



HAL
open science

Maquillants des blocs usinables en céramique et composite : étude de l'usure par frottement

Rafaële Wahnich Kahloun

► **To cite this version:**

Rafaële Wahnich Kahloun. Maquillants des blocs usinables en céramique et composite : étude de l'usure par frottement. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-03339937

HAL Id: dumas-03339937

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03339937>

Submitted on 9 Sep 2021

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

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



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

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

2019

Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le

Par **WAHNICH KAHLOUN Rafaële**

**MAQUILLANTS DES BLOCS USINABLES EN CERAMIQUE ET
COMPOSITE :
ETUDE DE L'USURE PAR FROTTEMENT**

Directeur de thèse : Dr BLANCHET Fanny

Co-directeur : Dr TAVERNIER Bruno

J U R Y

M. le Professeur Bruno TAVERNIER

Mme la Docteure Hélène CITTERIO

Mme la Docteure Amélie COUDERT

M. le Docteur Stéphane ESCURE

M. le Docteur Didier MAURICE

Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ

M. le Docteur Pierre MOULIN

Mme la Docteure Fanny BLANCHET

Président

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Assesseur

Membre Invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT – PARIS 7

Présidente de l'Université :	Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie :	Mme la Professeure Ariane BERDAL
Directrice Générale des Services :	Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Bruno TAVERNIER	Président
Mme la Docteure Hélène CITTERIO	Assesseur
Mme la Docteure Amélie COUDERT	Assesseur
M. le Docteur Stéphane ESCURE	Assesseur
M. le Docteur Didier MAURICE	Assesseur
Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ	Assesseur
M. le Docteur Pierre MOULIN	Assesseur
Mme la Docteure Fanny BLANCHET	Membre Invité

M. le Professeur Bruno TAVERNIER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en prenant part au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude. Ainsi que pour la considération que vous me faites en acceptant la co-direction de cette thèse, je vous remercie pour votre disponibilité tout au long de sa réalisation et pour vos conseils avisés. Soyez assuré de mon entière gratitude et de mon plus profond respect.

Mme la Docteure Hélène CITTERIO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Mme Amélie COUDERT

Docteur en Biologie
Habilitation à Diriger des Recherches
Maître de Conférences des Universités

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Stéphane ESCURE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Didier MAURICE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Pierre MOULIN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Mme la Docteure Fanny Blanchet

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistante Hospitalo-Universitaire

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant la direction de cette thèse, je vous remercie infiniment pour votre efficacité et votre investissement tout au long du suivi de mon travail, pour vos conseils et votre dévouement. Soyez assurée de ma sincère reconnaissance et de ma plus grande estime.

Table des matières

<i>Table des matières</i>	1
1. Matériaux de restauration et Blocs usinables	4
1.1. Définitions et évolution des connaissances sur les techniques de CFAO	4
1.2. Les Céramiques	5
1.2.1. Historique	5
1.2.2. Définition	5
1.2.3. Composition minéralogique	6
1.2.4. Composition chimique	7
1.2.5. Procédés de mise en forme	8
1.2.6. Classifications	8
1.2.7. Propriétés physique et chimiques des céramiques	13
1.2.8. Matériaux céramiques usinables en CFAO (50) (52).....	17
1.2.9. Catalogue des blocs disponibles sur le marché (52) (53):.....	22
1.3. Blocs composites	26
1.3.1. Définition	26
1.3.2. Composition	26
1.3.3. Classification des résines composites.....	33
1.3.4. Propriétés des composites	35
1.3.5. Blocs composites pour application en CFAO	39
2. État actuel des connaissances sur les maquillants et leurs propriétés	43
2.1. Définitions	43
2.2. Caractérisation dentaire	44
2.2.1. Les trois dimensions fondamentales de la couleur (14) (16).....	44
2.2.2. Dimensions propres à la dent naturelle (15) (16).....	46
2.3. La reproduction de l'organe dentaire	50
2.3.1. La reproduction de la couleur.....	50
2.4. Maquillants et biomatériaux (29)	51
2.4.1. Les pigments et les produits de maquillage dentaire.....	51
2.5. Maquillage des céramiques (28) (32) (33) (35)	54

2.6. Maquillage des composites (28) (36) (38)	56
2.7. Maquillage et CFAO (28).....	57
2.7.1. Principes de maquillage (28).....	62
2.7.2. Protocole de maquillage pour pièces réalisées par CFAO pour toutes les marques (16) (28) (35).....	66
3. Étude Préliminaire In Vitro de l'effet du brossage électrique sur les maquillants de restaurations réalisées par CFAO	76
3.1. Introduction	76
3.2. Matériel et méthode.....	79
3.2.1. Préparation des échantillons.....	79
3.2.2. Étude de l'usure par brossage électrique.....	82
3.2.3. Mesure de la teinte	84
3.3. Résultats	85
3.3.1. Analyse observationnelle	85
3.3.2. Analyse statistique.....	85
3.3.3. Analyse des résultats	88
3.4. Discussion	88
Conclusion.....	92

Introduction

Dans le monde occidental actuel, la recherche d'un idéal esthétique prend une ampleur de plus en plus importante. La pratique odontologique n'échappe pas à cette demande esthétique croissante. Aujourd'hui, l'intégration des restaurations prothétiques constitue un des défis majeurs de la dentisterie.

Par ailleurs, la convention mise en application depuis avril 2019 tend à inciter les praticiens à faire de la prothèse monolithique de par leurs subventions. L'application des techniques de maquillage sur ces prothèses monoblocs, devient alors incontournable pour obtenir un biomimétisme satisfaisant.

Pour ce faire, les fabricants proposent un éventail de biomatériaux de plus en plus performants constituant les pièces prothétiques. En complément de ceux-ci, il existe des matériaux appelés «modificateurs de couleur». Autrement nommés maquillants, ils permettent de caractériser les restaurations en vue de leur intégration esthétique et de leur succès thérapeutique.

Dans le panel des biomatériaux proposés, la réalisation de restaurations par technique de Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) fait ressortir deux grandes familles de matériaux: les céramiques et les composites. Du fait de leur composition chimique, ceux-ci possèdent des propriétés bien différentes tant le sur plan mécanique, physique ou chimique.

En conséquence, les matériaux et techniques utilisés pour le maquillage des restaurations seront fonction du type de biomatériau choisi.

Cependant, la composition, le mode d'application ainsi que les indications des kits modificateurs de couleurs sont encore peu connus des praticiens. De plus, il y a peu de recul sur le vieillissement de ces matériaux dans le temps.

C'est pourquoi nous nous proposons dans cette thèse d'une part de faire l'éventail de ces biomatériaux. D'autre part, nous nous proposons de réaliser une étude préliminaire ayant pour but d'analyser le vieillissement des maquillants sous l'effet de l'usure mécanique de la brosse à dent électrique.

1. Matériaux de restauration et Blocs usinables

1.1. Définitions et évolution des connaissances sur les techniques de CFAO

La CFAO est un acronyme désignant la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur, en anglais CAD/CAM (Computer-Aided Design/Manufacturing).

La Conception Assistée par Ordinateur (C.A.O.) est l'ensemble des techniques informatiques utilisables dans le processus de conception d'un produit nouveau.

La CFAO est le prolongement de la C.A.O. vers la fabrication des produits conçus par celle-ci, en utilisant les données produites.

L'utilisation des techniques de CFAO a révolutionné le monde de la prothèse dentaire depuis la première présentation publique du système CFAO à Garancière, en 1983, par François Duret et son équipe (Duret 2010).

Il constitue aujourd'hui, un procédé incontournable permettant d'utiliser des matériaux de haute performance.

Les premières machines utilisées en CFAO dentaire ont travaillé par soustraction. Cependant, on parle en général «d'usinage» en référence à l'industrie, aux usines et aux machines-outils : mais il s'agit d'un terme impropre puisqu'il existe à la fois un usinage par soustraction et un usinage par addition (Poujade et al. 2004).

Actuellement, la majorité des systèmes CFAO usinent par soustraction. Grâce à des logiciels informatiques, on élabore la conception en trois dimensions de la pièce prothétique. Puis, à partir d'un bloc de matériau, on réalise la pièce correspondante. Il appartient au chirurgien-dentiste de choisir la taille et la nature du bloc usinable.

Deux grandes familles de matériaux sont décrites comme matériaux usinables : les céramiques et les résines composites.

1.2. Les Céramiques

1.2.1. Historique

Historiquement, le terme céramique provient du grec ancien « *keramos* », signifiant argile. Ce terme a d'abord désigné des poteries recouvertes d'émail avant d'être étendu à toute la porcelaine et à d'autres produits essentiellement constitués de silicates.

En odontologie, les céramiques sont employées dans de nombreuses disciplines : en prothèse, mais également en implantologie, en orthodontie, ainsi qu'en dentisterie esthétique dans les cas d'inlays, d'onlays ou de facettes.

L'évolution des biomatériaux a permis l'amélioration des propriétés mécanique et esthétique laissant un large panel thérapeutique au praticien.

1.2.2. Définition

« Peut être considéré comme céramique tout matériau inorganique, fragile, et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique. » (Poujade et al. 2004)

Les céramiques sont composées de deux phases distinctes: une matrice vitreuse désordonnée, et d'une phase cristalline dispersée dans la matrice.

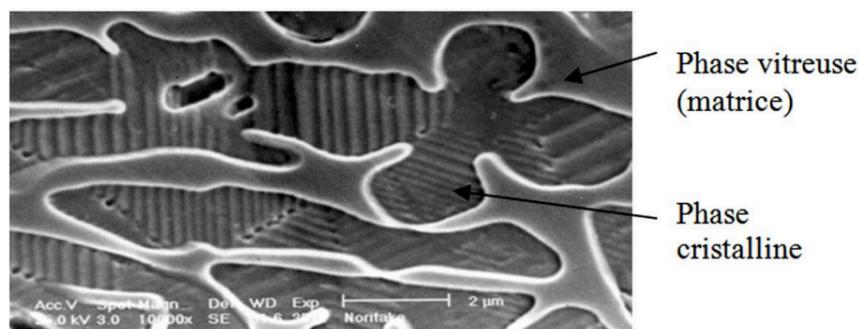


Figure 1. Microphotographie en MEB d'une céramique

Source : Dejou et al (2009)

1.2.3. Composition minéralogique

- ***Composition de la phase vitreuse***

La phase vitreuse est un composé minéral, riche en silice, essentiellement constitué de feldspath et feldspathoïdes.

Les feldspaths sont des alumino-silicates. Ils possèdent des atomes d'aluminium permettant la fixation de cations comme le sodium et le potassium constituant respectivement :

- l'orthose $K_2OAl_2O_36SiO_2$ (feldspath potassique);
- l'albite $Na_2OAl_2O_36SiO_2$ (feldspath sodique).

La température de fusion du feldspath est entre 1150° et 1300°C. On remarquera que le rapport Na/K impacte sur la température de fusion et la viscosité. En effet, si ce rapport augmente la viscosité augmente et la température de fusion diminue.

Les feldspathoïdes sont également des alumino-silicates comprenant :

- la néphéline $2SiO_2Al_2O_3(K\text{ ou }Na)_2O$
- la leucite $4SiO_2Al_2O_3K_2O$.

Il s'agit de minéraux avec une stabilité et une dureté plus importante que les feldspaths (Poujade et al. 2004). De plus, leur coefficient de dilatation thermique est élevé, proche de celui des alliages. La dilatation des minéraux peut se faire jusqu'à 625°C.

- ***Composition de la phase cristalline***

La phase cristalline est constituée d'une structure de quartz qui est la forme cristalline de la silice (SiO_2). On la retrouve sous la forme d'un tétraèdre régulier, avec un atome de silice en son centre relié à 4 oxygènes, permettant à l'atome de rester électriquement neutre. Chaque atome d'oxygène étant commun à deux tétraèdres. Sa température de fusion est de 1700°C. Le quartz compose la charpente cristalline de la céramique (Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux 2011).

Un autre minéral entre dans la composition de la phase cristalline à hauteur de 5% (Poujade et al. 2004), il s'agit de l'argile autrement appelé kaolin ($Al_2O_3, 2SiO_2, 3H_2O$). Sa température de fusion est de 1800°C.

On notera, que la plupart des propriétés physiques, mécaniques ou optiques des céramiques seront conditionnées par la nature de cette phase cristalline.

1.2.4. Composition chimique

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures (Poujade et al. 2004). Elles présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente (Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux 2011).

Au niveau chimique, les céramiques sont principalement composées d'oxydes que l'on distingue en différents groupes selon leur concentration.

On classe dans un premier temps les oxydes principaux, avec :

- L'oxyde de silicium (SiO_2) on le retrouve à la fois dans la phase vitreuse et cristalline et compose 55 à 78% des céramiques dentaires.
- L'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) il est retrouvé en majorité dans la phase vitreuse et constitue moins de 10% de la céramique.

La présence de ces oxydes, augmente certains paramètres comme la température de frittage, la tension superficielle, la résistance mécanique et la rétraction à la cuisson.

Un deuxième groupe d'oxydes constitue chimiquement les céramiques dentaires, il s'agit des oxydes alcalins modificateurs. Ce sont des cations monovalents composant 10 à 17% des céramiques. Ils occupent les lacunes du réseau cristallin en se reliant aux atomes d'oxygène des molécules de silice (Na_2O , K_2O , LiO_2) et en modifiant les propriétés de la phase vitreuse.

Ils abaissent la température de frittage et augmente le coefficient de dilatation thermique, ils diminuent la tension superficielle et la viscosité. Ils agissent comme dévitrifiants.

Enfin, dans un troisième groupe d'oxydes on retrouve les oxydes mineurs constitués :

- d'opacifiants (ZrO_2 , SnO_2 , TiO_2) formant 6 à 15% des céramiques ;
- de fondants (B_2O_3 , NaB_4O_7) de 0 à 5% ils diminuent la température de cuisson ;
- d'agents colorants: il s'agit d'oxydes métalliques comme l'oxyde de fer (Fe_2O_3), l'oxyde de titane (TiO_2), l'oxyde de chrome (CoO)...
- d'agents fluorescents.

1.2.5. Procédés de mise en forme

Les céramiques vitreuses sont mises en forme à partir d'une poudre qui est agrégée. Cette poudre est composée de grains de diamètre compris entre 4 et 100µm associée à des plastifiants hydrosolubles qui facilitent la mise en forme (alginate, sucre) et des colorants (Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux 2011).

Puis un traitement thermique appelé frittage est réalisé. Il consiste à chauffer le mélange à une température supérieure à la température de fusion de la phase vitreuse en restant inférieur à celle de la phase cristalline. Ce traitement peut se faire avec ou sans application d'une pression externe.

Le procédé permet la densification et la consolidation de ce conglomérat, en accroissant les propriétés de résistance mécanique du matériau. Par ces traitements on recherchera un état de compacité maximal avec un taux de porosité idéal étant égal à zéro.

Deux défauts majeurs suite à la mise en forme du matériau sont à relever. D'une part certains défauts de fabrication, comme l'inclusion de porosités au sein de la céramique. D'autre part, des défauts de surface, résultant de la différence de contraction entre les phases vitreuse et cristalline lors du refroidissement. Ces défauts augmentent la fragilité du matériau et favorise la propagation de microfractures.

1.2.6. Classifications

Plusieurs classifications permettent d'ordonner les céramiques dentaires.

La classification selon l'historique permet d'observer l'évolution de la céramique et de ses propriétés au fil du temps. On notera que celle-ci a été introduite dans l'exercice de l'art dentaire en 1774 par Alexis Duchateau.

La classification dite traditionnelle consiste à ordonner les céramiques selon l'intervalle de fusion ou température de frittage d'après Sadoun M. (1995) . En fonction de cet intervalle est posé l'indication d'application prothétique. Elle se divise comme suit dans le tableau ci-dessous :

Type de céramique	Température de fusion	Indication
Haute fusion	1280 à 1390 °C	Réalisation de dents artificielles de prothèse amovibles
Moyenne fusion	1090 à 1260 °C	Fabrication de couronnes « Jacket » cuites sur matrice de platine
Basse fusion	870 à 1065 °C	Émaillage des couronnes céramo-métalliques
Très basse fusion	660 à 780 °C	Émaillage du titane et de l'or Réalisation de joints céramique-dent Couronnes céramo-céramique

Tableau 1: Classification des céramiques selon leur intervalle de fusion

Source : (Poujade et al. 2004)

La classification actuelle, la plus communément utilisée, est celle de Sadoun et Ferrari. Il s'agit d'une classification basée sur la nature chimique, la microstructure et les procédés de mise en forme des prothèses céramiques (Atlan A. 2015).

La catégorisation des céramiques selon la microstructure et les composants chimiques fait ressortir trois grandes familles de céramique que constituent:

- **Les céramiques vitreuses**

Il s'agit de céramiques avec une structure biphasée, autrement dit contenant une matrice vitreuse avec une phase cristalline dispersée dans celle-ci. Dans la famille des céramiques dites vitreuses on retrouvera les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques. Leurs propriétés sont très proches car entre les deux, seul le procédé de fabrication diffère (Lambert 2019).

La céramique feldspathique est une céramique traditionnelle destinée à l'émaillage. Elle est obtenue par mélange de poudres avant cuisson.

Il existe, par ailleurs, des céramiques feldspathiques de seconde génération : les vitrocéramiques à haute teneur en cristaux de leucite. Il en résulte une résistance mécanique améliorée et un coefficient de dilatation thermique augmenté, permettant de les utiliser dans certains cas, sans armature.

Les vitrocéramiques sont mises en forme à l'état de verre puis traitées thermiquement pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle. Cette technique est appelée céramisation. (Lambert 2019) On les utilise à la fois comme matériau cosmétique et comme céramique

d'infrastructure. Lorsqu'elles sont renforcées au disilicate de lithium on les indique pour la réalisation de couronnes ou bridges antérieures. Certaines vitrocéramiques sont renforcées à la fluoroapatite, elles seront alors plus indiquées pour concevoir des facettes ou des inlays/onlays.

- **Les céramiques infiltrées**

Le deuxième groupe rassemble les céramiques infiltrées qui sont constituées d'une matrice cristalline infiltrée par du verre. Celles-ci regroupent majoritairement les céramiques alumineuses dont le constituant principal est l'alumine (Al_2O_3) retrouvé en plus ou moins grande proportion au sein du matériau. Le procédé standard des céramiques alumineuses est l'In Ceram Alumina®. On retrouve d'autres groupes de céramiques infiltrées comme les céramiques modifiées par adjonction de zircon (In Ceram Zirconia®) ou de spinelle (In Ceram Spinelle®). Avec les avancées toujours plus rapides en biomatériau, les céramiques infiltrées ne sont déjà plus d'actualité et peu distribuées dans le commerce.

- **Les céramiques polycristallines**

Dans le troisième groupe, on retrouve les céramiques dites polycristallines. Elles sont totalement cristallines ce qui leur confère une haute résistance en comparaison avec les céramiques vitreuses ou infiltrées. Ces céramiques regroupent les céramiques à base de zircon indiquées pour les couronnes et bridges postérieurs et les céramiques composées entièrement d'alumine indiquées pour les couronnes et bridges antérieurs.

1.2.6.1. Classification des céramiques selon la microstructure

Les céramiques sont classées selon les charges présentes dans la matrice vitreuse. Ainsi, différentes microstructures se présentent, la matrice vitreuse peut contenir des charges dispersées au sein du matériau, ou être hautement voire totalement cristalline. Il existe également certaines céramiques sans phase vitreuse infiltrée.

1.2.6.2. *Classification des céramiques selon les procédés de mise en forme*

Les couronnes céramo-métalliques et les couronnes céramo-céramiques sont largement utilisées dans les cabinets dentaires. De cela, on dégage deux procédés de mise en forme de la céramique.

Le premier procédé de mise en forme se réalise avec une armature métallique. Celle-ci va servir de support à la céramique cosmétique qui sera apposée et cuite sur l'armature. Ce système permet à la prothèse d'être renforcée mécaniquement (Poujade et al. 2004). On pourrait parler de méthode traditionnelle.

Le second procédé de mise en forme se réalise sans armature métallique. Les céramiques sans armature métallique se sont développées avec l'apparition de matériaux suffisamment résistants pour se passer des métaux et grâce à l'acquisition de nouvelles techniques.

Les méthodes de mise en forme sans armature métallique se divisent en trois types de céramique.

- **Les céramiques injectées sous pression ou «pressées»**

On utilise un moule constitué d'un matériau réfractaire dans lequel la céramique pressée est injectée à haute température. On n'utilise ce procédé uniquement avec les vitrocéramiques.

La pièce prothétique peut être injectée dans la forme finale de l'élément prothétique à réaliser puis maquillé en surface. Il est également possible d'injecter une forme d'armature puis de la recouvrir par stratification de céramique cosmétique (feldspathique).

- **Les céramiques infiltrées**

Les céramiques infiltrées sont mises en forme par un procédé en deux temps. Dans un premier temps, une structure en céramique pré-frittée poreuse est réalisée (Al_2O_3 , $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2$, MgAl_2O_4). Dans un second temps, la structure est infiltrée par un verre à température élevée qui va combler la porosité. Ce système permet de renforcer la structure du matériau et de lui donner sa couleur définitive. Cette technique appelée également technique de la barbotine a été mise au point et réalisée avec de la céramique In-Ceram® Alumina Vita Zahnfabrik. (Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux 2011)(5).

▪ Les céramiques usinées

Les empreintes optiques et les systèmes de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) permettent au praticien ainsi qu'au prothésiste d'éliminer de nombreuses étapes de réalisation des restaurations comme la prise d'empreinte traditionnelle, la coulée des modèles positifs unitaires (MPU), la fabrication des maquettes en cire...

On peut différencier deux méthodes de fabrication, la CFAO directe et indirecte.

La CFAO directe qui est réalisée au fauteuil en une seule séance, avec une empreinte optique. Elle est en majorité indiquée pour la réalisation d'inlays, d'onlays ou de couronnes unitaires. Par exemple, avec le système Cerec® de Sirona™ ou le système E4D® de D4D™.

Plusieurs limites de ces systèmes peuvent être mis en évidence. En effet, l'empreinte optique se fait avec une caméra intra-orale de 17mm de diamètre qui ne peut enregistrer qu'une dent et les faces proximales des dents contiguës. De plus, la restauration est réalisée dans un matériau de teinte relativement uniforme. Bien qu'il existe des blocs stratifiés plus esthétiques, une grande part des blocs utilisés en cabinet sont mono-teintés, et donc avec une qualité esthétique amoindrie.

D'autre part, les usineuses utilisées en cabinet ne travaillent que sur trois axes, contrairement aux machines disponibles chez le prothésiste pouvant aller jusqu'à cinq axes, ce qui diminue le niveau de précision et la qualité morphologique des restaurations réalisées en cabinet.

Enfin, le praticien doit réaliser la finition de la morphologie occlusale, le polissage et parfois le maquillage de la restauration. Ces actes se révèlent souvent très chronophages pour le praticien.

La CFAO indirecte consiste à prendre une empreinte des préparations de façon traditionnelle au cabinet dentaire. Puis un modèle de travail est réalisé par le prothésiste. A ce stade, deux possibilités s'offrent au technicien :

Dans une première technique, il est possible de faire une numérisation 3D du modèle, de préparer la restauration par conception assistée par ordinateur (CAO), puis de lancer un fraisage numérique de la restauration.

Ou bien la seconde technique, le prothésiste peut réaliser une maquette de la restauration en cire ou en résine, numériser celle-ci puis lancer un fraisage numérique de la restauration. Dans les deux cas, le fraisage peut soit être réalisé directement au laboratoire (autonome, rapide) soit être réalisé dans un centre de fraisage.

Les techniques d'usinage permettent d'introduire de nombreux matériaux dans le cadre de la réalisation de prothèses dentaires. Certains, déjà utilisés de façon artisanale en laboratoire de prothèse (ex: la vitrocéramique), d'autres, qui ne peuvent être mis en forme que par usinage (ex : la zircone).

1.2.7. Propriétés physiques et chimiques des céramiques

Les propriétés des matériaux céramiques sont des données cruciales car elles conditionnent le choix du matériau.

1.2.7.1. *Propriétés thermiques*

La structure des céramiques en fait des isolants thermiques (conductivité = 0,01 J/s/cm² (°C/cm)). La température de frittage correspond à la température nécessaire à la cuisson de la céramique. En d'autres termes, à une certaine température, le matériau passe d'un état de corps poreux (particules individuelles agglomérées) à un état de corps dense et sans porosités. Ce dernier donne à la céramiques les propriétés mécaniques.

Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K₂O du verre.

1.2.7.2. *Propriétés optiques*

L'impression visuelle résulte de nombreux facteurs : surface, différentes couches, couleur et spectre de la lumière incident. Les rendus vont de l'opaque au translucide en fonction de la composition, de la nature chimique, de la taille des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse.

Les céramiques dentaires ont pour but de reproduire notamment esthétiquement l'organe dentaire. Les propriétés optiques de la céramique doivent donc être au plus proche de celles de la dent naturelle. Pour ce faire quatre caractéristiques doivent être judicieusement reproduites : la couleur, la translucidité, l'opalescence et la fluorescence de la pièce prothétique en céramique.

- > La reproduction de la couleur d'une réhabilitation dépend de la composition de la poudre de céramique. Ce sont les pigments intégrés à celle-ci qui ont une action colorante sur le matériau. La teinte finale de la restauration peut également être modifiée

par différents paramètres comme l'épaisseur de la couche de céramique, le nombre et la température de frittage ou la nature de l'infrastructure.

> La reproduction de la translucidité des céramiques peut être contrôlée par différents paramètres au laboratoire. En effet, une céramique translucide se veut plus esthétique et proche des tissus biologiques de la dent qu'une céramique opaque. Pour obtenir cette translucidité on doit jouer sur les indices de réfraction de la phase vitreuse et cristalline. Plus la différence des indices de réfraction entre les phases vitreuses et cristallines est importante, plus la quantité de lumière réfléchie sera importante. Or, si la lumière réfléchie augmente, il y a moins de transmission de lumière et l'objet apparaît plus opaque.

→ Augmentation de l'opacité. Pour augmenter l'opacité on incorpore des oxydes métalliques avec un indice de réfraction élevé aux poudres de céramique.

→ Augmentation de la translucidité. Plusieurs paramètres permettent d'ajuster la translucidité des céramiques. Tout d'abord, la taille des particules, plus elles sont fines et plus la lumière est diffusée. Ensuite la concentration de ces particules, en effet plus les particules sont dispersées et plus la translucidité est importante. Enfin les indices de réfraction entre la phase vitreuse et cristalline, comme expliqué plus haut, plus les indices des phases seront proches, plus la céramique apparaîtra comme translucide.

> Les procédés de reproduction de l'opalescence ne sont pas encore décrits clairement par la littérature. Il semblerait que la présence de certaines molécules comme le dioxyde de titane, de zircone ou d'alumine serait impliqué dans ce phénomène. Le niveau de cristallisation de la céramique, la taille et la direction des cristaux auraient un impact sur l'opalescence.

> La reproduction de la fluorescence passe par l'incorporation de terres rares dans les poudres de céramique. Le degrés de fluorescence serait également lié à la température de frittage exercée et au degré de saturation de la céramique.

1.2.7.3. *Propriétés mécaniques :*

Les céramiques sont très résistantes en compression, nettement moins en traction et en flexion. Leur caractéristique principale est la rupture fragile, sans déformation plastique.

Le tableau suivant présente les principales caractéristiques des céramiques conventionnelles (cosmétiques) et des tissus dentaires.

	Opaque	Céramique	Email	Dentine
Module d'élasticité (GPa)	95	60	80	20
Résistance à la rupture (compression) en MPa	1000	500	500	230
Résistance à la rupture (en tension) en MPa	130	60	7	60
Dureté Vickers VHN	410	380	320	70

Tableau 2 : Propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles, de l'émail et de la dentine. Source : (Poujade et al. 2004)

- *module d'élasticité* : il se situe, pour la céramique, entre 60 et 70 GPa, contre 70 à 90 GPa pour l'émail humain.
- *dureté* : la dureté de la céramique est légèrement supérieure à celle de l'émail : 380 à 460 VHN contre 340 VHN (dureté Vickers). Une reconstitution en céramique peut donc être traumatogène pour les tissus des dents naturelles antagonistes. Son potentiel abrasif dépend essentiellement de son état de surface et de l'homogénéité de sa structure.

1.2.7.4. Facteurs influençant la résistance :

La résistance mécanique des céramiques est directement liée au nombre et à la taille des défauts issus de la mise en œuvre, du montage de la poudre de céramique, de la cuisson et du glaçage.

- *Taux de porosité* : Il dépend de la distribution granulométrique, du mode de mise en forme de la pâte crue (compactage) et de la température de cuisson.
- *Température et cycle de cuisson* : L'élévation de la température et de la durée de cuisson entraînent une augmentation de la résistance. Cependant au delà d'un certain seuil, ou lors de la multiplication des cuissons, on assiste à une diminution de ces caractéristiques, due à une dissolution dans le verre des phases cristallines dispersées.
- *Contraintes internes* : Elles résultent d'un différentiel de coefficient de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau ou entre le matériau et le support (métal ou céramique d'infrastructure).

- *Microstructure* : Pour les céramiques biphasées, la résistance augmente avec la proportion de phases cristalline et avec la quantité d'interfaces verre/cristal et donc la dispersion de cette phase cristalline. L'état de surface et surtout es défauts de surface jouent un rôle important.

1.2.7.5. Conséquences des propriétés de la céramique

L'augmentation des qualités mécaniques des céramiques n'est pas sans effet sur leur rendu esthétique. En effet, la répartition, la nature et le taux de charge ont une incidence directe sur les qualités esthétiques du matériau.

Ainsi, les matériaux les plus résistants sont les plus opaques et inversement, les matériaux les plus translucides présentent les qualités mécaniques les plus faibles.

La recherche s'oriente donc actuellement vers des céramiques qui associent esthétique et résistance mécanique.

En attendant la découverte du matériau idéal, la caractérisation par des techniques de maquillage reste incontournable si l'on veut obtenir des restaurations esthétiques.

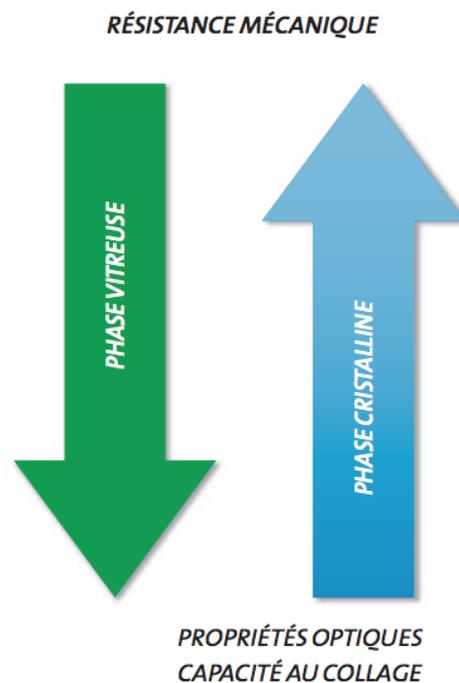


Figure 2 : Propriétés mécaniques des céramiques en fonction de leurs phases

1.2.8. Matériaux céramiques usinables en CFAO

L'usinage de bloc devient une méthode de plus en plus populaire par rapport aux techniques de laboratoires traditionnelles. En effet, ces dernières, sont des techniques relativement chronophages, praticiens-dépendants et imprédictibles en raison des nombreuses variables lors de leur mise en œuvre. L'alternative des blocs usinables par CFAO permet de palier à ces inconvénients. De plus, les blocs fabriqués industriellement sont plus homogènes, leur nombre de défauts est considérablement diminué et donc présentent de meilleures propriétés mécaniques par rapports aux céramiques traditionnelles (Li et al. 2014).

Aujourd'hui, la totalité des matériaux en céramique que l'on utilise de façon artisanale afin de réaliser différentes restaurations sont disponibles sous forme de blocs usinables.

L'inverse n'est pas vrai. En effet, les avancées en technologies par CFAO ont permis d'introduire certains matériaux comme les céramiques polycristallines stabilisées au dioxyde de zirconium, qui ne peuvent être mis en forme de manière artisanale et ne peuvent être travaillés que par les techniques de CFAO.

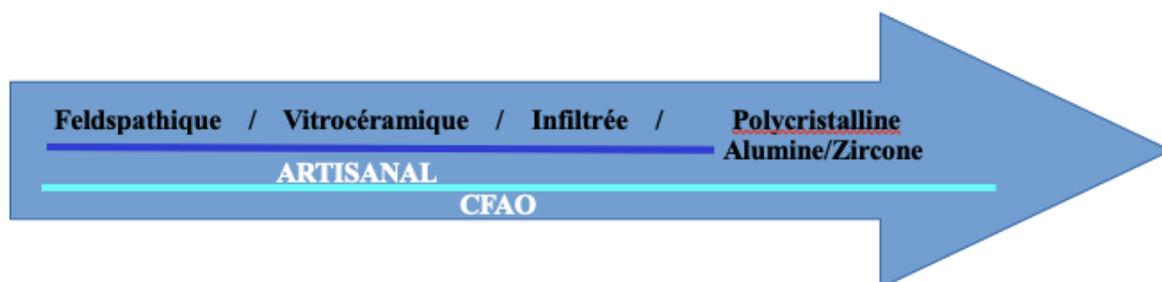


Figure 3: Classification des céramiques artisanales et usinables

Les techniques soustractives par CFAO permettent donc d'usiner tous les types de céramiques soit de type esthétique soit de type structural.

On remarquera, que pour les systèmes utilisés en cabinet dentaire, les possibilités sont limitées aux céramiques esthétiques de type feldspathique ou de vitrocéramiques renforcées à la leucite ou au disilicate de lithium. Alors que pour les systèmes de laboratoire, le choix est beaucoup plus large incluant des matériaux avec une dureté importante comme la zirconie (Atlan A. 2015). Cependant, depuis peu et sous certaines conditions, la réalisation de restaurations monolithiques en zirconie directement au cabinet dentaire devient possible (Lambert 2019).

Actuellement l'évolution rapide des systèmes et notamment des matériaux pose des problèmes aux prothésistes, mais aussi indirectement au praticien. En effet, il est très difficile de connaître tous les matériaux et d'en faire une synthèse dont la liste se réactualise continuellement.

Nous nous proposons ici de faire un récapitulatif de l'ensemble des céramiques existantes et utilisées dans les techniques soustractives par CFAO. Du fait de la liste de plus en plus exhaustive des matériaux disponibles sur le marché, toutes les marques ne seront pas citées. Nous choisirons de citer les marques et produits qui nous semblent les plus représentatifs des familles auxquelles ils appartiennent.

1.2.8.1. Les céramiques à prédominance vitreuse : céramiques feldspathiques et vitrocéramiques enrichies en leucite

Les céramiques feldspathiques sont donc constituées de poudres d'oxydes, fondants et pigments colorés puis frittés dans une matrice vitreuse.

Elles sont biocompatibles, leur propriétés esthétiques sont importantes du fait de leur grande translucidité et leur propriétés mécaniques sont faibles. Elles sont donc recommandées pour la réalisation de restaurations prothétiques à fort impact esthétique comme les facettes, les couronnes unitaires ou les inlays-onlays.

On assimile les vitrocéramiques aux céramiques feldspathiques car leurs propriétés sont très proches (Li et al. 2014). La définition initiale des vitrocéramiques correspond à des matériaux mis en forme à l'état de verre qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlée et partielle. Ce traitement dit de «céramisation» s'accompagne d'une modification structurale: d'une structure de verre monophasée on passe à une structure biphasée avec une dispersion de cristaux orientés au hasard dans la phase vitreuse.

Esthétiquement on passe d'un verre optiquement transparent à une vitrocéramique translucide qui est ensuite colorée par maquillage de surface.

La proportion de phase vitreuse étant importante (55 à 70%) elles ont donc des propriétés esthétiques supérieures aux autres céramiques (Lambert 2019).

On remarquera que malgré de bonnes propriétés esthétiques, la reproduction de la stratification naturelle de la dent passe un maquillage de la céramique. Cependant, il existe certains blocs polychromatiques qui peuvent en être exemptés, comme l'IPS *empress*TM CAD distribué par Ivoclar-Vivadent[®].

1.2.8.2. *Les Vitrocéramiques renforcées*

Les vitrocéramiques renforcées possèdent la même structure biphasée que celles décrites ci-dessus. Cependant, comparativement aux précédentes, la proportion de matrice vitreuse est considérablement réduite (30%) et la proportion de phase cristalline augmente fortement.

Le terme vitrocéramique englobe donc un certain nombre de matériaux usinables disponibles sur le marché.

Il existe deux grande familles de vitrocéramique renforcée usinables :

- celle dont la phase majoritaire est le disilicate de lithium : e.maxTM CAD, Ivoclar-Vivadent[®],
- et celle renforcée au silicate de lithium et dioxyde de zirconium : SuprinityTM(FC), Vita[®]; CeltraTM, Dentsply[®].

Les blocs céramiques au disilicate de lithium présentent des propriétés optiques similaires aux céramiques feldspathiques mais avec des propriétés mécaniques supérieures notamment une résistance à la flexion augmentée (330 MPA). Elles peuvent être utilisées avec ou sans infrastructure.

Les vitrocéramiques renforcées sont disponibles soit sous forme pré-cristallisées, de teinte intermédiaire, facilitant l'usinage mais nécessitant une cuisson finale de cristallisation. Soit totalement cristallisées avec un usinage plus difficile mais avec leur teinte définitive

Leurs indications cliniques sont multiples : couronnes unitaires antérieures et postérieures, facettes, inlays-onlays, endocouronnes.

Remarque: Actuellement, pour des raisons marketing, de nombreux matériaux sont appelés «vitrocéramiques» alors qu'ils ne correspondent pas à la définition ci-dessus (ex: Enamic[®]). Il faudra donc être vigilant sur les différentes appellations qui peuvent induire les praticiens en erreur.

1.2.8.3. *Les céramiques infiltrées*

Il existe des blocs de céramiques infiltrées poreuses que l'on utilise principalement pour la réalisation d'infrastructures pour des couronnes céramo-céramiques. Celles-ci, sont pour leur grande majorité composées de céramiques alumineuses comme l'In Ceram Alumina[®]. D'autres céramiques infiltrées sont modifiées par adjonction de zircone comme l'In Ceram Zirconia[®] et de spinelle comme l'In Ceram Spinelle[®]

1.2.8.4. *Les céramiques polycristallines (ou céramiques d'oxyde)*

Il s'agit de matériaux accessibles seulement depuis l'apparition des techniques de CFAO. Les polycristallines ne possèdent pas de phase vitreuse. Elles sont constituées de cristaux d'oxyde d'alumine ou d'oxyde de zirconium condensés par frittage. Leur structure leur confère une résistance mécanique importante mais elles sont très opaques (Atlan A. 2015). De ce fait, elles doivent être maquillées par des céramiques cosmétiques pour simuler la teinte naturelle de la dent, notamment dans les secteurs antérieurs (Pelissier 2010).

Les blocs de zirconium sont dopés à l'yttrium qui stabilise la phase tétragonale à température ambiante. On obtient alors une zirconium dite 3Y-TZP (Zirconium Polycristalline Tétragonale dopée par 3 moles % d'Yttrium).

Il s'agit d'une céramique de très haute performance mécanique mais à l'inverse une translucidité faible. La zirconium étant trop lumineuse doit donc être recouverte d'une céramique d'émaillage. Cependant, on rapporte des fractures fréquentes au niveau de la céramique d'émaillage (Atlan A. 2015).

Ses indications sont multiples, allant de la couronne unitaire au bridge en passant par les piliers en implantologie.

Il existe également des blocs de zirconium appelés HIP (Hot Isostatic Pressing) qui sont réalisés par des techniques de pression permettant d'obtenir une densité équivalente à quasiment 100%. Ses propriétés mécaniques sont supérieures aux blocs 3Y-TZP, permettant un usinage direct dans la forme finale désirée. Cependant il s'agit d'un usinage plus long, qui use les fraises de façon importante, du fait de la grande dureté des blocs ce qui explique la faible utilisation des blocs HIP (Pelissier 2010).

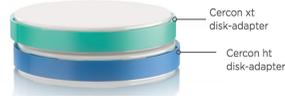
Les propriétés mécaniques élevées de la zirconium en font donc un matériau de choix lorsque la restauration doit être soumise à des sollicitations mécaniques importantes comme une infrastructure de bridge postérieur (Marniquet et al. 2014).

1.2.8.5. *Les céramiques «hybrides»*

Certains matériaux sont répertoriés dans la grande famille des céramiques par les fabricants. Il s'agit des céramiques dites «hybrides» (ex: Enamic® distribué par Vita-Zahnfabrik®). Ce matériau est présenté comme un réseau de céramique renforcé par un réseau de polymère. Cette dénomination commerciale met en avant le fait que ce matériau possède à la fois les avantages de la céramique et des matériaux composites. Pourtant, le terme de céramique ici, est impropre et peut porter à confusion.

1.2.9. Catalogue des blocs disponibles sur le marché :

Tableau 3 : Catalogue des blocs céramiques proposés par les fabricants.

Gamme	Bloc	Image	Type de céramique	Indications	Caractéristiques
Dentsply™	Celtra® Duo (ZLS)		Vitrocéramique renforcée au monosilicate de lithium (infiltrée à 10% de particules de zircone)	Couronnes, inlays-onlays, facettes.	
	Cercon®		Céramique polycristalline à base de zircone (Y-TZP)	Couronnes, bridges. Peut être utilisé comme : -infrastructure qui devra alors être caractérisée par stratification -ou en pièce monolithique maquillée.	2 types de blocs sont proposés : -Cercon® Xt (extra-transluent) esthétique ↑, teneur en Yttrium 9% -Cercon® Ht (High-transluent) esthétique ↓, teneur en Yttrium 5%.
Sirona™	Cerec® Blocs C		Céramique feldspathique	Couronnes, inlays-onlays, facettes.	Taux de survie à 10 ans de 90% ⁽⁷⁾ ⁽¹⁰⁾

	Cerec® C In		Céramique feldspathique à base d'oxyde de silicium.	Couronnes unitaires, inlays-onlays, facettes.	Bloc polychromatique avec un noyau plus pigmenté correspondant à la dentine inclus dans de l'émail translucide.
	Cerec® C PC		Céramique feldspathique	Couronnes antérieures et postérieures, inlays-onlays, facettes	Bloc polychromatique multicouches : différentes teintes et saturations sont combinées en un seul bloc.
Ivoclar-Vivadent™	IPS Empress® CAD		Vitrocéramique renforcée en leucite.	Couronnes antérieures et postérieures, inlays-onlays, facettes	3 types de blocs disponibles : -Blocs HT : translucidité ↑, brillance ↓ -Blocs LT : translucidité ↓, brillance ↑ -Blocs Multi : polychromatiques
	IPS Emax® CAD		Vitrocéramique renforcée au di-silicate de lithium.	Couronnes peu invasives (préparation tissulaire <1mm), couronnes, bridges 3 dents, restaurations implanto-portées, facettes, facettes pelliculaires (0,4mm), facettes occlusales, inlays-onlays.	Les blocs se déclinent selon une gamme d'opacité/translucidité très large (MO, LT, HT, Impulse opal) Bonnes propriétés esthétiques. Le bloc se présente dans une teinte bleu-violet, la couleur finale de la restauration ne sera obtenue qu'après cuisson ce qui peut rendre la caractérisation plus complexe à réaliser.

	IPS Emax® ZirCAD		Céramique polycristalline en zircone stabilisé à l'yttrium (ZrO2)	Blocs LT : couronnes, bridges 3 éléments Blocs MO : Armature unitaire, armature de bridge 3 éléments ou plus.	Depuis peu, des blocs de zircone teintés et translucides sont proposés par la marque afin de pallier à leurs propriétés optiques faibles.
Vita™	Vitablocs® Mark II		Vitrocéramique enrichie en feldspaths	Inlays, onlays, overlays.	Premier bloc CFAO directe mis sur le marché Excellent recul clinique Proposé en 5 tailles différentes Blocs monochromes
	Vitablocs® Triluxe forte		Vitrocéramique enrichie en feldspaths	Restaurations esthétiques antérieures : couronnes antérieures ou facettes	Blocs polychromatiques se décomposant en quatre couches de saturation dégradées pour une meilleure intégration esthétiques des restaurations. Rq : les blocs Triluxe® ne sont plus commercialisés.
	Vitablocs® Real life		Vitrocéramique enrichie en feldspaths	Restaurations esthétiques antérieures : couronnes antérieures ou facettes	Blocs polychromatiques avec une stratification de teinte en 3D, mimant la stratification naturelle de la dent.

	Suprinity®		Vitrocéramique enrichie au dioxyde de zirconium	Couronnes antérieures, postérieures et supra-implantaires, facettes.	Disponibles en deux niveaux de translucidité : translucide et très translucide. Matériau avec des propriétés de résistance mécanique importantes permettant un large éventail d'indications thérapeutiques.
	Vita YZ®		Zircone	Infrastructures de bridges dento ou implanto-portés, restaurations postérieurs ou antérieures.	Trois types de blocs disponibles : Vita YZ®T ou HT, Vita YZ® ST, Vita YZ® XT. Lorsqu'il s'agit de suprastructures, le biomatériau est impérativement émaillé pour avoir des propriétés esthétiques acceptables.
GC™	Initial LRF Block®		Vitrocéramique renforcée en leucite	Couronnes unitaires, endocouronnes, inlays-onlays, facettes.	Disponibles en 5 teintes plus ou moins translucides.
	Initial Zirconia Disk®		Zircone	Infrastructures, Couronnes ou bridges monolithiques	Après usinages les pièces doivent être polies, maquillées puis glacées afin d'obtenir un rendu esthétique plus naturel.

* Il existe de nombreuses autres marques disponibles sur le marché, mais nous nous arrêterons à celles énoncées ci-dessus considérant que ce sont les plus répandues dans les laboratoires de prothèses à ce jour.

1.3. Blocs composites

Les matériaux composites ont subi une évolution impressionnante ces dernières années. Plus spécifiquement, le récent développement des blocs usinables par CFAO est associé à de nouveaux modes de polymérisation, des microstructures innovantes et différentes compositions (Mainjot et al. 2016).

1.3.1. Définition

Un matériau composite est un matériau composé de deux ou plusieurs matériaux de nature ou d'origine différente et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition (Leprince et al. 2010).

La cohésion de l'ensemble des composants doit être consolidé par différentes liaisons mécaniques, physique ou chimique.

En odontologie, on appelle résine composite un matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, un silane (A.Raskin 2010).

1.3.2. Composition

Les trois constituants principaux des composites dentaires sont la phase organique, les charges et les agents de couplage.

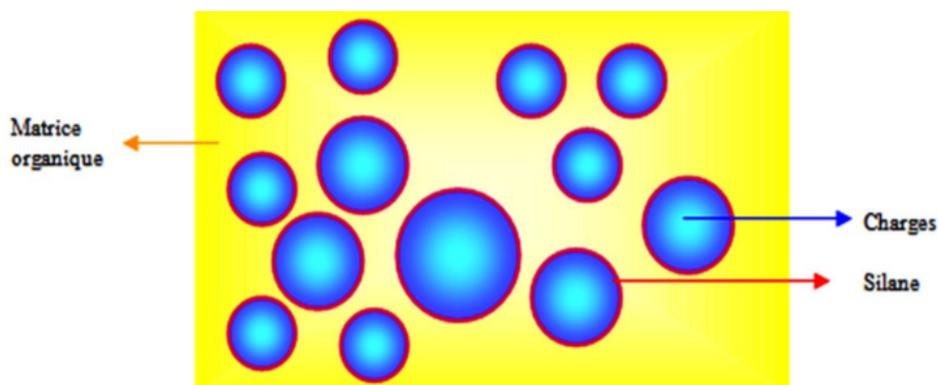


Figure 4 : Schéma de la matrice résineuse.

Source : (Lafargues 2007)

1.3.2.1. La phase organique

La phase organique ou matrice résineuse représente 25 à 50% du volume du composite. Elle comprend la résine matricielle, les abaisseurs de viscosité, les agents de polymérisation et différents additifs.

- La résine matricielle

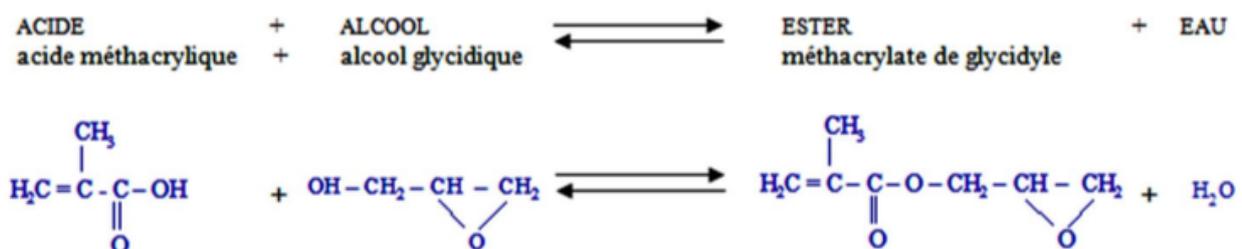
Elle est généralement composée de Bis-GMA (Bisphénol A glycidyl méthacrylate) ou de UDMA (Uréthane Diméthacrylate) (Lafargues 2007). Les résines composites sont toutes compatibles entre elles et avec les adhésifs. Cette propriété vient du fait qu'elles sont toutes des monomères dits «R-diméthacrylates».

Il s'agit d'abord d'un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par réaction d'addition. Cette possibilité de passer d'une masse plastique à un solide rigide permet l'utilisation de ce matériau pour la restauration directe.

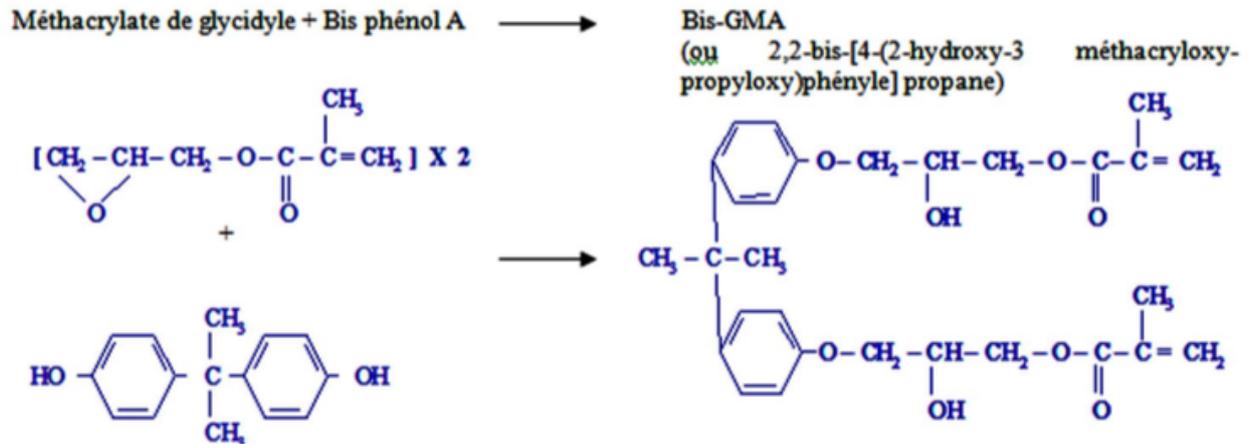
Au moment de leur utilisation clinique, les monomères contenus dans la résine sont déjà sous forme d'oligomères. En effet, les fabricants prépolymérisent la matrice résineuse afin d'augmenter les propriétés mécaniques du biomatériau et diminuer le retrait de polymérisation.

Par la suite, plusieurs fabricants commencent à utiliser des dérivés du Bis-GMA (Ex : Bis-EMA, Bis-MA, Bis-PMA). Ces derniers ont une fonction de diluant de par leur faible poids moléculaire mais permettent aussi d'améliorer les propriétés physiques des résines comme la diminution de l'absorption d'eau et la sensibilité du matériau à l'humidité (Lafargues 2007).

Le Bis-GMA élabore la base de la majorité des résines matricielles. Sa synthèse est réalisée en deux réactions. Dans un premier temps, par réaction d'estérification entre l'acide méthacrylique et l'alcool glycidique



Puis dans un second temps ,par réaction d'addition du méthacrylate de glycide et du Bisphénol A permettant la formation du Bis-GMA



Plusieurs caractéristiques chimiques du Bis-GMA ont une incidence sur les propriétés des composites. D'une part, l'existence de deux cycles aromatiques qui rigidifient la molécule. D'autre part, l'augmentation du poids moléculaire diminue le phénomène de rétraction de prise. En effet, la rétraction de polymérisation du Bis-GMA est de 3% à 5% alors que celle du MMA est de 21%. Cependant le haut poids moléculaire entraîne une viscosité importante du matériau. Enfin, les hydroxyles entraînent une viscosité importante de la matrice non polymérisée (Leprince et al. 2010).

L'uréthane (UDMA) aura une viscosité plus faible que le Bis-GMA mais sera caractérisé par une rétraction de prise importante lors de la polymérisation du matériau.

- Les abaisseurs de viscosité

Autrement appelés diluants, ce sont des monomères de faible viscosité. Ils sont nécessaires pour contrecarrer la viscosité importante des monomères de Bis-GMA ou de UDMA. Car additionné à une quantité importante de charge, la résine matricielle prend une consistance très épaisse et par conséquent, rend l'utilisation clinique du biomatériau trop difficile.

Ainsi, en ajoutant des contrôleurs de viscosité, la résine devient plus flexible et moins cassante (Ruse et Sadoun 2014).

Parmi les différents types d'abaisseurs de viscosité on retrouve, le TEGDMA ou TriEthylène Glycol DiMéthAcrylate qui est le diluant le plus généralement utilisé, le MMA, le EGDMA ou le DEGMA.

L'addition de diluant a également d'autres conséquences sur les propriétés physiques des résines. En effet, en augmentant la part de diluant au sein du biomatériau, la rétraction de prise du matériau augmente et la résistance à l'abrasion diminue.

- Les agents de polymérisation

Ce sont les agents permettant le passage du composite de sa forme pâteuse à sa forme dure. On nomme ce processus polymérisation.

La polymérisation des composites repose sur la formation de radicaux libres qui sont initiateurs de la réaction de polymérisation. Différents activateurs vont avoir une action de décomposition sur une molécule que l'on nommera amorceur provoquant la création de radicaux libres. Ces derniers, initient l'ouverture de la double liaison vinylique du monomère et l'allongement du polymère.

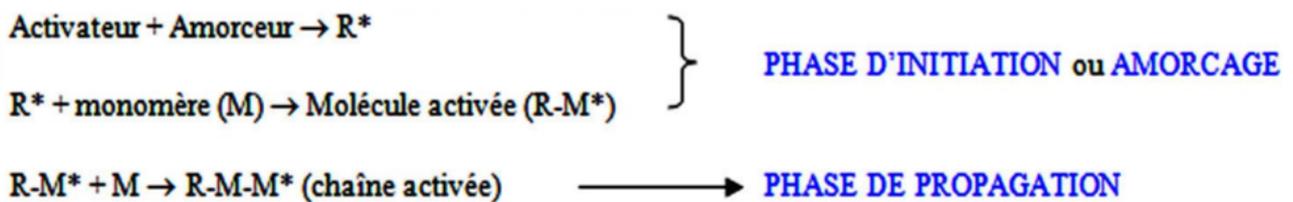


Figure 5: Représentation schématique de la polymérisation en chaîne.

Source : (Raskin, 2010)

Deux classes de composites peuvent être distingués suivant la façon dont les radicaux libres sont générés. Les composites chémo ou auto-polymérisables ou la réaction de polymérisation est initiée par le mélange de deux pâtes et les composites photopolymérisables ou c'est la lumière qui est initiatrice de la réaction (Leprince et al. 2010).

Les agents de chémo-polymérisation

Les principaux activateurs sont les amines tertiaires qui sont inhibées par l'humidité et brunissent en vieillissant suite à leur oxydation. L'acide para-toluène-sulfonique a pour inconvénient d'être instable et inactivé par l'oxygène de l'air mais il ne brunit pas. D'autres initiateurs chimiques sont les thio-urées et l'acide ascorbique.

Les principaux amorceurs chimiques sont des peroxydes, principalement le peroxyde de benzoyle mais aussi le peroxyde de cumène ou le tributylhydroperoxyde.

Les agents de photopolymérisation

L'activateur de la polymérisation est le photon. C'est donc l'action de la lumière dans le spectre du visible ou ultra-violet sur des composés dénommés photo-initiateurs qui débute la polymérisation (Leprince et al. 2010).

L'amorceur utilisé au cours de la réaction est l'amine tertiaire (DMAEMA).

Ajouté à cela, les matériaux photopolymérisables sont composés de photosensibilisateurs, le plus fréquemment utilisé étant le camphroquinone.

- Les inhibiteurs de prise

Des molécules nécessaires à la conservation sont adjointes, il s'agit des inhibiteurs de prise. En effet, les monomères diméthacryliques peuvent polymériser spontanément. Afin d'éviter ce phénomène, les inhibiteurs de prise interagissent en priorité avec les radicaux libres qui induisent la polymérisation. Ainsi, durant la conservation ou pendant l'exposition du composite à la lumière au moment de son utilisation en bouche, le temps de polymérisation du matériau est ralenti.

La grande majorité des inhibiteurs de prise sont des dérivés du phénol. On retrouve :

- le butyl-hydroxy-toluène ou BHT
- le 4-méthoxyphénol ou MEHQ

Un autre composé qui n'est pas intrinsèque au matériau constitue un puissant inhibiteur de polymérisation : l'oxygène. C'est pourquoi la couche superficielle de résine qui est en contact direct avec l'air n'est pas ou moins polymérisée.

1.3.2.2. Les charges

Les charges, qui constituent la phase inorganique du matériau permettent d'augmenter les propriétés mécaniques. Celles-ci sont reliées à la matrice résineuse par l'intermédiaire d'un agent de couplage appelé silane.

Il existe une grande diversité des charges de par leur composition chimique, leurs dimensions, leurs formes ou leur pourcentage au sein du matériau (Mainjot et al. 2016).

En effet, la taille des particules de charges peut varier entre $0,02\mu\text{m}$ et $100\mu\text{m}$ et le pourcentage de charge varie entre 46% et 88% en poids (Leprince et al. 2010). L'augmentation ou la diminution de la charge a une incidence importante sur les propriétés des résines composites.

Les charges minérales sont composées de silice (SiO_2) qu'il est possible de retrouver sous deux formes.

La forme cristalline comme le quartz, la cristobalite ou la tridymite. C'est la forme la plus dure et la plus résistante mais elle peut poser des difficultés lors de la réalisation des finitions et du polissage (Leprince et al. 2010).

La forme non cristalline comme le verre de silicate qui compose la plupart des composites actuels car elle augmente leurs qualités mécaniques et esthétiques.

Afin de donner au matériau sa radio-opacité on modifie les charges en remplaçant certains ions. Ainsi, on obtient des verres de métaux lourds en utilisant du baryum, du zinc ou du zirconium, qui confèrent au matériau sa radio-opacité.

Certains fabricants utilisent des charges dites organiques. Ce sont des charges composées de résine matricielle additionnée aux résines composites en vue d'abaisser la rétraction de polymérisation et le coefficient de dilatation thermique. Ces charges permettent également d'optimiser les propriétés optiques du matériau et d'en augmenter sa dureté.

Il existe également des charges organo-minérales. Les composites micro-chargés en sont uniquement constitués. Il s'agit de charges composées d'un noyau minéral de silice (SiO_2) enrobé d'une couche de matrice résineuse polymérisée.

- Propriétés des charges

L'objectif initial de l'augmentation de la charge dans les résines composites est de réduire la proportion de résine. En effet avec un taux de charge plus élevé et une quantité de résine matricielle plus faibles de nombreuses performances du matériau sont optimisées.

La plupart des propriétés mécaniques sont améliorées notamment si le pourcentage de charge est au-dessus de 55-60% (Leprince et al. 2010). La résistance à la fracture est augmentée ainsi que celle à l'usure ; le module d'élasticité et la dureté sont aussi plus élevés.

La diminution de la taille des particules de charges permet également le perfectionnement des propriétés des composites. L'état de surface est amélioré ce qui donne un avantage esthétique, limite la fixation de colorants exogène et limite l'agressivité du matériau vis à vis du parodonte.

On remarquera que la diminution de la taille des charges n'est intéressante que si le pourcentage de charge reste élevé au sein du matériau sans quoi la viscosité du matériau sera trop importante pour être utilisable cliniquement.

Pour optimiser les propriétés du composite il faut donc augmenter le taux de charge et diminuer la taille de celles-ci mais il est à noter que ces deux points augmentent la viscosité du composite.

1.3.2.3. Agent de couplage organo-minéral

Il s'agit d'une molécule assurant la cohésion, par liaison covalente, entre les charges et la phase organique. Il s'agit majoritairement d'un silane comme le mercaptopropyl-triméthoxysilane.

1.3.3. Classification des résines composites

Il existe de nombreuses classifications des résines composites proposées dans la littérature, aucune n'a été universellement adoptée. Elles peuvent être classées en fonction de la viscosité, du mode de polymérisation, des indications cliniques ou de la taille des charges. Ce dernier critère étant le plus utilisé, nous détaillerons seulement la classification en fonction de la taille des charges.

La classification des résines composites la plus répandue est donc celle en fonction de la taille moyenne des particules de charges dont voici les grandes familles.

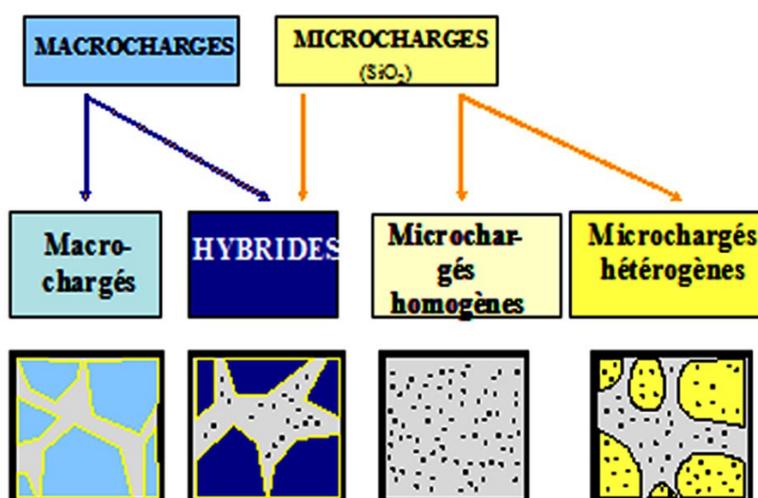


Figure 6 : Classification des composites selon leurs charges.

Source : (Leprince et al. 2010)

- Les composites macrochargés (Lafargues 2007) (Leprince et al. 2010).

Ce sont les premiers composites distribués sur le marché. La taille des charges étant importante, entre 1 μ m et 40 μ m, plusieurs défauts majeurs ressortent comme un état de surface rugueux et une usure rapide du matériau. Ces défauts amènent les fabricants à diminuer la taille des particules.

- Les composites microchargés

Des charges de tailles inférieures aux longueurs d'onde du visible sont incorporées à la matrice résineuse. Cette formule permet de palier aux défauts des composites macrochargés. Cependant le taux de charge nécessaire à l'obtention de propriétés mécaniques satisfaisantes

est impossible à obtenir pour ce type de composite. De ce fait, il existe peu d'indications destinées à son utilisation. Les micro-charges incluses dans le matériau sont uniquement composées de quartz (SiO_2).

Deux sous-groupes de composites microchargés peuvent être distingués.

Les composites microchargés homogènes (ou isolés). Ils sont constitués uniquement de microcharges dispersées au sein de la résine. Leur viscosité élevée rend leur utilisation clinique impossible.

Les composites microchargés hétérogènes ont été mis au point par différentes techniques. Les charges peuvent être agglomérées ou sintérisées. Le composite peut également être pré-polymérisé puis réintégré sous forme de copeaux dans la matrice résineuse.

- Les composites hybrides

Les composites hybrides sont une combinaison de particules de différentes tailles et de différentes compositions. Commercialisé depuis les années 80, ce mélange a permis d'augmenter le pourcentage de charge et les propriétés du matériau (Lafargues, 2007). Grâce à ce procédé, il est possible d'obtenir des chargements en particules jusqu'à 80% en poids (Leprince et al. 2010).

On subdivise la grande famille des composites hybrides par la taille de la macro-charge.

Les Hybrides qui sont composés de midicharges de verre et de microcharge de SiO_2 ,

Puis les *Microhybrides*, qui sont une association de macrocharges (entre 0,4 et 0,7 μm) et de micro-charges de SiO_2 (0,04 μm),

Enfin les *Microhybrides nanochargés*, qui contiennent en plus des microhybrides, des nanocharges.

Remarque : la « nanotechnologie » a permis l'incorporation de composés nouveaux avec des charges de dimension inférieures aux longueurs d'ondes visibles permettant d'améliorer l'esthétique, l'état de surface et la résistance à l'usure du matériau.

1.3.4. Propriétés des composites

Il est à noter que les propriétés du composite mesurées in vitro sont en constantes évolution du fait du renouvellement permanent des matériaux en vente sur le marché. Ainsi, les performances des matériaux composites ne cessent d'augmenter.

1.3.4.1. *Importance du pourcentage des charges*

Connaître le taux de charge du matériau utilisé est fondamental pour prédire le comportement clinique de celui-ci.

1.3.4.2. *Propriétés mécaniques*

- Résistance à la flexion

Elle est évaluée selon la norme ISO-4049 et a un impact sur la fonction « clinique » du matériau. En effet, la résistance du matériau à la flexion doit être important afin de résister aux forces masticatoires, notamment dans les régions postérieures.

De manière générale, les composites hybrides ont une résistance à la flexion similaires ou supérieures aux autres familles de composites.

- Résistance à la traction

Aussi appelé test de compression diamétrale, ce test permet de connaître la résistance du matériau aux forces latérales.

Les composites hybrides (de viscosité moyenne ou compactable) ont la résistance à la traction la plus élevée (52 à 72 MPA), ensuite vient les composites macrochargés (53,4MPa), puis les composites microchargés (40MPa) ainsi que les composites fluides (35MPa) qui ont celle la plus faible.

- Module d'Young

Il s'agit du module d'élasticité, qui donne des indications sur le comportement du matériau soumis à des contraintes et caractérise la rigidité du matériau.

Il définit à partir de quelle contrainte le matériau est déformé et réversiblement.

- Module Young élevé : le matériau est rigide, sa déformation sous la contrainte sont diminuées mais le risque de fracture augmenté.

- Module Young faible : augmentation des déformations du matériau sous la contrainte.

Aucun des composites n'atteint le module d'élasticité de l'émail (82,5 GPa), les composites hybrides s'approchent de celui de la dentine (18,5 GPa)

Remarque : Le passage de l'utilisation des composites directs à l'utilisation des blocs composites CFAO par voie indirecte, permet d'augmenter le module d'Young. Par exemple, Enamic® a un module d'élasticité supérieur à celui de la dentine (29,03 GPa).

- Dureté

La dureté peut être définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale, sous charge. Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion.

La dureté d'un composite est influencée par sa phase organique, mais elle est aussi hautement corrélée à son taux de charge. En effet, plus un matériau est chargé plus la dureté est élevée et plus il est difficile à polir.

Les valeurs obtenues pour les composites, sont bien inférieures à la dureté de l'émail (240 à 440 VHN) ou même de la dentine (50 à 87 VHN).

- Vieillessement et usure

L'usure a longtemps et est parfois encore considérée comme le point faible des matériaux composites. Toujours grâce aux progrès dans la composition et la technologie des charges, les caractéristiques d'usure vont en s'améliorant.

En fonction du mode de dégradation on distingue de nombreux types d'usure : abrasive entre deux corps, par fatigue (thermo-mécanique), adhésive, corrosive, tribochimique, érosive.

L'usure clinique acceptable est de 40 à 50 μm par an (normes ADA), car il est physiologiquement de 50 μm par an pour l'émail des molaires et 30 μm pour celui des prémolaires.

Le mécanisme du vieillissement peut être dû à deux phénomènes :

- La rupture entre le silane et les charges: le composite homogène devient alors hétérogène entraînant l'usure, la fracture et/ou les discolorations.
- La rupture de liaison au sein de la chaîne sous les actions conjuguées de la température, de la lumière, de l'oxygène et de l'air.

Généralement, ce sont les composites de type hybrides qui sont les plus résistants. Mais de nombreux autres facteurs que le matériau sont à prendre en compte, comme la dimension de la restauration, la localisation, la forme ou la mise en œuvre.

1.3.4.3. *Propriétés physico-chimiques*

- Contraction de polymérisation

Le retrait de polymérisation est intrinsèque à la réaction de polymérisation des résines composites. Il dépend de leur composition chimique, de la fraction volumique des charges et du degré de conversion au moment de la polymérisation, qui elle-même n'est jamais totale et uniforme. Ce phénomène de contraction entraîne des contraintes mécaniques à la fois sur les tissus minéralisés, le matériau lui-même et à l'interface entre les deux.

Différentes conséquences cliniques découlent de ces contraintes : tensions sur les tissus dentaires comme la flexion des cuspidés pouvant aller jusqu'à la fracture des limites amélaire, sensibilités post-opératoires et la formation de hiatus périphériques. Plusieurs techniques de mise en œuvre permettent de diminuer ces conséquences cliniques, comme la stratification du composite ou la polymérisation lente.

- Propriétés thermiques

Elles ont également un rôle dans l'intégrité du joint périphérique car lors du changement de température des contraintes peuvent apparaître sur l'interface matériau/dent.

- Coefficient de dilatation thermique : celui des composites est 2 à 4 fois plus important que celui des tissus dentaires.

Par exemple, les composites hybrides ont un coefficient entre 22,1°C et 35,1°C, l'émail 11,4°C et la dentine 8,3°C.

- Conductibilité thermique :

Les résines composites ont une faible conductibilité thermique (1,09 W.m-1.K-1), proche de celle de l'émail (0,93 W.m-1.K-1). Elle a donc peu de conséquences lors des changements de température.

- Propriétés optiques et radiographiques

La dentine est caractérisée par une opacité élevée, une fluorescence marquée et une variabilité importante de sa saturation en fonction de l'âge du patient. L'émail est, au contraire, translucide opalescent et très faiblement saturé.

Les différences d'opacités sont obtenues grâce aux différences d'indices de réfraction entre les charges minérales et la matrice.

Les différents niveaux de saturation sont obtenus grâce à des concentration variables en oxydes métalliques.

La visualisation radiographique est possible grâce aux éléments lourds contenus dans les charges.

1.3.5. Blocs composites pour application en CFAO

Durant la dernière décennie, nous avons assisté à une augmentation spectaculaire de l'utilisation des systèmes de CFAO en dentisterie. (Miyazaki et al. 2009) Il en découle une augmentation de la recherche et du développement des matériaux destinés à une application CFAO. Actuellement, il s'agit des produits qui sont développés les plus rapidement par les fabricants (Ruse et Sadoun 2014).

1.3.5.1. *Historique et évolution*

- **Paradigm MZ100®**

Le premier à commercialiser les blocs en résine composites pour application en CFAO fut Paradigm MZ100 de chez 3M ESPE®. Ces blocs sont obtenus par polymérisation en usine de leur résine composite de restauration directe à succès Z100®.

Il contient 85% de charge en poids, dispersés au sein d'une matrice composée de Bis-GMA et de triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA). La polymérisation du Z100®, a eu pour conséquence une amélioration des propriétés du matériau en comparaison avec les matériaux de restauration directe notamment sur la résistance à la flexion et la ténacité (Ruse et Sadoun 2014), (Mainjot et al. 2016).

- **Lava Ultimate®**

Paradigm MZ100 a été remplacé par Lava Ultimate (3M ESPE®) (Ruse et Sadoun 2014). Ce produit, nommé « nanocéramique » par la marque, contient 79% de charges en poids qui sont en réalité des nanocharges similaires à celles que l'on peut retrouver dans les composites de restauration direct.

L'amélioration des blocs réside dans le fait que la matrice résineuse est entièrement composée d'uréthane diméthacrylate ou UDMA et qui est polymérisée par augmentation de température et non par photopolymérisation. L'UDMA présente une concentration plus élevée de doubles liaisons que le Bis-GMA et par conséquent obtient un degré de conversion et de réticulation plus élevé. L'UDMA photopolymérisé montre également un taux d'absorption et

une solubilité dans l'eau diminués par rapport au Bis-GMA. Cela permet d'empêcher l'altération des propriétés du matériau et l'absorption des pigments colorés solubles dans l'eau. On notera également que contrairement au Bis-GMA, l'UDMA ne nécessite pas l'ajout de diluants comme le TEGDMA permettant d'abaisser la viscosité. C' est un avantage car le TEGDMA a tendance à augmenter le retrait de polymérisation (Mainjot et al. 2016).

- **Les PICNs ou Poly-Infiltrated Ceramics Networks: Enamic®**

En 2013, Vita® introduit Enamic®, il s'agit d'un matériau en résine composite obtenu par l'infiltration d'une structure de céramique pré-frittée par un mélange de monomères, qui est par la suite polymérisé. Cette technique est inspirée de celle des céramiques infiltrées de type InCeram® (VITA Zahnfabrik®)

Suite à ce procédé, une fraction importante de charge (70%) constitue le matériau ce qui permet d'obtenir des propriétés mécaniques supérieures au Lava Ultimate® (Ruse et Sadoun 2014). Car contrairement aux procédés classiques de dispersion des charges, le réseau céramique des PICNs constitue un échafaudage tridimensionnel de particules interconnectées. Ce véritable squelette permet une meilleure distribution du stress dans toutes les directions et de promouvoir la résistance aux phénomènes de fracture (Swain et al. 2016).

- **Les PICNs et la polymérisation HP/HT**

VITA® a eu des difficultés de mise au point des blocs Enamics® du fait de la gestion difficile des contraintes liées au retrait de polymérisation sur le réseau de céramique (Swain et al. 2016). Le Docteur Michaël Sadoun et son équipe ont déposé un brevet solutionnant ces difficultés : la polymérisation Haute Pression Haute Température ou HP/HT. En effet, la polymérisation sous haute température (entre 180 et 200°C) augmente la mobilité des chaînes et la polymérisation. Tandis que la haute pression (300 MPa) diminue la rétraction de prise et réduit le nombre et la taille des défauts (Nguyen et al. 2012). De plus les blocs composites usinables par CFAO ont une meilleure usinabilité que les blocs céramiques (Koizumi et al. 2015), (Lambert et al. 2017).

Les avancées sur les PICN montrent des résultats très encourageants tant au niveau des propriétés mécaniques du matériau que biologiques.

1.3.5.2. Classification

Du fait de leur évolution permanente, il n'existe pas de classification officielle des blocs composites. Cependant, Mainjot et al. dans un article paru en 2016, divisent les blocs composites CFAO en deux grands groupes selon leur microstructure : les blocs à charges dispersées et les PICNs.

Le tableau suivant résume les blocs composites disponibles sur le marché, classés par leur microstructure et leur mode de polymérisation.

Tableau 4 : Catalogue des blocs composites proposés par les fabricants.

		Charges Dispersées			PICN	
Mode de polymérisation		Photopolymérisation	Polymérisation à haute température		Polymérisation à Haute Température et Haute pression (HP/HT)	
Blocs		Paradigm MZ100 block®	Cerasmart®	Lava Ultimate®	Shofu block HC®	VITA Enamic® ¹
Fabricant		3M ESPE®	GC America®	3M ESPE®	Shofu®	VITA Zahnfabrik®
Image						
Composition	Matrice	BisGMA + TEGDMA	UDMA	UDMA	UDMA + TEGDMA	UDMA + TEGDMA
	Charge	silice + zircone à 85%*	Verre à base de silice + silice à 71%	Silice + zircone + amas zircone/silice à 79%	Verre à base de silice + silice à 61%	Réseau fritté de vitrocéramique à 86%
Indications du fabricant		couronne, inlay, onlay	couronne, inlay, onlay, facette			Inlays, onlays, couronnes antérieures, facettes, couronnes implanto-portées

*Les pourcentages de charge sont en poids.

¹ Les blocs Enamic® sont disponibles en deux versions. Enamic® ST disponible depuis 2013 sont des blocs mono teinte et Enamic® multiColor ou un dégradé de teinte est intégré au bloc. Les teintes des blocs Enamic® sont en correspondance avec le teintier 3D master® de chez Vita®. Il existe également une version d'Enamic® qui permet la réalisation de couronnes implanto-portées ou de méso-structures supra-implantaire.

2. État actuel des connaissances sur les maquillants et leurs propriétés

2.1. Définitions

Maquillage : action de maquiller, de mettre en valeur les qualités esthétiques et de dissimuler les défauts à l'aide de produits cosmétiques, colorés. Décrit l'ensemble des éléments servant à se maquiller, produit de beauté.

Le « maquillage » en odontologie est une caractérisation appliquée aux restaurations dentaires provisoires ou définitives par le biais d'un maquillant dans le but d'obtenir un rendu le plus naturel possible.

La caractérisation est une « personnalisation » de la restauration par ajout en intrados comme à la surface de petites touches de colorants, de fissures, fêlures ou de tâches qui ont pour but d'imiter les défauts naturels des dents pour un rendu colorimétrique optimal.

On distingue le maquillage profond, qui est déposé dans les couches internes de la restauration et le maquillage superficiel appliqué sur la couche la plus externe de la restauration.



*Figure 7 : Maquillage ou « caractérisation » d'une dent prothétique en résine.
Source : www.aegisdentalnetwork.com*

Le maquillage nécessite l'utilisation de matériaux spécifiques permettant de caractériser un objet, notamment l'utilisation de groupes de matières colorantes : les pigments et les colorants.

Les pigments se présentent sous forme de poudre fine. Ils sont insolubles dans leurs milieux de suspension usuels. Ils sont souvent utilisés en peinture en raison de ses propriétés optiques protectrices ou décoratives. On distingue les pigments métalliques, minéraux, organiques et organo-métalliques.

Il faut bien différencier les pigments, qui se fixent à la surface de leur support du fait de leurs propriétés insolubles et les teintures qui elles, sont absorbées par le support.

On remarquera que les pigments peuvent aussi être utilisés pour colorer un matériau dans la masse.

Par exemple, dans les céramiques des pigments sont incorporés dans les poudres pour donner de la matière colorée.

Les colorants sont des substances colorées, naturelles ou synthétiques qui, mises en contact avec un support, dans les conditions appropriées, se fixent sur ce dernier de façon durable en lui communiquant une certaine couleur.

Les prothésistes dentaires ainsi que les chirurgiens-dentistes sont donc amenés à utiliser des colorants composés en partie de pigments permettant la caractérisation des restaurations. Les colorants peuvent se retrouver sous plusieurs formes, allant de la poudre à mélanger à un liquide à des substances « pré-mélangées ».

L'ensemble des maquillants sont communément appelés des « modificateurs de couleur ».

2.2. Caractérisation dentaire

Afin de d'approcher au plus près de l'organe dentaire naturel lors de la réalisation de restauration, il est essentiel de saisir la multitude de facteurs influençant la couleur des dents naturelles.

2.2.1. Les trois dimensions fondamentales de la couleur

A chacune des couleurs correspond trois coordonnées que le professeur Albert H. MUNSELL a été le premier à décrire au début du 20ème siècle (Devigus et al. 2010). Ainsi, pour lui, n'importe quelle couleur est une association de paramètres distincts qui se positionne

dans un espace cylindrique, autrement nommé espace chromatique, dans lequel, l'axe vertical définit la luminosité, le rayon définit la saturation et sur le pourtour se situe la teinte (Aschheim 2015).

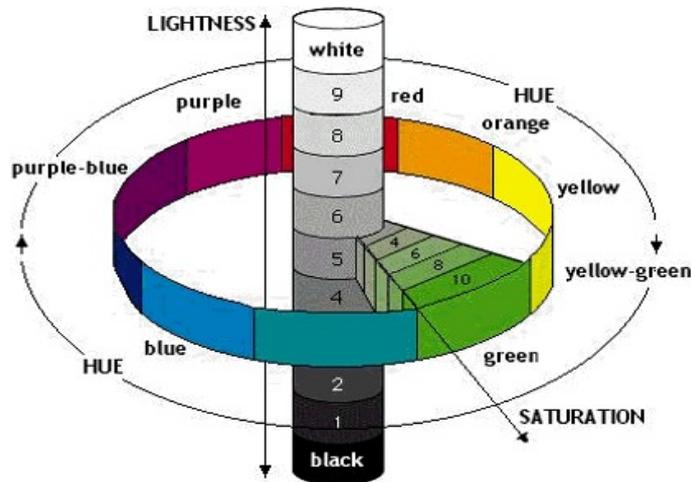


Figure 8 : Le système colorimétrique de Munsell.

Source : (Lasserre, 2007)

Chaque couleur aura alors ses coordonnées L.S.T. En anglais, on parle de système LCH : Lightness - Chroma - Hue.

La luminosité est la quantité de lumière réfléchiée par un objet. Afin d'apprécier ce paramètre, l'idéal est d'être dans une atmosphère de faible intensité lumineuse pour que seuls les bâtonnets rétiniens soient stimulés.

La saturation est la quantité de pigment contenue dans la couleur. Pour l'organe dentaire, c'est la couche de dentine qui est responsable de la saturation de la dent dont la visibilité va dépendre de l'épaisseur et de la translucidité de l'émail.

La teinte, il s'agit de la longueur d'onde majoritairement réfléchiée par un objet. La teinte peut correspondre à différentes tonalités principales comme le jaune, le rouge, le bleu ou le vert.

2.2.2. Dimensions propres à la dent naturelle

L'aspect coloré des dents ne réside pas seulement en l'analyse trichromatique proposée par A.H Munsell. En effet, cette analyse est valable pour la perception de la couleur sur une surface plane. Or l'organe dentaire est tridimensionnel, ainsi différents axes de réflexion de la couleur ainsi que la nature translucide des tissus dentaires entrent en jeu (Aschheim 2015).

Ainsi, le Dr Jean-François Lasserre, propose en 2007 de classer l'ensemble de ces facteurs en ce qu'il appellera « les sept dimensions de la couleur ». Ces sept facteurs sont la stratification, la transparence et la translucidité, l'opalescence, la fluorescence, l'effet nacré, la texture de surface et les caractérisations (Lasserre 2007).

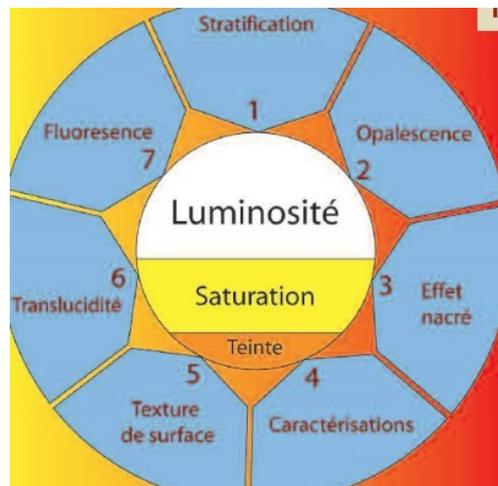


Figure 9 : Les sept dimensions de la couleur selon J.F Lasserre

Source : (Lasserre et d'Incau 2006)

Sur une dent naturelle différentes variations de teintes se succèdent, avec un effet de dégradé allant de la zone cervicale au bord libre. Il est communément admis que le noyau dentinaire opaque conditionne la couleur de la dent alors que la coque amélaire qui apparaît comme semi-translucide aura une influence sur la luminosité. Vers le collet de la dent, l'épaisseur d'émail s'affine et laisse davantage apparaître la dentine ce qui donne un aspect de la dent plus foncé au collet.

2.2.2.1. *Transparence et translucidité*

Il s'agit du degré auquel la lumière est transmise au lieu d'être absorbée ou réfléctée par un objet (A. Devigus S.J Chu et al. 2010). Le plus haut degré de translucidité est la transparence, la totalité de la lumière est transmise. Tandis que le plus bas degré est l'opacité, la totalité de la lumière est réfléctée ou absorbée.

La translucidité de la dentine est de 40% et celle de l'émail de 70% (Lasserre 2007)⁽³¹⁾. On remarquera que plus une dent est translucide moins elle sera lumineuse car une partie importante de la lumière sera absorbée par la dent.

Le bord incisif des dents naturelles par exemple, est translucide, il est donc essentiel d'évaluer précisément la translucidité des restaurations pour obtenir le succès de leur intégration esthétique.

2.2.2.2. *Opalescence*

Décrite du fait du comportement optique similaire entre les cristaux d'opale et les cristaux d'hydroxyapatite présents dans l'émail. En effet, l'opalescence correspond à la capacité d'un matériau translucide à apparaître bleu en réflexion de la lumière et rouge orangé en lumière filtrée (A. Devigus S.J Chu et al. 2010). La dent a tendance à réfléchir préférentiellement les longueurs d'onde courtes et absorber les longueurs d'ondes longues du spectre visible des couleurs. ^{(14) (15)}.

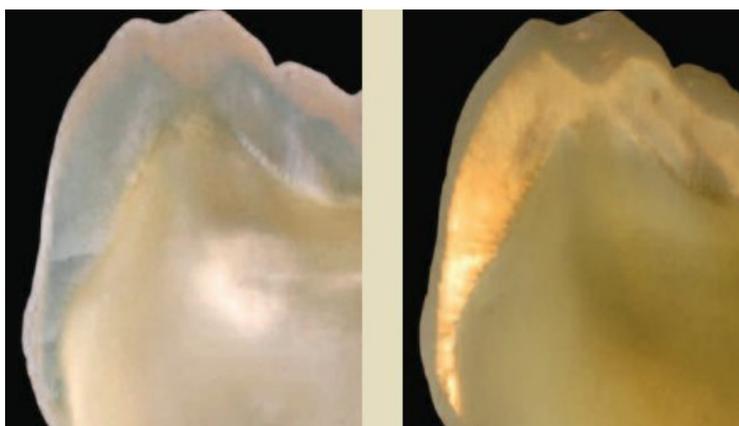


Figure 10 : Coupes d'émail photographiées en réflexion à gauche et en transmission lumineuse à droite.

Source : (Lasserre 2007)

2.2.2.3. *Fluorescence*

De par sa nature, la dent est fluorescente. Cette spécificité est essentiellement due aux propriétés de la dentine du fait de sa teneur en matière organique plus élevée. Lors de l'exposition de la dent à un rayonnement ultra-violet invisible, celle-ci réémet une lumière dans une bande spectrale du visible. C'est cette caractéristique qui donne cet effet blanc-bleuté des dents naturelles (Aschheim 2015)(Devigus et al. 2010).

2.2.2.4. *Effet nacré*

C'est une caractéristique que l'on peut retrouver sur des dents jeunes. Elle correspond à un aspect de brillance légèrement métallisée comparable à la brillance des perles (Lasserre 2007)⁽³¹⁾.

2.2.2.5. *Texture de surface ou « microgéographie »*

La microgéographie de la dent impacte directement sur notre perception colorée de celle-ci. En effet, une dent jeune avec aspect de surface riche en reliefs (par exemples les fossettes, les stries horizontales de croissance) aura beaucoup d'angles de réflexion de la lumière et aura un aspect brillant. Alors qu'avec l'âge, les dents s'usent et ont un aspect plus lisse moins propice à la réflexion de la lumière.

2.2.2.6. *Caractérisations*

Les caractérisations sont indissociables de la description de la couleur de la dent naturelle. Il s'agit de différents aspects particuliers et localisés que possède la dent depuis sa formation ou qui a été acquis avec le temps. Par exemple, on peut décrire des taches blanches d'aspect crayeux, de colorations, d'infiltration marron ou jaune des sillons des dents postérieures, des fissures de l'émail ou des tâches d'hyperfluorose.

Pour imiter ces caractérisations le technicien de laboratoire ou le praticien aura recours au maquillage de ses restaurations.

Le docteur Lorenzo Vanini a classé les caractérisations en trois grands groupes de particularités que le praticien peut être amené à constater, eux même subdivisés en sous-groupes (Vanini 1996).

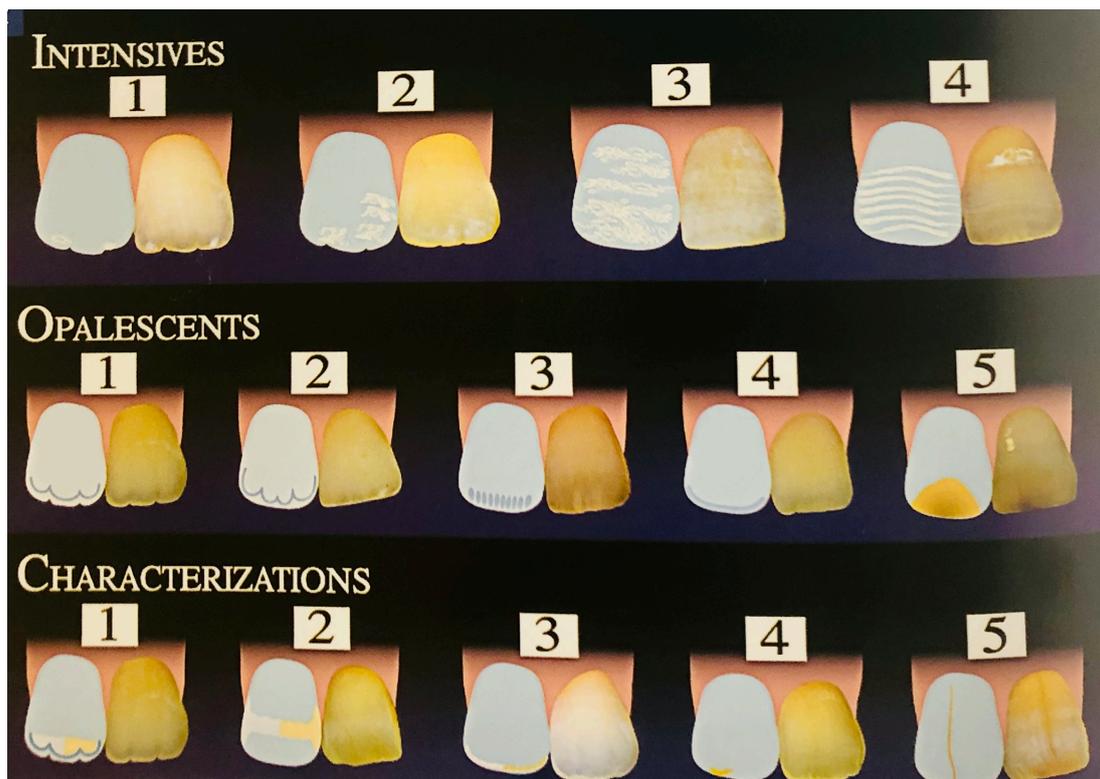


Figure 11: Classification des caractérisations de la charte colorimétrique de Dr Lorenzo Vanini.

Source : (Paravina et Powers 2004)

Intensifs	Opalescences	Caractérisations (défauts colorimétriques ponctuels)
Une ou plusieurs taches blanches Formes blanches nuageuses sur différents niveaux de l'émail Distribution uniforme en flocons de neige Bandes blanches horizontales	Halo bleuté et mamelonné Halo bleuté présent sur le mamelon central et divisé en cannelures accessoires Traits en forme de peigne Halo régulier formant une fenêtre entre la dentine et l'émail incisif Halo ambré en triangle	Mamelonné En bande En marge Traits brun ambré Fêlure blanche ou marron

Tableau 5 : Description des sous-groupes de spécificités colorimétriques dentaires d'après le Dr Vanini.

2.3. La reproduction de l'organe dentaire

2.3.1. La reproduction de la couleur

2.3.1.1. *Relevé de la couleur*

Avant de reproduire une couleur il est essentiel de savoir déterminer la couleur qui s'intégrera au mieux à l'esthétique dentaire du patient. En général, la teinte est relevée, par le praticien mais peut également l'être par le technicien de laboratoire (Monchanin et al. 2008).

Plusieurs outils sont disponibles permettant de relever la couleur et de la transmettre au laboratoire de prothèse. Les plus communément utilisés sont les teintiers standardisés comme Vita Classical®, Chromascop® ou 3D Master®. Il existe également les colorimètres, ce sont des appareils qui comparent une couleur donnée à des couleurs préalablement enregistrées.

Un autre moyen de communication entre le praticien et le prothésiste se répand de plus en plus dans la pratique quotidienne au sein de cabinets dentaires, il s'agit de la photographie macroscopique. Celle-ci permet de bien visualiser les caractérisations dentaires ainsi que de cartographier les différentes zones de couleur de la dent. Cependant, la photo seule n'est pas un moyen de communication suffisant car les photographies ont souvent un rendu de teinte et de luminosité erronée par rapport à la réalité.

2.3.1.2. *Méthodologie du relevé de la couleur*

En 1992, Dr Ubassy G. décrit six étapes pour définir une teinte dentaire :

1. Analyse de la dent. On détermine si la dent relève plutôt d'une typologie jeune ou âgée.
2. Analyse de la luminosité. La sélection du degré de translucidité est un facteur essentiel au succès de l'intégration esthétique d'une prothèse.
3. Choix de la teinte de base. Quatre teintes de base sont ainsi représentées : Blanc, Jaune, Gris et Brun.
4. Analyse du degré de saturation. Avec l'aide d'un teintier standard, on cartographie la dent du collet au bord libre pour déterminer les zones plus ou moins saturées.

5. Décomposition par strates de la couleur. Il s'agit de déterminer les couleurs des différentes strates de tissus dentaires en correspondance avec les couches de biomatériaux appliqués. Comme la couche de dentine ou d'émail.
6. Caractérisations. Enfin, relever si les dents présentent certaines caractéristiques comme des fêlures ou des taches d'hypominéralisation.

La reproduction de la couleur ainsi déterminée, dépend de la composition du biomatériau de restauration. En effet, la couleur est fonction de la composition de la poudre de céramique ou des différents pigments intégrés aux résines (Ubassy 1992).

On remarquera, que la teinte finale de la restauration peut également être modifiée par différents paramètres comme, par exemple, la nature de l'infrastructure, le nombre, la température de cuisson ou l'épaisseur des couches de céramiques (Monchanin et al. 2008).

Avant de customiser une pièce prothétique, sa teinte dominante doit être déterminée. La teinte dominante correspond à la couleur qui compose ce que l'on dénomme en anglais « the body », c'est à dire le corps du matériau. A partir de cette teinte de base différentes nuances peuvent-être modulées par maquillage externe (Aschheim K.W. 2015).

2.4. Maquillants et biomatériaux

On distingue différents types de modificateurs de couleur : les opacifiants, les maquillants « dentine » et les maquillants intensifs, respectivement dénommés en anglais « opaquers », « shades » et « stains ». Les opacifiants seront plutôt indiqués dans le camouflage des dyschromies alors que les maquillants intensifs seront plutôt utilisés pour la réalisation de caractérisations et la personnalisation des restaurations (Fujii et al. 2003).

En fonction du matériau usiné, on retrouvera différents types de modificateurs de couleur.

2.4.1. Les pigments et les produits de maquillage dentaire

Les matières colorantes sont généralement divisées en deux groupes : les pigments et les colorants. Parmi les différents maquillants utilisés on retrouve un élément de composition commun, les pigments. Étant insolubles dans le milieu qu'ils colorent, les pigments doivent être

incorporés à une matière dite liante. Par exemple, dans les céramiques, on intègre des pigments à des poudres, ce qui permet de colorer le matériau.

La majorité des pigments utilisés sont des oxydes métalliques ou parfois des terres rares (agents fluorescents) (Yamamoto 1985).

Les différents effets de fluorescence, d'opalescence ou de saturation obtenus par l'utilisation de pigments s'obtient en jouant sur la composition, la nature chimique, la taille, la quantité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis au sein de la phase vitreuse¹.

2.4.1.1. Cahier des charges des pigments

Stabilité chimique

Le pigment ne doit pas perdre l'intensité de sa couleur avec le temps. Le mélange avec d'autres composants chimiques ou l'élévation importante de température ne doit pas le décolorer. Il a d'ailleurs été constaté, qu'une exposition répétée des pigments à la température de frittage entraînait une modification de la teinte de la céramique (Ceinos et al. 2016). En effet, après plusieurs cuissons, la céramique apparaît plus sombre dans des teintes grises ou vertes. Ceci s'explique par la dissolution des oxydes dans la matrice vitreuse suite à l'exposition répétée à une haute température (Yamamoto 1985)

Résistance à la lumière

L'exposition à la lumière ne doit pas décolorer le pigment.

Miscibilité et compatibilité

Le pigment doit être compatible avec les autres pigments et doivent pas réagir entre eux.

Pouvoir couvrant

Le pigment est plus ou moins opaque en fonction de la taille des grains et également de leur forme.

Pouvoir colorant

Le pouvoir colorant correspond à la propriété du pigment à colorer un support de manière durable.

Biocompatibilité

Le pigment ne doit pas être toxique ou nocif pour le sujet.

¹ Société Francophone des Biomatériaux dentaires et Dejou, 2011.

2.4.1.2. *Pigments et teintes correspondantes*

Tableau 6 : Matériaux colorants pour céramiques dentaires

Couleur	Pigments utilisés
Rose	Oxyde de manganèse Oxyde d'aluminium Oxyde de fer
Jaune	Bioxyde de titane Oxyde de vanadium Oxyde d'indium
Bleu	Oxyde de cobalt Aluminate de cobalt
Vert	Oxyde de chrome Uranium
Gris	Oxyde de nickel Phosphate de fer
Marron	Oxyde ferrique
Orange	Argent

2.5. Maquillage des céramiques

Les modificateurs de couleur de la céramique, se présentent sous deux formes. La première, sous forme de poudre conditionnée. Il s'agit d'un mélange de pigment et de poudre de verre qui doit être mélangé à un liant comme du liquide de glaçure ou de la glycérine. La seconde est directement conditionnée sous forme de pâte prête à l'emploi. L'utilisation de ces produits nécessite une étape de cuisson (Brousseau et Levitte 2015).

La glaçure est un des produits les plus communément utilisés pour la finition des pièces prothétiques à base de céramique. Elle se compose majoritairement de céramique feldspathique réduite en poudre (61-67% en poids), liée par deux liquides visqueux et transparents : le butanediol (23-27% en poids) et le glycérol (7-9% en poids). Elle permet d'avoir un rendu esthétique de la restauration, car appliquée en surface de la céramique elle donne un rendu lisse et brillant semblable à l'émail (Ceinos et al. 2016). De plus, elle permet de fermer les microporosités présentes à la surface de la céramique cuite par vitrification de l'extrados prothétique. De ce fait, au-delà de l'aspect esthétique, la glaçure permet d'éviter l'accumulation de plaque, diminue l'abrasion des dents antagonistes et forme une barrière contre les colorants extrinsèques pouvant infiltrer la surface du matériau et modifier sa couleur d'origine (Fasbinder et Neiva 2016).

La réalisation d'une surface prothétique lisse et polie assure la bonne intégration des restaurations ainsi que leur biocompatibilité avec le milieu bucco-dentaire. Cette surface peut alors être réalisée par l'application de maquillants ou par polissage mécanique.

D'après la revue de littérature de 1998, plusieurs études affirment qu'en suivant un protocole précis de polissage de la surface des céramiques on peut obtenir une surface égale voir plus lisse que par l'application de glaçure (Al-Wahadni et Martin 1998).

Il en va de même pour les matériaux usinables par CFAO comme les PICNS ou les résines nano céramiques. J. Fasbinder et al. comparent les états de surfaces de plusieurs blocs CFAO, après différents traitements de polissage ou de glaçage. Il en ressort que les techniques mécaniques de polissage permettent d'obtenir des états de surface plus lisses que les surfaces émaillées (Fasbinder et Neiva 2016).

Il semblerait donc que les produits maquillants n'apportent rien en terme mécaniques à la pièce prothétique si celle-ci est polie au préalable.

Il est intéressant de remarquer qu'avec l'avènement des matériaux hautement biocompatibles comme la zircone ou le di-silicate de lithium, on peut s'interroger sur l'intérêt du maquillage sur les zones en contact avec les muqueuses. En effet, ces matériaux présentent une biocompatibilité si optimale qu'il semble préférable que la partie en contact avec l'alvéole d'une couronne supra-implantaire en zircone, par exemple, ne soit pas maquillée afin d'optimiser la biocompatibilité de la pièce prothétique (Fasbinder et Neiva 2016). C'est pourquoi certains céramistes n'appliqueront pas de matériaux maquillants sur les zones d'émergence cervicales de leurs restaurations réalisées avec ce type de matériaux.

Les maquillants colorants sont les « shades » et les « stains ». Les shades autrement dénommés maquillants « dentines » sont des maquillants à base de terre rare avec lesquels il est possible de modifier la teinte de la céramique sous-jacente. Par exemple, pour foncer une teinte au collet, on dépose une teinte dentine A sur un bloc A3 et la couleur au collet correspondra à une teinte A3,5 (Brousseau et Levitte 2015).

Les stains sont des maquillants intensifs à base d'oxydes métalliques opaques permettant de créer des effets ponctuels (fonds de sillons, fêlures, tâche blanchâtres) (Brousseau et Levitte 2015). Cependant, il ne faut pas abuser de ce type de maquillant car exagérer les caractérisations aura des effets de caricature de l'organe dentaire d'une part et d'autre part, la majorité des patients ne souhaitent pas voir apparaître des « défauts » sur leurs restaurations comme des taches brunes ou des stries.



Figures 12 : Couronnes céramo-métalliques sur modèle en plâtre avec de nombreuses caractérisations réalisées avec des stains: fêlures, taches de déminéralisation, racines apparentes.

Source : Courtoisie du céramiste Mr Spiroschatzigeorgiou.

Il existe également des matériaux dits « opacifiants » ou « opaques » en anglais. Il s'agit de fines particules d'oxydes métalliques intégrées dans le cœur de la céramique feldspathique. Ces matériaux permettent d'ajuster la translucidité des restaurations de par leurs différentes caractéristiques de transmission de la lumière. Ainsi utilisés, ils n'intègrent pas réellement la catégorie des maquillants car ils sont intégrés au cœur du matériau et non appliqués en surface (Yamamoto 1985). Cependant certains produits dénommés opacifiants sont disponibles sur le marché et s'appliquent en surface pour camoufler certaines dyschromies comme énoncé plus haut. Par exemple, si un support dentaire à une teinte trop sombre et qu'il ternit la luminosité de la restauration, les opacifiants, de par leur forte pigmentation, permettent de palier à cela en masquant la restauration (Felippe et al. 2003).

2.6. Maquillage des composites

Le maquillage des restaurations en composite se fait par des matériaux sous forme eux même de résine composite qui sont pour la majorité des composites micro-chargés, microhybrides ou microhybrides-nanochargés. Les matériaux composites peuvent être utilisés pour caractériser et ajuster les restaurations en résine après usinage. (Koller et al. 2012). Concernant les blocs usinables, on remarquera que les produits de maquillage à base de résine composite s'utilisent à la fois pour des blocs de composite classique comme Lava Ultimate® mais aussi pour les blocs PICNs dits « céramiques hybrides » comme les blocs Enamic®. Les PICNs ne peuvent pas être caractérisés par des maquillants à base de céramique car ils contiennent des résines ne permettant pas de les soumettre à de hautes températures de cuisson après usinage.

Ces modificateurs de couleur s'utilisent également pour le maquillage des restaurations provisoires en résine, des prothèses amovibles et la caractérisation interne des céramiques.

Comme pour les céramiques, il s'agit de poudres de pigments mais incorporées cette fois ci à un liquide résineux qui est principalement à base de méthacrylate de méthyle. La concentration en poids total de ces pigments au sein du matériau composite correspond en moyenne à 4% mais cette valeur peut sensiblement augmenter s'il s'agit de maquillants intensifs. Le méthacrylate de méthyle permet de donner un aspect brillant. Il présente de bonnes propriétés de transparence ainsi que de transmission lumineuse. Une fois appliqué, le

maquillant est photopolymérisé dans les mêmes longueurs d'ondes que les composites des restaurations classiques (350-500 nm) (Dias et al. 2001).

Une fois les modifications chromatiques réalisées, une seconde couche résineuse à base de méthacrylate de méthyle renforcées aux polyacrylates ter et oligomères de polyuréthane acrylique peut être appliquée. Elle permettra de « laquer » la surface de la pièce prothétique et d'augmenter la dureté de surface. Les fabricants ne recommandent pas de polissage après photopolymérisation.

On remarquera, que contrairement aux céramiques conventionnelles, les matériaux composites peuvent être maquillés en intra ou extra-oral puisque les matériaux de finition ne nécessitent pas de cuisson (Koller et al. 2012). Il s'agit d'un avantage non négligeable, permettant d'ajuster les caractéristiques colorimétriques d'une restauration à tout moment.

Cependant, il faut être vigilant car les modificateurs de couleur affectent la transmission de la lumière à travers le composite. Ainsi plus la teinte du matériau est sombre, plus il faudra l'appliquer en fine couche et le soumettre à la lampe à photopolymériser plus longtemps qu'un maquillant avec une teinte plus claire.

2.7. Maquillage et CFAO

Avec l'essor des nouvelles technologies, la dentisterie moderne passe de plus en plus par des systèmes de CFAO. Ainsi, le dentiste peut être amené à réaliser l'intégralité de la chaîne prothétique au sein même de son cabinet (Ceinos et al. 2016). Certains matériaux restent cependant inaccessibles à l'usinage en cabinet dentaire.

Bien qu'allant en s'améliorant, les propriétés esthétiques des blocs proposés à l'usinage ne sont pas encore optimales. Si la stratification naturelle de la dent est relativement bien reproduite, la réalisation de caractérisations amenant plus de naturel sont souvent nécessaires afin d'assurer le biomimétisme des restaurations usinées. Pour que l'illusion de réalisme soit optimale, les produits de maquillage viennent alors parachever la prothèse que ce soit en laboratoire de prothèse ou au cabinet dentaire.

Le tableau suivant détaille l'ensemble des maquillants destinés à caractériser les restaurations et spécifiquement celles réalisées par CFAO.

Nom commercial	Maquillants céramiques	Maquillants Composites	Composition	Teintes disponibles	Modalités d'utilisation
IPS Empress® Universal Shade/Stains (Ivoclar Vivadent) 	OUI	–	Oxydes, glycérine, butandiol	14 produits de maquillage intensifs : Bleu basique, Rouge basique, Jaune basique, Blanc, Acajou, Kaki, Orange, Gris, Vanille, Olive, Crackliner, Jaune, Noir, Marron	Maquillant sous forme de pâte → application avec la technique 2 en 1 : cuisson de maquillage et de glaçage en même temps
IPS e.max® Universal Shade/Stains (Ivoclar Vivadent) 	OUI	–	Oxydes et glycols	7 produits de maquillage intensifs : Blanc, Crème, Sunset, Cuivre, Olive, Kaki, Acajou	Maquillant sous forme de pâte → application avec la technique 2 en 1 : cuisson de maquillage et glaçage en une étape. Rq : s'utilise sur IPS e.max® CAD non cristallisée (couleur bleu)
VITA Akzent® Plus			La composition chimique n'est pas	Plus de 20 teintes disponibles en	Disponible sous 3 conditionnements :

	OUI	-	détaillée par le fabricant sur la fiche technique des produits et se limite à « substance organique »*	correspondance avec le teintier Vita® Classical.	<ul style="list-style-type: none"> -Poudre à mélanger -Pâte prête à l'emploi -Spray
<p>Initial™ Spectrum Stains (GC)</p> 	OUI	-	La composition chimique n'est pas détaillée par le fabricant.	16 stains : Ivory White, Mellow yellow, Signal Yellow, Light terracotta, Savannah gold, Caramel, Camel, Olive, Brown, Dark Walnut, Coral, Twilight, Deep orange, Sunset, Midnight	Forme poudre+liquide.
<p>Initial™ IQ Lustre Pastes NF</p> 	OUI	-	La composition chimique n'est pas détaillée par le fabricant.	8 teintes effet émail: Vanilla, Blanc, Gris clair, Gris foncé, Bleu clair, Bleu foncé, Rose, Olive	Maquillants sous forme de pâte prête à l'emploi

<p>Celtra® Stain and Glaze (Dentsply)</p> 	<p>OUI</p>	<p>—</p>	<p>Pigments et poudre de céramique frittée Sodium potassium aluminosilicate, Butylene Glycol, Di(propylene) Glycol.</p>	<p>8 colorants : Blanc, Crème, Sunset, Kaki, Cuivre, Olive , Acajou, Violet</p>	<p>Maquillants sous forme de pâte prête à l'emploi. Indiqué par le fabricant pour le maquillage des restaurations en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (Celtra® Duo) ou en zircone.</p>
<p>Enamic® Stains Kit (Vita)</p> 	<p>—</p>	<p>OUI (céramiques hybrides)</p>	<p>Poudre : Ti O2, peroxyde de dibenzoyle de méthyle Liquide : méthacrylate</p>	<p>6 teintes : Blanc, Maïs, Marron, Kaki, Bleu, Noir</p>	<p>Conditionnement sous forme de poudre et liquide à mélanger. S'utilise pour les céramiques hybrides type Enamic®</p>
<p>Sinfony™ Magic Shade (3M)</p> 	<p>—</p>	<p>OUI (céramiques hybrides)</p>	<p>Résines à base méthacrylate</p>	<p>12 teintes : Bleu océan, Atlantique, Châtain, Havane, Orange, Kaki, Vanille, Miel, Gencive, Rouge, Terre cuite, Neutre</p>	<p>Maquillant prêt à l'emploi</p>

<p>EnaTender® Stain (Micerium®)</p> 	-	OUI	<p>Résine à matrice organique méthyméthacrylate, Bis-GMA agents densifiants, catalyseurs, stabilisants, pigments</p>	<p>9 teintes : Blanc, Bleu, Marron, Marron foncé, Noir, Jaune, Orange, Rouge, Kaki</p>	<p>Maquillant prêt à l'emploi.</p>
<p>Optiglaze Color® (GC)</p> 	-	OUI	<p>Vernis nanochargés</p>	<p>17 teintes : color A plus, color B plus, color C plus, Blanc, Blanc ivoire, Jaune, Orange, Rose orangé, Rouge brun, Olive, Gris, bleu, Lavande, Rose rouge Transparent, Transparent HV</p>	<p>Liquide photopolymérisable prêt à l'emploi.</p>

Tableau 7 : Catalogue des maquillants proposés par les fabricants.

*: Le fabricant a le droit de ne pas détailler la composition de ses produits dès lors que ceux-ci ne contiennent pas d'actifs dangereux. Ainsi, dans la rubrique Composition Chimique de la fiche technique du produit il est très souvent annoté « *Seules les substances devant être mentionnées conformément à l'annexe II du règlement n ° 1907/2006 sont répertoriées* ». C'est pourquoi il est difficile de connaître les compositions exactes des produits maquillants.

Remarque : il existe d'autres coffrets de maquillage disponibles pouvant être utilisés pour caractériser les restaurations provisoires, les dents artificielles utilisées en prothèse adjointe ou la fausse gencive mais ils ne seront pas détaillés ici.

2.7.1. Principes de maquillage (11)

Les principes de base de maquillage des restaurations indirectes sont en correspondance avec ceux de la restauration directe. En effet, la caractérisation des restaurations fait appel aux mêmes instruments et supports de travail adaptés.

2.7.1.1. *Instrumentation*

Les instruments à disposition de l'opérateur s'utilisent en fonction du style de caractérisations qu'il souhaite réaliser. Ainsi il existe un éventail d'instruments de différentes formes et tailles adaptés.

Les pinceaux permettent de déposer les maquillants sous formes de liquides ou de pâtes comme les opaques ou les stains. Les pinceaux plats et larges permettront d'étaler la matière sur une surface importante comme les faces vestibulaires des incisives. Les pinceaux fins, taillés en pointes, seront eux plus indiqués pour la réalisation de caractérisations ponctiformes comme par exemple des tâches de déminéralisation.

Les sondes droites (sonde n°23) sont parfois utilisées pour l'application précise du maquillant comme pour colorer des fonds de sillons ou des fossettes de dents postérieures.

Certains instruments sont conçus spécialement pour l'application de maquillant comme l'instrument à sculpter « LM-Arte fissura » du kit LM-Arte®. (Ceinos et al. 2016)

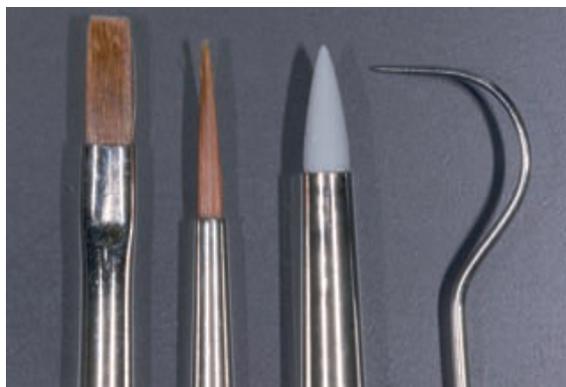


Figure 13: Pinceaux et instruments de caractérisation par maquillage des restaurations dentaires.
Source : (Ceinos et al. 2016)



Figure 14 : Instrument « LM-Arte fissura »
Source : (Ceinos et al. 2016)

Les modificateurs de couleur peuvent également être appliqués par les limes K endodontiques de petits calibres (limes n°08). Une fois chargées de matériau, celles-ci permettent de reproduire des effets de fissure à la surface des caractérisations

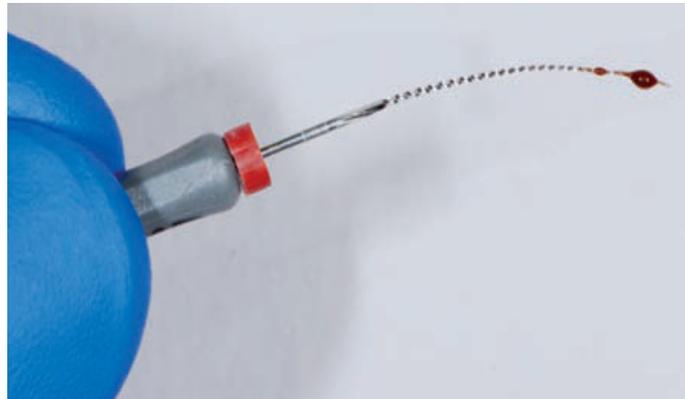


Figure 15 : Sonde chargé en maquillant intensif.

Source : (Ceinos et al. 2016)

Enfin des supports de travail tels que des plaques en verre ou des supports à mélanger alvéolés en céramique permettent la disposition des différents maquillants à l'instar d'une palette de couleur.



Figure 16 : Support alvéolé contenant des maquillants pour céramiques.

Source : Courtoisie de Mme Kadolsky, représentante Vita® Zahnfabrik.

2.7.1.2. Méthodes de caractérisation

Différentes possibilités s'offrent à l'opérateur pour optimiser le résultat esthétique des restaurations :

- les caractérisations internes
- les caractérisations externes
- la méthode dite de « cut-back » utilisée principalement pour les facettes et couronnes antérieures, elle correspond à une stratification du tiers incisal après réduction de la restauration.

Il s'agit d'une méthode de maquillage relevant des compétences d'un technicien de laboratoire, la technique ne sera pas détaillée ici.

Caractérisation interne

Il s'agit de caractériser la restauration en appliquant les modificateurs de couleur sur l'intrados de la prothèse. Cette technique est essentiellement utilisée pour les prothèses en céramique fines comme les facettes. Les produits utilisés sont des produits de maquillage composites photopolymérisables. La pièce prothétique est mordancée, silanisée, puis le maquillant est appliqué en couche légère puis photopolymérisé. Cependant, la caractérisation interne reste une technique limitée tant par les possibilités de caractérisation quelle offre que par le rendu esthétique lors de sa mise en œuvre.

Caractérisation externe

La réalisation de caractérisations externe se fait par l'application de produits de maquillage intensifs (stains). Elle permet de réaliser des effets de volumes en assombrissant certaines zones et en éclaircissant d'autres. Il est également possible de mimer une translucidité ou de donner des effets de profondeur. Par exemple, le maquillage du bord incisif avec des couleurs gris bleuté lui confère un aspect de translucidité (Elkaim 2017) .

L'idée générale étant de « donner vie » à une structure qui à la sortie de l'usineuse est monobloc et monochrome. Augmenter le biomimétisme de la pièce prothétique usinée et optimiser l'intégration esthétique est l'objectif principal de la caractérisation externe.

La caractérisation par maquillage reste un art mineur comparativement à la stratification. Cependant même s'il s'agit d'un moyen de caractérisation plus court, les techniciens de laboratoire considèrent que sa réalisation est bien plus délicate. (Elkaim 2017). Par ailleurs, seuls des ajustements mineurs de teintes peuvent être réalisés avec des maquillants. Si des changements majeurs sont nécessaires il est préférable de recommencer la pièce prothétique avec un bloc usinable dans une teinte plus proche de celle désirée (Aschheim 2015).

Le maquillage est donc une discipline complexe qui fut longtemps réservée aux prothésistes dentaires. Mais avec l'avènement de la CFAO directe, l'utilisation des techniques de maquillage se démocratise au sein des cabinets dentaires ainsi que dans les laboratoires. D'autant plus que pour répondre à la demande, de nombreuses sociétés commercialisent des coffrets de maquillage « simplifiés » avec une diminution du nombre de teintes et des pâtes prêtes à l'emploi plus faciles d'utilisation. Il est à noter que la réalisation du maquillage en cabinet est considérablement facilitée pour le praticien, puisqu'il lui est possible de contrôler l'effet visuel constamment en bouche.

Certains produits comme l'Initial IQ Lustre Pastes NF® de chez GC® autorise même une caractérisation directement en bouche avant cuisson. Cela est possible, car la couleur avant et après cuisson reste quasiment la même.

Remarque : pour un praticien non averti, la différence entre maquillage et montage par stratification est à souligner. En effet, le gold standard de réalisation d'une restauration céramique unitaire reste le montage par stratification sur chape. Il s'agit du montage par plusieurs apports de céramique feldspathique sur une chape usinée ou non. Ainsi réalisé, le rendu esthétique est souvent assez satisfaisant pour que la pièce prothétique ne soit pas retravaillée avec des modificateurs de couleurs, sauf pour des caractérisations ponctuelles ou une teinte peu réussie.

Contrairement, aux restaurations réalisées par stratification, les pièces usinées à partir de blocs nécessitent pour la plupart un maquillage de surface car à la sortie de l'usineuse, les pièces ne présentent pas un résultat biomimétique acceptable cliniquement.

2.7.2. Protocole de maquillage pour pièces réalisées par CFAO pour toutes les marques

2.7.2.1. Caractérisation de la céramique

Nous allons détailler ici les étapes nécessaires au maquillage des restaurations produites par Conception Fabrication Assistée par Ordinateur. En fonction du type de maquillage à réaliser, une à plusieurs étapes seront nécessaires. Il sera toujours possible pour l'opérateur de rectifier son travail si les teintes appliquées sont insuffisantes même après cuisson.

Étape 1 : Préparation de la pièce prothétique

Après le processus d'usinage, la pièce est séparée de son bloc au niveau de la tige de fixation à distance de la pièce pour éviter tout écaillage. Puis, un affinage manuel de la microgéographie de la restauration est quasiment indispensable, car les fraises d'usineuses sont trop grosses pour pouvoir réaliser un esthétisme semblable aux dents naturelles comme les fonds de sillons par exemple. Ainsi, les retouches seront réalisées à la fraise diamantée montée sur pièce à main à faible vitesse pour ne pas créer de fêlures sur la céramique (Brousseau et Levitte 2015).

La restauration doit être exempte d'impuretés ou de matière grasse avant application des produits maquillants. C'est pourquoi, après polissage mécanique, la pièce prothétique est nettoyée par un jet de vapeur ou passée au bac à ultrasons. Il est aussi possible de la passer à la sableuse avec un sable d'alumine (Al_2O_3) fin non abrasif à faible pression (0,5 bar). Puis la pièce est séchée à la souffleuse.

Étape 2 : Maquillage

Avant d'appliquer le maquillage il est essentiel de connaître la teinte dominante de la pièce prothétique car c'est à partir de cette teinte de base que les colorants sont déterminés et préparés. La teinte dominante est ainsi déterminée à partir du deuxième tiers de la dent (Aschheim 2015).

Les produits maquillants sont préparés par dilution de la poudre pigmentée dans du liquide de glaçure, puis appliqués en fines couches sur l'extrados de la prothèse.

Les différents apports de mélange poudre/glaçure doivent être disposés sur une palette sèche, à distance les uns des autres pour éviter le mélange des couleurs.

Pour augmenter la mouillabilité de la pièce, il est possible de poser une couche préalable de glaçure sur la face externe de la prothèse. Cependant il faudra être vigilant sur la quantité et la texture de la glaçure appliquée. En effet, la brillance de la restauration sera insuffisante si la quantité est trop faible. A l'inverse, si elle est trop importante, les produits colorants seront alors dilués, la précision de l'état de surface sera amoindrie et on observera une suroclusion et une surbrillance de la pièce.

Le maquillage est alors appliqué par zones.

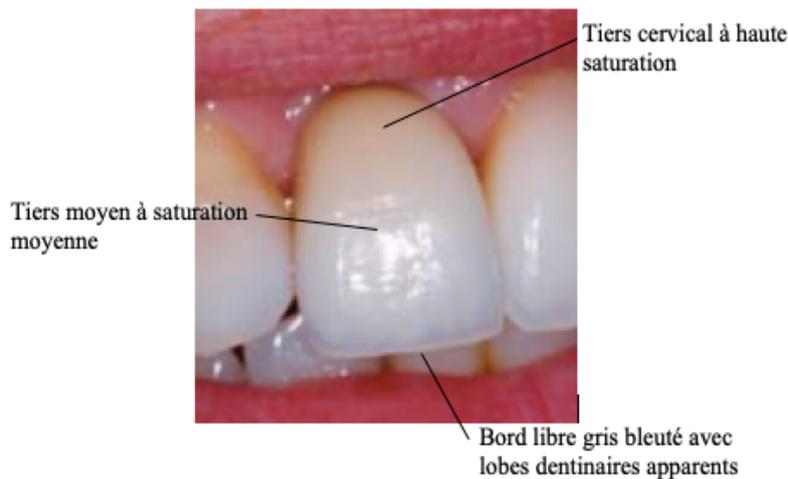


Figure 17: Cartographie incisive centrale.

Source : Courtoisie du Dr Lellouche.

On peut procéder au maquillage par cartographie de la dent. On distingue alors plusieurs zones cibles :

La zone cervicale, proche du collet elle représente une zone plus saturée de la dent. Elle est reproduite avec des colorants riches en pigments allant sur des teintes marron, orange ou jaune/miel en correspondance avec la teinte du bloc choisit. On appliquera donc le « shade » au collet afin de recréer un dégradé de la zone cervicale à la zone occlusale.



Figure 18 : Application d'un maquillant pigmenté au collet d'une facette en e.Max®.

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Les zones interproximales ce sont les zones les plus saturées de la dent. On utilisera alors des colorants ambrés pour donner de la profondeur à la restauration.

Le bord incisif, l'enjeu est de reproduire son aspect translucide, en particulier chez les patients jeunes. La reproduction de cette translucidité est obtenue grâce à des colorants violets, gris, blancs, bleus et transparents. Ces teintes sont également appliquées sur les versants externes des cuspidés ainsi que sur les crêtes marginales pour les dents postérieures (Awad et al. 2015).



Figure 19 : Caractérisation avec un opaquer blanc pour simuler la translucidité et augmenter la luminosité d'une facette en e.Max®

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental

Le tiers moyen de la dent est la zone où le plus de caractérisations dentaires sont retrouvées en antérieur. Comme les taches blanches de fluoroses qui peuvent être reproduites par l'utilisation de maquillants intensifs blancs ou des stries correspondant à des fêlures qui sont représentées avec des colorants ocre ou marron. Ces caractérisations doivent être visibles mais pas flagrantes au risque de caricaturé un effet naturel.

Sillons et fonds de sillons seront marqués préférentiellement par des teintes marron chocolat, pour simuler les sillons naturels des dents marqués par les dépôts chromatophores accumulés au fil du temps dans les zones difficiles d'accès au nettoyage. Comme il s'agit de colorants avec une grande puissance opacifiante, une pointe de produit sera déposée en fond de sillon à l'aide d'une lime endodontique ou d'une pointe de bistouri. Puis la matière sera étirée, afin d'infiltrer l'ensemble du sillon.



Figure 20 : Caractérisation d'un fond de sillon d'un onlay en e.Max®

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Les colorants doivent toujours être appliqués du plus clair au plus foncé. L'inverse ne peut se faire que si le maquillant appliqué est plus opaque que la zone colorée à éclaircir. Mais généralement, éclaircir ce qui est déjà foncé donne rarement un résultat satisfaisant esthétiquement (Aschheim 2015).

De la même manière, augmenter la translucidité d'une restauration est impossible avec des maquillants de surface car il s'agit d'une propriété intrinsèque au matériau mais à l'inverse il est possible d'opacifier une restauration et de diminuer sa translucidité en appliquant des

matériaux opacifiants. Cependant, comme il est expliqué plus haut, il est possible de mimer un effet translucide en appliquant des colorants gris-bleutés.

Le technicien doit donc jouer avec les couleurs en tenant compte de certaines règles. Par exemple, le principe des couleurs complémentaires. En effet, deux couleurs complémentaires mises côte à côte s'intensifient mutuellement, alors que mélangées en quantité équivalentes elles produisent un gris neutre. Donc en jouant sur les quantités ainsi que sur les zones d'application, on peut faire apparaître un colorant de façon plus ou moins intense ou neutraliser une teinte trop vive (Buyukkaplan et al. 2017).

Après la caractérisation la pièce subit une première cuisson. Après cuisson le résultat esthétique pourra être contrôlé et rectifié si nécessaire.

Étape 3 : Glaçage et cuisson finale

Une couche homogène de glaçure est appliquée puis une cuisson finale est réalisée en respectant les modalités de cuisson de la céramique. Cette cuisson au four à céramique informatisée, appelée aussi four de vitrification, est l'une des étapes les plus importantes dans la réussite de la caractérisation de la prothèse. En effet, d'après les représentants techniques, 20 à 40% des problèmes de restaurations céramiques proviennent du défaut technique au moment de la cuisson au four. Ainsi, le four doit être impérativement programmé selon les modalités indiquées par le fabricant afin d'obtenir une cuisson optimale (Aschheim 2015).

Un polissage mécanique de fin peut être réalisé avec des kit de fraises à polir en résine acrylique montées sur pièce à main ainsi que l'application de pâte à polir.

La technique 2 en 1 : En fonction de la nécessité de réaliser de nombreux ajustements ou non et selon les préférences de l'opérateur, il est possible de réaliser le maquillage en plus ou moins d'étapes. La technique 2 en 1 consiste à faire la cuisson de maquillage et de glaçage en une seule étape. Cela permet d'optimiser le temps de travail de l'opérateur, de simplifier la technique de réalisation et donc d'augmenter la reproductibilité des résultats. Toutefois, cette technique implique de devoir maquiller la prothèse sur une céramique qui n'a pas toujours sa teinte de masse définitive. Par exemple, les blocs IPS e-max® CAD sont de teinte bleuté ou les blocs VITA Suprinity® sont transparents avant cuisson de cristallisation.

2.7.2.2. Caractérisation des « céramiques hybrides » et des composites renforcées (11)

Les céramiques hybrides ou PICsN sont, comme expliqué en première partie, constitués d'une matrice de céramique infiltrée par un matériau polymère. La caractérisation des restaurations issues de ces blocs ne se fait donc pas avec des produits de maquillage pour céramique et ne subit aucune cuisson. Les modificateurs de couleur appliqués ici, seront des biomatériaux à base de méthacrylates photopolymérisables. Les étapes suivantes, détaillent la réalisation du maquillage des pièces en PICN.

Étape 1 : Préparation au maquillage

L'extrados de la prothèse est nettoyé puis préparé de la même façon que l'intrados d'une pièce avant collage en bouche. La pièce est mordancée à l'acide fluorhydrique 5% pendant 60 secondes ou sablée à l'oxyde d'aluminium. Après rinçage à l'eau, une couche de monomère est appliquée sur la surface de la prothèse pour la silaniser.



Figure 21 : Inlay en Enamic® Vita sur die avant maquillage.

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Étape 2 : Maquillage

Les produits maquillants sont appliqués de la même façon que pour les pièces en céramique, sur des zones stratégiques afin de réaliser des effets de profondeur et les caractérisations. Les stains sont très pigmentés. Pour faciliter leur application ils seront dilués avec de la « glaze ». Après caractérisation au pinceau des produits, ceux-ci sont photopolymérisés sous une lampe de laboratoire.



Figures 22 et 23 : Produits maquillants pour Enamic® et mélange sur support alvéolé.

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.



Figure 24 : Caractérisation des fonds de sillons de l'inlay.

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Étape 3 : Glaçure composite et photopolymérisation finale

A l'instar des pièces en céramique, une dernière couche de résine transparente équivalent à la glaçure est appliquée uniformément à la microbrosse sur la pièce prothétique puis photopolymérisée pendant 60 secondes à 350-500 nm. Celle-ci viendra laquer la pièce et protéger le maquillage réalisé.



Figure 25 : Application de la glaze

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.



Figure 26 : Inlay maquillé et glacé

Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Cas clinique : Maquillage d'une couronne implanto-portée en zircone multicouches (multi-layer).

Figures 27 à 34 : l'ensemble des iconographies suivantes ont été réalisées à la courtoisie du **Laboratoire Fouache Dental**.



Figure 27 : Bloc de zircone multi-layer en usineuse (temps d'usinage : 35min)

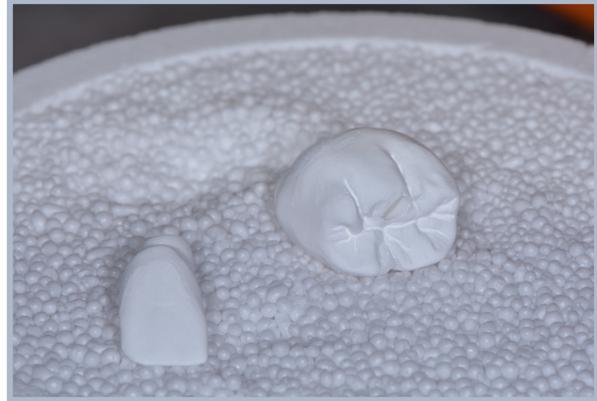


Figure 28 : Pièces prothétiques en zircone après usinage. Les pièces subiront ensuite une cuisson de 9h30.

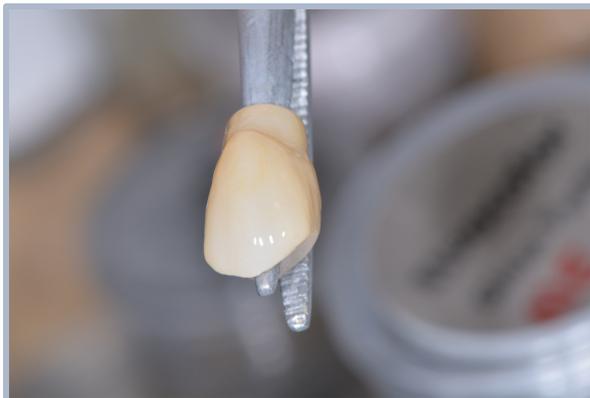


Figure 29 : Couronne supra-implantaire avant caractérisation.



Figure 30 : Vue occlusale

Remarque : L'utilisation de blocs de zircone multicouche donne avant même le maquillage un aspect stratifié proche du résultat esthétique escompté.



Figure 31 : Maquillage et glaçage

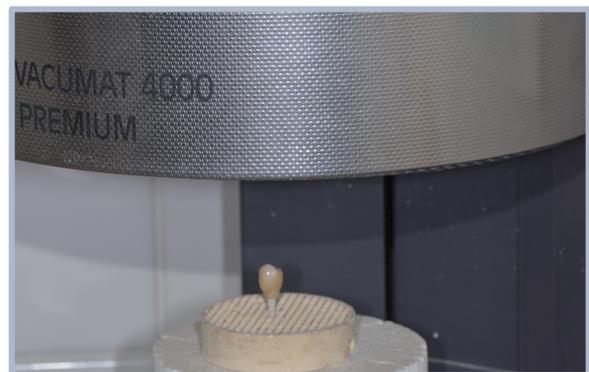


Figure 32 : Cuisson de glaçage



Figure 33 : Vérification de la teinte par comparaison à la teinte déterminée sur un teintier.

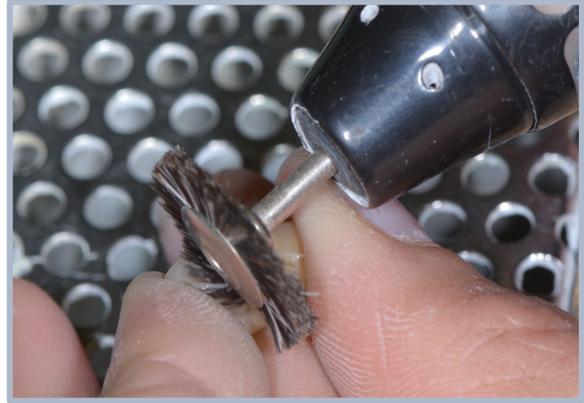


Figure 34 : Polissage et finitions.

3. Étude Préliminaire In Vitro de l'effet du brossage électrique sur les maquillants de restaurations réalisées par CFAO

3.1. Introduction

L'avènement de l'ère du numérique en dentisterie, permet de constater un accroissement important du nombre de restaurations réalisées par CFAO. Notamment en prothèse fixée, où les fabricants proposent un large panel de biomatériaux de plus en plus performants. Des blocs usinables sont disponibles dans différentes teintes mais aussi avec des stratifications internes à travers lesquelles l'aspect naturel de la dent peut être simulé.

Cependant, les restaurations monolithiques, ne répondent pas à la demande esthétique croissante et sont le plus souvent utilisées dans les secteurs postérieurs. (Egilmez et al. 2018)

Pour les restaurations monolithiques en céramiques, des maquillants nécessitant une cuisson, sont disponibles pour pallier aux limites esthétiques des blocs usinables (Mühlemann et al. 2019).

En revanche, un processus de cuisson est contre-indiqué pour les matériaux usinables à base résineuse contenant une matrice de polymères acryliques. C'est pourquoi, les fabricants de blocs CFAO de type PICN proposent des kits de « modificateurs de couleur » qui viennent parfaire l'intégration esthétique de ces pièces monolithiques.

Ces modificateurs de couleur destinés à la caractérisation de restaurations à base résineuse sont encore relativement récents. Leur composition ainsi que leurs propriétés sont peu détaillés dans la littérature (Hirata et al. 2011). En général, les propriétés physiques, la stabilité des couleurs, et la résistance à l'usure des résines composites sont influencés par la méthode de polymérisation (Koizumi et al. 2015).

Les PICNs sont une nouvelle génération de matériau dentaire usinable qui combinent les propriétés du composite et de la céramique (Özarslan et al. 2016). Depuis la sortie sur le marché du nouveau matériau Enamic® de chez VITA en 2003, nous avons peu de connaissances ainsi qu'une littérature limitée de ses propriétés physiques (Buyukkaplan et al. 2017).

Les blocs PICN sont polymérisés sous des conditions de haute température et de haute pression (polymérisation HP/HT) leur donnant des propriétés mécaniques proches de celles de la dentine (Lambert et al. 2017).

Les kits modificateurs de couleur proposés par les fabricants, sont polymérisés par une lampe à photopolymériser de laboratoire sans conditions particulières (Arikawa et al. 2003). On peut alors supposer qu'il existe une différence de résistance à l'usure entre le matériau usinable et le maquillant qui le recouvre. D'autre part, les produits maquillants les prothèses en céramique subissent une étape de cuisson que l'on ne retrouve pas dans les procédés de maquillage des restaurations à base composite (Yilmaz et al. 2008).

Dans ce contexte, l'on peut se demander si les biomatériaux permettant de maquiller les restaurations provenant de blocs composites présentent une résistance à l'usure comparable aux maquillants destinés aux restaurations céramiques.

En effet, une usure rapide de ces maquillants aurait d'une part des conséquences esthétiques par la perte des effets de caractérisation et la diminution de la translucidité des pièces prothétiques (Arikawa et al. 2004). D'autre part, une surface usée présente une rugosité de surface augmentée. La rugosité de surface est un facteur de réussite important pour le succès esthétique, mécanique et biologique des restaurations (Mühlemann et al. 2019) (Awad et al. 2015). Une rugosité de surface augmentée peut entraîner des accumulations de plaque dentaire et en conséquence augmenter le risque de gingivite, de caries secondaires et de décolorations dentaires (Aykent et al. 2010).

L'étude in vitro menée ci-dessous constitue une première approche pour répondre à la problématique posée. Ainsi, nous avons voulu comparer la résistance à l'usure des maquillants composite avec la résistance à l'usure des maquillants céramique en analysant les variations de teinte avant et après un brossage électrique.

L'hypothèse nulle est qu'il n'existe pas de différence significative de teinte sur un échantillon maquillée avant et après brossage.

Dans cet essai on soumettra donc à un test brossage

- des échantillons tests en PICN maquillés avec des maquillants à base résineuse ;
- et des échantillons témoins en céramique maquillés avec des maquillants à base vitreuse.

En prothèse fixée, la reproduction des propriétés optiques de l'organe dentaire reste primordiale pour assurer un résultat esthétique appréciable. Outre la luminosité ou la saturation,

la teinte de la restauration prothétique demeure un des éléments clef dans le succès esthétique du projet prothétique.

La teinte également appelée tonalité chromatique, caractérise la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchiée par l'objet. Elle peut être décrite quantitativement par le système de coordonnées $L^*a^*b^*$ qui définit l'espace chromatique CIELab.

L'axe vertical correspond à la luminosité (coordonnée L^*), il est gradué de 0 (partant de noir vers le bas) à 100 au blanc vers le haut. L'axe (-a ; +a) représente la variation du vert au rouge et (-b ; +b) les variations du bleu au jaune (Paravina et Powers 2004) (48).

Lorsque l'on compare deux teintes, même si l'on perçoit visuellement la différence il est difficile de la décrire simplement. Afin de quantifier la différence de teinte entre deux stimuli visuels on utilisera la colorimétrie par l'intermédiaire de DeltaE utilisé dans plusieurs études. E étant l'abréviation de « *Empfindung* » en allemand signifiant sensation et Delta correspondant à la différence, DeltaE est donc un calcul de la différence de sensation. En pratique, ΔE correspond à la distance entre deux points situés dans l'espace chromatique. Par la formule suivante :

$$\Delta E^*_{AB} = \sqrt{(\Delta L^*_{AB})^2 + (\Delta a^*_{AB})^2 + (\Delta b^*_{AB})^2}$$

ΔE^*_{ab} , correspond à la différence de couleur entre un point a et b.

ΔL^*_{ab} , correspond à la différence des coordonnées de luminance entre un point a et b.

Δa^*_{ab} , correspond à la différence des coordonnées de gamme de niveaux sur l'axe de vert et rouge entre un point a et b

Δb^*_{ab} , correspond à la différence de coordonnées de gamme de niveaux sur l'axe de bleu et jaune entre un point a et b.

Cet indice est largement utilisé dans la littérature pour caractériser les différences de couleur objectives mesurées par différents instruments de prise de teinte.

Il est communément admis dans les industries graphiques, qu'en dessous d'un écart de 1 ($\Delta E=1$), les différences de couleurs ne sont plus perceptibles. En réalité, un observateur lambda distingue réellement une différence de teinte à partir d'un écart 5 et un observateur averti et entraîné au-dessus d'un écart de 2 (Lasserre et d'Incau 2006) (Luo et al. 2001).

3.2. Matériel et méthode

3.2.1. Préparation des échantillons

Vingt échantillons ont été fabriqués pour cette étude.

Dans un premier temps, dix échantillons issus de blocs Vita Enamic (Vita Zahnfabrik®) qui sont actuellement les seuls blocs PICN disponibles sur le marché, ont été préparés. Puis, dans un second temps, dix échantillons témoins issus de blocs en céramique Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik®) qui constitue l'un des « gold standard » des blocs en céramique usinable.

L'ensemble de ces échantillons ont été taillés en tranches à partir de blocs et comportent de fait une épaisseur variable allant de 1 à 3 mm, la majorité se rapprochant de 2 mm d'épaisseur. L'ensemble des échantillons ont été polis avant application des maquillants afin d'obtenir une surface la plus régulière et homogène possible. Le protocole de polissage correspond au passage d'une fraise diamantée bague rouge montée sur contre angle bague rouge afin de minimiser les irrégularités de surface, puis au passage d'une fraise à polir en acrylique montée sur pièce à main afin d'affiner l'état de surface des échantillons.

Les dix échantillons d'Enamic® ont été maquillés selon les recommandations du fabricant d'après la méthode qui suit :

- Polissage et nettoyage de l'échantillon à l'eau puis séchage ;
- Application d'un silane (Vitasil®) au pinceau puis une minute de séchage à l'air libre ;
- Préparation des colorants sur un support alvéolé. Il s'agit d'un mélange poudre (Vita® Enamic Stain) plus liquide (Vita® Enamic Stain Liquid). Parmi les colorants proposés la teinte Black (Noir) a été choisie. On remarquera que tous les colorants Vita Enamic Stain (Vita Zahnfabrik®) présentent la même composition ;
- puis, le colorant est appliqué au pinceau sur l'ensemble de la surface de l'échantillon ;
- enfin, l'échantillon est photopolymérisé avec une lampe de laboratoire à environ 450nm de longueur d'onde pendant trente secondes.

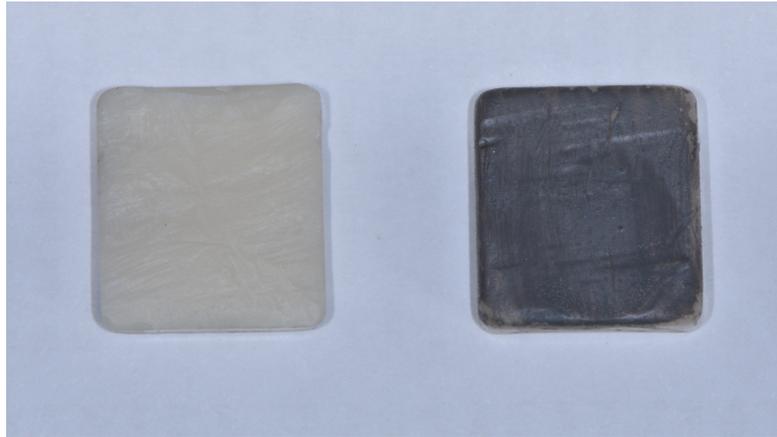


Figure 35: Échantillons d'Enamic® étudiés avant et après maquillage.

Les dix échantillons de céramique ont été maquillés selon le procédé traditionnel de caractérisation de la céramique :

- Polissage et nettoyage de l'échantillon à l'eau puis séchage ;
- Préparation du maquillant avec un mélange poudre (Vita® Akzent Plus Chroma Stains) plus liquide (Vita® Akzent Plus Powder Fluid) ;
- Application avec un pinceau sur l'ensemble de l'échantillon ;
- Cuisson au four de laboratoire (Vita® Vacumat 2000 Premium) selon les recommandations du fabricant ; environ 500 °C pendant 12 min, une élévation de la température pendant 9 minutes, enfin une minute de cuisson à 900°C puis un passage à vide.

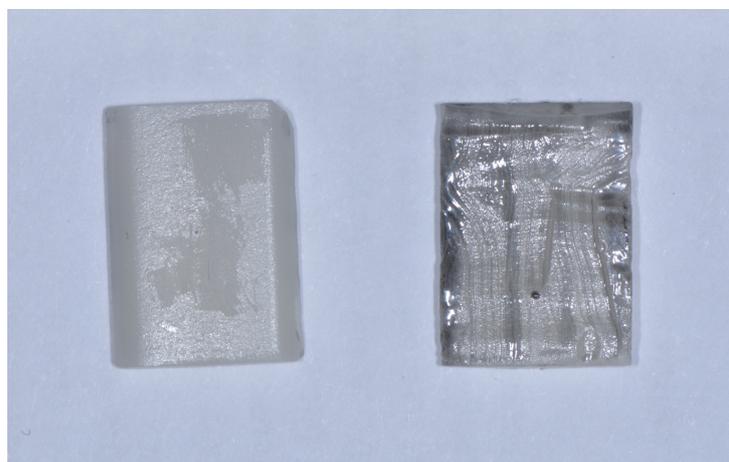


Figure 36 : Échantillons de céramique Vita® Mark II avant et après maquillage.

Le tableau suivant décrit l'ensemble des matériaux utilisés au cours de l'étude.

Matériel/Nom Commercial	Abréviation	Numéro de lot	Teinte	Composition
Bloc CFAO Vita Enamic (Vita Zahnfabrik)	E	60880	1M1 HT	-86% en poids céramique feldspathique enrichie a l'oxyde d'aluminium, -14 % en poids UDMA, TEGDMA, -<1% pigments
Vita Enamic Stain (Vita Zahnfabrik)			Black	-50-100% dioxyde de silicone, -2,5-10% cristobalte -2,5-10% titanoxide, -<2,5% peroxyde de benzoil, -<2,5% dicyclohexylphtalate
Vita Enamic Stain Liquid (Vita Zahnfabrik)			-	-25-50% MMA, -25-50% d'urethane dimetacrylate aliphatique, - <2,5 (1,4,6 trimethylbenzoile) camphroquinone
Bloc CFAO Vita Mark II (Vita Zahnfabrik)	M	60760	A1C	- <20% en poids de particules de céramique feldspathique, - >80% en poids de matrice de verre
Vita Akzent Plus Chroma Stains (Vita Zahnfabrik)			Black	Céramique feldspathique, dioxyde de silicone, oxyde d'aluminium
Vita Akzent Plus Powder Fluid (Vita Zahnfabrik)			-	Poudre de céramique, butanediol, glycérol
Vitasil (Vita Zahnfabrik)			-	1-2% en poids de silane 3-MAOPTM, 49-50% en poids d'éthanol, 49-50% en poids d'eau

Tableau 8 : Matériel utilisé au cours de l'étude.

3.2.2. Étude de l'usure par brossage électrique

Chaque échantillon a été soumis à une force abrasive par brossage électrique. Le test consiste à immerger les échantillons dans de l'eau à température ambiante puis d'appliquer une tête de brosses à dent en action sur les surfaces de biomatériaux maquillés.

- *Choix de la brosse à dent*

Le choix de la brosse à dent s'est fixé sur la brosse à dent électrique Oral B Vitality Cross Action de chez Braun®. Il s'agit d'un modèle facilement accessible sur le marché (environ trente euros), on la retrouve en tête des ventes les plus populaires de brosse à dent électrique. Il s'agit donc d'une brosse à dent très largement répandue dans les foyers de la population française.

Cette brosse à dent fonctionne sur un système oscillo-rotatif, c'est à dire que la tête de brosse effectue un mouvement de brossage par rotation (Van der Weijden et al. 2011). Le fabricant recommande d'appliquer la brosse à dent sur chaque face dentaire pendant 3 à 4 secondes sans effectuer de mouvement. On peut donc considérer que l'application de la tête de brosse en action sur un échantillon correspond au brossage électrique quotidien d'une face dentaire.



Figure 37 : Brosse à dent Oral-B Vitality.

Source : <https://www.amazon.fr/Oral-B-Vitality-D12-513-Electrique-Rotative>

- *Conditions de brossage*

Le brossage des échantillons a été effectué immergé dans un mélange à température ambiante. Il s'agit d'une solution d'eau et de dentifrice (Oral B® Dentifrice Repare Gencives et Email) inspiré de la méthode de Koizumi et al que l'on retrouve dans plusieurs études d'abrasion par brossage (Koizumi et al. 2015) (Okamura et al. 2019) . Ce dentifrice a été sélectionné car il s'agit d'un dentifrice classique très largement proposé dans la grande distribution avec un pouvoir abrasif moyen.

- *Force de brossage (22)(38)(57)*

D'après une étude sur les habitudes de brossage réalisée en 2009, la majorité de la population brosse avec une force située à environ $2,3 \pm 0,7$ Newton (Ganss et al. 2009). D'après les recommandations l'American Dental Association le brossage la pression effectuée avec la brosse à dent sur les surfaces dentaires doit être réalisée avec une force douce (McCracken et al. 2003). De plus, l'étude conclut qu'une force de brossage ne doit pas excéder à 3 Newtons. C'est pourquoi, nous avons choisi arbitrairement d'appliquer une force de 2 Newton sur les échantillons soumis au test de brossage.

Techniquement, il s'agit de poser une masse sur la tête de brosse à dent qui équivaldrait à l'application d'une force de 2 Newtons.

Formule de la force :

$$Force = masse (kg) \times gravité (9,81m/s^2)$$

La résultante de cette formule permet de déduire que pour donner une force de 2 Newtons à un objet il faudrait que celui-ci soit d'une masse de 200 grammes.

Sur chaque brosse à dent il a donc été disposé un poids de 200g permettant de mimer la force d'application au brossage d'une personne.

- *Temps de brossage*

Les échantillons ont été soumis au test de brossage. La prise de teinte a été effectuée à trois temps : 52 minutes, 104 minutes et 208 minutes.

En effet, ces temps de brossage sont calculés sur la base d'un brossage biquotidien de deux minutes (d'après les recommandations actuelles) équivalant à 1 an, 2 ans et 4 ans de brossage.

Remarque : On considère qu'un échantillon correspond à une dent et donc le temps de brossage d'un échantillon est divisé par le nombre moyen de dent dans une bouche saine soit vingt-huit dents.

3.2.3. Mesure de la teinte

Les teintes ont été enregistrées avec un spectrophotomètre (VITA Easyshade® V, VITA Zahnfabrik®). Il permet d'obtenir les coordonnées colorimétriques dans une plage de mesure entre 400 et 700 nanomètres. Il s'agit d'un spectrophotomètre permettant de relever une teinte dentaire en cabinet ou au laboratoire de prothèse.

Les spectrophotomètres sont parmi les instruments les plus précis, utiles et faciles d'application pour la détermination de la couleur. Le spectrophotomètre fonctionne en mesurant la courbe de réflexion spectrale ou de transmittance d'un échantillon. Une ampoule à filament de tungstène dans le spectrophotomètre disperse un prisme de lumière qui se diffuse en un spectre de bandes de longueurs d'ondes comprises entre 5 et 20 nm. La quantité de lumière réfléchiée par un échantillon est alors mesurée pour chaque longueur d'onde du spectre visible (Kalantari et al. 2017).

A chaque prise de teinte les échantillons ont été positionnés de la même façon, c'est à dire à l'horizontal sur une surface plane et la pointe de la sonde du spectrophotomètre orienté 90° à la surface des échantillons.

Les mesures de la couleur ont été faites en utilisant les coordonnées L*a*b*.

Chaque échantillon a été mesuré cinq fois,

1. Sans maquillage (T_{SM}) ;
2. Maquillé (T_M) ;
3. Soumis au test équivalent à 1 an de brossage (T_1) ;
4. Soumis au test équivalent à 2 ans de brossage (T_2) ;
5. Soumis au test équivalent à 4 ans de brossage (T_3).

3.3. Résultats

3.3.1. Analyse observationnelle

Au cours de l'étude, nous avons pu constater une perte visible de substance maquillante sur les échantillons d'Enamic® soumis au test d'abrasion par brossage électrique. Sur les échantillons de céramique testés aucune perte visuellement perceptible n'a été constatée.



Figure 38 : Échantillons de PICN (Enamic® Vita) après maquillage et après brossage.

3.3.2. Analyse statistique

Le tableau 9 suivant rassemble les moyennes de chaque coordonnées colorimétriques mesurées pour les échantillons de PICN, les moyennes de ΔE et l'écart type. Ces même données concernant les infrastructures sont regroupées dans le tableau 10.

L'ensemble des résultats intermédiaires, à savoir les différentes coordonnées colorimétriques est en annexe.

	L	a*	b*	ΔE
T_{SM}	$\bar{x} = 77,66$	$\bar{x} = 3,04$	$\bar{x} = 21,68$	
	$\sigma = 8,02$	$\sigma = 0,46$	$\sigma = 2,54$	
T_M	$\bar{x} = 11,72$	$\bar{x} = 1,31$	$\bar{x} = 3,68$	
	$\sigma = 6,41$	$\sigma = 1,07$	$\sigma = 3,58$	
T₁	$\bar{x} = 13,69$	$\bar{x} = 1,42$	$\bar{x} = 4,31$	$\bar{x} = 3,42$
	$\sigma = 6,25$	$\sigma = 0,68$	$\sigma = 3,26$	$\sigma = 2,37$
T₂	$\bar{x} = 17,82$	$\bar{x} = 2,61$	$\bar{x} = 8,03$	$\bar{x} = 10,25$
	$\sigma = 3,82$	$\sigma = 1,04$	$\sigma = 3,49$	$\sigma = 3,81$
T₃	$\bar{x} = 23,51$	$\bar{x} = 2,63$	$\bar{x} = 7,79$	$\bar{x} = 14,99$
	$\sigma = 3,63$	$\sigma = 0,48$	$\sigma = 1,33$	$\sigma = 3,81$

Tableau 9 : Moyennes des données relevées sur les échantillons d'Enamic®

	L	a*	b*	ΔE
T_{SM}	$\bar{x} = 80,3$	$\bar{x} = 2,66$	$\bar{x} = 6,45$	
	$\sigma = 0,91$	$\sigma = 0,32$	$\sigma = 1,22$	
T_M	$\bar{x} = 49,79$	$\bar{x} = 0,39$	$\bar{x} = 7,1$	
	$\sigma = 4,79$	$\sigma = 0,22$	$\sigma = 0,51$	
T₁	$\bar{x} = 51,92$	$\bar{x} = 0,93$	$\bar{x} = 6,5$	$\bar{x} = 7,69$
	$\sigma = 5,27$	$\sigma = 0,52$	$\sigma = 0,89$	$\sigma = 3,71$
T₂	$\bar{x} = 51,88$	$\bar{x} = 1,01$	$\bar{x} = 6,6$	$\bar{x} = 7,84$
	$\sigma = 5,60$	$\sigma = 0,54$	$\sigma = 0,95$	$\sigma = 3,83$
T₃	$\bar{x} = 52,16$	$\bar{x} = 0,96$	$\bar{x} = 6,36$	$\bar{x} = 8,02$
	$\sigma = 5,59$	$\sigma = 0,55$	$\sigma = 0,89$	$\sigma = 3,77$

Table 10 : Moyenne des données relevées sur les échantillons de Vita® Mark II.

Tableau 11 : Tests statistiques comparant les différences de teinte (ΔE) sur les échantillons de PICN (Enamic® Vita)

Kruskal-Wallis pourCOMPARAISON
Variables groupe : MATERIAUX
Exclusion de lignes : COPARAISON GLOBALE

DDL	2
# Groupes	3
# ex-aequo	1
H	20,648
Valeur de p	<,0001
H corrigé pour ex-aequo	20,652
p corrigé pour ex-aequo	<,0001

Info. de Kruskal-Wallis pourCOMPARAISON
Variables groupe : MATERIAUX
Exclusion de lignes : COPARAISON GLOBALE

	Nombre	Somme des rangs	Moy. des rangs
ENAMICT1	10	59,000	5,900
ENAMICT2	10	170,000	17,000
ENAMICT3	10	236,000	23,600

Tableau 12 : Tests statistiques comparant les différences de teinte (ΔE) sur les échantillons de céramique (Vita® Mark II).

Kruskal-Wallis pourCOMPARAISON
Variables groupe : MATERIAUX
Exclusion de lignes : COPARAISON GLOBALE

DDL	2
# Groupes	3
# ex-aequo	0
H	,320
Valeur de p	,8521
H corrigé pour ex-aequo	,320
p corrigé pour ex-aequo	,8521

Info. de Kruskal-Wallis pourCOMPARAISON
Variables groupe : MATERIAUX
Exclusion de lignes : COPARAISON GLOBALE

	Nombre	Somme des rangs	Moy. des rangs
CERAMIQUET1	10	153,000	15,300
CERAMIQUET2	10	145,000	14,500
CERAMIQUET3	10	167,000	16,700

3.3.3. Analyse des résultats

L'ensemble des tests statistiques réalisés sur les résultats est joint en annexe.

Concernant les maquillants appliqués sur PICN il existe une différence significative de teinte sur un échantillon maquillé avant et après brossage (test de Kruskal-Wallis, $p < 0,05$). Il y a une augmentation de la différence de teinte avec le temps de brossage.

S'agissant des maquillants appliqués sur la céramique il n'existe pas de différence significative de teinte sur un échantillon maquillé avant et après brossage (test de Kruskal-Wallis, $p < 0,05$).

Les résultats montrent donc que les maquillants composites ont une faible résistance à l'usure par frottement. En effet, on constate, que l'ensemble des échantillons PICN soumis au test de brossage présentent des pertes de maquillants par rupture adhésive. De plus, les variations des valeurs La^*b^* montrent de façon significative qu'il y a également une perte de substance par usure.

3.4. Discussion

L'hypothèse nulle selon laquelle il n'existe pas de différence de teinte significative des échantillons avant et après brossage est donc rejetée concernant les échantillons de PICN testés (Enamic® Vita) et acceptée concernant les échantillons de céramique testés (Vita® Mark II).

Les résultats observés dans cette étude in vitro montrent qu'il existe une différence de variation du paramètre ΔE en fonction du matériau maquillé, du type de maquillant utilisé et de la technique de maquillage utilisée. Pour les échantillons de PICN (Enamic® Vita) il y a une variation de ΔE significative alors que pour les échantillons de céramique il y a une variation de ΔE non significative d'après les analyses statistiques.

Les résultats sur les échantillons de céramiques sont cohérents par rapport aux études similaires rapportés dans la littérature. En effet, dans la plupart des tests d'abrasion par brossage effectués sur maquillants des céramiques, l'application d'une couche de maquillant sur la céramique montre une amélioration significative de résistance à l'usure (Chi et al. 2017) (Garza et al. 2016) (Lawson et Burgess 2016).

On remarque qu'au niveau des échantillons tests soumis au test de brossage deux phénomènes peuvent être constatés : un phénomène de rupture adhésive et un phénomène d'usure abrasive.

La rupture adhésive a pu être constatée visuellement mais n'a pas été quantifiée dans cette étude. Sachant que d'après les normes ADA l'usure clinique acceptable physiologiquement se situe entre 40 et 50 μm par an, la mesure de l'épaisseur de maquillant à l'usure pourrait être analysée. La méthode de mesure ainsi que le paramètre mesuré dans cette étude préliminaire sont donc à réévaluer.

Le phénomène d'usure abrasive est le paramètre objectivé par l'analyse de ΔE . Concernant les matériaux PICNs, il existe une différence significative de teinte avant et après brossage.

Le maquillant utilisé au cours de l'étude est choisi arbitrairement de couleur noire. L'application du maquillant baisse donc la luminosité des échantillons, c'est à dire que la coordonnée L^* relevée avant brossage est faible. Or, on constate que les coordonnées $L^*a^*b^*$ augmentent avec le temps de brossage. Cela signifie que la luminosité (coordonnée L) de l'échantillon augmente durant le test de brossage. Ceci montre que l'épaisseur de maquillant a diminué sous l'effet abrasif du brossage. On peut donc déduire que la résistance à l'abrasion des maquillants composites appliqués sur matériaux PICNs est faible.

Il serait intéressant d'évaluer la résistance à l'abrasion de ces mêmes maquillants composites appliqués sur des matériaux usinables composites.

On peut alors supposer que les propriétés de résistance mécanique des maquillants destinés aux restaurations composites sont insuffisantes. On peut également remarquer qu'un seul facteur d'usure a été évalué. Les usures d'attrition par la mastication ou érosives liées à une alimentation acide n'ont pas été évaluées.

Muraguchi et al (2004) ont émis l'hypothèse que les maquillants destinés aux restaurations composites indirectes ont une texture de surface instable et que soumis à un processus de vieillissement *in vitro*, la force de liaison du matériau diminue. Leurs résultats montrent que la rugosité de surface de l'ensemble des échantillons tests augmente après avoir été soumis au vieillissement artificiel. À l'analyse au microscope électronique de balayage, le maquillant présente des micro fissures avant le test de vieillissement puis un agrandissement

important de ces fissures est constaté après vieillissement des échantillons. Les échantillons tests ne présentent pas de fissures similaires (Muraguchi et al. 2004).

Özarslan et al (2016)⁽⁶³⁾ ont comparé plusieurs méthodes de finitions sur des échantillons de PICN. Le fabricant (Enamic® Vita) suggère trois différentes méthodes de finition des restaurations : deux finitions par polissage mécanique et une finition par application de maquillant (Vita® Enamic Glaze). Le but de cette étude est d'enquêter sur les variations de rugosité et la différence de couleur causée par différents traitements de surface des PICNs. Leurs résultats montrent que les surfaces les plus rugueuses sont les surfaces maquillées par les kits de glaçure, leur rugosité est similaire au groupe contrôle.

Plus récemment, Mühlemann et al (2019) ont constaté qu'aucune donnée scientifique n'était disponible sur le vieillissement des kits modificateurs de couleurs destinés aux blocs PICNs. C'est pourquoi, ils décident d'analyser les effets du vieillissement artificiel sur la rugosité de surface d'échantillons de PICNs maquillés. Ils comparent trois types d'échantillons issus de blocs usinables: des échantillons de PICNs (Enamic®, Vita Zahnfabrik®), des échantillons témoins de composite nanocéramique (Lava Ultimate, 3M ESPE®) ainsi que des échantillons témoins de céramique (Vita Mark II, Vita Zahnfabrik®).

Chaque groupe d'échantillon est, soit poli manuellement, soit soumis à un protocole de caractérisation par maquillage en suivant les indications du fabricant. L'ensemble des échantillons est soumis à un brossage artificiel simulant 5 ans de brossage clinique. Après analyse statistique, les résultats de l'étude montrent que la rugosité de surface est augmentée de façon significative lorsqu'un protocole de maquillage est réalisé sur les matériaux usinables.

Par ailleurs, une analyse observationnelle au microscope à balayage électronique des échantillons a été réalisée. Une perte évidente des maquillants sur les échantillons d'Enamic® ainsi que sur les échantillons de composite nanocéramique (Lava Ultimate® 3M ESPE) est démontrée. L'analyse des échantillons de céramique (Vita® Mark II) montre une stabilité des modificateurs de couleur dans le temps.

En se basant sur ces résultats, l'étude conclut que l'application de protocoles de maquillage sur les matériaux usinable possédant une composante résineuse n'est pas recommandée (Mühlemann et al. 2019).

Les pertes de maquillants sur la surface des restaurations ont pour conséquences une diminution évidente de leur aspect esthétique. Cela entraîne également une diminution des propriétés mécaniques du matériau, notamment par une augmentation de la rugosité de surface dans le temps. Cette augmentation entraîne une augmentation de l'adhésion bactérienne sur les restaurations et donc une augmentation du risque d'inflammation gingivale ainsi que le risque d'apparition de caries secondaires (Flury et al. 2017).

Les propriétés mécaniques ainsi que le protocole d'application des kits modificateurs de couleur destinés aux restaurations réalisées par CFAO à partir de blocs PICNs sont donc à améliorer (Tekçe et al. 2018). Certains auteurs, proposent une étape de mordantage à l'acide fluorhydrique des surfaces à maquiller en cours d'évaluation.

3.5. Conclusion

De cette étude préliminaire, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

1. Exceptée pour le maquillage des céramiques, la simulation d'usure par brossage des maquillants sur PICNs, modifie de façon significative la teinte des échantillons.
2. Les produits maquillants composites appliqués sur PICNs ont une faible résistance à l'usure par frottement.

Ces conclusions sont donc à prendre en compte par le praticien lorsqu'il choisit un matériau de restauration. En effet, les propriétés esthétiques et mécaniques des restaurations monolithiques en PICNS maquillées sont modifiées par l'usure. Le praticien doit donc considérer l'importance esthétique de la restauration à réaliser. Une diminution des qualités esthétiques dans le temps est moins importante dans les secteurs postérieurs que dans les secteurs antérieurs.

Cependant, si ces maquillants semblent ne pas adhérer aux restaurations dans le temps, ils ont pour avantage d'être renouvelables à l'infini contrairement aux céramiques. Le praticien peut donc prévoir des séances de « retouches » si l'esthétique des restaurations réalisées n'est plus satisfaisant.

Conclusion

Nous avons vu que l'esthétique dentaire était un paramètre primordial pour le patient et le praticien en terme de succès thérapeutique. La teinte ainsi que les caractérisations sont des éléments clefs à reproduire pour obtenir une restauration prothétique des plus naturelles. Avec les procédés de CFAO plusieurs biomatériaux usinables sont disponibles. Chacun présente des propriétés esthétiques et mécaniques différentes et il n'existe pas de matériau idéal. Il appartient au praticien de choisir le matériau le plus adapté à chaque situation en alliant ses connaissances scientifiques et son expérience clinique.

Les kits modificateurs de couleur proposés en complément des blocs usinables permettent de pallier à l'aspect mono-teinte des restaurations monolithiques usinées. Les procédés de maquillage des céramiques sont connus et présentent un recul important. Les matériaux PICN sont plus récents, il existe peu de littérature sur le vieillissement des maquillants qui leur sont associés.

Compte tenu des résultats obtenus dans notre étude in vitro préliminaire, nous pouvons dégager deux conclusions qui seront à approfondir. D'une part, les maquillants appliqués sur les matériaux tout céramique ont un vieillissement acceptable cliniquement. Il n'y a pas de variation de teinte des restaurations dans le temps et l'état de surface du matériau est peu modifié avec le temps.

D'autre part, la teinte des maquillants appliqués sur les matériaux avec une composante résineuse, en particuliers les PICN, n'est pas stable lorsqu'il sont soumis à un test de vieillissement artificiel par brossage électrique. Il serait intéressant de poursuivre notre étude exploratoire en évaluant d'autres paramètres comme la rugosité de surface ou la translucidité par une étude reproduisant celle de Mühlemann et al. (2019).

Par ailleurs, d'autres protocoles d'application pourrait être recherchés et testés afin d'optimiser les propriétés d'adhésion entre le maquillant et le matériau usiné sous-jacent.

Aujourd'hui, il existe des blocs usinables avec des stratifications internes, et des dégradés de couches similaires aux couches d'émail et de dentine de la dent. Ces blocs multicolores sont proposés par les fabricants afin de s'affranchir le plus possible de l'utilisation des kits modificateurs de couleur. Il pourrait s'agir d'une piste pour l'amélioration du rendu esthétique des restaurations.

Bibliographie

- Al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc.* 1998;64(8):580-3.
- Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Ban S, Homma T, Takahashi H. Optical and Color Stabilities of Paint-on Resins for Shade Modification of Restorative Resins. *Dent Mater J.* 2004;23(2):155-60.
- Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Homma T, Takahashi H, Ban S. Optical Properties of Paint-on Resins for Shade Modification of Crown and Bridge Resins. *Dent Mater J.* 2003;22(3):272-9.
- Aschheim KW. *Esthetic dentistry: a clinical approach to techniques and materials.* Elsevier Mosby. St Louis; 2015.
- Association dentaire française. Commission des dispositifs médicaux. Les céramo-céramiques. Paris, France: Association dentaire française; 2011.
- Atlan A. Les matériaux céramiques que faut-il en retenir? *Inf Dent.* 2015;97:20-8.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6):534-40.
- Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):221-7.
- Brousseau J, Levitte B. Technique de maquillage en CFAO directe. *Fil Dent.* 2015;32(103):24-6.
- Buyukkapan SU, Özarslan MM, Barutçigil Ç, Arslan M, Barutçigil K, Yoldan EE. Effects of staining liquids and finishing methods on translucency of a hybrid ceramic material having two different translucency levels. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(5):387-93.
- Ceinos R, Ghandour I, Leforestier E. Le maquillage des restaurations indirectes. *Clin Paris Fr.* 2016;(9):403-13.
- Chi WJ, Browning W, Looney S, Mackert JR, Windhorn RJ, Rueggeberg F. Resistance to abrasion of extrinsic porcelain esthetic characterization techniques. *US Army Med Dep J.* 2017;(2-17):71-9.
- Devigus A, Chu S., Paravina RD, Mieszko A. *Fundamentals of color. Shade Matching and communication in esthetic dentistry.* Quintessence Publishing. Berlin; 2010.
- Dias WR, Pereira PN, Swift EJ. Maximizing esthetic results in posterior restorations using composite opaquers. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2001;13(4):219-27.
- Duret F. Un peu d'histoire... avant de parler d'aujourd'hui et de demain. *Fil Dent* [Internet]. 2010 [cité 7 août 2019]; Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/pratique/technofil/un-peu-dhistoire-avant-de-parler-daujourd'hui-et-de-demain/>
- Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(1):32-42.
- Elkaim D. Maquillage ou caractérisation d'une céramique avec ou sans stratification. *Technol*

Dent. 2017;(363):18-26.

Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2016;28(1):56-66.

Felippe LA, Monteiro S, Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA, Ritter AV. Using opaquers under direct composite resin veneers: an illustrated review of the technique. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2003;15(6):327-36.

Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, Lussi A. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2017;117(6):767-74.

Fujii K, Ban S, McCabe JF. Tooth brush abrasion of paint-on resins for shade modification of crown and bridge resins. *Dent Mater J.* 2003;22(3):244-50.

Ganss C, Schlueter N, Preiss S, Klimek J. Tooth brushing habits in uninstructed adults--frequency, technique, duration and force. *Clin Oral Investig.* 2009;13(2):203-8.

Garza LA, Thompson G, Cho S-H, Berzins DW. Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016;115(4):489-94.

Hirata M, Koizumi H, Tanoue N, Ogino T, Murakami M, Matsumura H. Influence of laboratory light sources on the wear characteristics of indirect composites. *Dent Mater J.* 2011;30(2):127-35.

Kalantari MH, Ghoraishian SA, Mohaghegh M. Evaluation of accuracy of shade selection using two spectrophotometer systems: Vita Easyshade and Degudent Shadepilot. *Eur J Dent.* 2017;11(2):196-200.

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

Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent.* 2012;15(2):159-64.

Lafargues JJ. Les résines composites : applications en dentisterie restauratrice : l'essentiel de « Réalités cliniques ». SNPMD. Paris; 2007.

Lambert H. Les blocs céramiques pour usinages en CFAO directe [Internet]. *AOnews le mag d' Alpha Omega.* 2019 [cité 7 août 2019]. Disponible sur: <http://www.aonews-lemag.fr/ao-23-blocs-ceramiques-cfao-directe-hugo-lambert/>

Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(6):486-95.

Lasserre J, d'Incau E. La couleur en Odontologie : déterminations visuelles et instrumentales 1ère partie. *Cah Prothèse.* 2006;135:25-39.

Lasserre JF. Les sept dimensions de la couleur des dents naturelles. *Clinic (Paris).* 2007;28:417-30.

Lawson NC, Burgess JO. Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2016;28 Suppl 1:S40-45.

Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. *Encycl Méd-Chir - Odontol.* 2010;[I23-065-E-10].

- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-16.
- Luo M, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001;26:340-50.
- Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* 2016;95(5):487-95.
- Marniquet S, Attal J-P, Tapie L, Fron H. Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée. Guide pratique synthétique. *Inf Dent.* 2014;(20):1-6.
- McCracken GI, Janssen J, Swan M, Steen N, de Jager M, Heasman PA. Effect of brushing force and time on plaque removal using a powered toothbrush. *J Clin Periodontol.* 2003;30(5):409-13.
- Monchanin S, Viennot S, Allard Y, Malquarti G. Réalisation au laboratoire de prothèses fixées céramométalliques. *Encycl Méd-Chir - Odontol.* 2008;[23-380-C-10].
- Mühlemann S, Bernini JM, Sener B, Hämmerle CH, Özcan M. Effect of Aging on Stained Monolithic Resin-Ceramic CAD/CAM Materials: Quantitative and Qualitative Analysis of Surface Roughness. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2019;28(2):e563-71.
- Muraguchi K, Suzuki S, Minami H, Tanaka T. In Vitro Evaluation of Bond Strength and Surface Roughness of a Resin-Paint Material. *Dent Mater J.* 2004;23(3):406-11.
- Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2012;28(5):529-34.
- Okamura K, Koizumi H, Kodaira A, Nogawa H, Yoneyama T. Surface properties and gloss of CAD/CAM composites after toothbrush abrasion testing. *J Oral Sci.* 2019;61(2):358-63.
- Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):16-20.
- Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry.* Elsevier Mosby; 2004.
- Pelissier B. Matériaux et CFAO dentaire [Internet]. *LEFILDENTAIRE magazine dentaire.* 2010 [cité 6 août 2019]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/pratique/fiche-clinique/materiaux-et-cfao-dentaire/>
- Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *Encycl Méd-Chir - Odontol.* 2004;[23-065-G-10].
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232-4.
- Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2016;32(1):34-42.
- Tekçe N, Fidan S, Tuncer S, Kara D, Demirci M. The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(1):50-7.
- Ubassy G. *Formes et couleurs: les clés du succès en céramique dentaire.* Cdp. Paris; 1992.
- Van der Weijden FA, Campbell SL, Dörfer CE, González-Cabezas C, Slot DE. Safety of oscillating-rotating powered brushes compared to manual toothbrushes: a systematic review. *J Periodontol.* janv 2011;82(1):5-24.
- Vanini L. Light and color in anterior composite restorations. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD.* 1996;8(7):673-82; quiz 684.

Yamamoto M. Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto. Quintessence Publishing Co. Chicago; 1985.

Yilmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Ozkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2008;17(1):20-4.

Annexes

Tableau 12 - Ensembles des valeurs obtenues pour l'ensemble des échantillons céramique testés

	Avant Maquillage			Après Maquillage			T1 (52 min de broissage)				T2 (104min de broissage)				T3 (208min de broissage)			
	L	a*	b*	L	a*	b*	L	a*	b*	ΔE	L	a*	b*	ΔE	L	a*	b*	ΔE
Échantillon 1	80,2	2,5	7,9	52	0,6	6,1	60	1,2	7,1	8,08	61	1,1	7,2	9,08	61,3	1,3	7,4	9,42
Échantillon 2	78,7	3	4,8	42,5	0,3	5,7	55,2	1,1	6,7	12,76	54,6	0,9	5,9	12,12	55,3	0,9	6,1	12,82
Échantillon 3	81,1	2,5	7,6	55,2	0,6	6,6	45,4	0,7	5,8	9,83	43,6	1,2	5,3	11,69	45,3	0,8	5,8	9,93
Échantillon 4	80,4	2,8	6,9	44,8	0	6,4	56,6	0,9	7,7	11,91	57,1	1,1	7,9	12,44	57,6	1	7,3	12,87
Échantillon 5	79,9	2,4	7,8	55,2	0,6	6,3	47,5	0,7	5,3	7,77	48,3	0,9	5,8	6,92	46,9	0,7	5,1	8,39
Échantillon 6	78,9	2,1	5,2	48,6	0,2	7,3	46,5	0,2	7,1	2,11	45,5	0,3	7,2	3,10	46,1	0,2	6,9	2,53
Échantillon 7	81	2,5	5,5	54,8	0,5	6,5	55,2	0,7	5,5	1,10	54,5	0,7	5,9	0,70	54,7	0,4	5,2	1,31
Échantillon 8	80,5	2,9	6,3	46,1	0,3	5,9	53,1	2,2	5,5	7,26	54,2	2,3	5,8	8,34	53,9	2,2	5,7	8,03
Échantillon 9	80,9	3,2	5,1	46,7	0,2	6,9	54,3	0,8	7,4	7,64	53,4	1,1	7,3	6,77	54,1	1,2	6,8	7,47
Échantillon 10	81,4	2,7	7,4	53,8	0,6	7,1	45,4	0,8	6,9	8,40	46,6	0,5	7,7	7,23	46,4	0,9	7,3	7,41

Tableau 13 - Ensembles des valeurs obtenues pour l'ensemble des échantillons PICN testés

	Avant Maquillage			Après Maquillage			T1 (52 min de broissage)				T2 (104min de broissage)				T3 (208min de broissage)			
	L	a*	b*	L	a*	b*	L	a*	b*	ΔE	L	a*	b*	ΔE	L	a*	b*	ΔE
Échantillo n 1	87,4	2,9	23,3	28,4	4,3	13,8	29,9	1,4	12,5	3,51	17,1	4,4	13,5	11,30	19,3	2,9	5,7	12,26
Échantillo n 2	84,7	2,2	18,2	8,7	0,9	2,4	9,8	0,6	1,6	1,39	13,8	3,6	13,2	12,24	24,4	2,3	6,7	16,34
Échantillo n 3	87,2	2,9	18,5	8,8	1	2,9	10,3	1,6	3,4	1,69	21,6	3,1	9,7	14,65	22,8	2,6	8,5	15,16
Échantillo n 4	88	2,9	18,9	8,6	0,9	2,6	11	1,7	3,8	2,80	13,4	2	5,1	5,52	23,4	1,6	6,4	15,30
Échantillo n 5	73,1	3	23,9	10,2	1	2,4	11,4	1,5	3,3	1,58	13,7	2,8	7,1	6,13	23,6	2,6	8,5	14,81
Échantillo n 6	71,6	3	24,5	8,2	1,3	3,1	13,3	0,4	1,4	5,45	15,2	2	5,3	7,37	21,5	2,9	8,8	14,56
Échantillo n 7	70,1	3	23,8	7,9	1,4	3,1	10	1,7	4,1	2,35	18,7	1	2,6	10,82	18,5	2,4	6,7	11,24
Échantillo n 8	70,1	3,8	20,9	11,2	0,8	2,1	18,5	2,8	6,8	8,91	19,1	3,4	9,4	11,07	24,5	3,4	9,2	15,30
Échantillo n 9	73,8	2,9	24,2	16,7	0,7	2,3	12,4	1,6	3,9	4,68	21,2	2,3	6,7	6,49	25,5	2,9	7,8	10,61
Échantillo n 10	70,6	3,8	20,6	8,5	0,8	2,1	10,3	0,9	2,3	1,81	24,4	1,5	7,7	16,87	31,6	2,7	9,6	24,36

Tableau 14– Ensemble des valeurs descriptives obtenues pour l’ensemble des échantillons testés

Statistiques descriptives							
	Moy.	Dév. Std	Erreur Std	Nombre	Minimum	Maximum	# Manquants
Enamic T1	3,417	2,368	,749	10	1,390	8,910	0
Enamic T2	10,246	3,816	1,207	10	5,520	16,870	0
Enamic T3	14,994	3,812	1,205	10	10,610	24,360	0
Céramique T1	7,686	3,704	1,171	10	1,100	12,760	0
Céramique T2	7,839	3,828	1,211	10	,700	12,440	0
céramique T3	8,018	3,773	1,193	10	1,310	12,870	0

Tableau 15 – Tests statistiques comparant les différences de teintes entre les échantillons de PICN (Enamic Vita®) aux différents temps de broyage

Test de Bonferroni/Dunn pour COMPARAISON

Effet : MATERIAUX

Niveau de significativité : 5 %

Exclusion de lignes : COPARAISON GLOBALE

	Diff. moy.	Diff. crit.	Valeur p	
ENAMICT1, ENAMICT2	-6,829	3,882	,0001	S
ENAMICT1, ENAMICT3	-11,577	3,882	<,0001	S
ENAMICT2, ENAMICT3	-4,748	3,882	,0043	S

Les comparaisons dans ce tableau ne sont pas significatives à moins que la valeur de p correspondante soit inférieure à ,0167.

Tableau 16 - Tests statistiques comparant les différences de teintes entre les échantillons de céramique (Enamic Vita®) aux différents temps de broyage

Test de Bonferroni/Dunn pour COMPARAISON

Effet : MATERIAUX

Niveau de significativité : 5 %

Exclusion de lignes : COPARAISON GLOBALE

	Diff. moy.	Diff. crit.	Valeur p
CERAMIQUET1, CERAMIQUET2	-,153	4,302	,9283
CERAMIQUET1, CERAMIQUET3	-,332	4,302	,8453
CERAMIQUET2, CERAMIQUET3	-,179	4,302	,9162

Les comparaisons dans ce tableau ne sont pas significatives à moins que la valeur de p correspondante soit inférieure à ,0167.

Table des figures

Figure 1 - Microphotographie en MEB d'une céramique. (Dejou et al. 2009)

Figure 2 - Propriétés mécaniques des céramiques en fonction de leurs phases.

Figure 3 - Classification des céramiques artisanales et usinables

Figure 4 - Schéma de la matrice résineuse. (Lafargues 2007)

Figure 5 - Représentation schématique de la polymérisation en chaîne. Source : (Raskin, 2010)

Figure 6 - Classification des composites selon leurs charges. Source : (Leprince et al. 2010)

Figure 7 - Maquillage ou « caractérisation » d'une dent prothétique en résine. Source : www.aegisdentalnetwork.com

Figure 8 - Le système colorimétrique de Munsell. Source : (Lasserre 2007)

Figure 9 - Les sept dimensions de la couleur selon J.F Lasserre. Source : (Lasserre et d'Incau 2006)

Figure 10 - Coupes d'émail photographiées en réflexion à gauche et en transmission lumineuse à droite. Source : (Lasserre 2007)

Figure 11 - Classification des caractérisations de la charte colorimétrique de Dr Lorenzo Vanini. Source : (Paravina et Powers 2004)

Figures 12 - Couronnes céramo-métalliques sur modèle en plâtre avec de nombreuses caractérisations réalisées avec des stains: felûres, taches de déminéralisation, racines apparentes. Source: Instagram @Spiroschatzigeorgiou.

Figure 13 - Pinceaux et instruments de caractérisation par maquillage des restaurations dentaires. Source : (Ceinos et al. 2016)

Figure 14 - Instrument « LM-Arte fissura ». Source : (Ceinos et al. 2016)

Figure 15 - Sonde chargé en maquillant intensif. Source : (Ceinos et al. 2016)

Figure 16 - Support alvéolé contenant des maquillants pour céramiques. Source : Courtoisie de Mme Kadolsky, représentante Vita® Zahnfabrik.

Figure 17 - Cartographie incisive centrale. Source : Courtoisie du Dr Lellouche.

Figure 18 - Application d'un maquillant pigmenté au collet d'une facette en e.Max®. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 19 - Caractérisation avec un opaquer blanc pour simuler la translucidité et augmenter la luminosité d'une facette en e.Max®. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 20 - Caractérisation d'un fond de sillon d'un onlay en e.Max®. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 21 - Inlay en Enamic® Vita sur die avant maquillage. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figures 22 et 23 - Produits maquillants pour Enamic® et mélange sur support alvéolé. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 24 - Caractérisation des fonds de sillons de l'inlay. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 25 - Application de la glaze. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 26 - Inlay maquillé et glacé. Source : Courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 27 à 34 - Cas clinique : Maquillage d'une couronne implanto-portée en zircone multicouches (multi-layer). Source : l'ensemble des iconographies ont été réalisées à la courtoisie du Laboratoire Fouache Dental.

Figure 35 - Echantillon d'Enamic® étudiés avant et après maquillage.

Figure 36 - Échantillons de céramique Vita® Mark II avant et après maquillage.

Figure 37 - Brosse à dent Oral-B Vitality. Source : <https://www.amazon.fr/Oral-B-Vitality-D12-513-Electrique-Rotative>.

Figure 38 - Échantillons de PICN (Enamic® Vita) après maquillage et après brossage.

Table des tableaux

Table 1: Classification des céramiques selon leur intervalle de fusion Source : (Poujade et al. 2004)

Table 2 : Propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles, de l'émail et de la dentine. Source : (Poujade et al. 2004)

Table 3 : Catalogue des blocs céramiques proposés par les fabricants.

Table 4 : Catalogue des blocs composites proposés par les fabricants.

Table 5 : Description des sous-groupes de spécificités colorimétriques dentaires d'après le Dr Vanini.

Table 6 : Matériaux colorants pour céramiques dentaires.

Table 7 : Catalogue des maquillants proposés par les fabricants.

Table 8 : Matériel utilisé au cours de l'étude.

Table 9 : Moyennes des données relevées sur les échantillons d'Enamic®.

Table 10: Moyennes des données relevées sur les échantillons d'Enamic®.

Table 11 : Tests statistiques comparant les différences de teinte (ΔE) sur les échantillons de PICN (Enamic® Vita).

Tableau 12 - Ensembles des valeurs obtenues pour l'ensemble des échantillons céramique testés

Tableau 13 - Ensembles des valeurs obtenues pour l'ensemble des échantillons PICN testés

Tableau 14 : Tests statistiques comparant les différences de teinte (ΔE) sur les échantillons de céramique (Vita® Mark II)

Tableau 15 – Tests statistiques comparant les différences de teintes entre les échantillons de PICN (Enamic Vita®) aux différents temps de brossage

Tableau 16 - Tests statistiques comparant les différences de teintes entre les échantillons de céramique (Enamic Vita®) aux différents temps de brossage

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

WAHNICH KAHLOUN Rafaële. Maquillants des blocs usinables en céramique et composite : Étude de l'usure par frottement. 2019. 102 p. : ill., graph., tabl.. Réf. Biblio. : 93-96

Sous la direction du Dr BLANCHET Fanny et la co-direction du Pr TAVERNIER Bruno.

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2019

RESUME en français:

L'avènement de l'ère du numérique en dentisterie actuelle permet de constater un accroissement du nombre de restaurations réalisées par CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur). Les fabricants proposent un large panel de blocs usinables associés à des « modificateurs de couleurs » ou maquillants. L'esthétique est un paramètre essentiel dans tout traitement prothétique. Pourtant, au sortir de l'usine, les pièces monolithiques ne présentent pas un niveau d'intégration esthétique satisfaisant. C'est pourquoi, les restaurations usinées sont caractérisées par des maquillants. Ces maquillants et leurs propriétés sont bien connus quand il s'agit de céramique car ils sont utilisés de la même façon que sur des restaurations céramiques traditionnelles. A l'inverse, les modificateurs de couleurs destinés à la caractérisation de restaurations à base résineuse sont encore relativement récents. Leurs compositions, leurs caractéristiques ainsi que leurs modalités d'application sont encore peu connues des praticiens. De plus, il y a peu de recul sur le vieillissement de ces matériaux dans le temps. Les maquillants ont-ils des propriétés mécaniques et de résistance à l'usure aussi performantes que le matériau usiné qu'ils recouvrent?

Nous avons testé, dans une étude préliminaire, la résistance à l'usure de ces biomatériaux en évaluant la différence de teinte en appliquant un test d'abrasion mécanique à la brosse à dent électrique. Nos résultats montrent une différence significative de teinte entre les différents échantillons étudiés.

TITRE en anglais : Stains for characterization of ceramic and composite CAD/CAM blocks: study of abrasion wear.

RESUME en anglais :

The advent of the digital era in dentistry today allows us to see an increase in the number of restorations carried out by CFAO (Computer Aided Manufacturing Design). Manufacturers offer a wide range of machinable blocks associated with "color modifiers" or stains. Aesthetics is an essential parameter in any prosthetic treatment. After machining, the monolithic parts do not have a satisfactory level of aesthetic integration. This is why machined restorations are characterized by staining. These makeup and their properties are well known when it comes to ceramics because they are used in the same way as on traditional ceramic restorations. Conversely, color modifiers for the characterization of resin-based restorations are still relatively new. Their compositions, their characteristics and their methods of application are still little known to practitioners. In addition, there is little perspective on the aging of these materials over time. Do makeup products have the same mechanical and wear-resistant properties as the machined material they cover? In a preliminary study, we tested the wear resistance of these biomaterials by evaluating the difference in color by applying a mechanical abrasion test with electric toothbrushes. Our results show a significant difference in hue between the different samples studied.

DISCIPLINE : Prothèses, Biomatériaux

MOTS-CLES Français : Dentisterie esthétique (FMeSH) ; céramiques (FMeSH) ; Conception assistée par ordinateur (FMeSH) ; abrasion dentaire(FMeSH) ; composites ; colorants

MOTS-CLES Anglais : esthetics, dental (MeSH); ceramics (MeSH); Computer-aided design (MeSH); tooth abrasion (MeSH); resins, staining
