matériau.

Quand le produit se présente sous forme de deux composants, un composant contient le peroxyde amorceur et l'autre l'amine accélératrice. Lors du malaxage, le mélange des composés est souvent imparfait et la réaction n'est pas complète dans tout le matériau ; cette réaction est aussi inhibée par l'oxygène de l'air, cela se traduit par la présence d'une couche de matériau non polymérisé en surface. Il sera donc nécessaire de supprimer cette couche lors de la finition (47).

La réaction de polymérisation peut également être inhibée par la présence de certaines molécules (phénol, dont l'eugénol couramment utilisé).

Amorçages photochimiques :

Ces matériaux sont composés de catalyseurs constitués de photo-amorceurs sensibles au rayonnement ultraviolet. Ces photo-amorceurs émettent ainsi des radicaux libres sous l'action des photons capables d'interagir avec le monomère et de déclencher la réaction de polymérisation.

Les photo-amorceurs fréquemment utilisés sont dérivés du benzoïne, de la benzophénone, de l'acétophénone et de la dicétone. Les composites photopolymérisables par rayonnement ultraviolet contiennent de l'éther méthylique de benzoïne.

Certaines résines composites peuvent être polymérisées par la lumière blanche. Cette activation photochimique par la lumière blanche nécessite l'incorporation d'un photo-initiateur, comme la dicétone ou une camphroroquinone (0,2 %), ajouté à la matrice avec une amine organique (0,1 %). L'énergie lumineuse émise est comprise dans un spectre de 420 à 460 nm. Une fois l'énergie lumineuse transmise, la dicétone se combine à l'amine ; s'effectue alors une dissociation entre deux radicaux libres qui initient ensuite la réaction.

L'absence de peroxyde assure une meilleure stabilité et donc une meilleure conservation des matériaux.

La photopolymérisation permet d'une manière générale l'amélioration des propriétés physiques et mécaniques du composite. Le catalyseur et l'amorceur peuvent coexister ensemble et sont inactifs en l'absence de rayonnement lumineux. Les matériaux se trouvent donc présents sous forme d'un composant unique. (47)

Les inhibiteurs :

Des inhibiteurs doivent être incorporés aux résines composites pour éviter une polymérisation spontanée et garantir un stockage optimum. Des radicaux libres ont tendance à se former spontanément dans les résines lors du stockage. Les inhibiteurs les plus utilisés sont les quinones. L'oxygène de l'air agit également comme inhibiteurs de polymérisation. En effet, lors de la mise en place d'un composite par stratification, la couche de matériau en contact avec l'air reste réactive, de telle sorte que l'adhésion avec une nouvelle couche de composite reste possible (40).

De plus, les inhibiteurs varient en fonction du type de composite utilisé (chémo, photopolymérisable aux UV, à la lumière du visible ou « duals »).

4.3.1.4. Les pigments et adjuvants

Afin d'obtenir un rendu esthétique convenable, il a été nécessaire de modifier les propriétés optiques des composites. Pour cela des pigments ont été ajoutés à la résine.

Les absorbeurs d'UV : leur rôle est d'absorber les rayons ultraviolets afin d'inhiber toutes les colorations des matières plastiques. On notera pour exemple le phénylsalicilate.

Les pigments : ils possèdent des propriétés stables qui vont imposer la couleur aux composites. Ce sont essentiellement des oxydes de métaux. De plus, différents agents fluorescents (le plus souvent des composés métalliques de terres rares) sont ajoutés au mélange.

4.3.2. Charges

4.3.2.1. Définition

La phase dispersée représente environ 50 % du volume de la résine composite. Mais du fait du poids moléculaire de ces particules, la charge minérale représente 50 à 70 % du poids de la résine.

La charge minérale possède trois caractéristiques variables :

La nature chimique des particules de charge :

Les charges des premiers composites sont : le verre, la céramique, le quartz d'une granulométrie supérieure à 0,1 μm . Ces charges sont alors appelées macrocharges.

Certains composites utilisent la silice colloïdale, matériau présentant l'avantage de pouvoir être fragmenté pour obtenir des particules de taille inférieure à 0,1 μm ; ce sont alors des microcharges.

Ces charges de silice colloïdale sont obtenues par hydroxylation de l'oxyde de silice et par précipitation à haute température pour être micronisées. Ces charges sont incorporées dans les matériaux sous forme de verre de borosilicate, de verre de céramique, de lithium/aluminium, de baryum/aluminium, de strontium/aluminium.

Une petite granulométrie ne permet pas un bon remplissage de la structure organique. Pour pallier ce problème, les charges subissent un traitement qui permet d'augmenter leur densité et de produire un autre type de structure.

Des agglomérats composés de polymères sont durcis en laboratoire, puis ensuite moulus. Ils incluent une grande quantité de microcharges organominérales (10 μm à 50 μm). Ces charges organominérales ont un noyau minéral de silice pyrolytique enrobée d'une matrice organique prépolymérisé.

Ce procédé leur confère de meilleures propriétés physiques : résistance à l'arrachement, aptitude au polissage car les charges sont intimement liées à la résine.

- On trouve aussi des particules à base de verre ou de céramique. Ce sont des oxydes obtenus par fusion ou par broyage. Ces particules jouent un rôle essentiel dans l'obtention du rendu esthétique et dans le polissage final.

-Des métaux lourds sont incorporés aux charges organominérales en vue d'obtenir une radio-opacité de l'obturation lors des contrôles radiographiques. Les métaux utilisés sont l'étain, le titane, le baryum, le strontium et le zirconium (52).

Les microcharges et macrocharges peuvent être aussi associées au sein d'un composite appelé hybride. Ce procédé confère alors au matériau des propriétés physiques et mécaniques supérieures.

Le taux d'incorporation des charges ainsi que leur granulométrie impacte directement les performances des matériaux composites. Un taux d'incorporation élevé de charges améliore les propriétés mécaniques et limite le retrait de prise de la matrice de résine. En contrepartie, la viscosité de ce matériau sera plus élevée, limitant ainsi les indications d'utilisation du matériau d'obturation.

Formes géométriques :

Les particules peuvent avoir différentes formes : sphériques, en copeaux, anguleuses... Ces différentes formes géométriques dépendent de la nature des charges ainsi que de leur mode d'obtention.

Granulométrie :

Elle joue un rôle primordial dans les propriétés mécaniques et esthétiques des résines composites et se trouve à la base des différentes classifications de celles-ci.

4.3.2.2. Rôle de la phase dispersée

Elle diminue le pourcentage volumétrique de la phase continue. Or cette phase continue ou matrice est responsable des modifications volumétriques lors de la polymérisation. En augmentant le volume de charges incompressibles, il y a une diminution de la contraction de prise lors de la polymérisation.

Son rôle est de conférer au composite ses qualités mécaniques et physiques. Elle joue également un rôle dans les propriétés optiques et l'aptitude au polissage du composite.

Elle augmente les propriétés esthétiques de la résine : la matrice apparaît transparente avec de légers reflets jaunes. En ajoutant des particules, il est possible de modifier la teinte du composite. Les charges peuvent être transparentes, opaques, colorées ce qui permet, en fonction de la nature de celles-ci, d'obtenir un coefficient de réfraction le plus proche possible de la partie dentaire qui doit être reconstituée.

Elle est responsable de la radio-opacité. En particulier, les charges à base de métaux lourds confèrent à la résine des propriétés radio-opaques. Le matériau le plus utilisé est le verre de baryum obtenu par réaction du verre avec de l'oxyde de baryum, mais on notera aussi le zinc, le bore, le zirconium, l'yttrium, l'ytterbium et le lanthanum. Cette radio-opacité est rendue nécessaire dans les diagnostics radiographiques des lésions carieuses, des caries secondaires et des reprises de caries sous les obturations. De plus, les résines composites (63) doivent posséder une radio-opacité légèrement supérieure à l'émail dentaire et ceci, plus particulièrement dans les secteurs postérieurs afin de permettre une détection radiographique précoce des lésions carieuses.

4.3.3. Agents de couplage

Quelle que soit leur nature, leur forme et leur granulométrie, les charges nécessitent une phase de traitement afin de pouvoir se lier à la matrice. Un simple mélange des deux phases, continue et dispersée, n'entraîne aucune liaison chimique entre les polymères et les particules minérales. Pour obtenir un couplage des différents composants, et ainsi une amélioration respective de ceux-ci, il faut les lier de manière chimique. Le traitement est l'enzymage.

L'objectif de cette opération est de rendre les particules organophiles pour permettre une cohésion avec la matrice. À l'aide de produits silanisés on réalise une silanisation. En effet, on définit un silane comme une molécule possédant un atome de silicium (SI) lié à trois fonctions alcool (OH).

Cette silanisation peut être effectuée grâce au trihydroxysilane qui possède une fonction silane et une fonction NH₂. La fonction silane crée un pôle minéralophile et permet une liaison chimique avec les particules de silice de la charge dispersée, alors que la fonction azotée crée un pôle organophile qui se lie aux polymères de la phase continue.

Une molécule de silane peut développer trois liaisons avec des charges. L'extrémité comportant une double liaison permet la réticulation avec la matrice du composite par liaison covalente.

Le méthacrylate oxypropyl triméthyl silane est le plus fréquemment utilisé. (47)

Cette silanisation joue un rôle prépondérant dans le couplage des deux phases constituant les matériaux composites. La nature des agents de couplage va déterminer la qualité des liaisons matrice-charge. Ce traitement de surface des particules entraîne une amélioration des propriétés des composites. LIM et COLL. ont prouvé que la résistance à l'usure d'un composite diminuait proportionnellement à la diminution du pourcentage de charges silanisées.

L'agent de couplage assure la liaison entre la phase organique et la phase minérale. La qualité de cette liaison conditionne le bon comportement physique et mécanique du composite.

4.4. Quelques notions concernant les résines composites

4.4.1. Taux de conversion

Le taux de conversion d'un polymère mesure la quantité de doubles liaisons disponibles ayant réagi pendant le processus de polymérisation dans un mélange de monomères. C'est une donnée essentielle, car c'est le principal facteur qui détermine les propriétés mécaniques des résines composites : un taux de conversion élevé implique une résistance et une dureté élevées (3).

Pour les résines chétopolymérisables, le taux de conversion ne dépasse pas 60 % du volume total et n'est pas homogène. La raison en est la non homogénéité du mélange des différents composés lors de la phase de préparation du matériau (47).

Les résines photopolymérisables ne permettent guère plus de pallier ce problème. Les mesures spectrométriques montrent que le taux de conversion ne dépasse pas 55 % à 75% du volume total. Ce phénomène provoque une diminution des propriétés mécaniques de la résine composite (62).

4.4.2. Notion de retrait de polymérisation

La rétraction de polymérisation est provoquée par le rapprochement et la redistribution des molécules de monomère dans l'espace. La diminution des distances interatomiques se manifeste par une contraction d'autant plus importante que le volume de résine est important. Cet effet est indésirable en raison du risque de formation de hiatus entre l'obturation et les parois de la cavité.

Cette rétraction de polymérisation d'une résine composite est étroitement liée au taux de conversion (3).

4.4.3. Notion d'expansion thermique

Le coefficient d'expansion thermique d'une résine composite est un indicateur de l'expansion du volume d'un matériau soumis à des variations de température.

Cette valeur doit dans l'absolu être la plus proche possible du coefficient d'expansion thermique de l'émail. En effet, la dilatation non compensée d'un matériau entraîne la formation de fissures favorisant l'apparition de caries secondaires (47).

4.4.4. Absorption hydrique

L'absorption hydrique caractérise la possibilité de pénétration de molécules d'eau dans le polymère. Elle est tributaire des fissures et des porosités du matériau. L'absorption hydrique est un facteur de dégradation du composite (47).

4.5. Classification des composites

4.5.1. Objectifs

La taille des particules d'un composite est importante, car elle influence les propriétés des matériaux comme la résistance ou l'état de surface. De manière cartésienne il est facile de prouver que plus les particules sont petites, plus leur surface cumulée est grande.

Nous avons vu que la silanisation permettait l'union des deux phases. Cette silanisation crée des pôles organophiles à la surface des charges. En partant de l'hypothèse que la résine matricielle se répartit de façon homogène à la surface des particules quelle que soit leur taille, plus la surface développée par ces charges sera élevée, plus le volume matriciel sera lui aussi élevé.

Or, nous venons de voir que plus la taille des particules est faible, plus la surface développée par celle-ci est élevée. Donc plus la taille des particules est faible et plus le rapport volume de matrice par gramme de particules sera élevé.

Or de ce rapport dépendent les propriétés rhéologiques du matériau. En modifiant la taille des charges, on modifie le volume de matrice, ce qui influencera les propriétés des composites.

4.5.2. Classifications admises

La profusion de composites mis sur le marché ces 30 dernières années a nécessité un mode de classement de ceux-ci. De nombreuses classifications ont été mises en place. Nous ne décrivons ici que les plus courantes :

- Classification en fonction du mode de polymérisation
- Classification en fonction de la taille des charges
 - Classification de LUTZ et PHILIPS
 - Classification de WILLEMS
 - Autres classifications

2.5.2.1. Classification en fonction du mode de polymérisation

Cette classification range les composites en trois catégories :

- Les composites chémo-polymérisables
- Les composites photo-polymérisables
- Les composites « duals » (photos et chémo-polymérisables)

Cette classification, bien que très simpliste, présente un intérêt majeur pour le praticien qui choisira le composite en fonction de son mode d'exercice. Cette classification présente un intérêt plus pratique que théorique, car elle ne fournit pas d'indications sur la composition des matériaux. C'est pourquoi une autre classification s'impose.

2.5.2.2. Classification en fonction de la taille des charges

La classification de LUTZ et PHILIPS (33) est basée sur la taille des charges et leur distribution. Il existe d'autres classifications que celle développée par WILLEMS (63) donnant des informations sur la taille moyenne des particules, la morphologie de la charge, la distribution et le pourcentage de la charge, le module de YOUNG, la rugosité de surface, la résistance à la compression et la dureté de surface (39).

2.5.2.3. Classification selon la composition

Composites de type unimodal :

- Les composites macrochargés, composites de type 1
- Les composites microchargés

Composites de type bimodal :

- Les résines composites hybrides
- Les composites microhybrides
- Les composites nanochargés
- Les composites à charges hétérogènes

4.6. Propriétés des composites

Les propriétés des composites dépendent de trois facteurs :

- La nature de la matrice
- La nature des charges, leur granulométrie, leur quantité
- La qualité de la liaison unissant ces deux phases.

Cependant, l'influence des charges sur les propriétés étant bien supérieure à l'influence des deux autres facteurs, la phase dispersée est communément retenue comme paramètre essentiel.

- Les propriétés optiques

Pour augmenter la qualité esthétique des composites, on ajoute à la matrice des composés chimiques en petite quantité, tels que des produits absorbant les rayons ultraviolets, divers pigments et opacifiants.

Les propriétés optiques d'un matériau sont définies par :

- **La réflexion et la réfraction** : lorsqu'un rayon lumineux frappe la surface du composite il est en partie réfléchi et en partie réfracté. L'énergie lumineuse se divise en deux, une partie va «rebondir» sur la surface du matériau alors que l'autre partie pénètre celui-ci.

- **La réflexion** : afin d'obtenir un rendu esthétique le plus parfait possible, il faut que l'angle de réflexion des rayons lumineux soit le plus proche possible de celui d'une dent saine. C'est pourquoi il faudra recréer une morphologie ayant des convexités semblables à celles de l'anatomie d'origine de la dent.

- **La réfraction** : nous savons que l'émail possède un indice de réfraction de 1,56 alors que celui de la dentine est de 1,65. Or la couche d'émail étant faible, elle apparaît relativement transparente. L'indice de référence sera donc celui de la dentine (1,65). La plupart des charges utilisées dans les composites ont des indices de réfraction compris entre 1,45 et 1,55, ce qui implique qu'une transition parfaite entre la dent et le matériau est quasiment impossible. Quand les indices de réfraction sont trop éloignés, il va se produire une dispersion de la lumière à la liaison charge – matrice, ce qui va donner au matériau un aspect opaque et réduire sa transparence à la lumière.

La teinte : elle est perçue par l'œil qui va distinguer la longueur d'onde, la brillance et la saturation. Elle est imposée par les pigments qui jouent un rôle prédominant. Les constituants des composites présentent à l'état pur, sans adjuvants, des propriétés optiques éloignées de celles du tissu dentaire. C'est pourquoi on leur ajoute des produits absorbants les rayons ultraviolets, des pigments et divers opacifiants qui ont déjà été vu au paragraphe 4.3.1.5.

Il faut, de plus, prendre en compte la stabilité de la couleur. En effet, si la teinte du matériau semble très proche de celle du tissu dentaire, elle peut être modifiée au cours du temps.

POWERS (44) a testé la stabilité de la teinte des composites. Les résultats montrent que les composites présentent un bon vieillissement en comparaison des verres ionomères et des compomères.

A court terme, nous avons vu dans les propriétés physiques des composites que ceux-ci possédaient un potentiel de réabsorption hydrique conséquent pendant les deux semaines qui suivent leur mise en place dans la cavité de restauration. L'action combinée des modifications chimiques du matériau (liées à la présence d'eau au sein des molécules de polymères) et d'agents colorés tels que le thé, le café où les sodas peut entraîner une coloration intrinsèque du composite sur une profondeur de 3,0 à 4,0 μm .

A long terme, les modifications de couleur sont liées à deux facteurs, mécaniques et chimiques :

- Les porosités de surface, la rugosité de celle-ci, l'usure et les dégradations cliniques vont faciliter l'incorporation de taches au sein du matériau. Ces taches sont provoquées par les boissons et les débris alimentaires.

- La dégradation chimique de certains composants des composites. Pour les composites chimopolymérisables, l'oxydation des amines en excès du système initiateur de polymérisation va entraîner un jaunissement du matériau dans un délai de un à trois ans. Pour les composites photopolymérisables, le processus de polymérisation par activation lumineuse a provoqué un allègement de la teinte. Cette augmentation de translucidité est imputée à la décomposition de la camphroquinone.

Il convient de préciser que la notion d'esthétique est une notion relative et que si les composites peuvent changer de couleur au cours du temps, il en va de même pour les tissus dentaires. En effet les modifications structurelles des tissus dentaires, et en particulier de la dentine, vont provoquer une modification de teinte de ceux-ci. Avec l'âge la dentine va s'opacifier et apparaîtra plus foncée. Le rendu esthétique sera de moins bonne qualité, ce qui imposera de changer la restauration sans que celle-ci soit responsable de ces modifications.

4.7. Signum ceramis : un composite de laboratoire très performant

4.7.1. Généralités

Signum ceramis (53) est un composite de laboratoire extrêmement résistant à la fatigue et aux chocs ainsi qu'à la flexion. Il possède un module d'élasticité élevé, il est radio-opaque, et d'aspect naturel. Il en résulte donc des restaurations proches de la perfection.

C'est un composite photopolymérisable, à l'abrasion optimisée, à charge de céramique vitreuse, il est doté d'une résistance mécanique élevée pour les restaurations sans métal. Avec celui-ci, nous pouvons obtenir des restaurations pérennes résistantes à l'abrasion.

C'est un composite chargé de vitrocéramiques, spécialement mis au point pour satisfaire aux conditions requises par les restaurations sans métal. Ses caractéristiques physiques exceptionnelles (module d'élasticité, par exemple) permettent la création de restaurations durables, même en présence de contraintes importantes.

De plus, un jeu de lumière est possible grâce à un composite fluide permettant d'obtenir des résultats exceptionnels en termes d'opalescence, de fluorescence et de transparence. Il peut être combiné avec tous les autres produits Signum en pâtes, Signum composite et Signum ceramis.

Quand deux matériaux sont assemblés, par exemple la dent naturelle et un composite, leurs caractéristiques respectives de déformations doivent être parfaitement synchronisées, sinon des fractures dues aux contraintes pourraient se produire. Son module de flexion très élevé pallie cet inconvénient. Autre particularité non négligeable, il possède une teinte précise et stable.

4.7.2. Composition

Esther d'acide méthacrylique plurifonctionnel (27 % en poids), charges de dioxyde de silicium et inorganiques silanisées (76 % en poids, taille moyenne des particules : 1 µm), photo-initiateurs, stabilisateurs, pigments inorganiques, il est exempt de cadmium.

4.7.3. Avantages/Inconvénients

Ce composite possède donc de nombreux avantages :

- Excellente résistance aux chocs
- module d'élasticité élevé
- Valeur de résistance à l'abrasion comparable à celle de la dent naturelle : protection des dents antagonistes
- Grande longévité
- Résultat esthétique remarquable
- Facile à mettre en oeuvre
- Teinte précise et stable
- Procédé de fabrication très rapide
- Radio opaque

Par ailleurs, aucun effet secondaire systémique n'a été signalé.

Toutefois, le produit contient des monomères polymérisables, par exemple les méthacrylates, qui peuvent provoquer des sensibilisations cutanées, surtout chez les personnes sensibles. En cas de survenue de signes d'irritations ou en présence d'allergies connues aux résines à base de méthacrylates, il faut renoncer à l'utilisation du produit.

Avant polymérisation, il faut également éviter le contact avec la peau. En cas de contact avec les yeux ou de contact prolongé avec la muqueuse, il est impératif de rincer immédiatement et abondamment avec de l'eau.

Pour finir, nous pouvons dire que ce matériau permet de réaliser des restaurations très fiables. BARONNE a noté un taux de succès de 97,4 % au terme de trois ans sur 113 restaurations. (6)

4.7.4. Indications d'utilisations

Le champ d'application de ce matériau concerne l'ensemble des restaurations sans métal :

- Couronnes antérieures et postérieures sans métal
- Facettes, inlays, onlays

4.8. Conclusion

De nombreuses générations de résines composites se sont succédées pour arriver à la mise au point d'un matériau de restauration proche de l'idéal. De part leur composition, les résines composites actuelles se rapprochent des céramiques dentaires. Cependant elles représentent une classe de matériaux bien distincte.

Chaque type de composites a un champ d'application bien déterminé. Les résines composites de laboratoire et les céramiques renforcées à la leucite sont équivalentes. Elles possèdent cependant des propriétés optiques différentes. Il sera donc intéressant d'étudier les différences qui existent entre ces deux matériaux.

Toutes les résines composites sont translucides. Ceci nous permet de réaliser des restaurations esthétiques d'une part, et nous permet d'autre part, d'assembler la restauration à la dent avec des matériaux photopolymérisables. Il sera donc intéressant d'évaluer l'absorption de la lumière en fonction de la teinte de manière à être cliniquement sûr que le matériau d'assemblage est polymérisé de manière optimum et ce, quelle qu'en soit la teinte.

Notre analyse sur la transmission de la lumière se fera donc sur une céramique renforcée à la leucite, HeraCeram Press, et sur une résine composite de laboratoire, Signum ceramis, toutes deux commercialisées par Heraeus Kulzer.

5. Expérimentation

5. Expérimentation

5.1. Introduction

Comme nous avons pu le voir précédemment, les restaurations indirectes nécessitent pour être assemblées à la dent l'utilisation de matériaux photopolymérisables, duals, ou chimopolymérisables.

Nous avons déjà vu que dans le cas des matériaux photopolymérisables ou duals, la polymérisation est effectuée par l'intermédiaire de photo-initiateurs qui réagissent à une longueur d'onde spécifique. Pour que la polymérisation soit complète, l'énergie lumineuse doit être transmise de manière suffisante et à cette longueur d'onde.

C'est donc pour cela qu'il est important de réaliser deux expérimentations différentes. Une qui va permettre de déterminer l'absorption de la lumière à travers le matériau de restauration et une autre qui va analyser les longueurs d'ondes transmises et par conséquent l'énergie efficace transmise.

5.2. Hypothèses et objectifs de travail

Il existe un coefficient tel que l'on peut trouver une relation entre l'énergie lumineuse incidente et l'énergie lumineuse transmise. Ce coefficient est propre à chaque teinte et à chaque matériau. L'objectif est de définir ce coefficient pour déterminer plus précisément les indications d'utilisation des biomatériaux d'assemblages prothétiques et des matériaux de restaurations indirectes.

Les longueurs d'onde absorbées seront différentes selon les matériaux. L'étude portera donc également sur la comparaison de deux méthodes d'évaluation. Une sur des mesures faites à l'aide d'un spectrophotomètre et l'autre à l'aide d'un capteur d'intensité lumineuse.

Ces deux études porteront sur les masses dentines d'une céramique dentaire : HeraCeram Press et sur une résine composite de laboratoire : Signum ceramis.

En effet, ces deux matériaux possèdent les mêmes champs d'applications mais sont de classes différentes.

5.3. Matériels et méthodes

5.3.1. Préparation des échantillons de céramiques

La préparation des échantillons en céramique implique la réalisation de certaines étapes au préalable.

Tout d'abord nous réalisons des patrons en acier inoxydable qui serviront à la réalisation des pastilles en cire.

Ces mêmes pastilles de cire nous serviront à réaliser les échantillons en céramique pressée par le technique de la cire perdue.

Matériel utilisé : Pour la réalisation des pastilles d'acier inoxydable :

Cylindre inox 8mm de diamètre

Appareil ISOMET 1 500 pour la découpe

Disque nitrure de bore de marque BUEHLER

Vitesse de rotation du disque 4 000 t/min

Vitesse de translation du disque 2.5 mm/min

Pour la réalisation des pastilles en cire :

Silicone lourd

Cire calcinable

Instruments de PETER K. THOMAS

Pour la réalisation des échantillons en céramique :

Revêtement réfractaire

Vibreux

Mélangeur automatique, spatule à mélanger

Embase calibrée

Cylindre de caoutchouc (pour le coffrage)

Couvercle de calibrage

Piston en oxyde d'alumine

Four de chauffe

Four de presse EP500

Plots de céramique (HeraCeram Press de chez Heraeus Kulzer)

Disque diamanté, disque abrasif contenant de la poussière de diamant, meulette spéciale finement abrasive.

Calipretto

5.3.1.1. Préparation des pastilles en acier inoxydable

Nous disposons d'un cylindre inox de 8 mm de diamètre.

Ce cylindre est découpé de façon à obtenir des pastilles de 1 mm d'épaisseur, à l'aide d'un disque.

- Le cylindre est placé dans la machine.



Fig. 5.3.1.1



Fig. 5.3.1.2

- Une première découpe est réalisée afin d'obtenir une surface d'extrémité parallèle aux futures coupes,
- Puis nous programmons 7 coupes, (Fig. 5.3.1.1, Fig. 5.3.1.2, Fig. 5.3.1.6)
Toutes les coupes se font sous projection d'eau. (Fig. 5.3.1.3)



Fig. 5.3.1.3

- A la fin de chaque découpe, une bavure persiste sur le bord de la pastille et nous l'éliminons manuellement à l'aide d'une polisseuse. (Fig. 5.3.3)



Fig. 5.3.1.3

Le polissage de la bavure est effectué avec la pastille positionnée verticalement afin de ne pas modifier l'épaisseur. Nous obtenons alors juste une pastille pas tout à fait ronde au niveau de la bavure.

- Nous vérifions les dimensions :
1mm d'épaisseur et 8 mm de diamètre (Fig. 5.3.1.4, Fig. 5.3.1.5)



Fig. 5.3.1.4



Fig. 5.3.1.5



Fig. 5.3.1.6

5.3.1.2. Réalisation des échantillons en cire

Le silicone est mélangé et il est mis dans une boîte.



Fig. 5.3.2.1

Les pastilles en inox sont posées à la surface du silicone. (Fig. 5.3.2.1)



Fig. 5.3.2.2

La boîte est retournée sur une table parfaitement lisse et plate. Nous appuyons jusqu'à la prise du silicone.

Ensuite, nous retirons les pastilles inox et nous remplissons l'empreinte avec de la cire calcinable après l'avoir réchauffée. (Fig. 5.3.2.3)

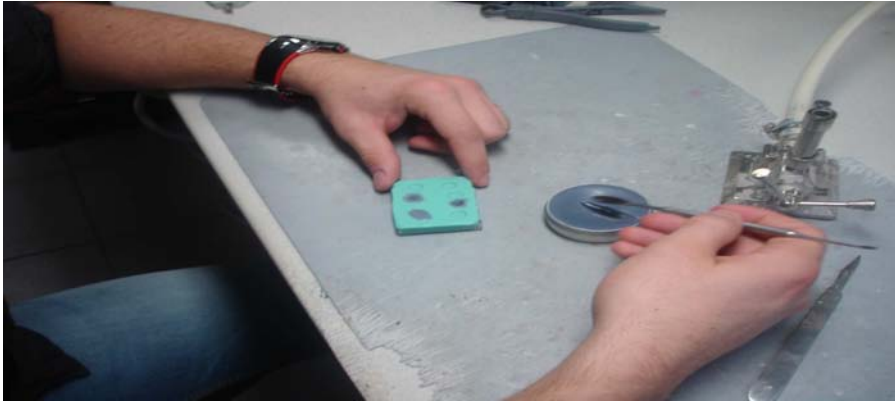


Fig. 5.3.2.3

Nous ajustons l'épaisseur avec un couteau à cire. (Fig. 5.3.2.4, Fig. 5.3.2.5)

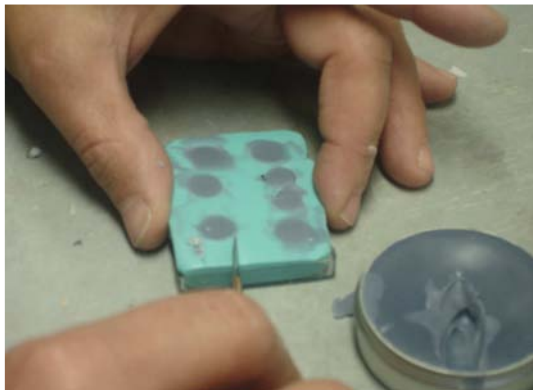


Fig. 5.3.2.4

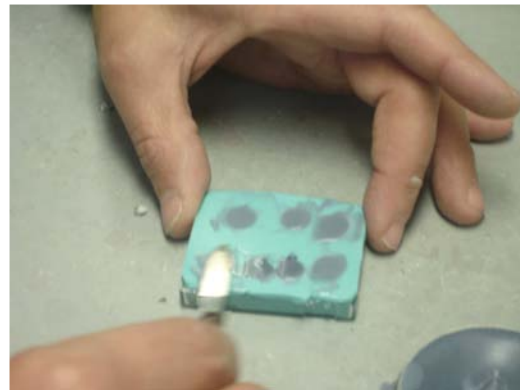


Fig. 5.3.2.5

Puis les pastilles en cire sont retirées et leur épaisseur est contrôlée avec un Calipretto (Fig. 5.3.2.6).



Fig. 5.3.2.6

5.3.1.3. Les plots céramiques

HeraCeram Press		
	Numéros de lot	Date d'expiration
A1	2405	-
A2	1104	-
A3	2506	-
A3.5	2205	-
A4	1004	-
B1	2207	-
B2	2106	-
B3	2006	-
B4	2205	-
C1	2106	-
C2	2005	-
C3	2005	-
C4	2006	-
D2	2005	-
D3	2005	-
D4	1104	-

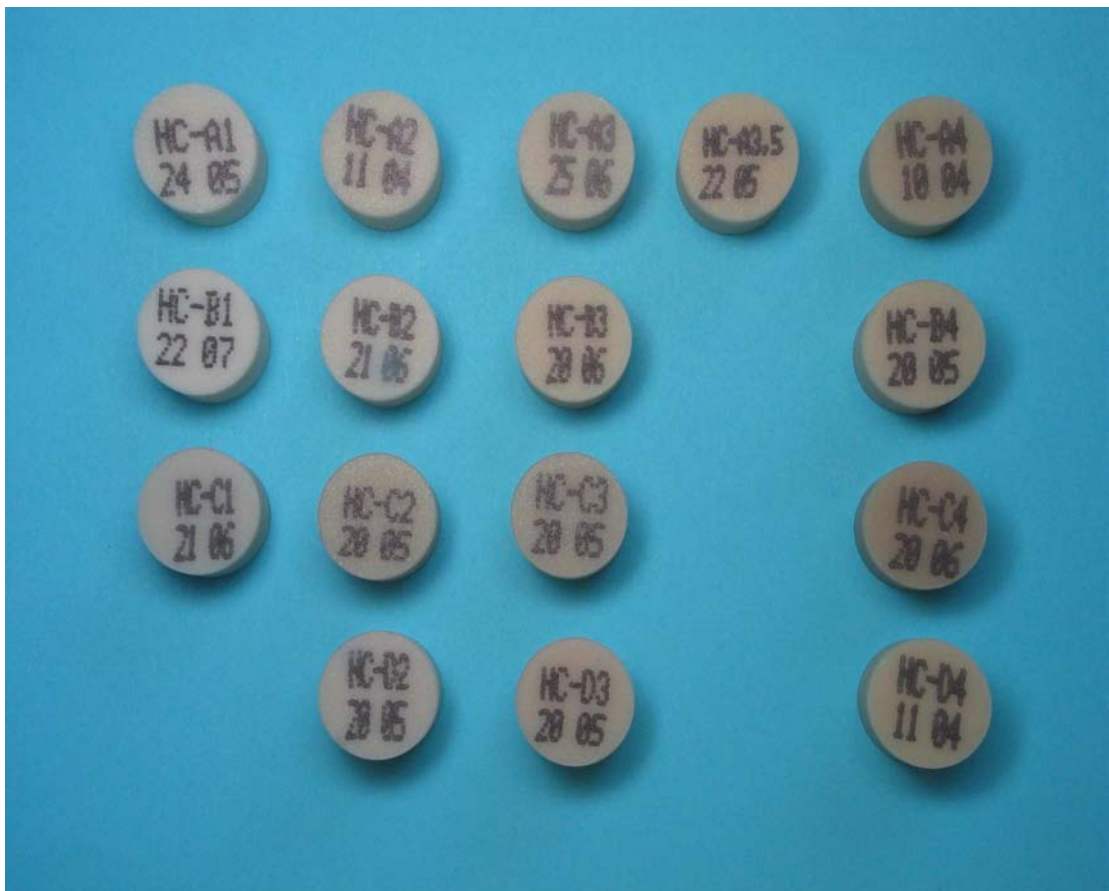




Fig. 5.3.3 : Photos des plots de céramique

5.3.1.4. Transformation des échantillons de cire en céramique

5.3.1.4.1. Préparation du coffrage pour la mise en revêtement

- Tel qu'il est conseillé par le fabricant, nous fixons les tiges de coulée en cire de 5-6 mm sur les maquettes. Elles sont positionnées de telle manière que la tige soit soudée à la face la moins lisse de la maquette de cire, autrement dit, celle qui a été grattée au couteau à cire sur le moule en silicone (Fig. 5.3.4.1).

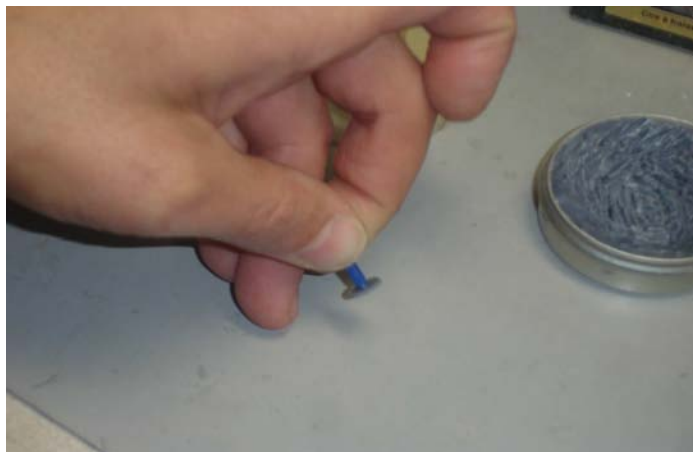


Fig. 5.3.4.1

- Les tiges de coulée sont fixées sur l’embase à un angle légèrement ouvert pour avoir un espace minimum de 5mm entre chaque élément. Sur les embases que nous utilisons, nous pouvons positionner jusqu’à 3 éléments que nous relient au niveau de la base de leur tige de coulée avec de la cire (Fig. 5.3.4.2, Fig. 5.3.4.3).



Fig. 5.3.4.2



Fig. 5.3.4.3

Au préalable, la quantité de plots nécessaire à la réalisation des échantillons est déterminée à partir du poids de cire des maquettes. Il faut compter 1 plot pour 0,6 g de cire. Dans la mesure où nous avons utilisé 0,1g de cire nous utiliserons 1 plot.

- Une fois l’embase prête, nous pouvons ajuster le cylindre vaseliné au préalable sur celle-ci. Nous obtenons alors le cylindre de revêtement. Il faut veiller à ne pas utiliser d’agent mouillant sur la cire.

5.3.1.4.2. Mise en revêtement

Pour la mise en revêtement, il est impératif de suivre un protocole rigoureux.

Tout d’abord, il est nécessaire d’évaluer la concentration du liquide que l’on mélangera à la poudre pour maîtriser l’expansion du plâtre réfractaire. Nous notons que pour la réalisation d’onlays, de couronnes sur prémolaires ou sur dents antérieures, il faut mélanger 80% de liquide avec 20% d’eau distillée.

- Sachant que 200g de poudre sont utilisés, nous avons mélangé 35ml de liquide avec 9ml d’eau distillée (Fig. 5.3.4.4, Fig. 5.3.4.5).



Fig. 5.3.4.4



Fig. 5.3.4.5

- Il faut commencer par mélanger manuellement la poudre et la solution jusqu'à obtenir une imprégnation homogène (Fig. 5.3.4.6).
- Il faut ensuite réaliser un malaxage sous vide pendant 60 secondes (Fig. 5.3.4.7).



Fig. 5.3.4.6



Fig. 5.3.4.7

- Nous remplissons le cylindre de revêtement avec le mélange obtenu précédemment. Il est possible d'utiliser un vibreur pour faciliter le remplissage (Fig. 5.3.4.8, Fig. 5.3.4.9).



Fig. 5.3.4.8



Fig. 5.3.4.9

- Enfin, le couvercle de calibrage est mis en place (Fig. 5.3.4.10). Avant de pouvoir démouler il faut attendre 30 minutes, le temps que le revêtement durcisse (Fig. 5.3.4.11).



Fig. 5.3.4.10



Fig. 5.3.4.11

- Une fois démoulé, il faut lisser le point de contact du couvercle de calibrage et contrôler la verticalité du canal de pressée (Fig. 5.3.4.12, Fig. 5.3.4.13).



Fig. 5.3.4.12



Fig. 5.3.4.13

5.3.1.4.3. Chauffe

- Le four de chauffe est préchauffé de manière à ce qu'il atteigne 850°C, puis nous plaçons le cylindre en revêtement ainsi que le piston en oxyde d'alumine dans le four de chauffe pendant 30 minutes (Fig. 5.3.4.14).

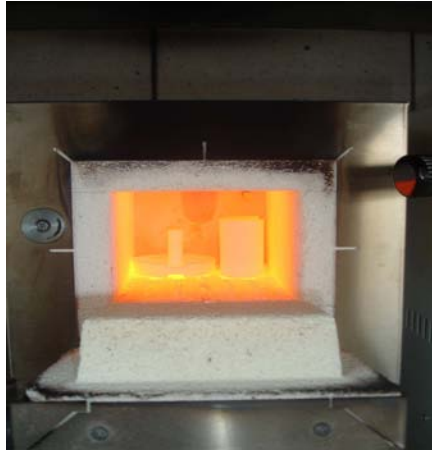


Fig. 5.3.4.14

5.3.1.4.4. Pressée

- Le programme de pressée correspondant au four utilisé est sélectionné. Comme nous avons utilisé un four EP500, nous avons pris ces paramètres : Température de départ 700°C, vide on 700°C, vide off 1040°C, vide 30 hPa, vitesse de chauffe 50°C/minute, durée du palier 20 minutes, temps après pressée 0 minute, pression de pressée 4,5-5 bars (fig. 2.4.15).



Fig. 5.3.4.15

- Nous positionnons un plot céramique dans le canal de pressée et le piston est placé par-dessus. Ensuite le tout est mis dans le four de presse.

Une fois la pressée terminée il faut attendre 30 minutes que l'ensemble refroidisse. Puis nous démoulons (Fig. 5.3.4.16, Fig. 5.3.4.17).



Fig. 5.3.4.16



Fig. 5.3.4.17

5.3.1.4.5. Démoulage

- Le revêtement est profondément découpé avec un disque à tronçonner en regard de la base du piston et également longitudinalement par rapport à celui-ci (Fig. 5.3.4.18, Fig. 5.3.4.19, Fig. 5.3.4.20).



Fig. 5.3.4.18



Fig. 5.3.4.19



Fig. 5.3.4.20

- La partie contenant le piston est dissociée du reste du cylindre en revêtement en tournant les deux parties en sens inverse. Nous avons aisément pu dégager le piston du revêtement avec un couteau à cire que l'on a glissé dans les tranchées réalisées auparavant (Fig. 5.3.4.21, Fig. 5.3.4.22, Fig. 5.3.4.23, Fig. 5.3.4.24).



Fig. 5.3.4.21



Fig. 5.3.4.22



Fig. 5.3.4.23,



Fig. 5.3.4.24

- Après chaque utilisation, il ne faut surtout pas oublier de nettoyer le piston à l'aide de billes de verres de 50 microns et à une pression de 4 bars (Fig. 5.3.4.25).



Fig. 5.3.4.25

- Nous passons au démoulage grossier de la céramique. C'est-à-dire que, de la même manière que pour le piston, le revêtement est sablé jusqu'à presque atteindre les éléments pressés (Fig. 5.3.4.26).
- Pour achever le démoulage des éléments, nous continuons à sabler la surface du revêtement à pression réduite (1,5 bar) (Fig. 5.3.4.27).



Fig. 5.3.4.26



Fig. 5.3.4.27

5.3.1.4.6. Grattage

- La tige de coulée est sectionnée au plus près de la pastille en céramique avec un disque diamanté (Fig. 5.3.4.28).



Fig. 5.3.4.28

- Les résidus de la tige de coulée présents sur la pastille sont éliminés avec un disque abrasif contenant de la poussière diamantée (Fig. 5.3.4.28, Fig. 5.3.4.29, Fig. 5.3.4.30).



Fig. 5.3.4.29



Fig. 5.3.4.30

- A ce moment là, l'épaisseur de l'échantillon en céramique est réévaluée à l'aide d'un Calipretto (Fig. 5.3.4.31, Fig. 5.3.4.32).
- Nous finissons par l'utilisation d'une meulette finement abrasive pour aplanir la surface, éliminer les irrégularités présentes sur tout le pourtour de chaque pastille et nous contrôlons ainsi l'épaisseur des échantillons.



Fig. 5.3.4.31



Fig. 5.3.4.32

Comme les échantillons sont réalisés artisanalement, nous devons vérifier que l'épaisseur est uniforme sur toute leur surface. De plus, ce travail étant délicat, nous avons dû accepter une marge d'erreur, de telle sorte que chaque échantillon mesure 1mm plus ou moins 0,1mm. L'échantillon est ainsi terminé et enfin répertorié.

5.3.1.5. Temps de travail de laboratoire

Il faut donc compter : 30 minutes pour réaliser la mise en revêtement (temps nécessaire à la prise du matériau réfractaire),

30 minutes pour le temps de chauffe,
30 minutes pour le temps de pressée (20 minutes de palier et 10 minutes de pressée),
30 minutes pour le temps de refroidissement du cylindre avant de pouvoir en dégager le piston et les différents éléments en céramique.
Pour réaliser une pressée, il faut donc compter 2 heures minimum de travail.

5.3.1.6. Conclusion

Dans la mesure où nous avons deux pistons, nous pouvions travailler en série. De cette manière, pour réaliser 5 échantillons par teinte avec 16 teintes différentes, nous avons effectué 32 pressées, ce qui nous a pris 3 jours de travail. En tout ce sont 96 pastilles de céramique qui ont été réalisées et sur ce nombre, une seule s'est fracturée en suivant ce protocole. En effet, même si nous n'en avons besoin que de 80, nous avons jugé plus sûr de réaliser une pastille supplémentaire par teinte du fait des aléas liés aux manipulations.

5.3.2. Préparation des échantillons de composites

Nous vissons le tube de composite de deux tours et nous attendons que le composite sorte de la seringue.

Le composite sorti est sectionné avec une lame de rasoir, il est ensuite placé sur une lame de microscope qui nous sert de support.

A distance de cette boule de composite, nous positionnons deux cales calibrées mesurant chacune 1 mm d'épaisseur.

Une autre lame de microscope est appliquée sur le tout en écrasant avec précaution le composite, sans faire de bulles et en faisant en sorte que le composite se répartisse uniformément entre les deux lames de microscope.

Une fois ces étapes réalisées, le composite est photopolymérisé à travers les lames de microscope. L'échantillon est alors réalisé.

Signum ceramis		
	Numéros de lot	Date d'expiration
A1	010126	12/2010
A2	010131	04/2011
A3	010136	12/2010
A3.5	010125	04/2011
A4	010118	08/2010
B1	010113	01/2010
B2	010122	07/2010

B3	010122	09/2010
B4	010113	08/2010
C1	010111	02/2010
C2	010116	01/2010
C3	010116	01/2010
C4	0101112X1	11/2009
D2	010111	09/2011
D3	010118	10/2010
D4	010114	06/2009

5.3.3. Validation des montages expérimentaux

Pour valider l'expérience, nous évaluons la reproductibilité des mesures.

Montage : Lampe halogène Heraeus Kulzer

Radiomètre

Echantillons de composite de 1mm d'épaisseur strictement identiques.

Les pastilles sont répertoriées dans des enveloppes numérotées (Fig. 5.4.1),



Fig. 5.4.1



Fig. 5.4.2

Les pastilles sont manipulées avec des précelles (Fig. 5.4.2),

Elles sont ensuite positionnées sur le capteur (Fig. 5.4.3),

L'embout de la lampe à photopolymériser est mis au contact du composite de façon parallèle.

L'exposition lumineuse dure 10 secondes. L'acquisition numérique de l'énergie lumineuse traversant l'échantillon est réalisée en temps réel.



Fig. 5.4.3

Une fois l'enregistrement terminé, nous obtenons une courbe ainsi qu'un tableau des valeurs d'intensité lumineuse en fonction du temps que nous sauvegardons.

Nous faisons de même pour toutes les pastilles.

Si plusieurs mesures sont à réaliser sur un même échantillon, lors de l'utilisation de la lampe halogène nous attendons au minimum 15 secondes entre 2 mesures afin de la laisser refroidir. En effet, nous nous sommes rendu compte qu'en chauffant, la lampe perd de son efficacité.

Une fois le montage réalisé, il faut vérifier que l'expérimentation est reproductible de manière à pouvoir comparer les résultats obtenus en fonction des différentes teintes.

Nous réalisons 3 mesures au préalable sans composite. Ainsi l'embout de la lampe à photo polymériser se situe à 2 mm du capteur.

Ensuite, nous réalisons 10 mesures par échantillon. Nous disposons de 20 pastilles de composite amaris O2 et de 20 pastilles de composite amaris TN.

A chaque mesure, nous obtenons une courbe représentant l'intensité lumineuse reçue par le capteur.

On calcule la surface sous la courbe, on compare les résultats obtenus pour chaque courbe et on détermine le coefficient de variabilité entre chaque mesure et pour chaque échantillon. Plus l'expérience est reproductible et plus le coefficient de variabilité est faible, et moins il sera nécessaire d'utiliser un grand nombre d'échantillons pour réaliser notre expérimentation. Cette étape est fondamentale.

Suite aux résultats obtenus, nous nous sommes rendu compte qu'il était nécessaire de réaliser 5 échantillons de même teinte et de faire la moyenne des mesures et des surfaces sous la courbe obtenue pour que les résultats de l'expérience soient significatifs.

5.3.4. Protocole de mesures

5.3.4.1. Protocole de mesures pour le spectroradiomètre

5.3.4.1.1. Généralités

Un spectroradiomètre est un dispositif muni d'un capteur qui permet d'enregistrer l'énergie lumineuse globale transmise.

5.3.4.1.2. Mesures

- Matériel : - Micro-ordinateur
- Logiciel d'acquisition numérique
- Lampe halogène Heraeus Kulzer (Fig. 5.5.1, Fig. 5.5.2)



Fig. 5.5.1

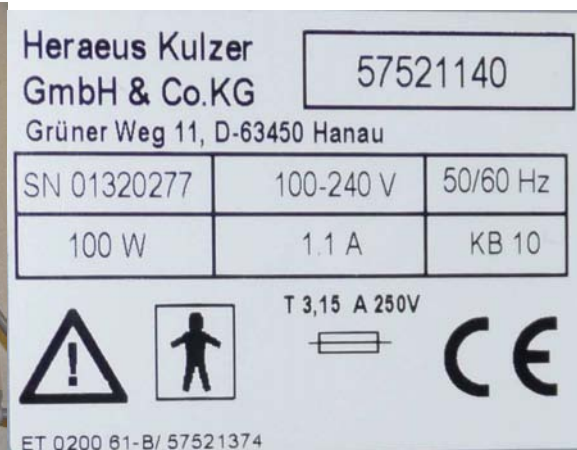


Fig. 5.5.2

- Radiomètre Heraeus Kulzer (Fig. 5.5.3, Fig. 5.5.4)

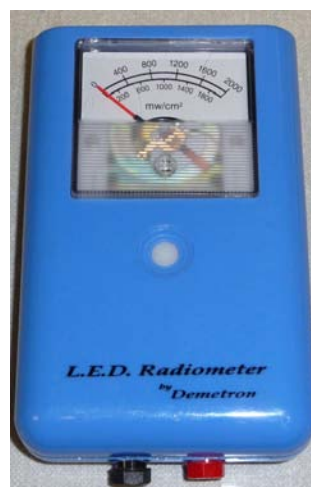


Fig. 5.5.3



Fig. 5.5.4

Le protocole expérimental est identique à celui décrit plus haut. Nous réalisons une mesure par échantillon et nous disposons donc de 5 échantillons de même teinte. Nous faisons la moyenne des résultats des échantillons de chaque teinte pour obtenir des résultats significatifs.

Une fois toutes les mesures terminées, une analyse des données est réalisée. Nous comparons la surface sous la courbe et la moyenne de l'énergie transmise à travers le composite et sans composite. Ceci nous permet alors d'obtenir un pourcentage d'absorption de la lumière pour chaque teinte et pour une épaisseur de 1mm de matériau.

5.3.3.1.2. Analyse des mesures obtenues

Analyse des données sur Excel :

4 colonnes :

- _ Calculer la moyenne en prenant les 10 mesures (1 mesure par seconde).
- _ Numéroter les mesures en commençant par 0.
- _ Calculer l'intégrale avec la formule : $=(E16-E15)*(C15+(E16-E15)*(C16-C15)/2)$
- _ Calculer la surface sous la courbe grâce à la somme des intégrales

Exemple de feuille de calcul pour l'échantillon n°1 de la teinte A1 :

Nom du fichier:	A1.1.XLS					
Type de fichier:	1					
Fabricant:	SEFRAM					
Nom:	essai					
Type de datalogger:	K1U0					
Numéro de série:	104					
Adresse:	1					
Période:	1s					
Début mesure:	20/01/09	11:00:20				
Fin de mesure:	20/01/09	11:00:36				
Nombre de mesures:	17					
Commentaire:						
Date	Time	Volt	Temps de la mesure en s	Intégrale	Surface sous la courbe	Moyenne des valeurs
20/01/09	11:00:20	3,50173E-05	1	3,50173E-05		
20/01/09	11:00:21	3,50173E-05	2	3,50173E-05		
20/01/09	11:00:22	3,50173E-05	3	0,00128064		
20/01/09	11:00:23	0,002526263	4	0,006885943		
20/01/09	11:00:24	0,011245622	5	0,011868434		
20/01/09	11:00:25	0,012491246	6	0,011868434		
20/01/09	11:00:26	0,011245622	7	0,010934217		
20/01/09	11:00:27	0,010622812	8	0,010934217		
20/01/09	11:00:28	0,011245622	9	0,011245622		
20/01/09	11:00:29	0,011245622	10	0,011557028		
20/01/09	11:00:30	0,011868434	11	0,011557028		
20/01/09	11:00:31	0,011245622	12	0,011245622		
20/01/09	11:00:32	0,011245622	13	0,011245622		0,011370185
20/01/09	11:00:33	0,011245622	14	0,00564032		
20/01/09	11:00:34	3,50173E-05	15	3,50173E-05	0,11636818	
20/01/09	11:00:35	3,50173E-05	16	3,50173E-05		
20/01/09	11:00:36	3,50173E-05	17	-0,005655292		

5.3.4.2. Protocole expérimental pour le spectrophotomètre

5.3.3.2.1. Généralités

Dans le spectrophotomètre, un monochromateur décompose le spectre lumineux en petites bandes d'ondes (de 10 à 20 nm). Dans ces bandes, on mesure l'intensité du rayonnement de la lumière transmise.

5.3.3.2.2. Mesures

Le dispositif est le même que pour le spectroradiomètre à ceci près que nous mettons le capteur du spectrophotomètre à la place du spectroradiomètre sous l'échantillon dont nous mesurons l'absorption.

Matériel : - Micro-ordinateur

- Logiciel d'acquisition numérique
- Lampe halogène Heraeus Kulzer
- Spectrophotomètre (Fig. 5.5.5, Fig. 5.5.6, Fig. 5.5.7)

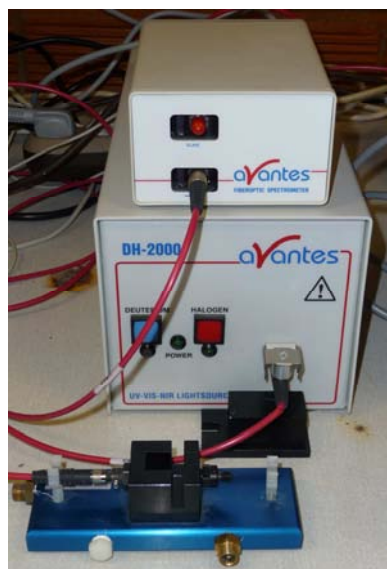


Fig. 5.5.5



Fig. 5.5.6

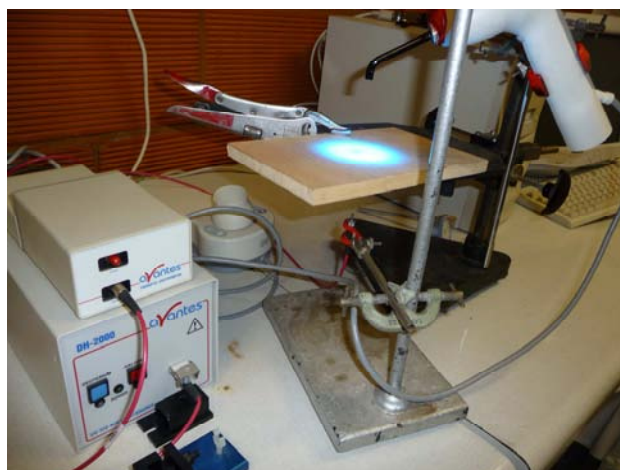


Fig. 5.5.7

Lorsque nous allumons la lampe, nous obtenons une courbe en temps réel correspondant à l'énergie lumineuse en fonction de la longueur d'onde.

Il nous suffit alors d'enregistrer cette courbe pour analyser l'absorption.

Les valeurs obtenues ne sont que des valeurs relatives qu'il faut comparer avec les valeurs témoins obtenues sans échantillon. De cette manière, nous pourrions obtenir le pourcentage d'absorption de la lumière à travers 1mm de matériau pour une teinte donnée et pour chaque longueur d'onde.

5.4. Résultats

5.4.1. Paramètres colorimétriques

Les paramètres colorimétriques des différentes couleurs du Signum ceramis et de l'HeraCeram Press apparaissent dans les tableaux suivants :

Teinte	Signum ceramis : paramètres colorimétriques						
	L*	a*	b*	C*	H°	White Berger	YI D1925
DA1	68.99 (0.25)	-1.88 (0.08)	8.69 (0.06)	8.89 (0.07)	102.18 (0.47)	17.16 (0.32)	19.47 (0.34)
DA2	68.80 (0.48)	-1.64 (0.09)	12.80 (0.14)	12.91 (0.15)	97.31 (0.32)	6.24 (0.57)	28.70 (0.32)
DA3	65.22 (0.46)	-1.18 (0.10)	16.53 (0.11)	16.57 (0.11)	94.08 (0.34)	-4.29 (0.31)	38.20 (0.58)
DA3.5	63.55 (0.46)	-0.52 (0.12)	17.87 (0.13)	17.88 (0.13)	91.67 (0.36)	-8.05 (0.25)	42.42 (0.34)
DA4	61.54 (0.42)	-0.68 (0.13)	21.77 (0.13)	21.78 (0.14)	91.78 (0.33)	-15.16 (0.09)	51.31 (0.32)
DB1	71.51 (0.51)	-1.86 (0.13)	6.20 (0.12)	6.47 (0.14)	106.69 (1.02)	26.49 (0.86)	13.22 (0.20)
DB2	67.73 (0.46)	-2.50 (0.17)	11.98 (0.17)	12.24 (0.20)	101.78 (0.67)	8.63 (0.52)	26.08 (0.34)
DB3	65.39 (0.36)	-2.03 (0.11)	19.47 (0.12)	19.57 (0.13)	95.95 (0.29)	-9.42 (0.20)	42.72 (0.30)
DB4	64.24 (0.46)	-1.90 (0.15)	20.32 (0.19)	20.41 (0.20)	95.33 (0.36)	-11.34 (0.26)	45.28 (0.44)
DC1	68.08 (0.40)	-1.71 (0.15)	10.87 (0.21)	11.00 (0.22)	98.92 (0.61)	10.68 (0.64)	24.94 (0.29)
DC2	64.62 (0.43)	-1.69 (0.10)	13.81 (0.11)	13.92 (0.11)	96.98 (0.40)	1.89 (0.40)	32.02 (0.67)
DC3	63.06 (0.46)	-0.67 (0.12)	16.55 (0.20)	16.57 (0.20)	92.32 (0.38)	-5.37 (0.40)	39.95 (0.30)
DC4	59.02 (0.47)	0.69 (0.10)	18.25 (0.12)	18.26 (0.11)	87.84 (0.34)	-10.27 (0.11)	46.62 (0.70)
DD2	66.04 (0.72)	-1.31 (0.17)	10.10 (0.19)	10.18 (0.21)	97.38 (0.84)	10.74 (0.83)	23.78 (0.49)
DD3	63.57 (0.49)	-0.17 (0.09)	14.98 (0.14)	14.98 (0.14)	90.66 (0.36)	-2.57 (0.37)	36.65 (0.36)
DD4	64.91 (0.46)	-2.05 (0.14)	15.51 (0.18)	15.65 (0.19)	97.52 (0.42)	-1.29 (0.40)	35.46 (0.33)

HeraCeram Press : paramètres colorimétriques							
	L*	a*	b*	C*	H°	White Berger	YI D1925
DA1	75.61 (0.42)	-1.92 (0.16)	12.27 (0.07)	12.42 (0.08)	98.91 (0.75)	12.63 (0.61)	25.44 (0.37)
DA2	71.57 (0.53)	-0.82 (0.12)	15.33 (0.10)	15.36 (0.10)	93.08 (0.46)	0.30 (0.50)	33.63 (0.40)
DA3	70.68 (0.22)	-0.58 (0.06)	15.39 (0.18)	15.40 (0.18)	92.15 (0.26)	-0.54 (0.57)	34.57 (0.53)
DA3.5	69.11 (0.24)	0.13 (0.09)	19.66 (0.17)	19.66 (0.17)	89.61 (0.25)	-11.92 (0.37)	44.31 (0.28)
DA4	64.04 (0.19)	0.48 (0.08)	16.76 (0.20)	16.77 (0.21)	88.35 (0.25)	-6.81 (0.46)	41.41 (0.35)
DB1	77.89 (0.61)	-2.21 (0.24)	9.80 (0.36)	10.05 (0.39)	102.70 (1.01)	22.71 (1.51)	19.96 (0.36)
DB2	74.43 (0.27)	-2.35 (0.12)	13.24 (0.20)	13.44 (0.20)	100.08 (0.50)	9.54 (0.53)	27.30 (0.42)
DB3	70.87 (0.48)	-1.20 (0.07)	18.60 (0.16)	18.64 (0.16)	93.68 (0.24)	-7.54 (0.47)	39.51 (0.62)
DB4	66.67 (0.26)	-0.56 (0.10)	18.90 (0.18)	18.91 (0.19)	91.70 (0.28)	-9.71 (0.32)	43.14 (0.41)
DC1	69.71 (0.34)	-1.91 (0.08)	10.62 (0.14)	10.79 (0.12)	100.22 (0.50)	12.72 (0.53)	23.08 (0.40)
DC2	64.66 (0.30)	-0.77 (0.07)	13.65 (0.33)	13.67 (0.32)	93.22 (0.36)	1.27 (0.67)	32.62 (0.65)
DC3	64.22 (0.37)	-0.81 (0.19)	13.51 (0.27)	13.53 (0.29)	93.41 (0.73)	1.46 (0.53)	32.53 (0.51)
DC4	61.43 (0.29)	0.76 (0.17)	15.41 (0.23)	15.43 (0.23)	87.16 (0.65)	-4.91 (0.35)	39.03 (0.58)
DD2	71.48 (0.19)	-1.09 (0.19)	9.07 (0.17)	9.13 (0.18)	96.82 (1.10)	17.30 (0.42)	20.41 (0.28)
DD3	69.79 (0.41)	-0.60 (0.15)	12.23 (0.14)	12.24 (0.14)	92.82 (0.71)	7.03 (0.68)	27.86 (0.41)
DD4	68.00 (0.36)	-1.16 (0.16)	19.30 (0.18)	19.33 (0.19)	93.45 (0.45)	-9.72 (0.31)	42.69 (0.27)

Les valeurs de l'opacité des différentes couleurs du Signum ceramis et de l'HeraCeram Press apparaissent dans les tableaux suivants.

Opacité des différentes couleurs du Signum ceramis				
	Delta L*	Facteur de translucidité	Delta Y	Contrast Ratio Y
DA1	9.72 (0.42)	10.99 (0.30)	11.97 (0.37)	0.69 (0.01)
DA2	9.25 (0.25)	11.14 (0.19)	11.83 (0.30)	0.70 (0.01)
DA3	9.36 (0.33)	11.81 (0.23)	10.26 (0.31)	0.70 (0.01)
DA3.5	8.76 (0.17)	11.59 (0.14)	9.64 (0.28)	0.70 (0.01)
DA4	8.96 (0.22)	11.92 (0.21)	9.96 (0.47)	0.67 (0.01)
DB1	9.70 (0.36)	10.59 (0.31)	12.72 (0.23)	0.70 (0.00)
DB2	9.20 (0.13)	11.05 (0.16)	11.23 (0.27)	0.70 (0.00)
DB3	9.00 (0.29)	11.89 (0.18)	10.63 (0.14)	0.69 (0.00)
DB4	9.55 (0.39)	12.55 (0.25)	10.63 (0.30)	0.68 (0.01)
DC1	9.17 (0.22)	10.75 (0.15)	10.70 (0.53)	0.71 (0.01)
DC2	9.23 (0.24)	11.17 (0.21)	10.42 (0.27)	0.69 (0.01)
DC3	9.04 (0.31)	11.37 (0.22)	9.42 (0.46)	0.70 (0.01)
DC4	8.80 (0.48)	11.63 (0.27)	8.51 (0.41)	0.69 (0.01)
DD2	8.91 (0.55)	10.53 (0.35)	10.20 (0.88)	0.71 (0.02)
DD3	8.64 (0.21)	10.87 (0.14)	9.17 (0.31)	0.72 (0.01)
DD4	9.45 (0.20)	11.79 (0.16)	10.65 (0.13)	0.69 (0.00)

Opacité des différentes couleurs de l'HeraCeram Press				
	Delta L*	Facteur de translucidité	Delta Y	Contrast Ratio Y
DA1	5.01 (0.52)	7.33 (0.35)	7.16 (0.92)	0.85 (0.02)
DA2	4.18 (0.27)	7.25 (0.16)	6.17 (0.39)	0.86 (0.01)
DA3	4.30 (0.14)	6.99 (0.18)	6.24 (0.27)	0.85 (0.01)
DA3.5	5.72 (0.11)	9.31 (0.16)	7.30 (0.23)	0.81 (0.00)
DA4	5.10 (0.24)	7.91 (0.29)	5.57 (0.25)	0.83 (0.01)
DB1	4.74 (0.19)	6.45 (0.20)	7.71 (0.58)	0.85 (0.01)
DB2	5.21 (0.17)	7.98 (0.26)	7.56 (0.45)	0.84 (0.01)
DB3	5.40 (0.20)	8.74 (0.13)	7.66 (0.48)	0.82 (0.01)
DB4	4.21 (0.13)	7.36 (0.12)	5.65 (0.22)	0.84 (0.00)
DC1	5.79 (0.25)	8.07 (0.21)	7.58 (0.23)	0.81 (0.00)
DC2	4.42 (0.34)	6.95 (0.38)	5.53 (0.32)	0.84 (0.01)
DC3	5.24 (0.22)	7.39 (0.14)	5.45 (0.08)	0.84 (0.00)
DC4	4.09 (0.19)	6.92 (0.18)	4.53 (0.45)	0.85 (0.01)
DD2	4.99 (0.17)	6.86 (0.18)	6.63 (0.16)	0.84 (0.00)
DD3	5.19 (0.49)	7.90 (0.25)	7.50 (0.23)	0.82 (0.00)
DD4	5.16 (0.55)	8.25 (0.31)	6.07 (0.53)	0.84 (0.01)

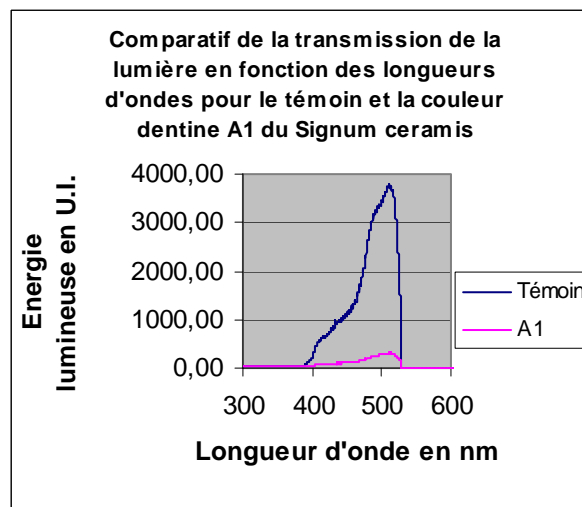
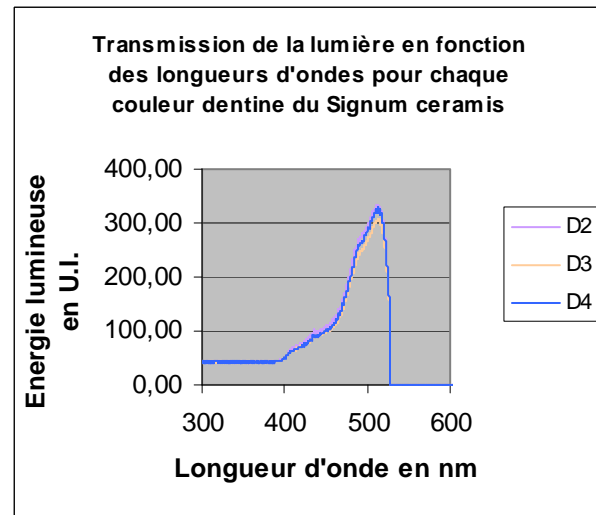
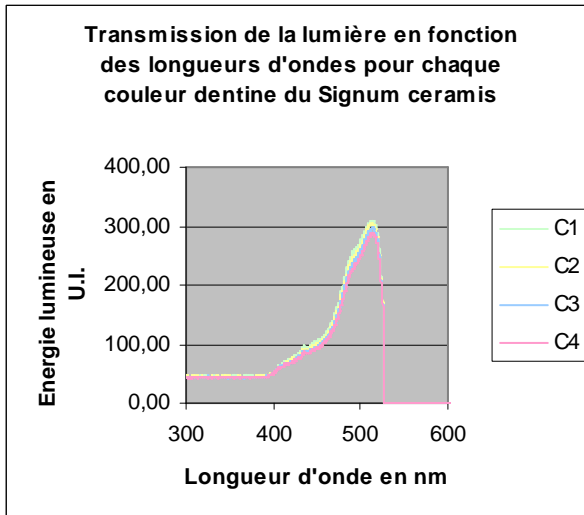
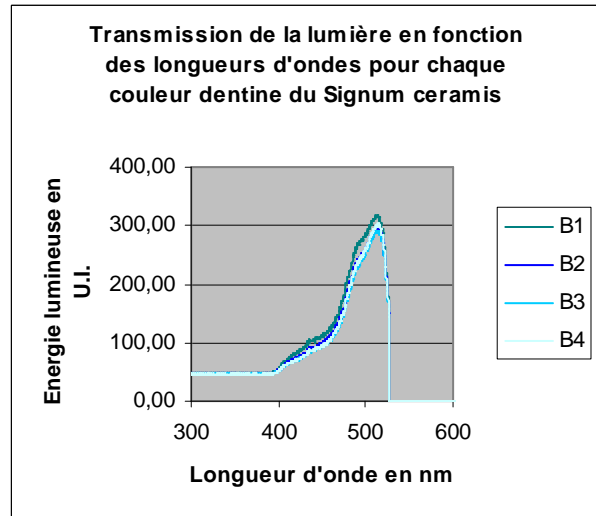
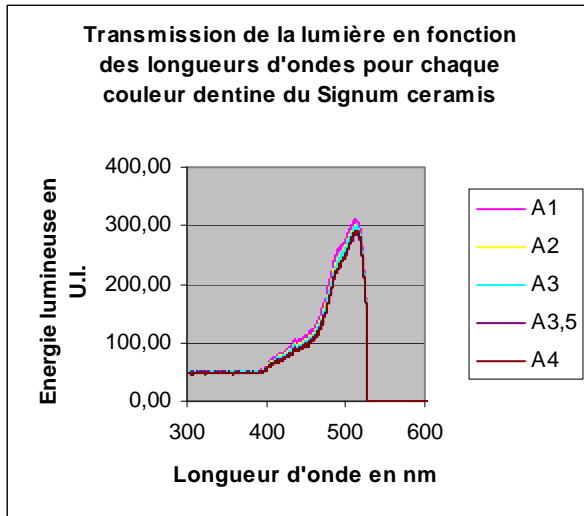
5.4.2. Paramètres d'absorption

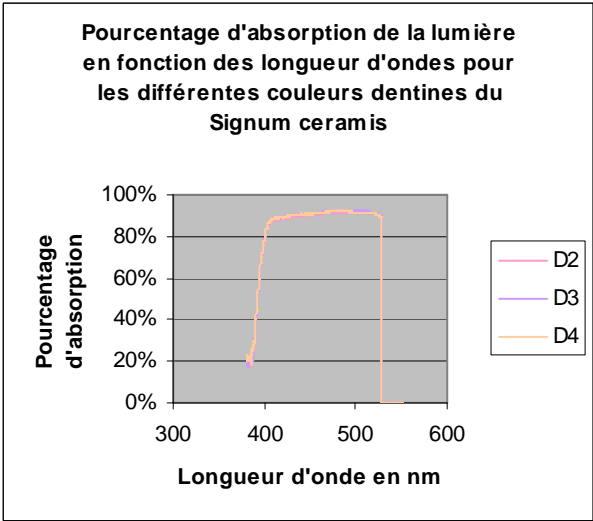
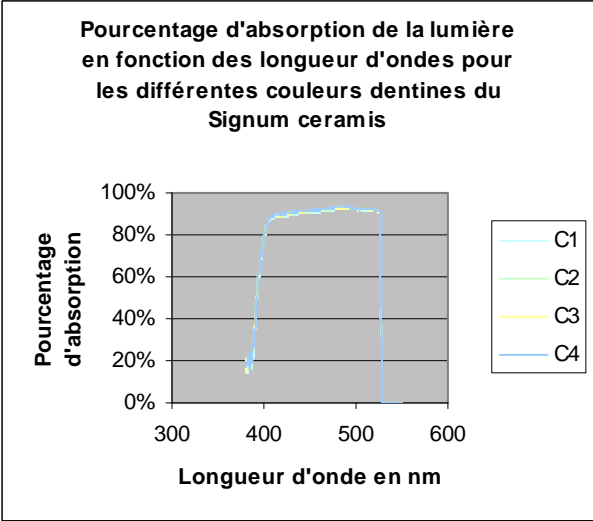
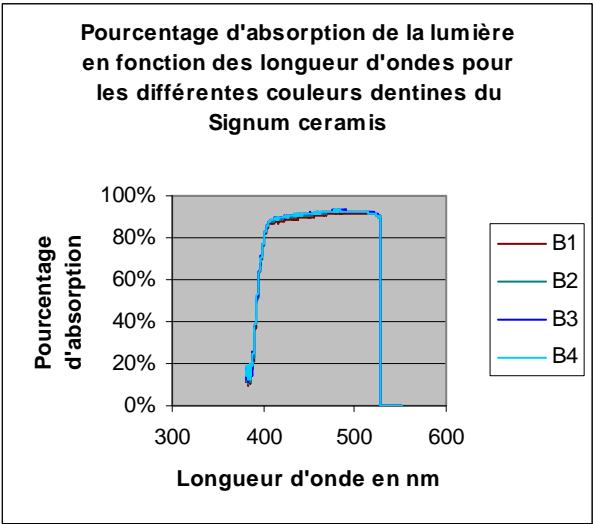
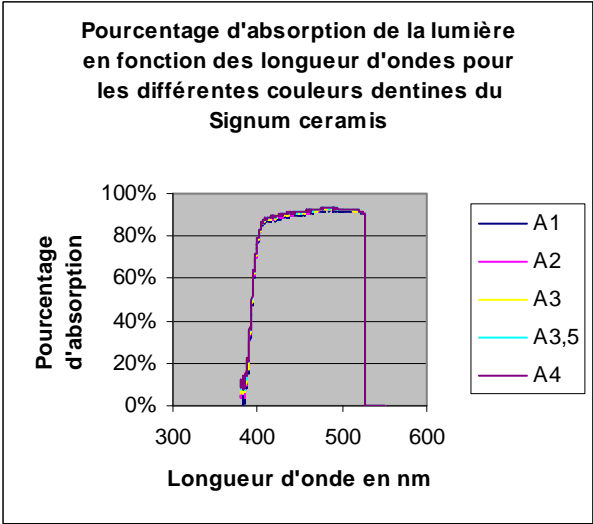
5.4.2.1. Résultats obtenus avec Signum ceramis

Résultats obtenus avec le spectroradiomètre

		Signum ceramis		
	moyenne	Pourcentage de transmission: plateau	surface sous la courbe	Pourcentage de transmission: surfaces sur la courbe
A1	0,01180615	35,16 %	0,118368182	35,23 %
A2	0,01034877	30,82%	0,103662831	30,85 %
A3	0,0090035	26,81%	0,090213601	26,85 %
A3.5	0,00851771	25,37%	0,085352174	25,40%
A4	0,00763332	22,73%	0,076508251	22,77 %
B1	0,01225458	36,49 %	0,122720856	36,53 %
B2	0,01058544	31,52 %	0,106161078	31,60 %
B3	0,00866718	25,81 %	0,086846923	25,85 %
B4	0,00841806	25,07 %	0,084355676	25,11 %
C1	0,01061035	31,60 %	0,106278634	31,63 %
C2	0,00951421	28,33 %	0,095317155	28,37 %
C3	0,00891631	26,55 %	0,089338167	26,59 %
C4	0,00764889	22,78 %	0,076259126	22,70 %
D2	0,0105979	31,56 %	0,108894445	32,41 %
D3	0,00892876	26,59 %	0,089462728	26,63 %
D4	0,00941456	28,04 %	0,094320655	28,07%
témoin	0,03357964		0,335971478	

Résultats obtenus avec le spectrophotomètre



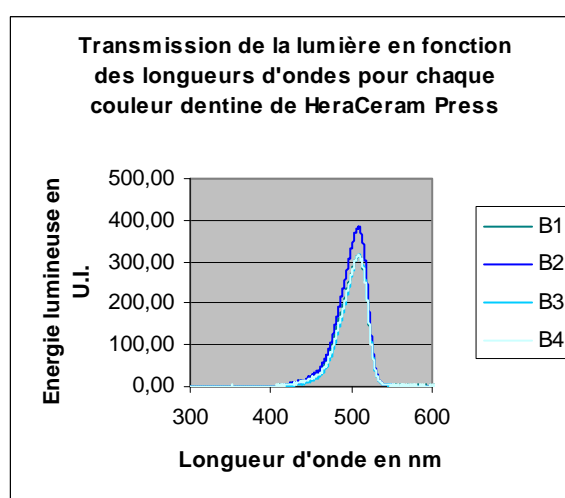
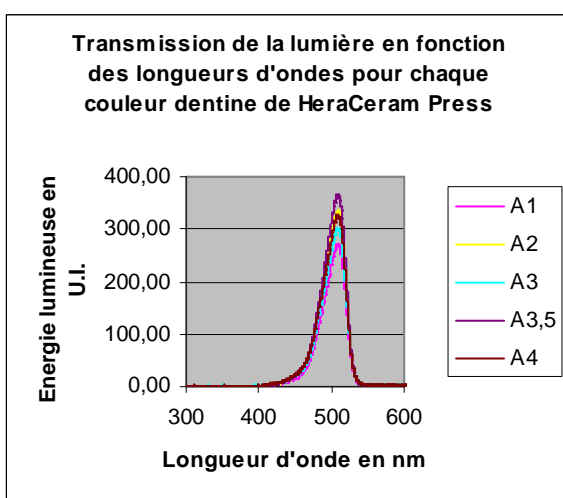


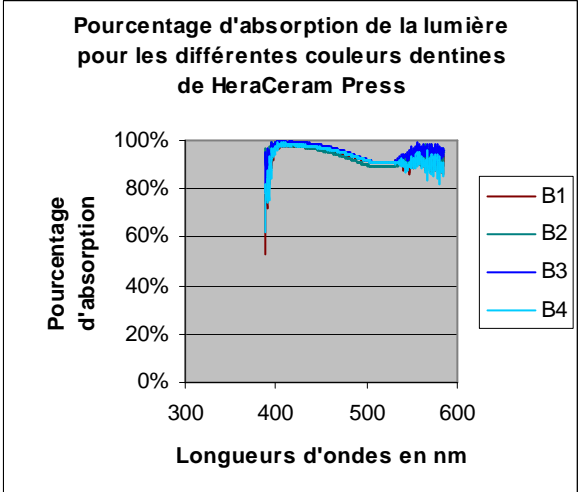
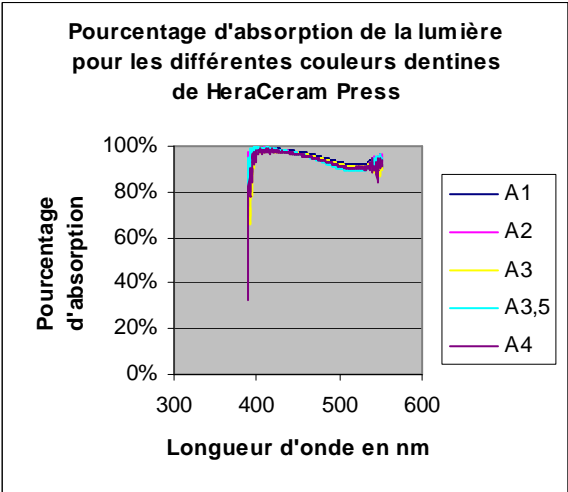
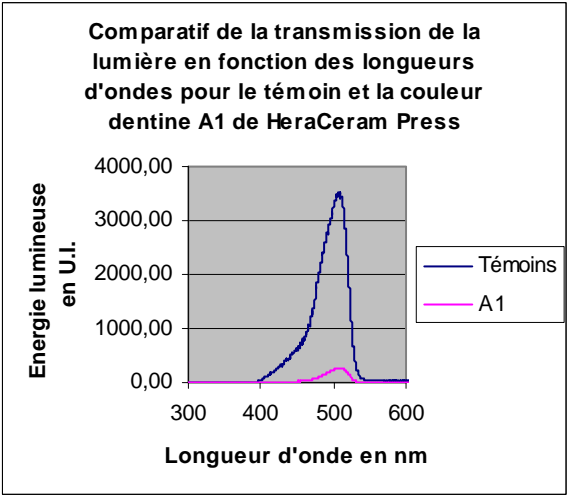
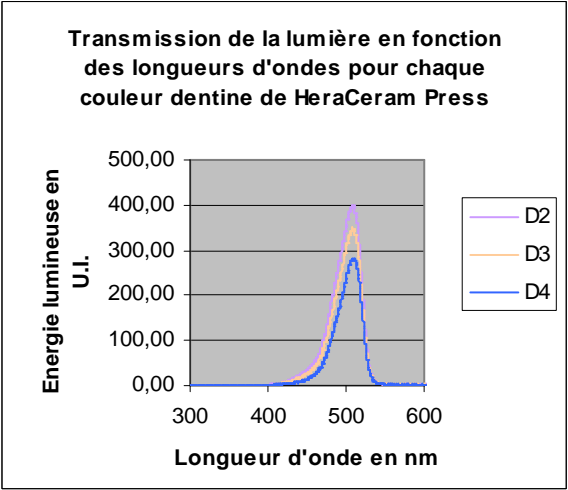
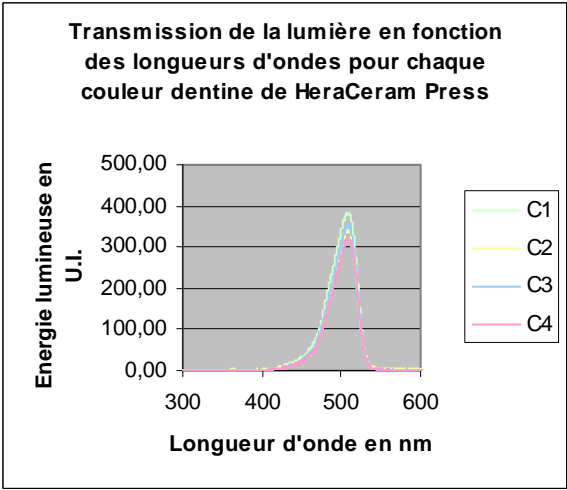
5.4.2.2. Résultats obtenus avec HeraCeram Press

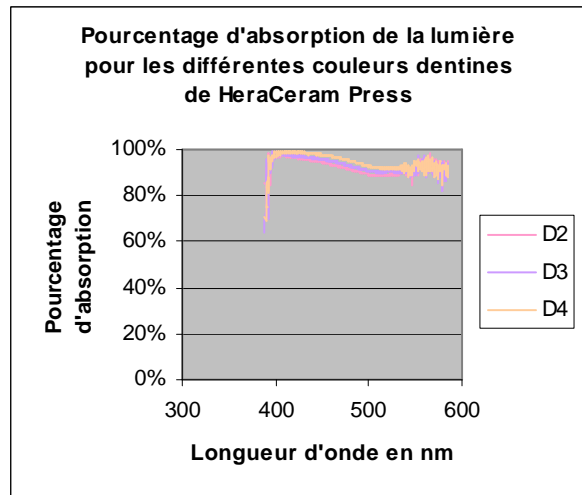
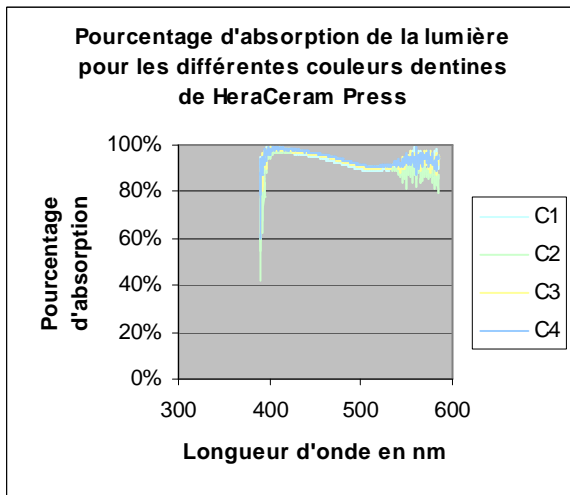
Résultats obtenus avec le spectroradiomètre

HeraCeram Press				
	moyenne	Pourcentage de transmission: plateau	surface sous la courbe	Pourcentage de transmission: surfaces sur la courbe
A1	0,00602646	17,52 %	0,060404699	17,55%
A2	0,00549085	15,96 %	0,05508354	16,00 %
A3	0,00622576	18,10 %	0,062432713	18,14 %
A3.5	0,00566523	16,47 %	0,056827411	16,51 %
A4	0,00581471	16,90 %	0,058322158	16,94 %
B1	0,00684857	19,91 %	0,068660826	19,95 %
B2	0,00648734	18,86 %	0,06504852	18,90 %
B3	0,00502996	14,62 %	0,050474735	14,66 %
B4	0,00500505	14,55 %	0,05022561	14,59 %
C1	0,00711015	20,67 %	0,071276635	20,71 %
C2	0,00572751	16,65 %	0,057450222	16,69 %
C3	0,00557804	16,21%	0,055955475	16,26 %
C4	0,005304	15,42 %	0,053215105	15,46 %
D2	0,00684857	19,91 %	0,068660827	19,95 %
D3	0,00626313	18,21 %	0,062806399	18,25 %
D4	0,00480575	13,97 %	0,048232614	14,01 %
Témoin	0,03440175		0,344192592	

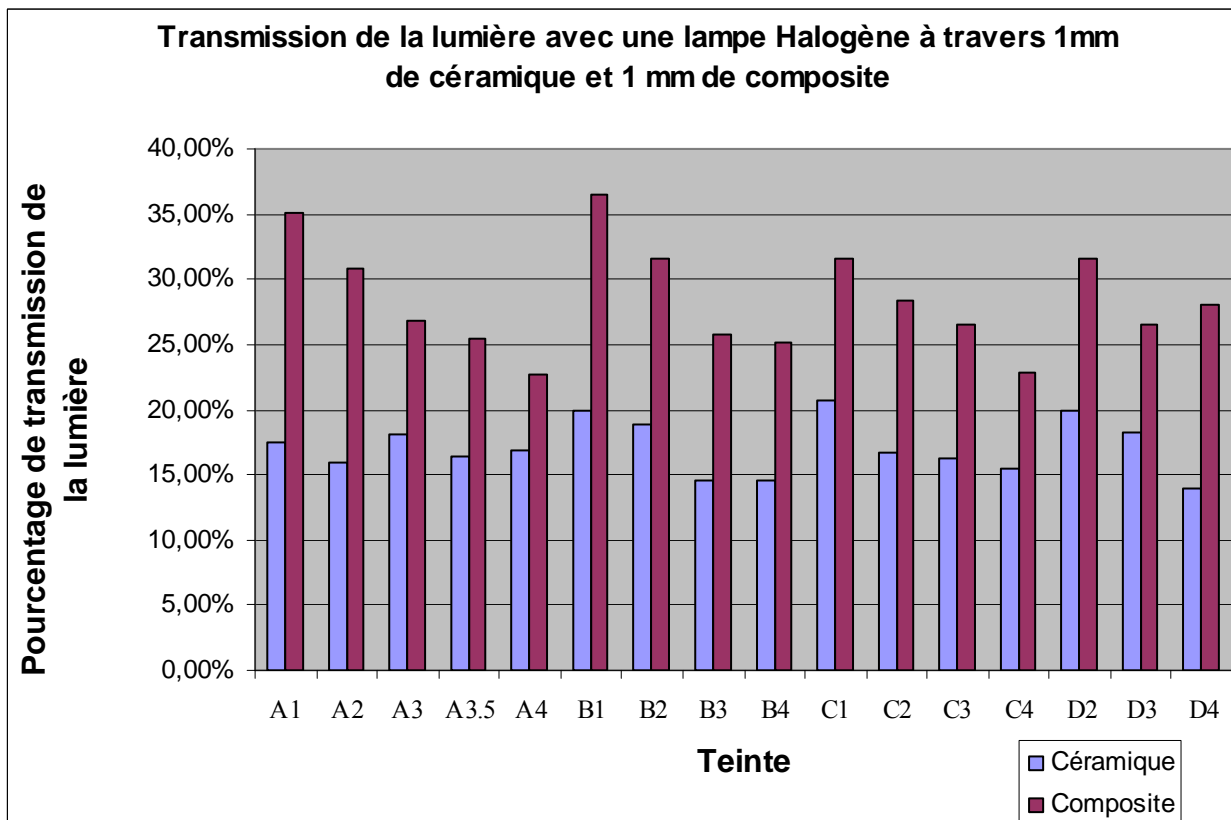
Résultats obtenus avec le spectrophotomètre







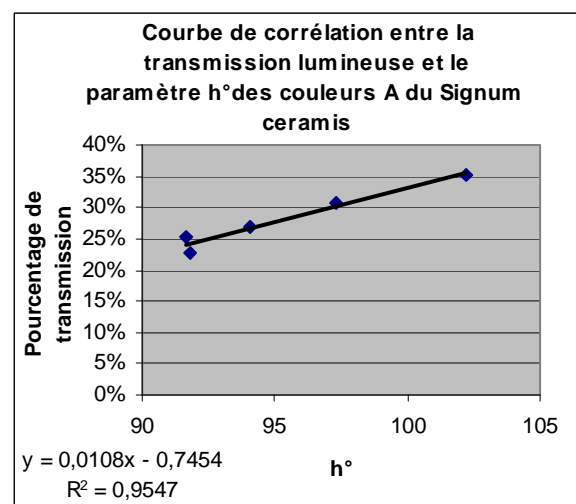
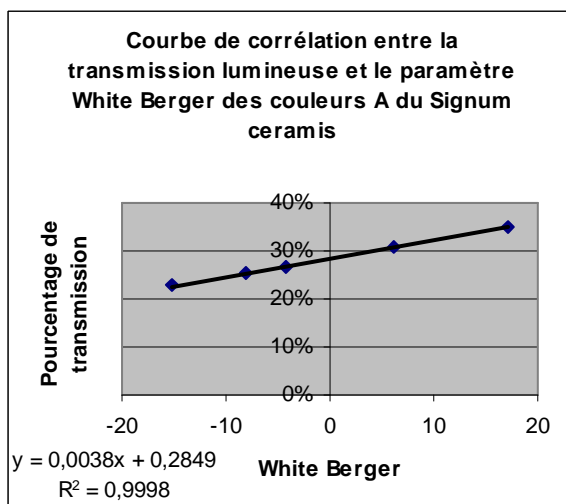
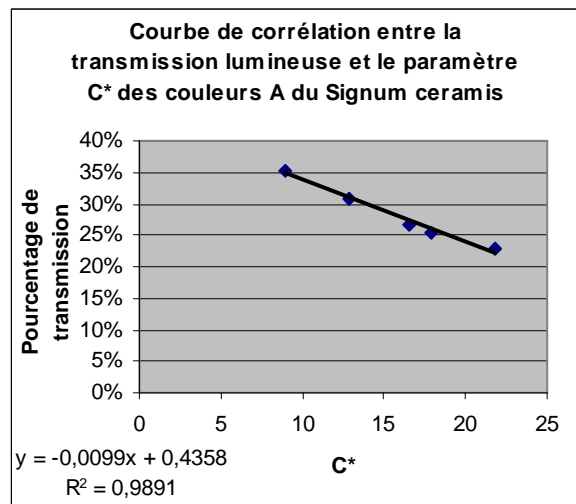
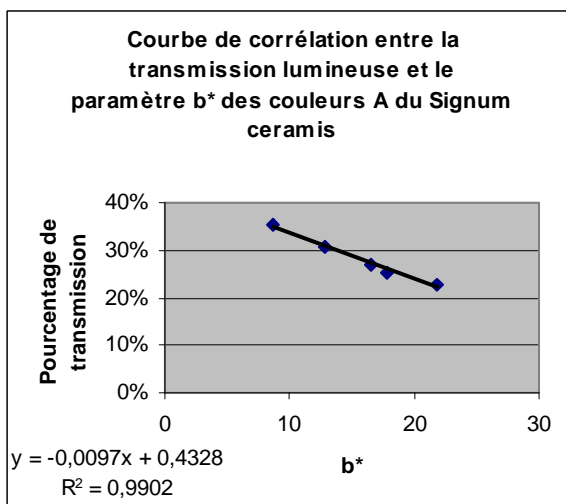
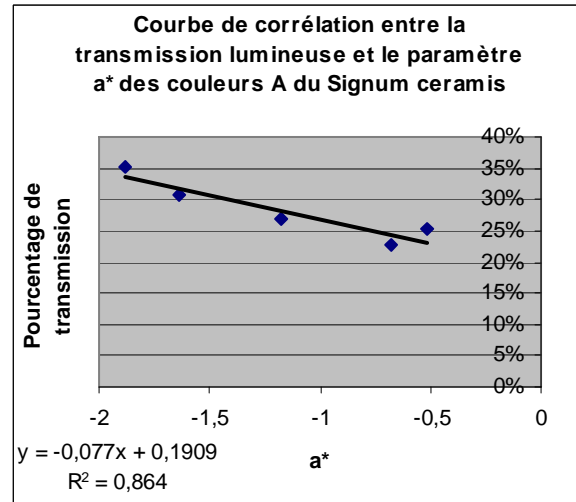
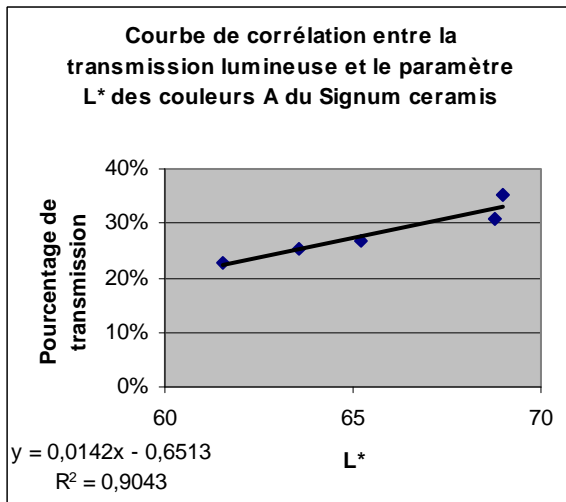
5.4.2.3. Résultats comparatifs obtenus avec la céramique et le composite

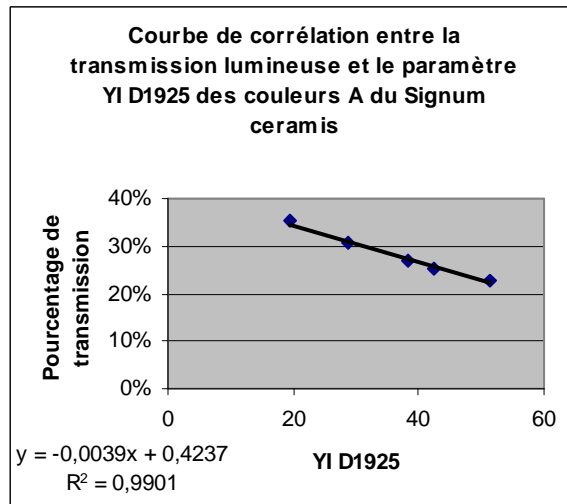


5.4.2.4. Corrélation entre les paramètres de colorimétrie et d'absorption de la lumière

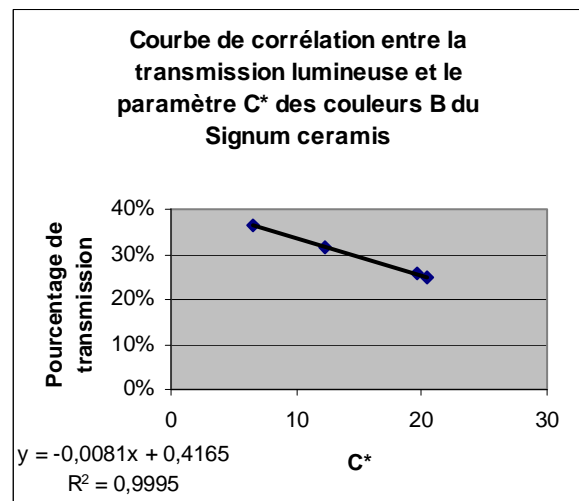
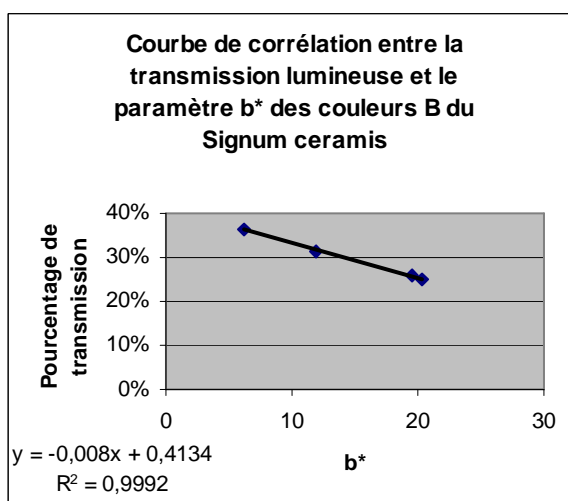
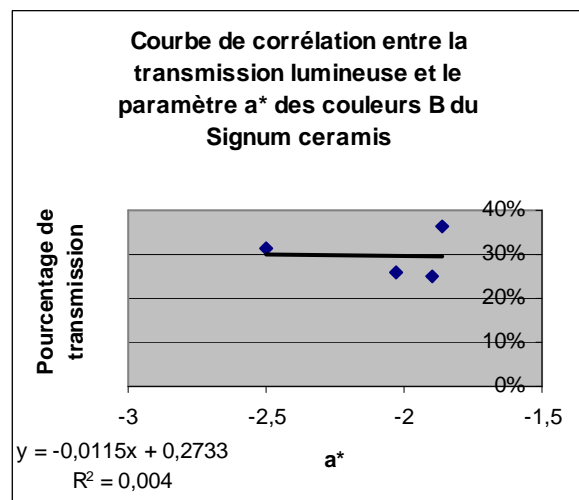
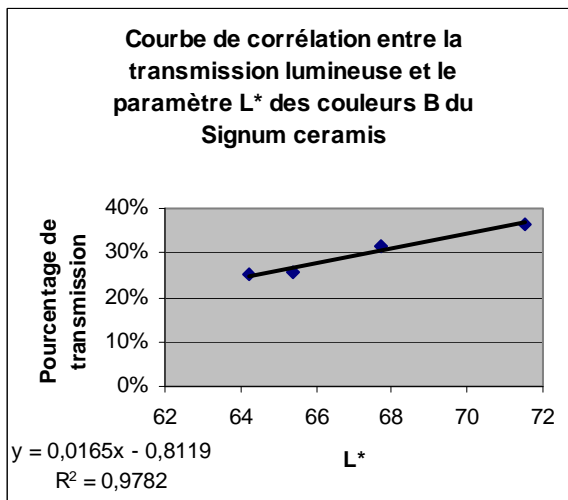
La corrélation entre les paramètres de colorimétrie et d'opacité avec les coefficients de transmission de la lumière apparaît sur les graphiques suivants :

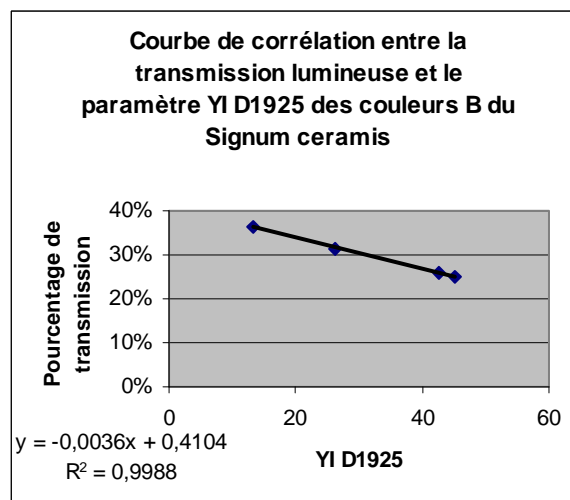
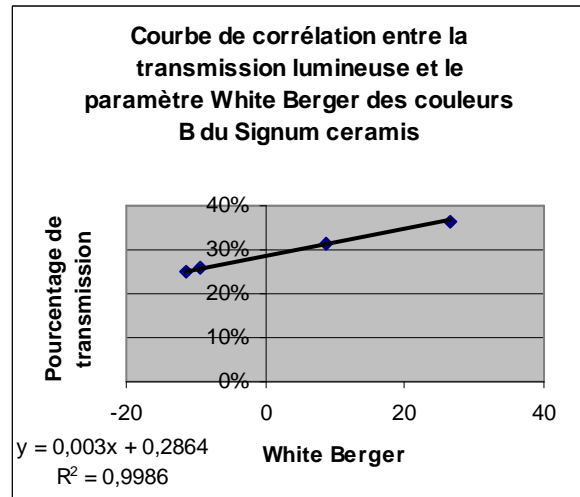
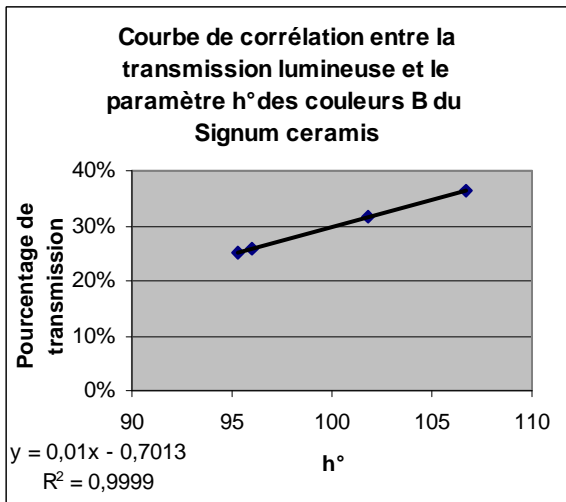
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs A.



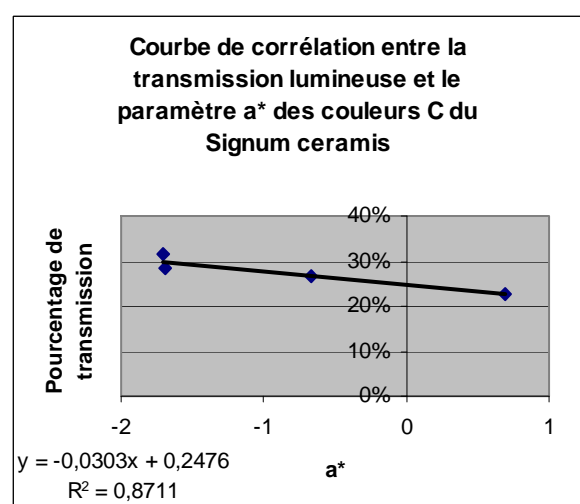
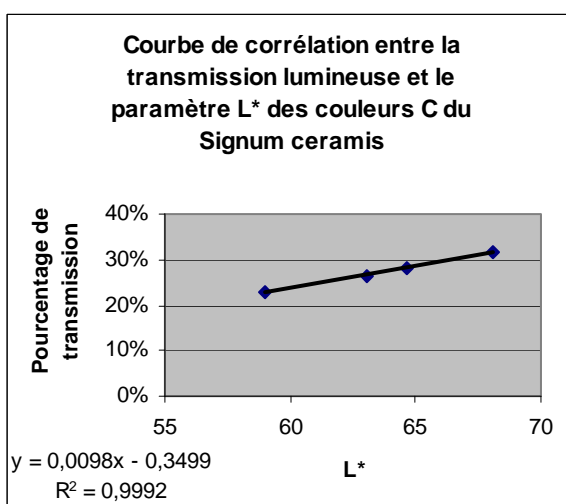


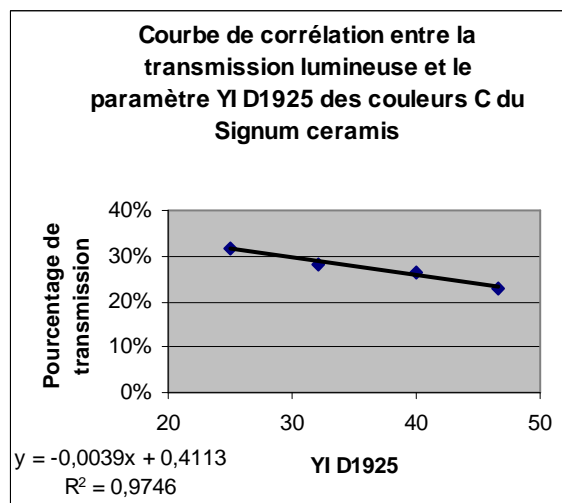
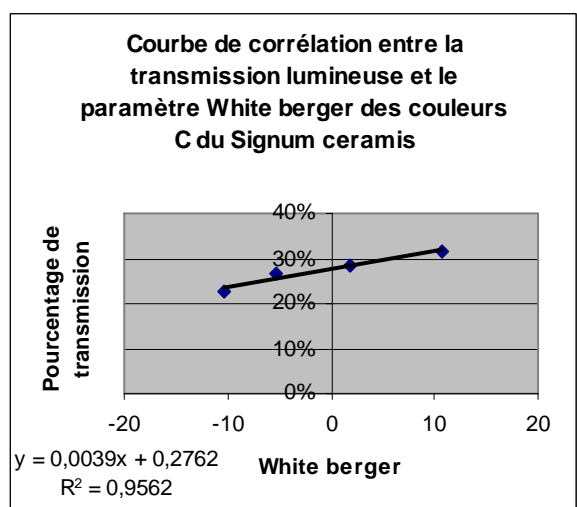
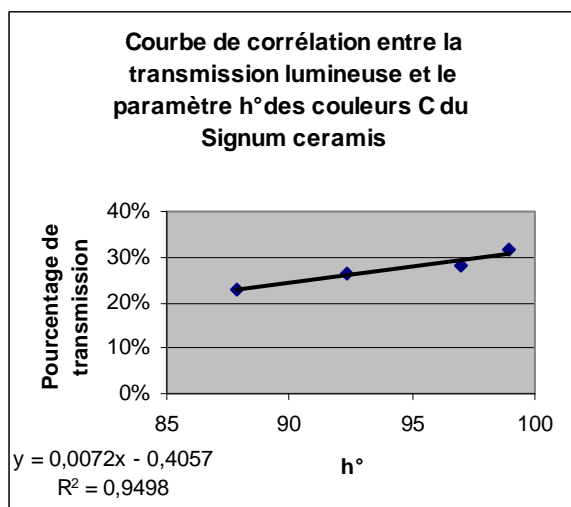
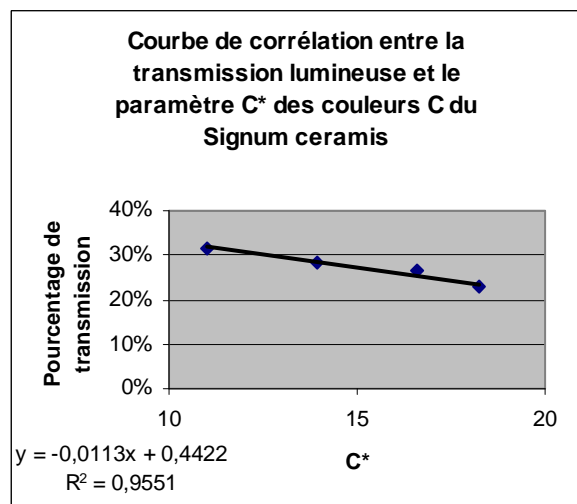
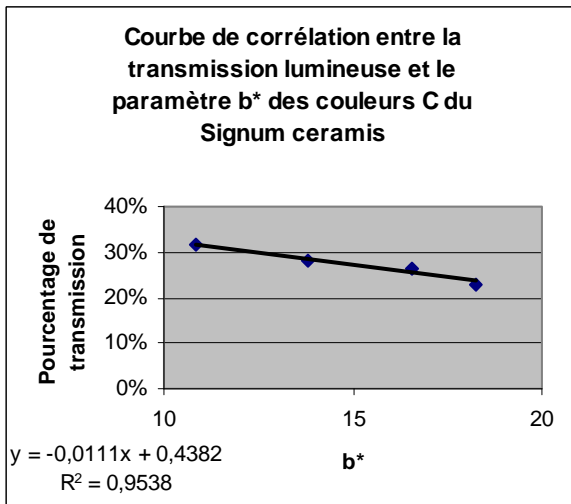
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs B.



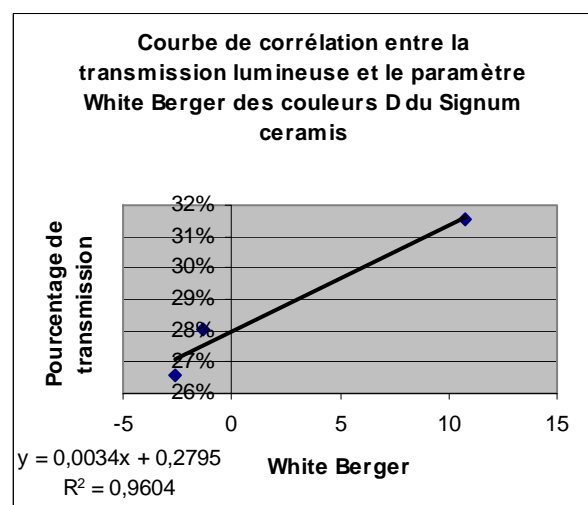
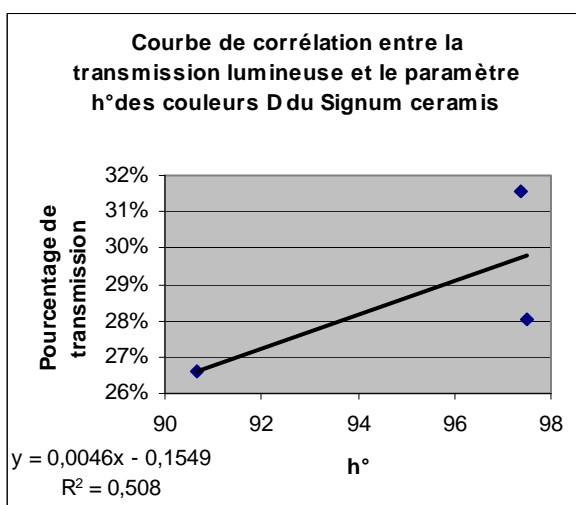
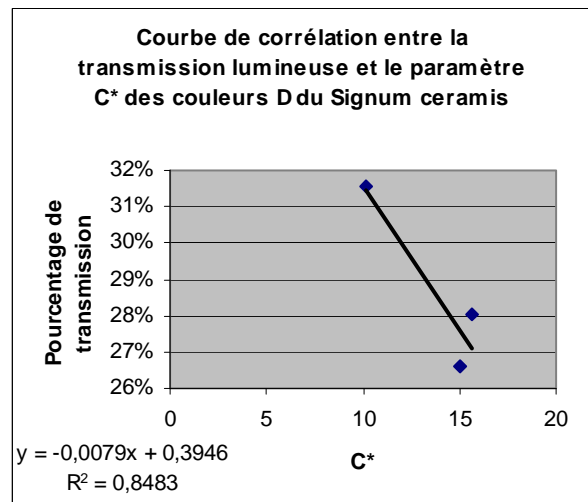
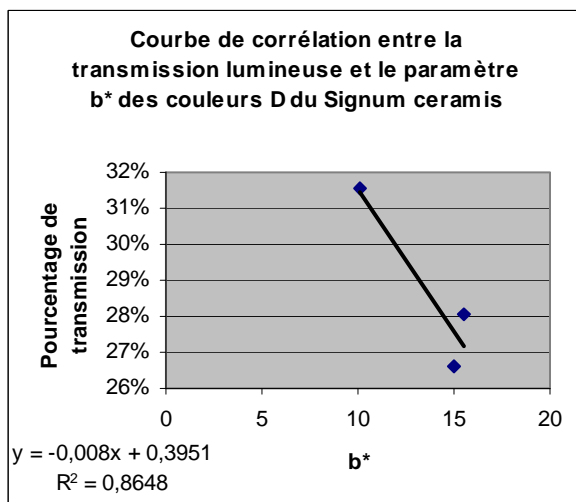
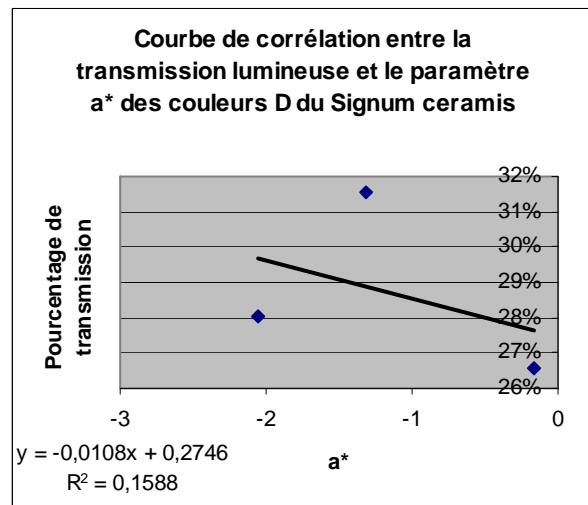
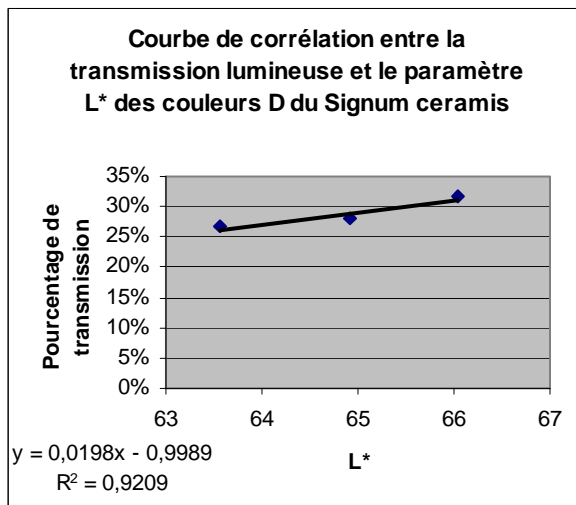


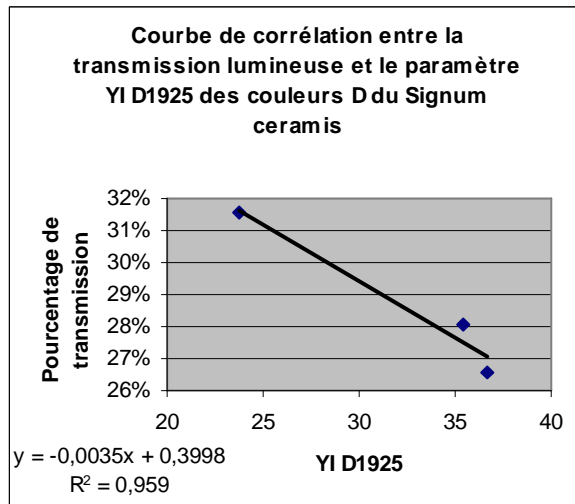
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs C.



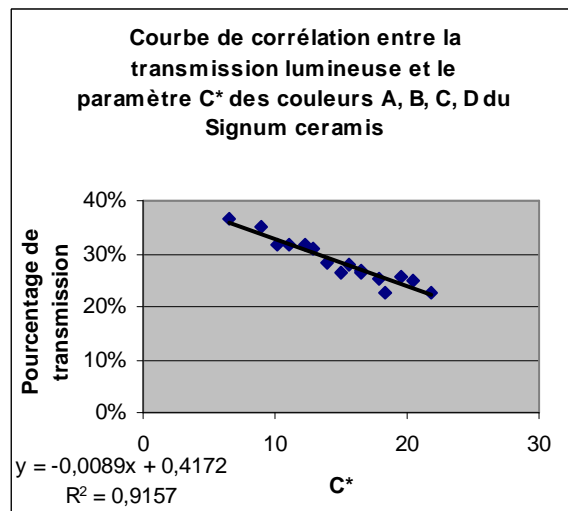
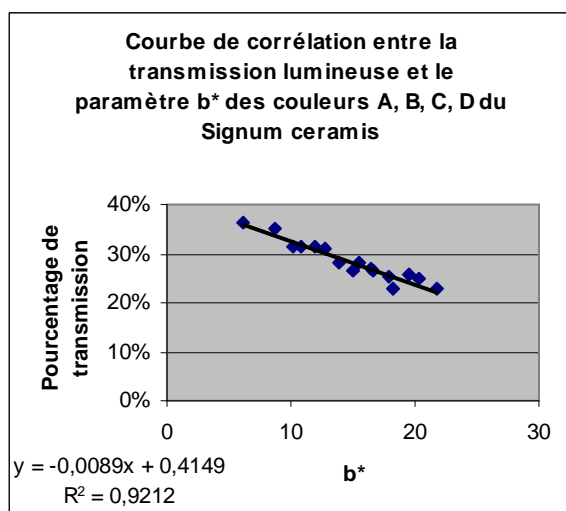
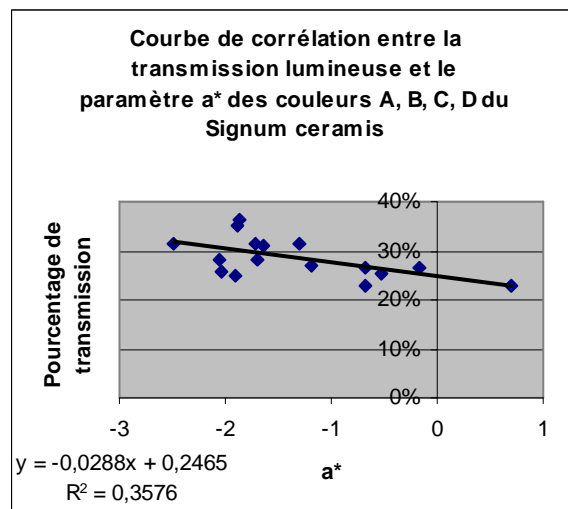
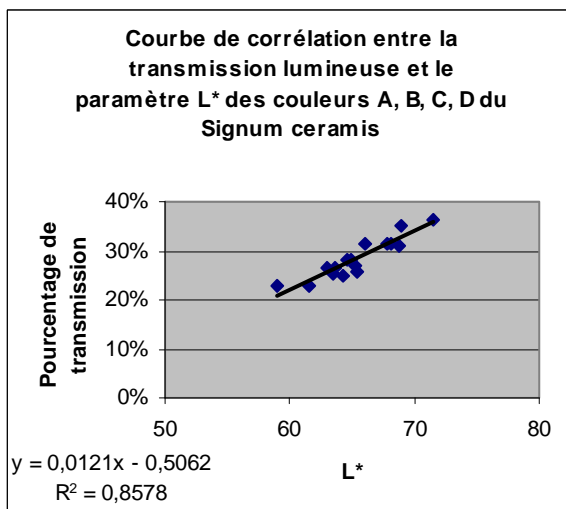


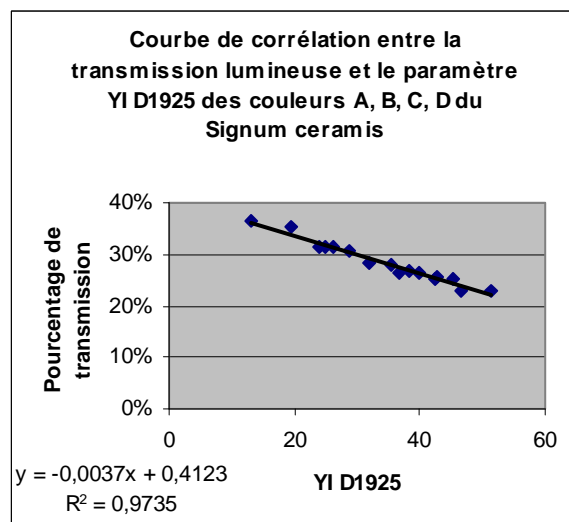
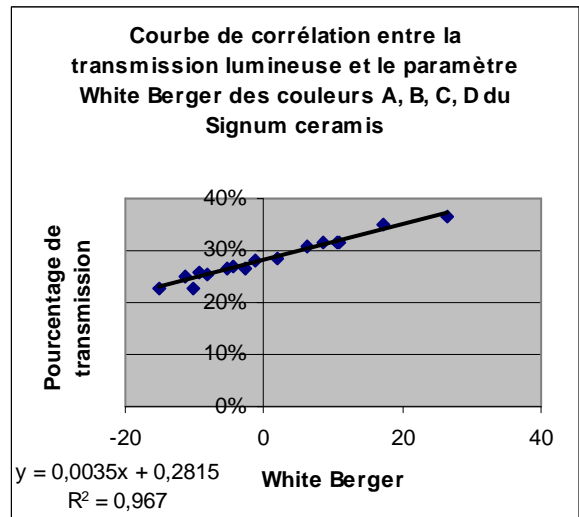
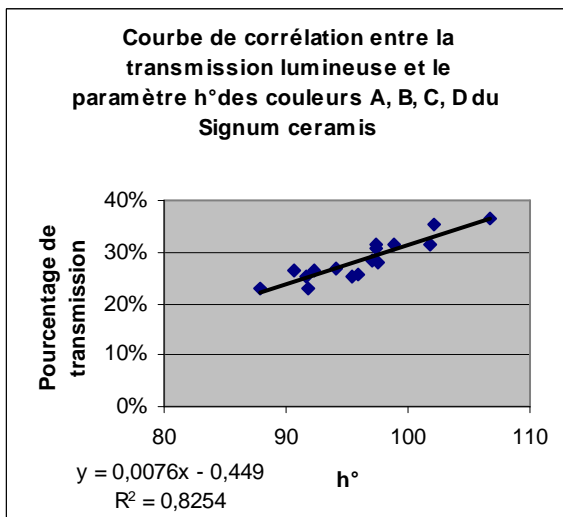
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs D



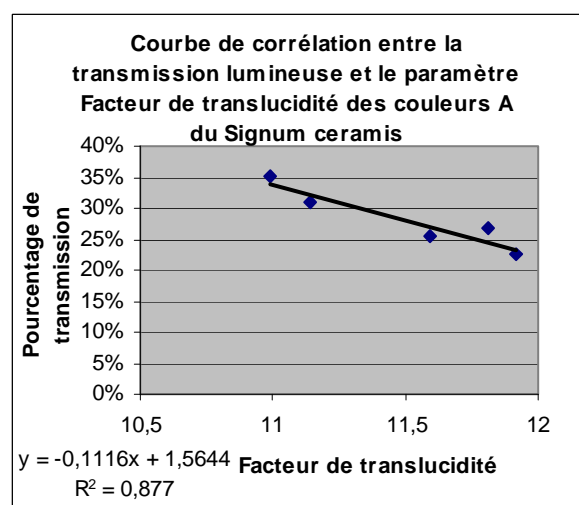
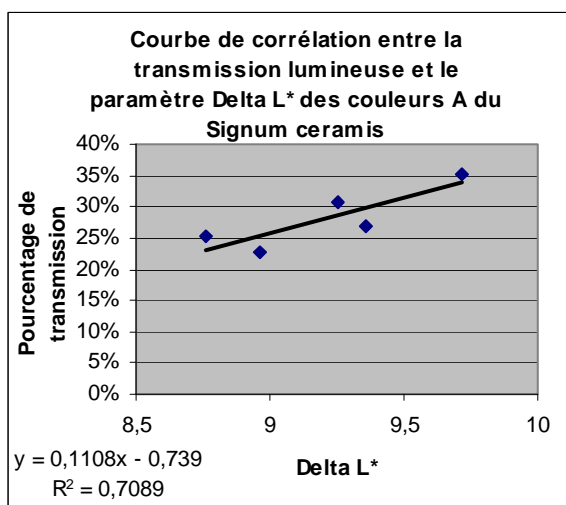


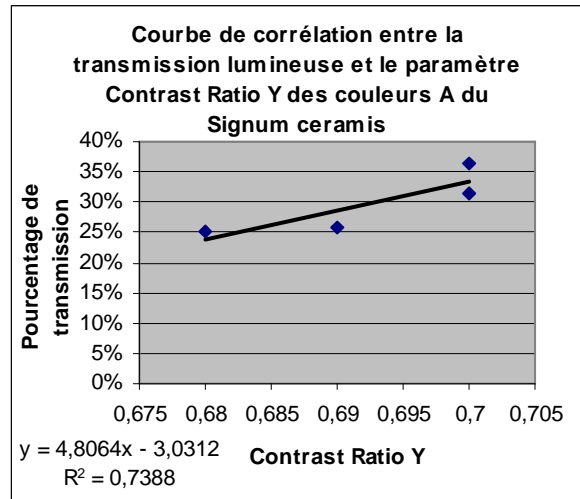
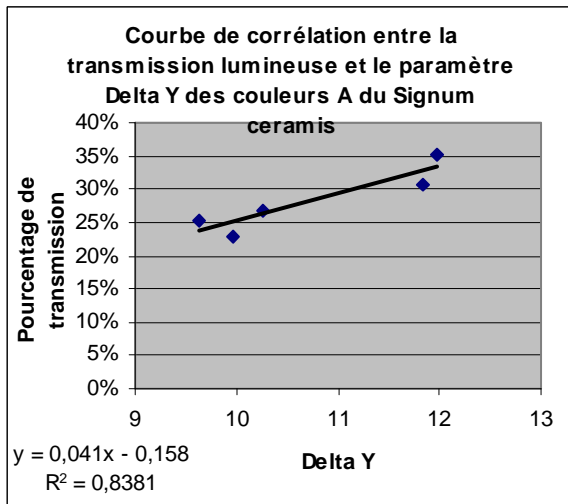
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs A, B, C, D.



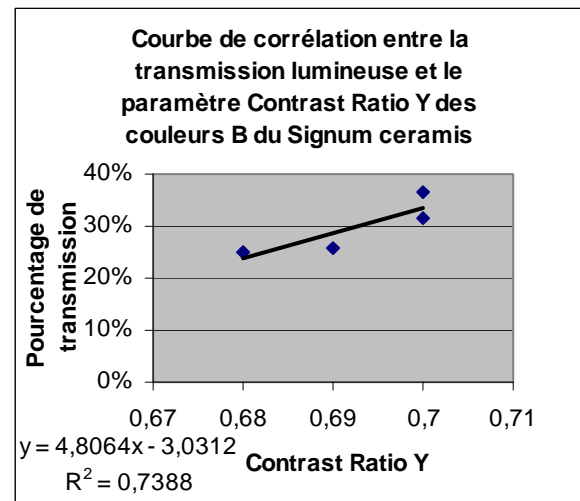
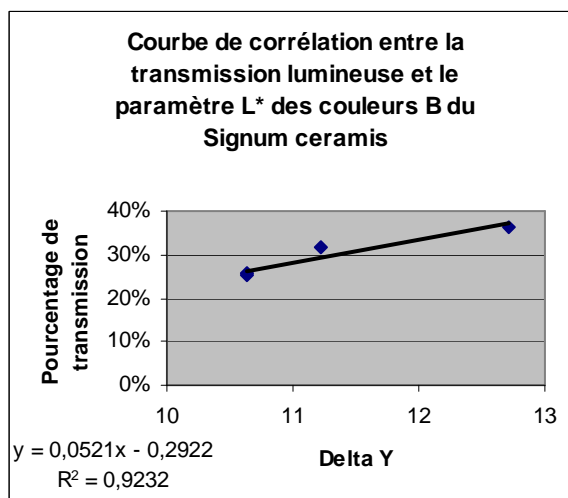
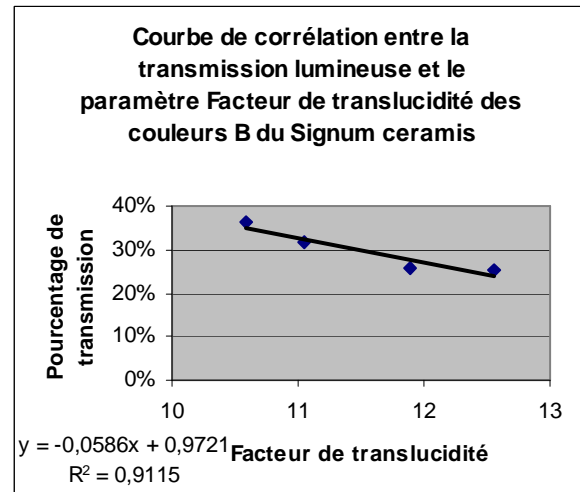
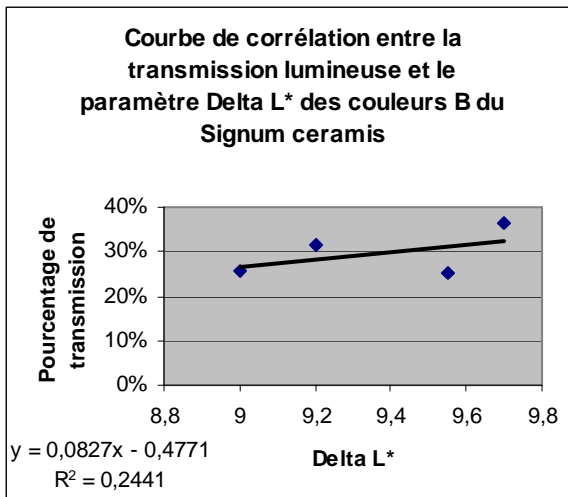


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs A.

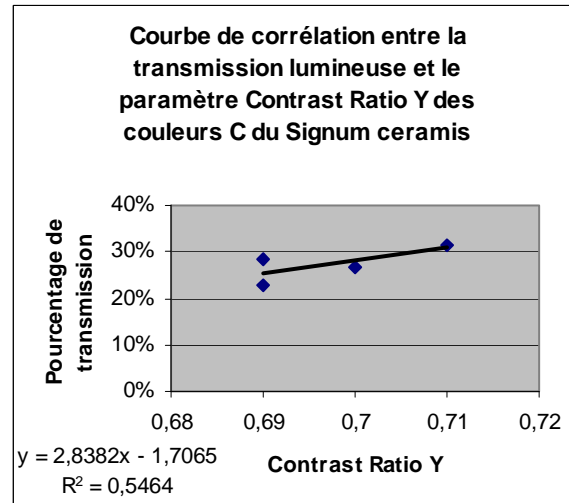
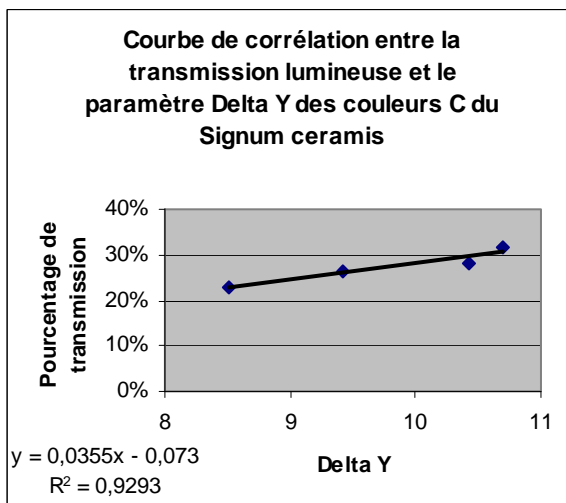
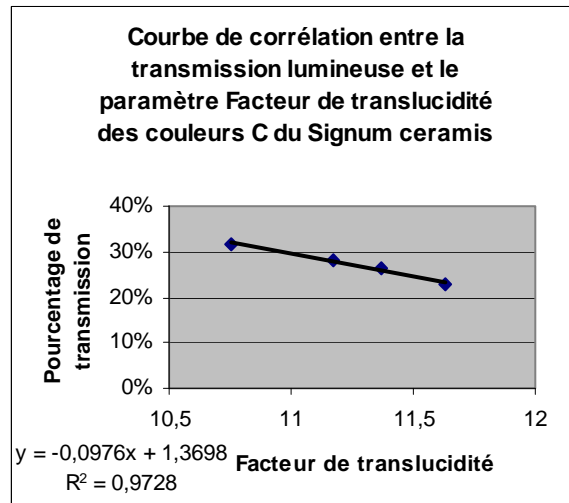
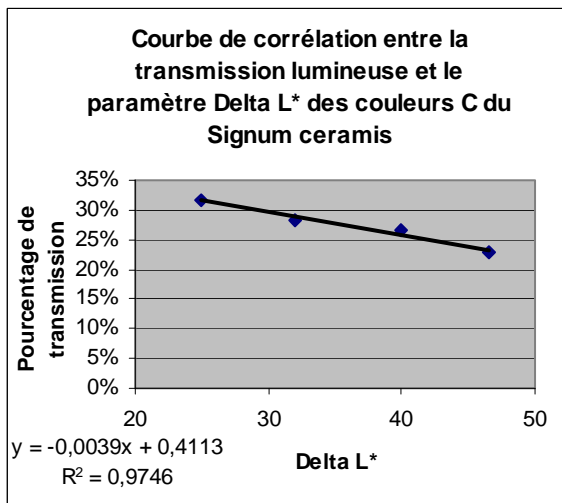




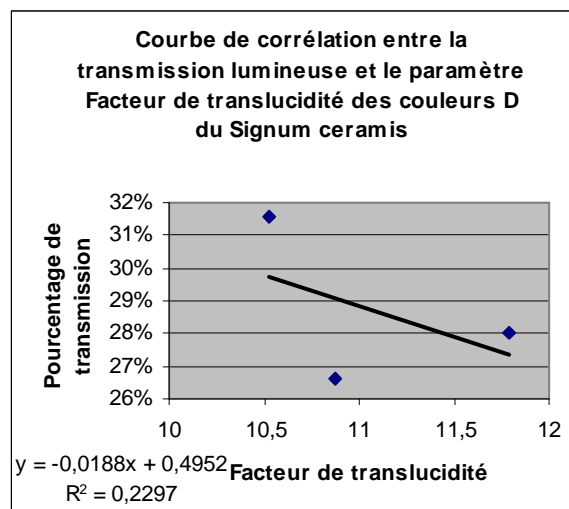
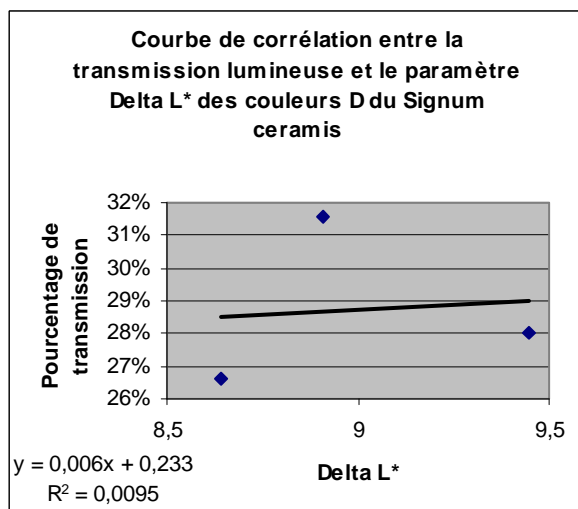
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs B.

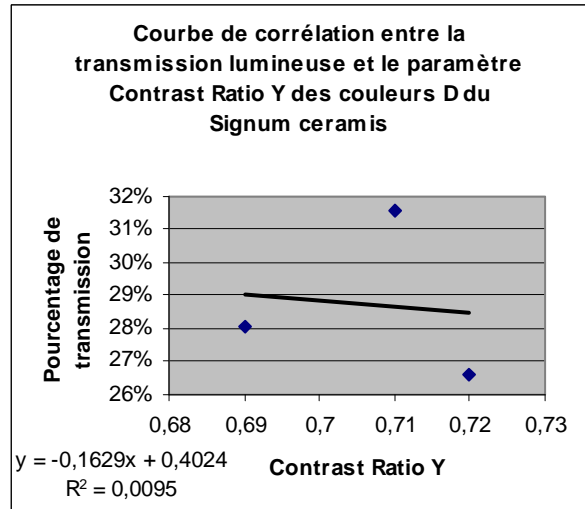
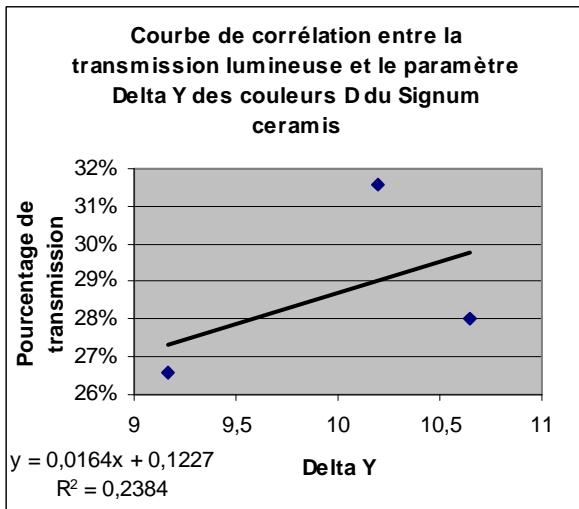


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs C.

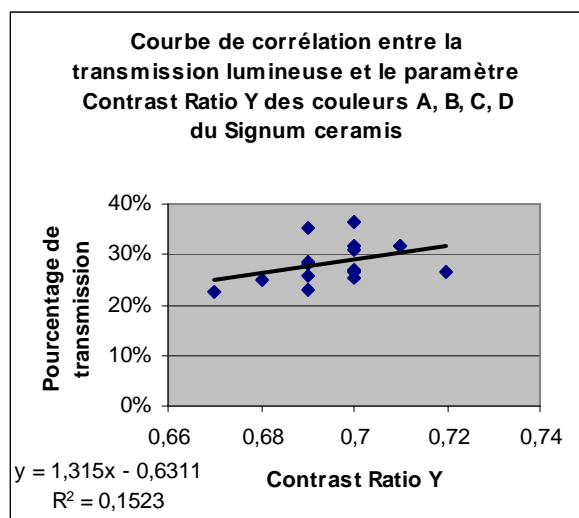
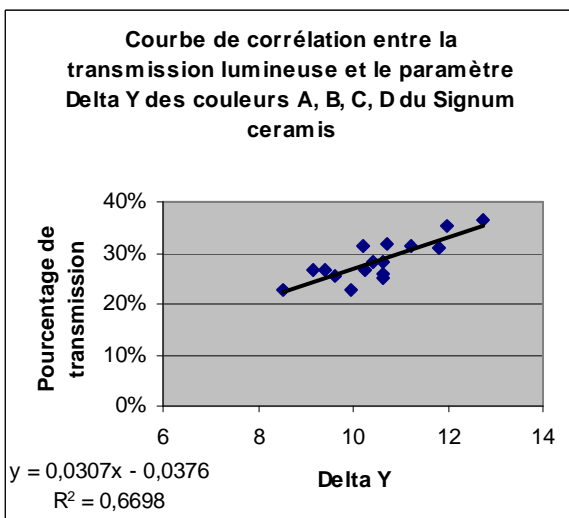
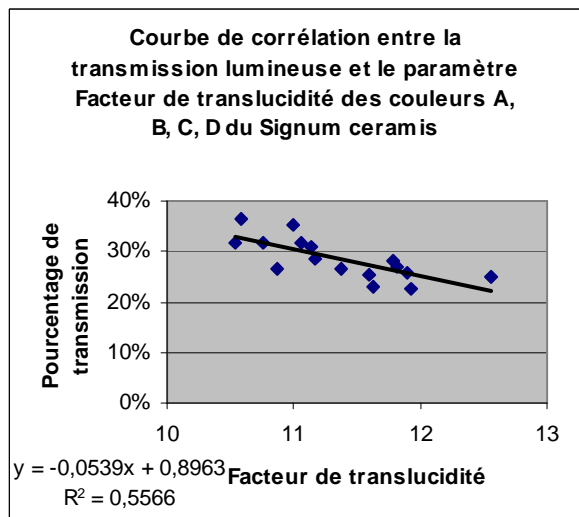
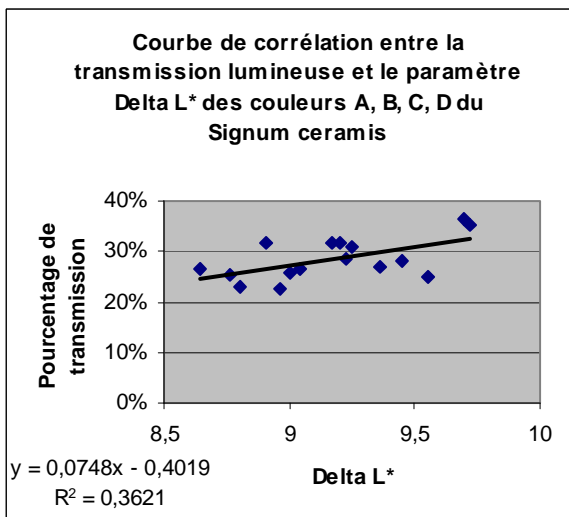


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs D.

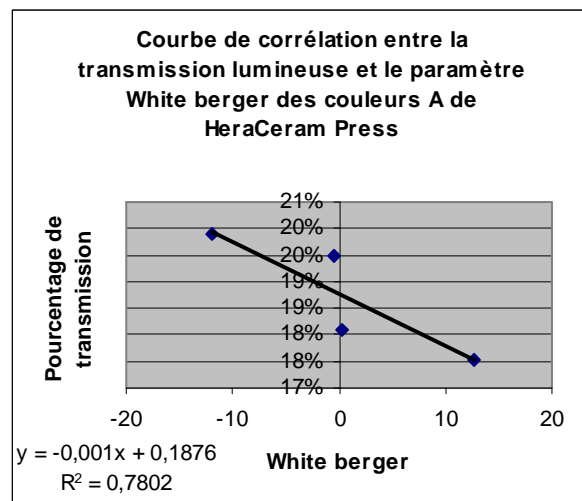
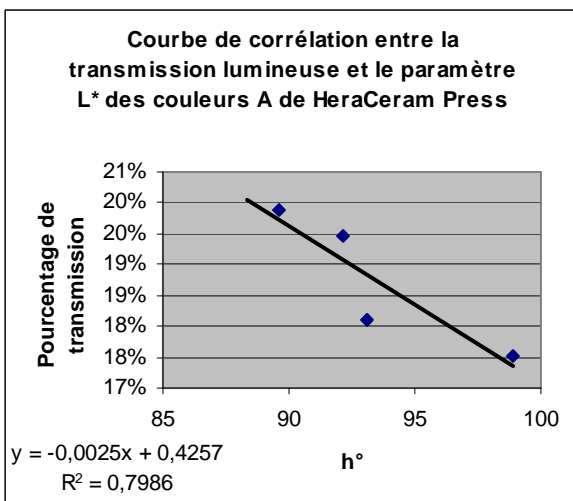
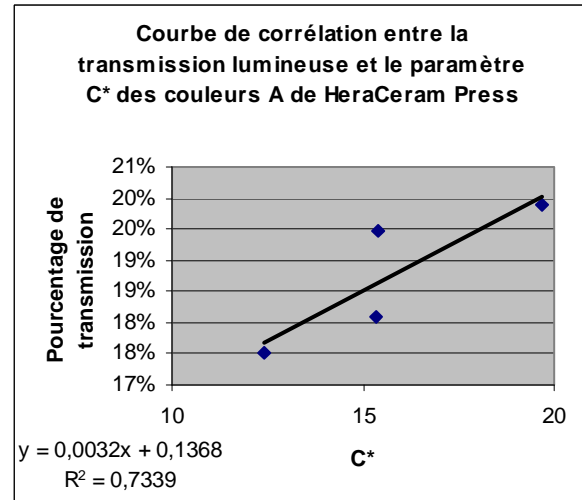
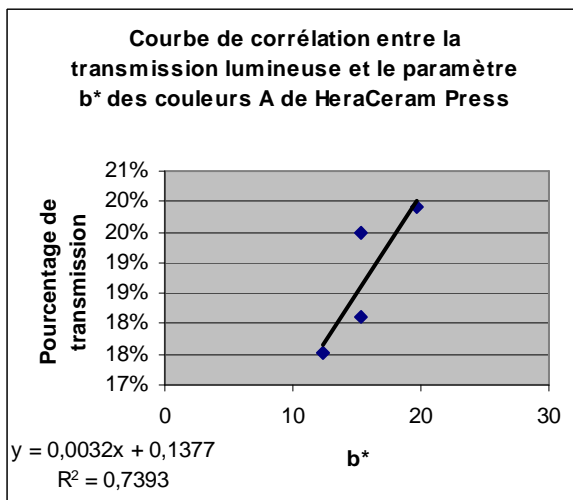
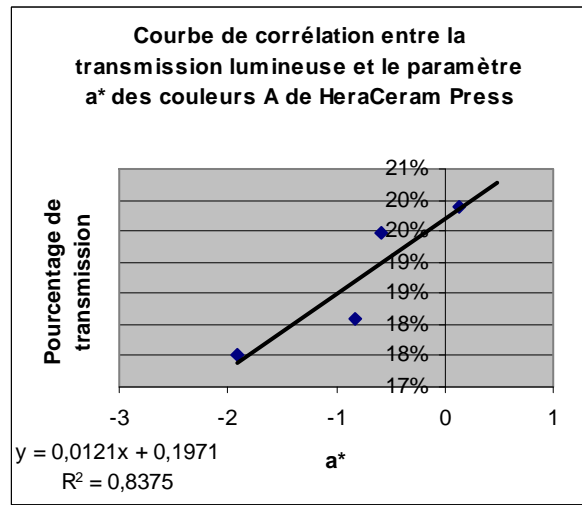
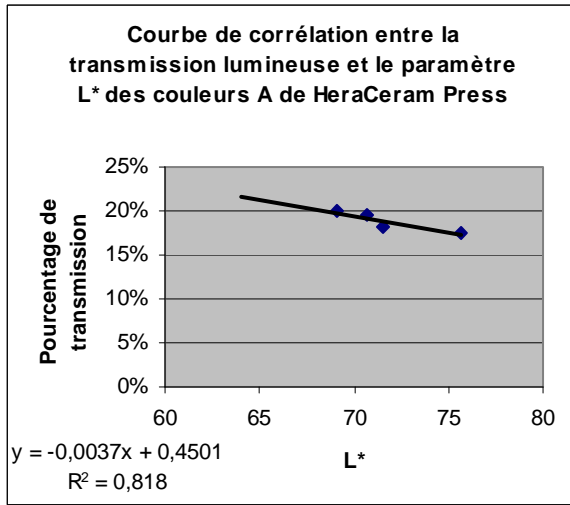


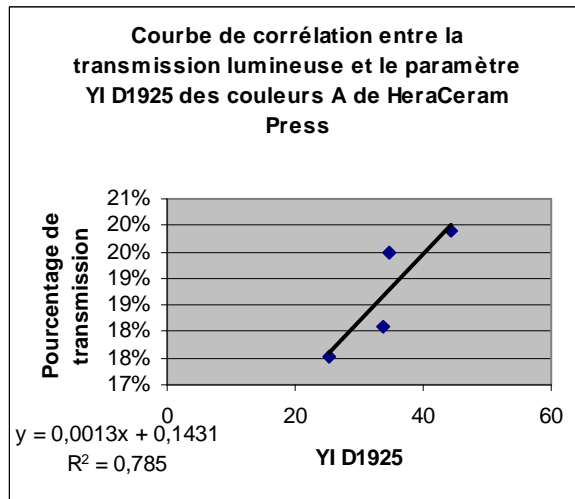


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs A, B, C, D.

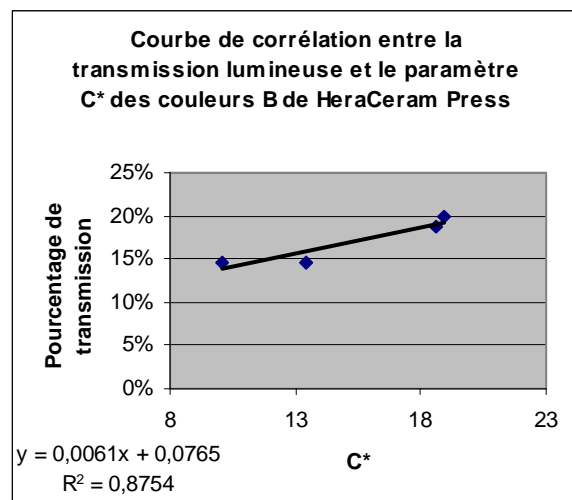
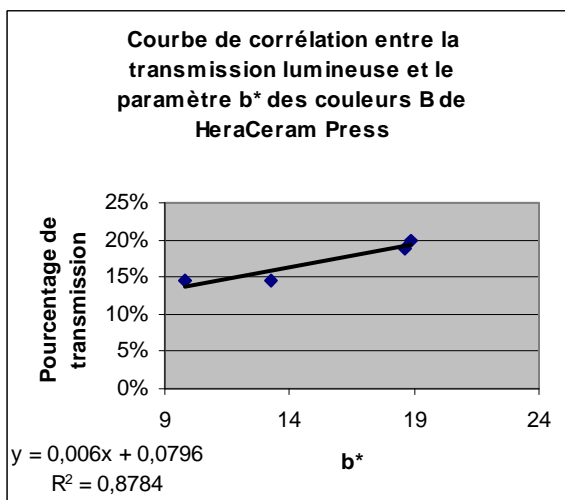
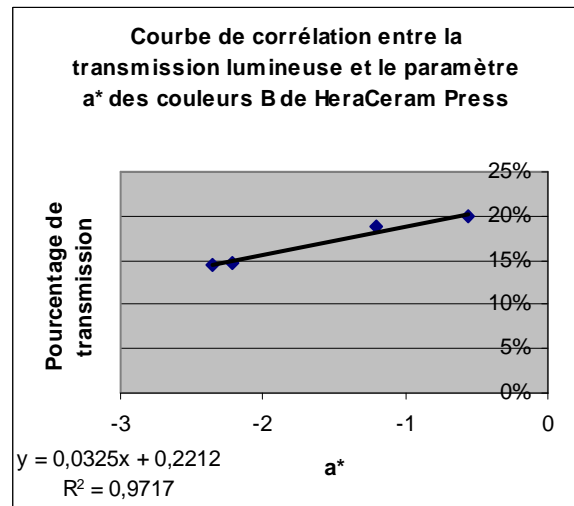
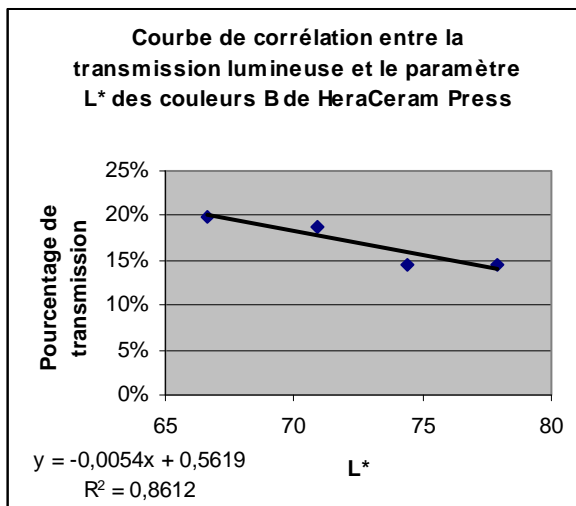


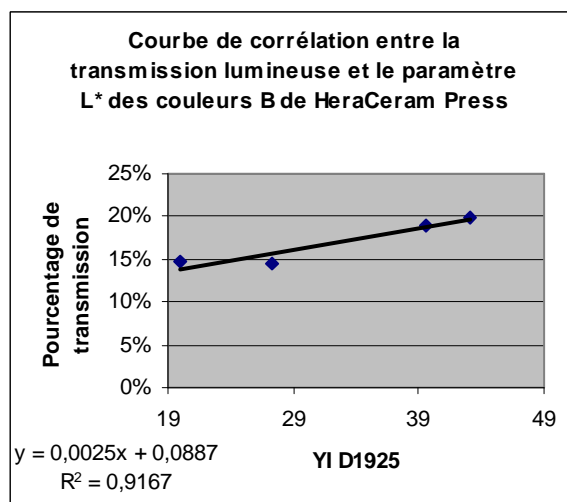
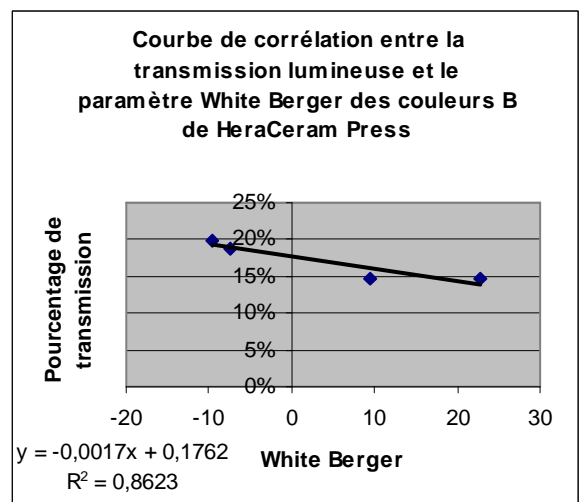
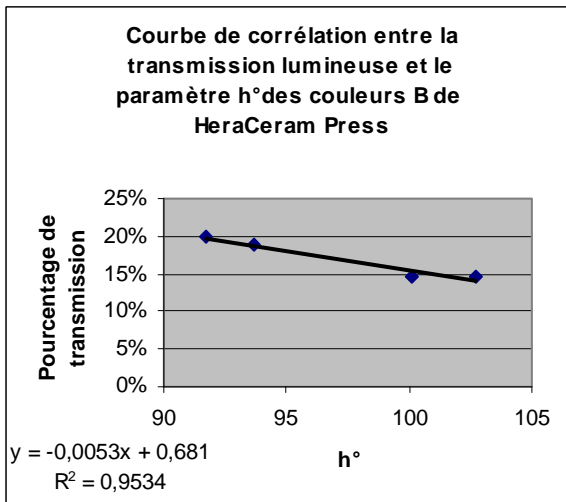
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs A.



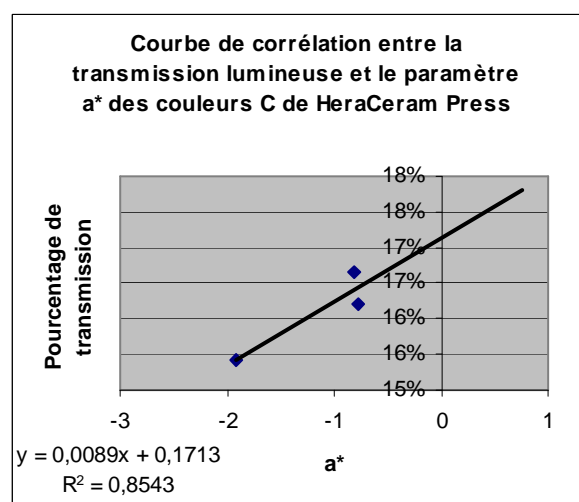
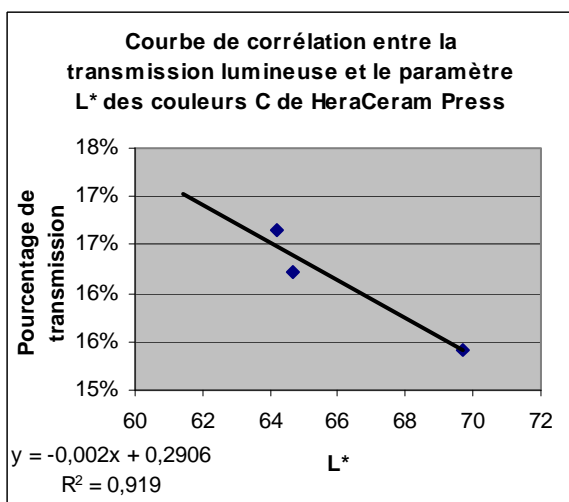


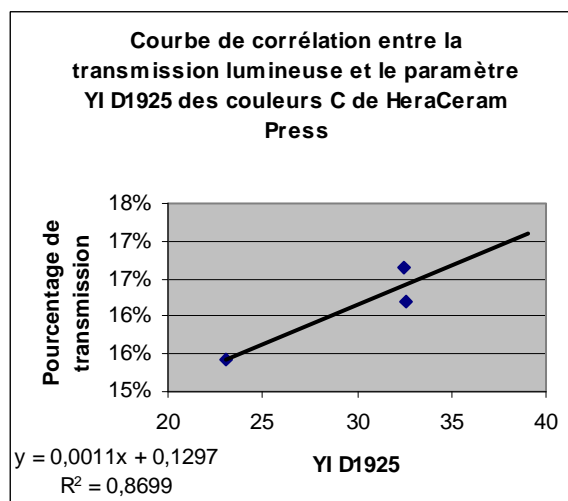
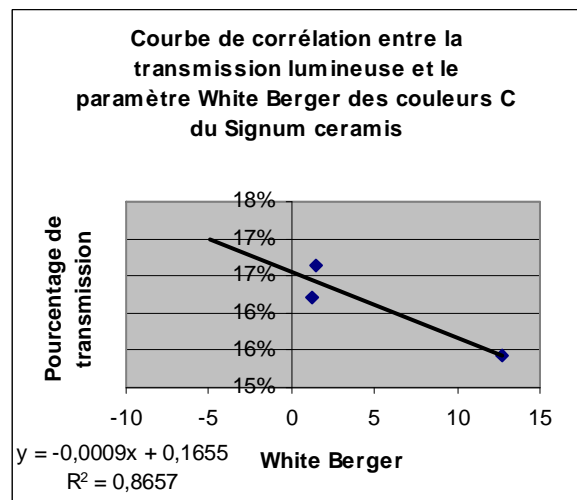
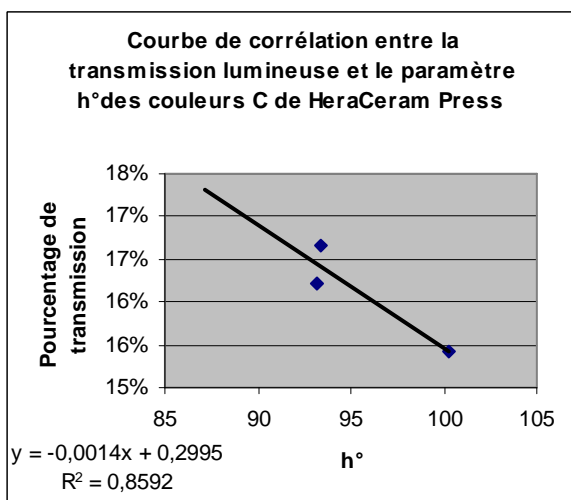
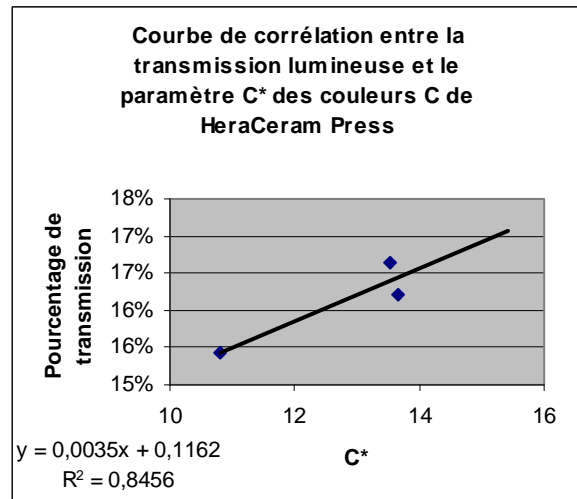
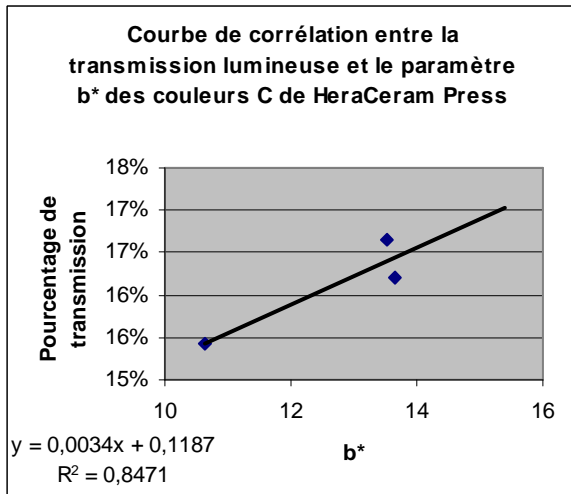
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs B.



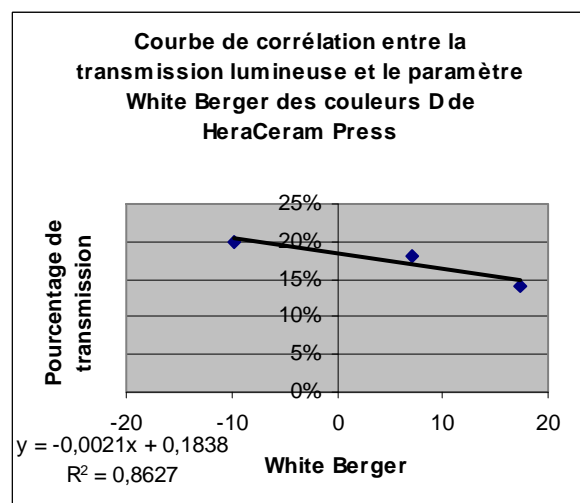
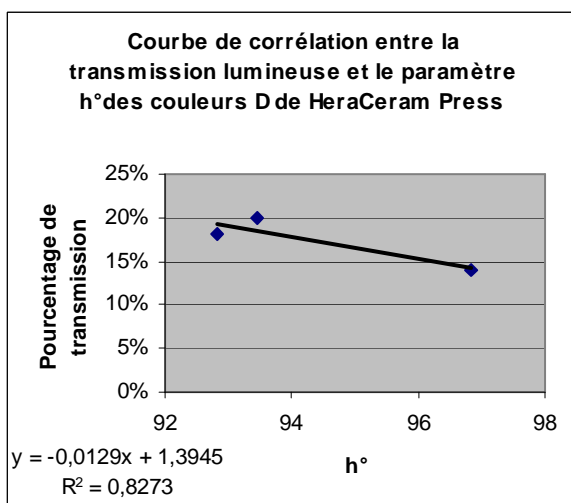
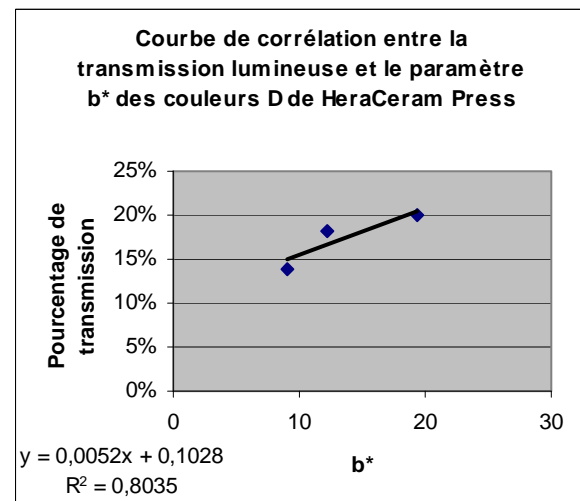
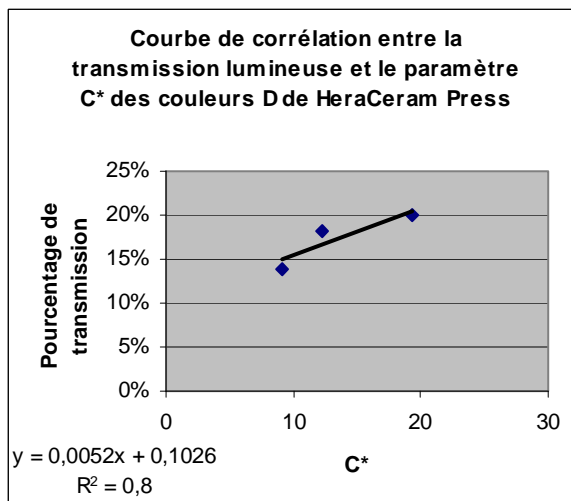
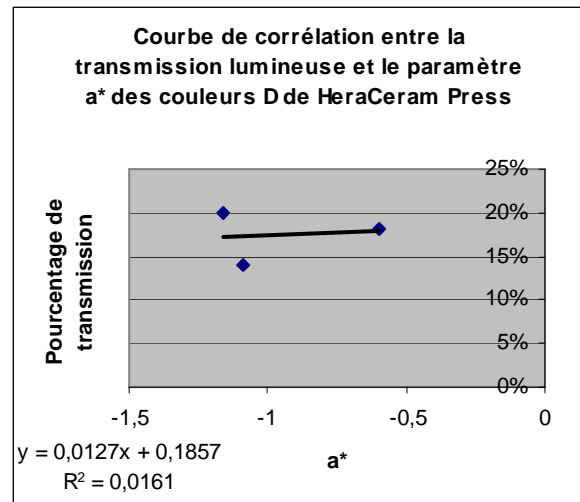
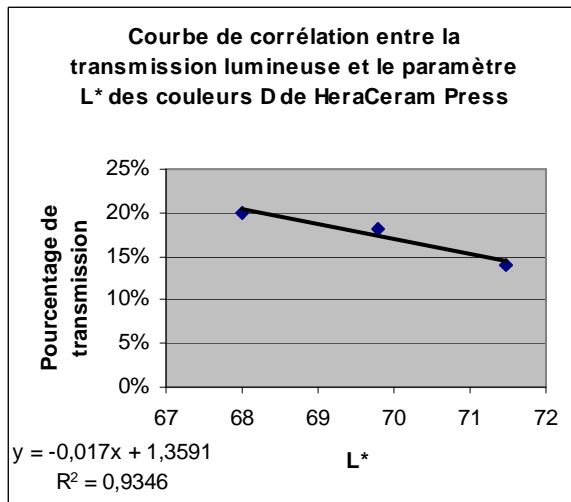


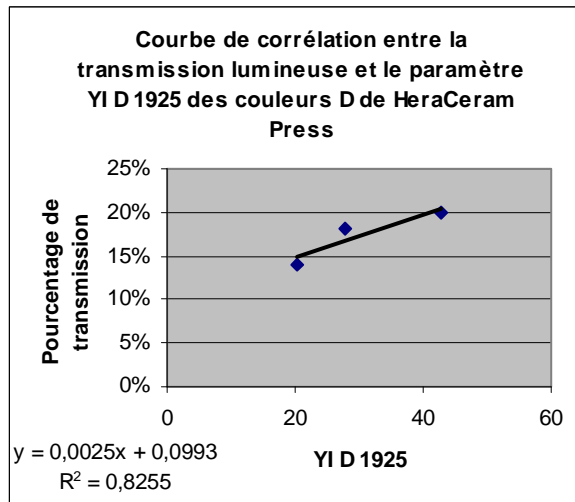
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs C.



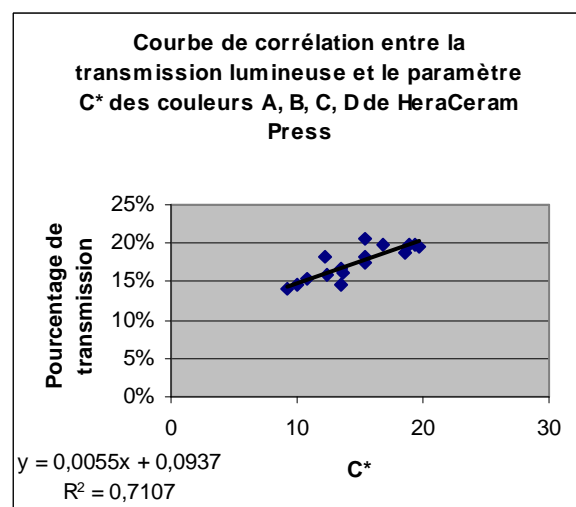
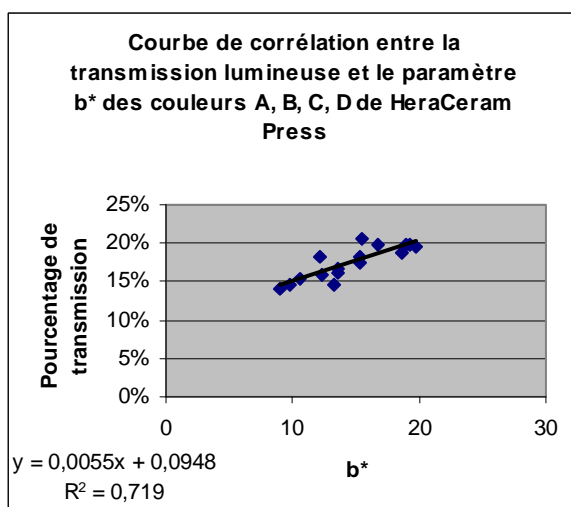
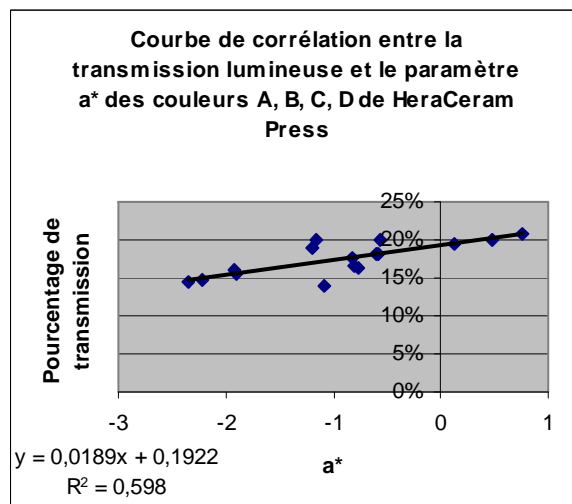
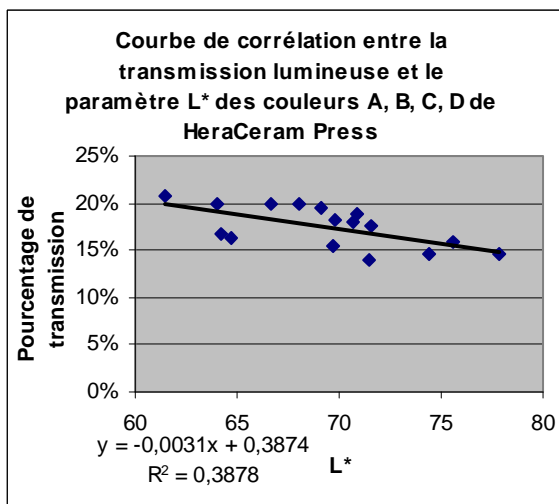


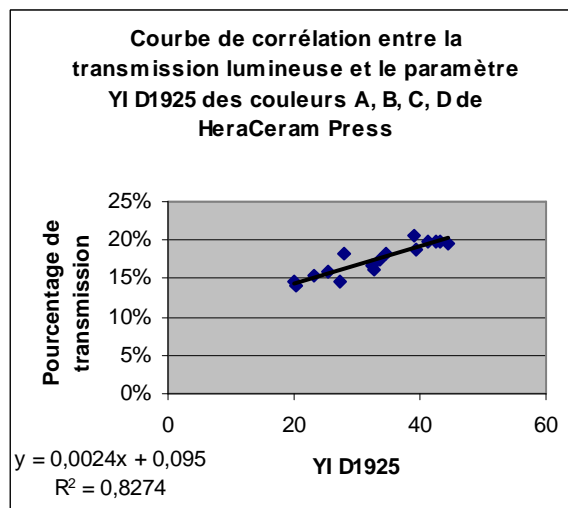
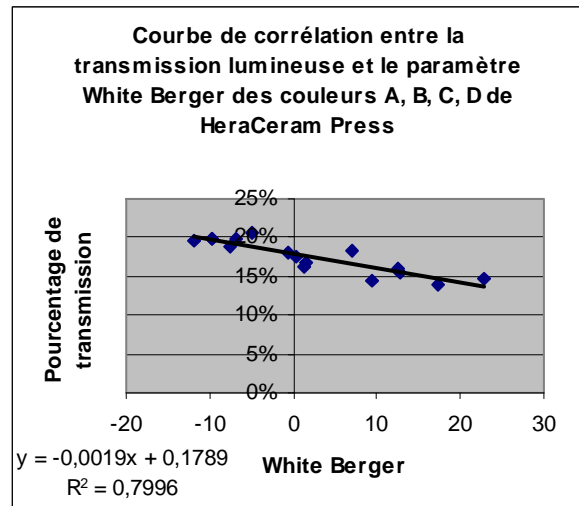
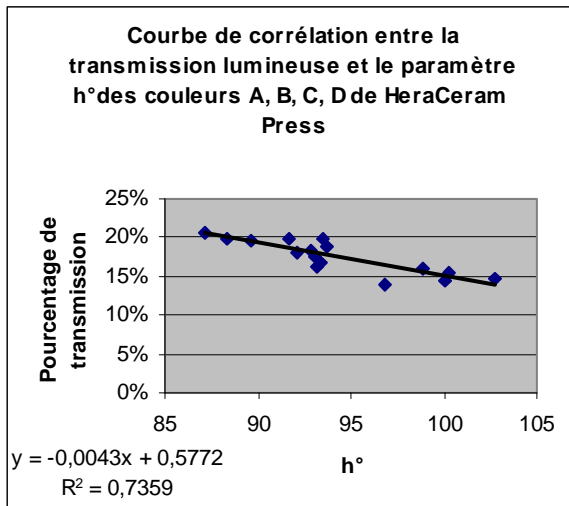
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs D.



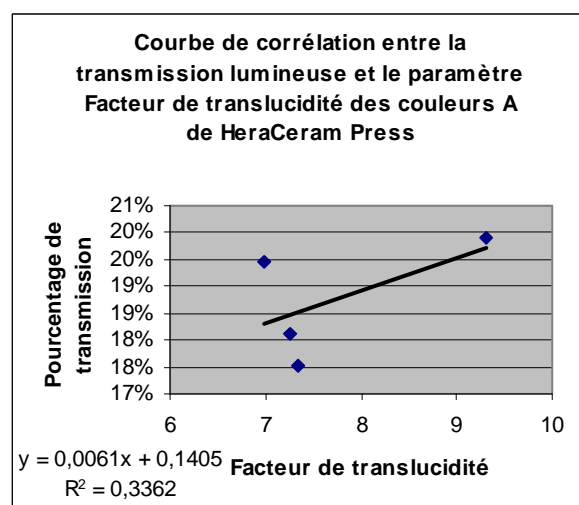
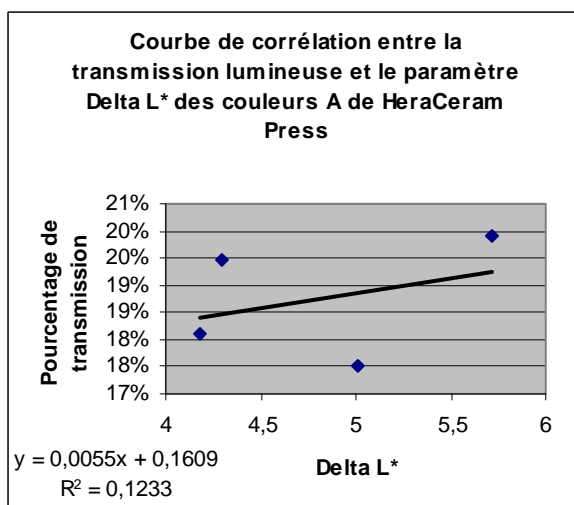


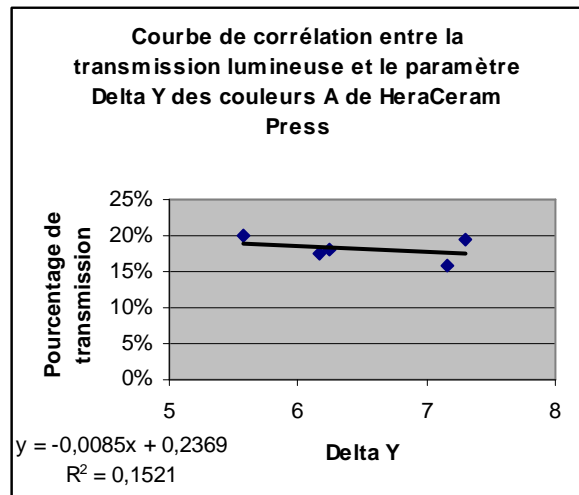
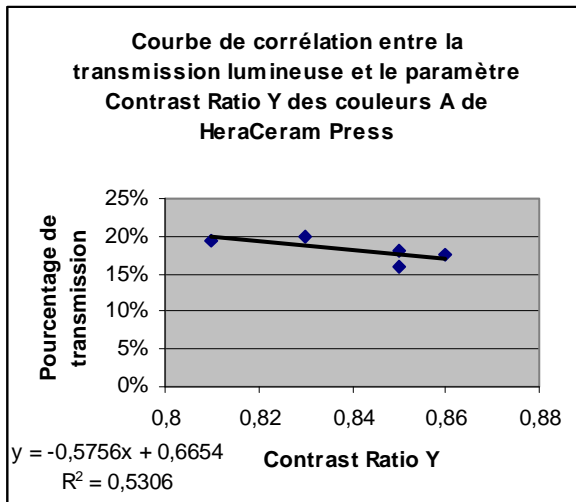
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres colorimétriques des couleurs A, B, C, D.



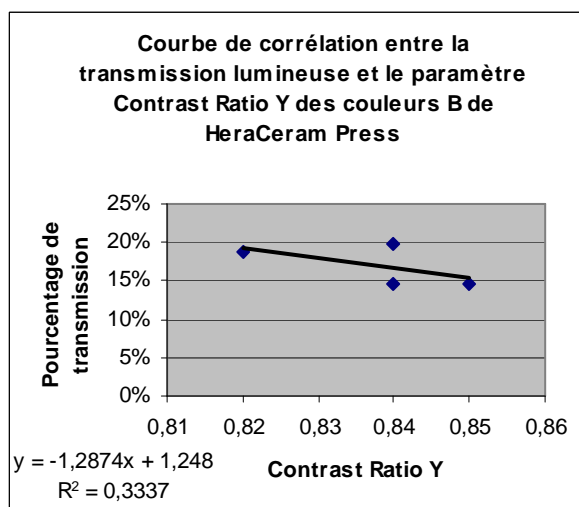
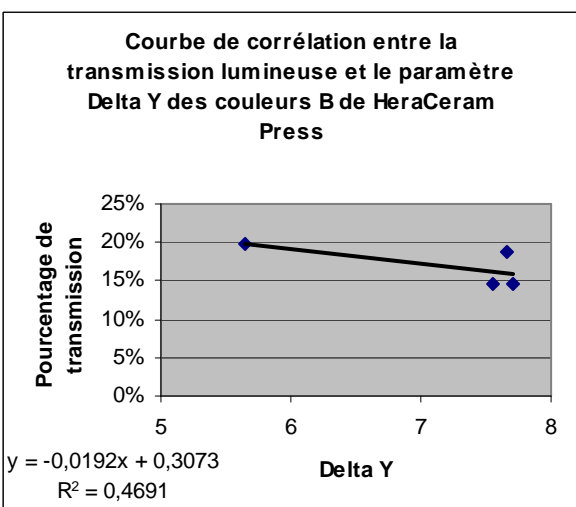
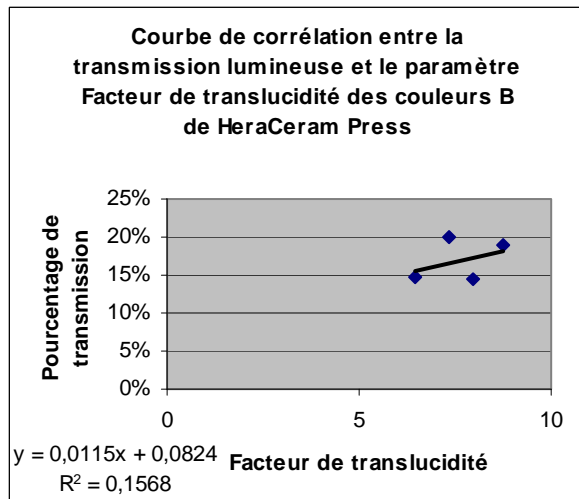
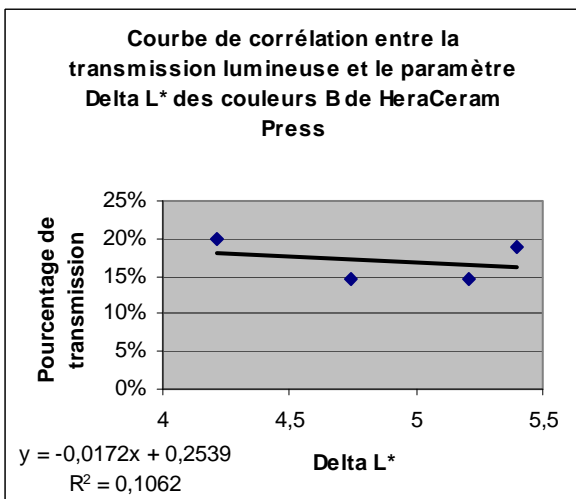


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs A.

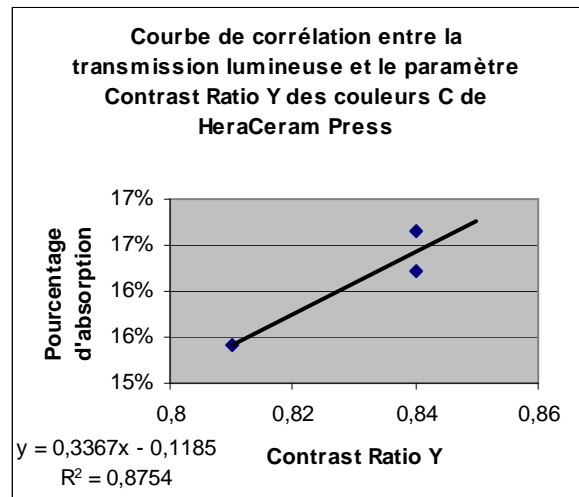
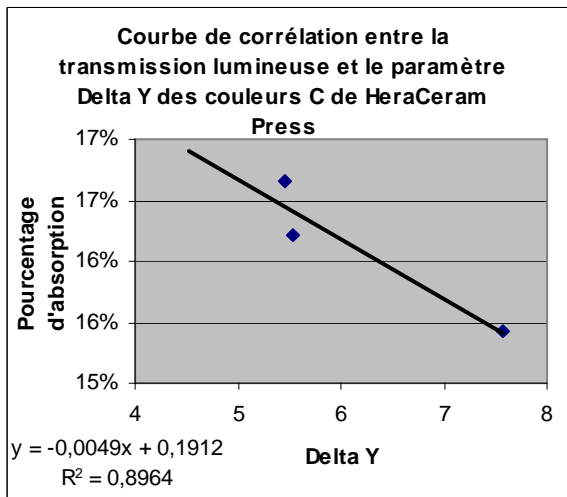
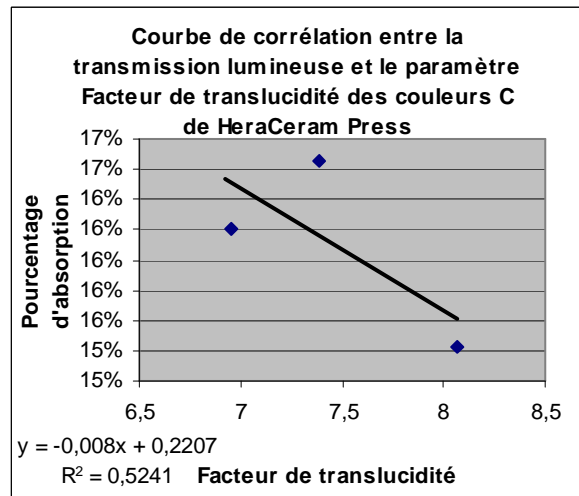
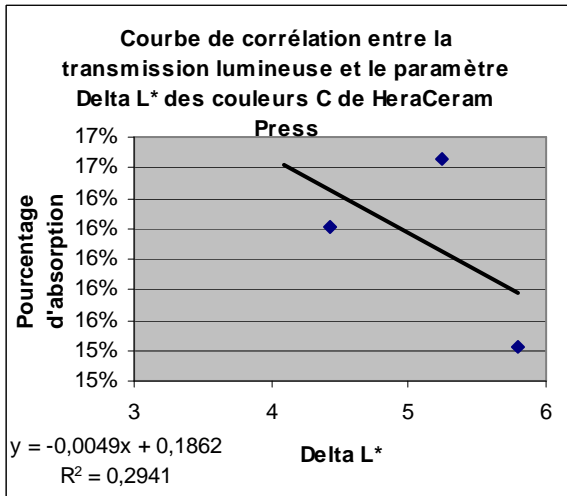




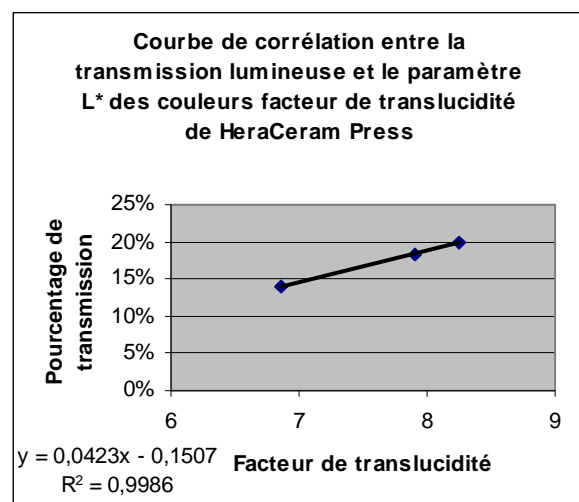
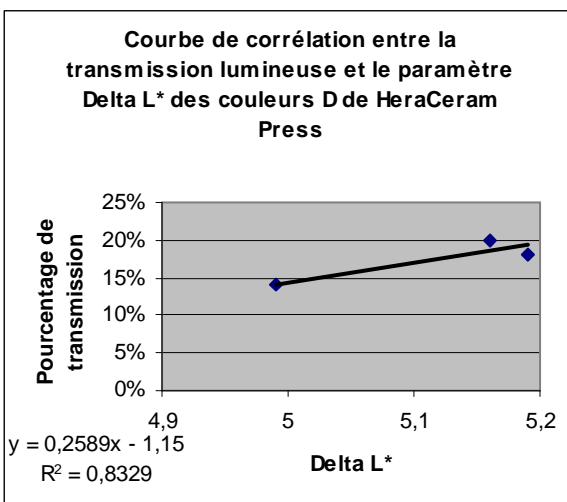
Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs B.

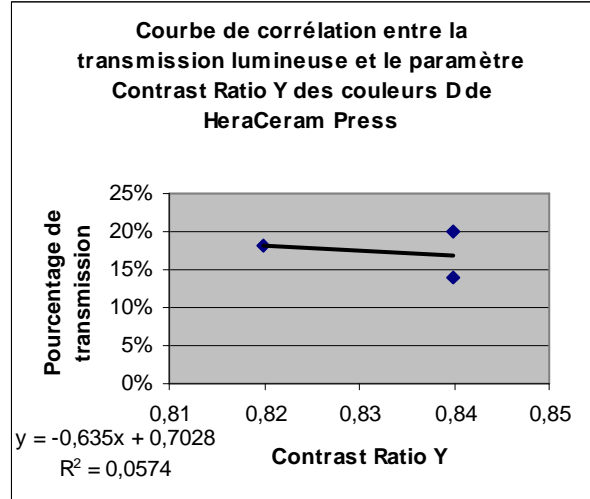
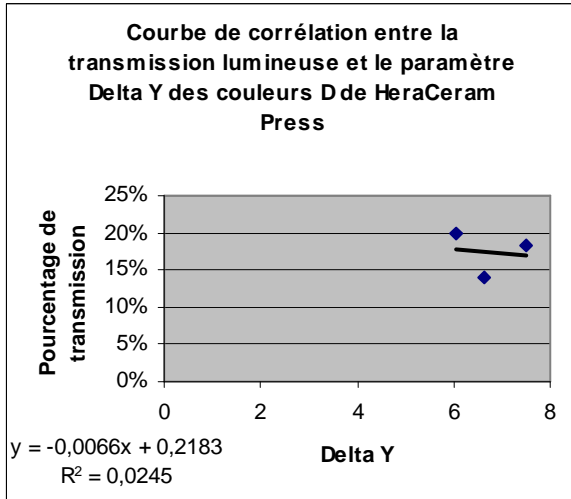


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs C.

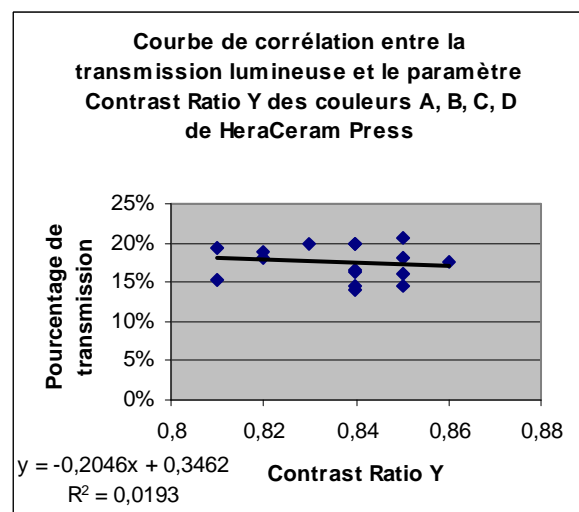
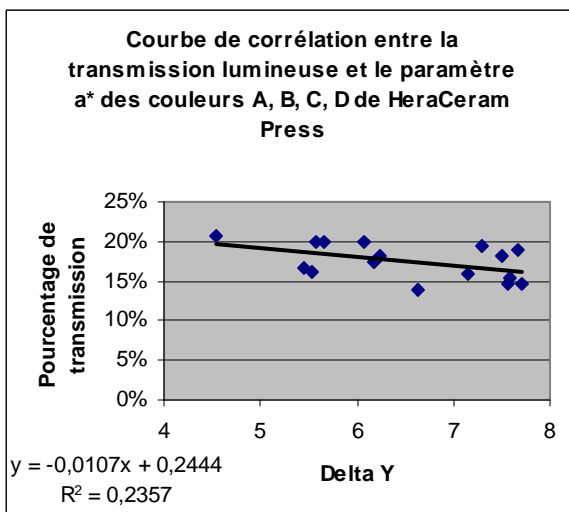
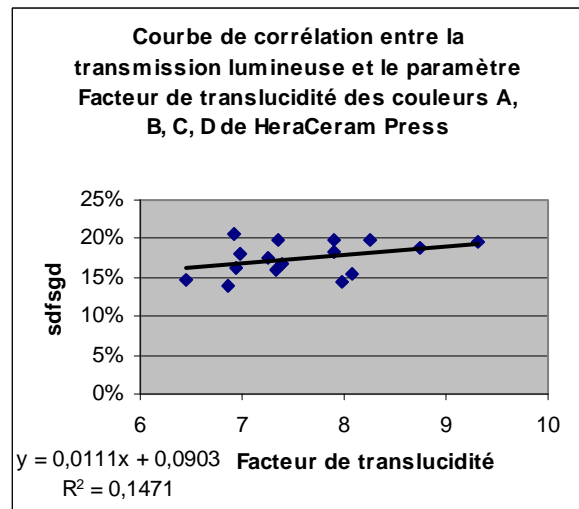
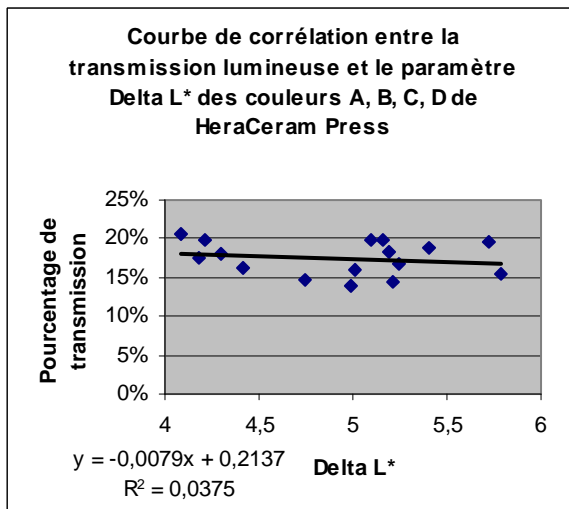


Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs D.





Corrélation entre la transmission lumineuse et les paramètres d'opacité des couleurs A, B, C, D.



5.5. Discussions et perspectives

Au vu des résultats obtenus avec le spectrophotomètre, nous pouvons dire que l'absorption des longueurs d'ondes est similaire de 470 à 530 nm, et ceci quel que soit le matériau traversé.

Il se trouve que ce sont les plages d'excitation des photo-initiateurs. Il faudra donc envoyer un maximum d'énergie dans la plage de longueur d'onde d'activation du photo-initiateur pour l'activer.

Les résultats obtenus avec le radiomètre sont très intéressants.

D'une part nous nous apercevons qu'à travers 1mm de matériau, l'énergie transmise est très faible. D'autre part nous notons un comportement différent de la lumière entre le composite et la céramique.

Le composite est caractérisé par une transmission de la lumière comprise entre 36,49 % pour la couleur B1, la moins saturée et 22,78 % pour la couleur C4, la plus saturée. Les variations entre les différentes teintes sont donc très importantes. Il faudra donc tenir compte du paramètre colorimétrique pour le choix du matériau d'assemblage.

A l'inverse, la céramique absorbe davantage la lumière que la résine composite avec des valeurs de transmission comprises entre 20,67 % pour la couleur C1 et 13,97 % pour la couleur D4. Les variations de transmission sont donc plus faibles. Le choix du matériau d'assemblage ne sera donc pas fait en fonction de la couleur du matériau de restauration.

Seules les différences de structure/composition entre ces deux familles de biomatériaux peuvent expliquer les variations observées.

5.6. Conclusion.

Les résultats obtenus nous permettent donc de déterminer une relation entre couleur et absorption lumineuse, tant pour une céramique renforcée à la leucite que pour un composite de laboratoire.

Par conséquent, comme nous savons que la résistance à la traction d'une résine composite de collage dual est directement liée à la part de photopolymérisation et encore plus pour une résine composite de collage exclusivement photopolymérisable, il faudra tenir compte de la couleur du matériau de restauration pour avoir un collage optimal.

En complément, il faudrait obtenir un coefficient d'absorption en fonction de l'épaisseur pour chaque teinte. L'intérêt serait de connaître avec le plus de précision possible la quantité de lumière passant à travers le matériau de restauration, de manière à évaluer le mieux possible la qualité du collage.

Effectivement, si on a pu établir une corrélation entre l'absorption lumineuse et les paramètres colorimétriques, on pourrait imaginer pouvoir déterminer un coefficient d'absorption en fonction de l'épaisseur de composite ou de céramique.

Dans la mesure où nous savons que l'épaisseur de certaines pièces prothétiques est si importante qu'elle ne laisse absolument pas passer la lumière, l'utilisation de résine composite de collage dual semble inévitable.

Cependant, il existe d'autres classes de matériaux d'assemblages prothétiques tels que les CVIMAR, les résines 4-méta, ou encore les résines méthyl diphosphate. Il serait donc également intéressant de mesurer l'adhérence de ces matériaux polymérisés avec celle d'une résine composite de collage dual polymérisée sans lumière.

Cela pourrait nous permettre d'évaluer avec plus de précision les indications d'utilisation de chacun de ces matériaux d'assemblage.

Conclusion

Conclusion

Comme nous venons de le voir, un matériau de restauration esthétique doit idéalement avoir un comportement optique identique à celui de la dent. Mais il n'existe à l'heure actuelle aucun matériau présentant cette propriété.

L'évolution actuelle de la recherche en biomatériaux a permis la fabrication de deux classes de matériaux de restauration : les céramiques renforcées à la leucite et les résines composites.

Comme nous l'avons vu précédemment, cliniquement parlant, il est impératif que ces matériaux aient des propriétés de translucidité suffisante pour pouvoir être assemblés à la dent.

N'ayant donc pas les mêmes propriétés optiques, ils n'auront pas les mêmes indications d'utilisations.

Pour cette étude, nous avons sélectionné un matériau de chaque classe au sein de la même marque : Signum ceramis et HeraCeram Press de chez Heraeus Kulzer.

L'étude expérimentale porte sur deux composantes de la lumière :

- Le spectre d'absorption en fonction de la teinte dentine pour chaque matériau. Nous avons alors utilisé un spectrophotomètre et comparé les valeurs obtenues pour chaque teinte avec une valeur témoin obtenue sans échantillon, et ceci pour chacun des matériaux.
- Le niveau de translucidité du composite et de la céramique en fonction de la teinte. Nous avons utilisé un spectroradiomètre et procédé comme avec le spectrophotomètre.

Les résultats obtenus nous montrent que l'absorption du spectre est similaire pour la céramique et pour le composite aux longueurs d'ondes qui nous intéressent. Nous notons cependant une variation importante de l'absorption en fonction de la teinte, mais surtout un comportement avec la lumière extrêmement différent.

En effet, le composite laisse davantage passer la lumière, mais avec de grandes variations en fonction de la teinte considérée, alors que la céramique laisse peu passer la lumière, mais avec de faibles variations selon les teintes.

Cliniquement parlant, il est donc impératif de connaître l'épaisseur et la nature de l'élément restaurateur. De même, sachant que l'opacité des céramiques dentaires et des résines composites est très importante, il sera nécessaire de bien connaître les différents matériaux d'assemblages prothétiques de manière à choisir celui dont la polymérisation ne nécessitera pas une grande quantité d'énergie lumineuse. Ainsi, il nous sera plus facile de maîtriser la qualité de notre collage.

Comme nous avons pu réaliser une corrélation entre l'opacité et les coefficients de transmission lumineuse, cela nous permet de connaître les différents niveaux d'absorption lumineuse en fonction des teintes et donc, cliniquement parlant, de connaître les teintes pour lesquelles il faudra rester vigilant quant à la photopolymérisation ou au collage des restaurations.

Index iconographique

- Fig. 1.2.1.1: http://www710.univ-lyon1.fr/~fdenis/club_EEA/cours/couleur1.html
- Fig. 1.2.1.2: http://www.futura-sciences.com/fr/doc/t/physique/d/le-prisme-de-newton_597/c3/221/p3/
- Fig. 1.2.1.3: http://www710.univ-lyon1.fr/~fdenis/club_EEA/cours/couleur1.html
- Fig. 1.2.2.1: <http://media4.obspm.fr/public/FSU/temperature/rayonnement/corps-noir/temperature-couleur/OBSERVER.html>
- Fig. 1.2.6.1: http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/f/f0/Refraction_fr.png/300px-Refraction_fr.png
- Fig. 1.2.6.2: <http://physique.paris.iufm.fr/lumiere/images/cielbleu1.GIF>
- Fig. 1.2.6.3: <http://physique.paris.iufm.fr/lumiere/>
- Fig. 1.2.6.4: http://uploads.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/9/91/Reflexion_fr.png/300px-Reflexion_fr.png
- Fig. 1.2.6.5 : http://upload.wikimedia.org/wikipedia/fr/thumb/8/80/Reflexion_diffuse_fr.png/300px-Reflexion_diffuse_fr.png
- Fig. 1.2.6.6 : Documents : société GC.
- Fig. 1.2.6.7 : DARIO A., Natural esthetics. Quintessence 2002
- Fig. 1.2.6.8 : Documents : société Heraeus, Kulzer édition limitée n° 0488
- Fig. 2.2.2.1: <http://www.profil-couleur.com/ec/104-espace-couleur-Munsell/munsell-map.jpg>
- Fig. 2.2.2.2: <http://www.profil-couleur.com/ec/104-espace-couleur-Munsell/munsell-map.jpg>
- Fig. 2.2.2.3: http://www.outbackphoto.com/color_management/cm_01/CIE.jpg
- Fig. 2.2.2.4 : http://www.linternaute.com/photo_numerique/tirage-photo/test/domptez-les-couleurs-de-vos-photos/image/modele-cie-lab-definit-theoriquement-l-ensemble-couleurs-que-l-oeil-est-capable-percevoir-324884.jpg
- Fig. 2.2.2.5: http://www.formation-colorimetrie.fr/Images_cours/PlanLabCh.jpg
- Fig. 2.3.1: <http://static.commentcamarche.net/www.commentcamarche.net/pictures/video-images-additi.gif>
- Fig. 2.3.2: <http://static.commentcamarche.net/www.commentcamarche.net/pictures/video-images-soustr.gif>
- Fig. 3.1: PANIER C. ; Approche de la spectrophotométrie dentaire : la prise de teinte de demain ; Proth. Dent., 1992, 67, 33-43
- Fig. 3.2 : LASSERRE J. F., CHAKALOV I.
Restauration céramique du secteur antérieur: evolution et revolution dans les concepts.
Strat. Proth., 2005, 4, 247-260
- Fig. 5.3.1.1 - Fig. 5.3.2.6 : Photos prises par EICHELBERGER A., BOIVIN S.
- Fig. 5.3.3 : Photos prises par EICHELBERGER A., BOIVIN S.
- Fig. 5.3.4.1 - Fig. 5.3.4.32 : Photos prises par EICHELBERGER A., BOIVIN S.
- Fig. 5.4.1 – Fig. 5.4.3 : Photos prises par EICHELBERGER A., BOIVIN S.
- Fig. 5.5.1 – Fig. 5.5.7 : Photos prises par EICHELBERGER A., BOIVIN S.

Bibliographie

1. ABE Y., LAMBRECHTS P., INOUE S., BRAEM M.J., TAKEUCHI M., VANHERLE G., VAN MEERBECK B.
Dynamic elastic modulus of packable composites.
Dent. Mater. 2001, vol 17, n°6, p. 520-525
2. ASCHHEIM KW., DALE BG.
Esthetical dentistry (second edition) : a clinical approach to techniques and materials.
St Louis : Mosby Inc, 2001, p. 28-31; p. 32-33 ; p. 475-476
3. ASMUSSEN E., PEUTZFELDT A.
Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites
Acta Odont.Scand, 2002, vol 60, n°3, p. 146-50
4. ASMUSSEN E., PEUTZFELDT A.
Energy density, power density, and more of cure: influence on selected properties of light cured resin composites.
Rev. d'odonto-stomatol., 2006, n°35, p. 147-159
5. ATTAL J.-P., GOLDBERG M., HAITEL Y.
Matériaux alternatifs à l'amalgame
Paris : Association dentaire Française, 2002, 40 p., (Dossier ADF)
6. BARONE A., DERCHI G., MARCONCINI S., COVANI U.
Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays : a 3-years study.
Qintessence int., 2008, jan., vol. 39, n°1: 65-71
7. BRIDGEMAN I.
The nature of light its interaction with matter
Colour physics for industry. Edited by Mc Donald R, Inc: Bradford editor
[Bradford]: Society of Dyers and colourist on behalf of the Dyers' Company Publications Trust, 1987, p. 97-115
8. BRYANT R. W.
Composite resins
In: preservation and restauration of tooth structure. MOUNT G.J., HUME W.R.
Londres : Mosby, 2001, p. 93-104
9. BUCHALLA W., ATTIN T., HILGERS R.D., HELLWIG E.
The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite.
J. Prosthet. Dent., 2002, vol. 87, n°3, p. 264-270
10. CHUNG C.-M., KIM J.-G., KIM M.-S., KIM K.-N., KIM K.-M.
Development of a new photocurable composite resin with reduced curing shrinkage.
Dent. Mater., 2002, vol. 18, n°2, p. 174-177

11. CRAIG R.G., POWWERS J.M., WATAHA J.C.
Properties and manipulation – 7ième ed.
Dent. Mater. St Louis: Moby, 2000, p. 57-68
12. DECUP F., POURREAU F., BOUTIER D.
Inlay composite par technique indirecte, choix du traitement et préparation
Clinic, 2001, vol.22, n°9, p. 613-620
13. DEGRANGE M., ROULET J.F.
Minimally invasive restorations with bonding.
Chicago: Quintessence, 1997, p. 64-77
14. EICHMILLER F.C., MARJENHOFF W. A.
Fluoride releasing dental restorative materials
Oper. Dent., 1998, vol.23: p. 218-228
15. FONDRIEST J.
La couleur en prothèse dentaire: science et stratégies
Parodontie Dentisterie Restauratrice, 2003, vol. 23 n°5, p. 466-479
16. GAMAIN C.
« Il y a une réalité plus belle que la couleur : la lumière », Edouard HERRIOT
ATD. Art & technique Dentaires, vol 13, n°4, 2002, p. 149-152
17. GARBER D., GOLDSTEIN R.
Inlays et onlays en céramique et en composite
Paris, Ed. CdP, 1995, 159p.
18. HAMMER P., BERG C., SCHIED M.
Identifier – Enregistrer – Reproduire. Analyse de la substance dentaire concernant la
transparence et la teinte.
ATD. Art & technique Dentaires, 1993, vol. 4, n°6, p. 353-366
19. HASEGAWA A., IKEDA., KAWAGUCHI S.
Color and translucency in vivo natural central incisors.
J. Prosthet. Dent., 2000, vol. 83, p. 418-423
20. HASEGAWA A., MOTONOMI A., IKEDA., KAWAGUCHI S.
Tooth crown in Japanese people.
Col. Res. Appl., 2000, vol. 25, p. 43-48
21. HAYWOOD VB.
Color measurement symposium 2003
J Esthet Restor Dent, 2003; 15 Suppl 1, p. 3-4
22. 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., 2002, vol. 88, p. 10-15

23. HEINTZE S.D.
A new materials concept for inhibiting the formation of secondary caries
Am. J. Dent., 1999, vol. 12, p. 4-7
24. KONIG Véronique.
Couleur et formes, élément de réussite esthétique en prothèse fixée, 11sl.
Thèse en Chir. Dent. : Nancy, 1993, n°40
25. KUBLER M.
Des yeux du dentiste au bien-être du patient ou peut-on continuer à ignorer l'importance de la lumière en milieu dentaire.
Inf. Dent, 2000, vol 82, n°15, p. 1113-1118
26. LABORDE G., LACROIX P., MARGOSSIAN P., LAURENT M
Les systèmes céramo-céramiques
Réalités cliniques, 2004, vol 28, p. 89-104
27. LASERRE JF., LERICHE MA.
L'illusion du naturel en prothèse fixée.
Cah. Prothèse, 1999, 108, p. 7-21
28. LASSERRE J. F.
Les sept dimensions de la couleur des dents naturelles
Clinic, juillet 2007, vol 28, p. 431-440
29. LASSERRE J. F., LERICHE M. A.
L'illusion du naturel en prothèse fixée
Cah. Proth., 1999, n°108, p. 7-21
30. LASSERRE J. F., POP I. S., INCAU E.
La couleur en odontologie. Déterminations visuelles et instrumentales
Cah. Proth., 2006, n°135, p. 25-31
31. LEMIRE P., BURK B.
La couleur en dentisterie
Paris : Julien Prélat, 1978, 61p.
32. LIM. B.S., FERRACANE J.L., CONDON J.R., ADEY J.D.
Effect of a filler fraction and a filler surface treatment on wear of microfilled composites
Dent. Mater., 2002, vol. 18, n°1, p. 1-11
33. LUTZ F., PHILLIP S.
Classification of a new composite resin systems: analysis and evaluation
Dent. Cadmos., 1985, vol. 53, n°12, p. 13-29
34. MARGOSSIAN P., LABORDE G.
Propriétés optiques des systèmes céramo-céramiques : implications cliniques
Clinic, juillet 2007, vol 28, p. 453-461

35. MC LEAN JW, HUGUES TH.
The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides
Br Dent J, 1965, 119, p. 251-267
36. MOHEN N.M., CRAIG R. G.
Effect of silanisation of fillers on their dispersability by monomer systems
J. Am. Dent. Assoc. 1985, vol. 111, n°6, p. 961-964
37. MOLINARO J.D., DIEFENDERFER K.E., STROTHER J..M.
The influence of a packable resin composite, conventional resin composite and Amalgam on molar cuspal stiffness.
Oper. Dent., 2002, vol. 27, n°5, p. 516-524
38. MONSENEGO G.
Fluorescence de la dent naturelle et d'un composite.
Chir. Dent. Fr, 1990, vol. 60, n°507, p. 37-42.
39. MOUNT G.J., MOUNT G.S., HUME W.R.
Préservation et restauration de la structure dentaire,
Paris : De Boeck université, 2002, 272p.
40. OGOLNIK R, PICARD B., DENRY I
Cahier de biomatériaux dentaires: matériaux organiques
Paris : Masson, 1992, vol. 2, 106p.
41. PARK Y.J. CHAE K.H., RAWLS H.R
Development of a new photoinitiation system for dental light-curing composite Resins
Dent. Mater., 1999, vol. 15, n°2, p. 120-127
42. PERELMUTER S., COUSTAING P.
Esthétique et couleur en prothèse céramo-métallique
Actualités odonto-stomatologiques, 1979, n°125, p. 57-104
43. PEUTZFELD A.
Resin composites in dentistry: the monomer systems
Eur. J. Oral. Sci. ,1997, n°105, p. 97-127
44. POWERS J. M., SMITH L. T., ELDIWANY M., LADD G.D.
Effect of post-curing on mechanical properties of a composite
Am. J. Dent., 1993, vol. 6, n°5, p. 232-234
45. RASKIN A., SALOMON J.-P., SABBAGH J.
Les résines composites, classification évolution
Réalités cliniques, 2005, vol 16, p : 297-312
46. REIS M.
Teinte et prise de teinte.
Clinic, 2001, vol. 22, n°6, p. 379-386

47. ROTH F.
Les composites
Paris : Masson, 1991, 211 p.
48. ROUAS, DELBBOS Y
Etat de surface et intégration esthétique
Clinic, 2006, vol 27, hors série, p : 35-41
49. ROULET J.F., DEGRANGE M
Collage et adhésion, la révolution silencieuse
Paris : Quintessence international, 2000, 358 p.
50. SCHMALZ G.
The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials.
Eur. J. Oral. Sci., 1998, vol. 106, p. 696-706
51. SCHMIDSEDER J.
Dentisterie esthétique
Paris: Masson, 2000, 298p
52. SHALABY W., SHALABY S.U.,
Polymer for dental and orthopaedic applications.
Crc press ed. Boca Raton, Fl: 2007
53. SHARKEY R.
Quand l'ingénierie courtise l'esthétique
Tech. Dent. n°230 – 01/06, p21-28
54. SIEBER C.
Luminosité au niveau du bloc antérieur.
ATD. Art & technique Dentaires, 1990, vol.1, n°2, p. 119-127
55. SUZUKI M. M.
Recent commercial composite formulations
Oper. Dent., Suppl., 6, 2001, 145-151.
56. TOUATI B., MIARA P, NATHANSON.
Dentisterie esthétique et restauration en céramique.
Rueil-Malmaison : édition Cdp, 1999,330 p.
57. VAN LANDUYT K.L., SNAUWAERT J., DE MUNCK J., PEUMANS M., YOSHIDA Y., POITEVIN A., COUTINHO E., LAMBRECHTS P., VAN MEERBECK B.
Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives
Biomaterials, 2007, vol. 28, n°26, p. 3757-3785
58. VANHEUSDEN A., MAINJOT A.
Le choix de la couleur en prothèse fixe : quelle marche à suivre pour un résultat fiable ?
Rev. Belge Med. Dent, 2004, vol. 59, n°1, p.43-56

59. VERMEERSCH A.G., VREVEN J.
Le composite: matériau pour restaurations esthétiques: applications cliniques
Paris : Cdp, 1989, 193p.
60. VERNIER Emmanuel.
Comportement rhéologique des résines composites. Etude expérimentale.
Thèse de chirurgie dentaire : Nancy, 1997
61. VREVEN J., RASKIN A., SABBAGH G.
Résines composites, In Encyclopédie Médico Chirurgicale [en ligne].2005
Disponible sur < <http://www.em-consulte.com/article/38204>>
62. WATTS D.C., HINDI A.
Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite.
Dent. Mater., 1999, vol. 23, n°3, p. 343-62
63. WILLEMS G. NOAK M. J. , INOKOSHI S., LAMBRECHTS P., VAN MEERBECK B., BRAEM M., ROULET J.F., VANHERLE G.
Radio-opacity of composites compared with human enamel and dentine.
J. Dent., 1991, vol. 19, n°6, p. 362-355
64. YAMAMOTO M.
Metal-ceramics : principles and methods of Makoto Yamamoto
Chicago : Quintessence publishing, 1985, 523 p.
65. YAMAMOTO M.
Système de conversion de la valeur.
ATD. Art et Technique dentaire, 1992, vol 3, n° 3, p. 163-184
66. ZYMAN P.
Prendre la teinte et transmettre : cliquer, la souris tire la couleur.
Inf. Dent, 2001, vol 83, n° 11, p. 734-737
67. ZYMAN P., JONAS P.
Le choix de la teinte... vers un protocole rationnel.
Réalités cliniques, 2003, vol 14, n° 4, p. 379-392

EICHELBERGER Alexandre - Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentines par une résine composite - Signum ceramis[®]- et une céramique dentaire - HeraCeram Press[®] : comparaison de deux méthodes d'évaluation

Th : Chir.-Dent. : Nancy : 2010. 142 f

Mots clés : - Résines composites

- Céramiques dentaires
- Absorption de la lumière
- Paramètres colorimétriques

EICHELBERGER Alexandre : Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentines par une résine composite -Signum ceramis[®]- et une céramique dentaire-HeraCeram Press[®] : comparaison de deux méthodes d'évaluation

Th : Chir.-Dent. : Nancy : 2010

Les objectifs de cette contribution sont d'exposer la relation qui existe entre la lumière et la matière. L'approche que nous avons de la couleur d'un matériau de restauration est mise en évidence tant au niveau de sa perception que de la relation qu'elle peut avoir avec la translucidité de celui-ci. La structure et la composition des céramiques dentaires et des résines composites sont exposées de manière à mieux comprendre les différentes difficultés de choix de matériaux auxquelles le praticien est soumis lorsqu'il souhaite réaliser une restauration indirecte type inlay/onlay. L'étude expérimentale, in vitro, consiste à évaluer les coefficients d'absorption de la lumière d'une lampe à photopolymériser par les différentes couleurs dentines d'une résine composite de laboratoire Signum ceramis et d'une céramique dentaire HeraCeram Press, celles-ci étant susceptibles d'être utilisées dans les restaurations des pertes de substance coronaire en technique indirecte. La connaissance des exigences spécifiques de chaque contexte clinique va permettre à l'omnipraticien de ne pas être perplexe mais acteur et responsable pour décider des matériaux avec lesquels il opère.

JURY :	Pr. J.-P. LOUIS	Professeur des universités	Président
	<u>Dr. J.-P. SALOMON</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Juge</u>
	<u>Dr. J. SCHOUVER</u>	<u>Maître de Conférences des Universités</u>	<u>Juge</u>
	Pr. C. RAPIN	Professeur des universités	Juge

Adresse de l'auteur :

EICHELBERGER Alexandre
43 rue SAURUPT
54000 NANCY



Jury : Président : J.P LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférence des Universités
J.P.SALOMON – Maître de Conférence des Universités
C.RAPIN – Professeur des Universités

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

Présentée par: **Monsieur EICHELBERGER Alexandre, Pierre, Michaël**

né(e) à: **PARIS (PARIS)**

le **2 août 1985**

et ayant pour titre : « **Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentine et émail d'une résine composite –Signum Ceramis®- et une céramique dentaire – Hera Céram Press® : comparaison de 2 méthodes d'évaluation.** »

Le Président du jury,

JP. LOUIS

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie



Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3210

NANCY, le 19.02.2010.

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

