

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année : 2008

N° : 11

LA STRATIFICATION DES COMPOSITES

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

Présentée
et soutenue publiquement par

LERE Audrey

Née le 1^{er} mai 1981

Le 3 mars 2008 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le Professeur JEAN

Assesseur : Monsieur le Professeur WEISS

Assesseur : Monsieur le Docteur MARION

Assesseur : Madame le Docteur CASTELOT-ENKEL

Directeur de thèse : *Monsieur le Professeur WEISS*

SOMMAIRE

SOMMAIRE	1
INTRODUCTION	6
1 LES COMPOSITES CLASSIQUES ET LEUR MISE EN APPLICATION	8
1.1 LES COMPOSITES HABITUELS.....	9
1.1.1 COMPOSITION.....	10
1.1.1.1 La matrice.....	10
1.1.1.2 Les charges.....	11
1.1.1.3 L'agent de couplage.....	11
1.1.1.4 Adjuvants.....	12
1.1.1.4.1 Initiateurs et accélérateurs.....	12
1.1.1.4.1.1 Amorçage chimique.....	12
1.1.1.4.1.2 Amorçage photochimique.....	13
1.1.1.4.2 Pigments.....	13
1.1.2 CLASSIFICATION.....	13
1.1.2.1 Selon leur micro-structure.....	14
1.1.2.1.1 Composites macro-chargés ou traditionnels.....	14
1.1.2.1.2 Composites micro-chargés.....	14
1.1.2.1.3 Composites hybrides.....	15
1.1.2.2 Selon leurs performances.....	16
1.1.2.3 Selon leur consistance.....	16
1.1.2.3.1 Composites fluides.....	16
1.1.2.3.2 Composites injectables.....	17
1.1.2.3.3 Composites condensables.....	17
1.1.3 PROPRIETES.....	17
1.1.3.1 Propriétés mécaniques.....	18
1.1.3.1.1 Dureté (Vickers).....	18
1.1.3.1.2 Résistance à l'usure.....	18
1.1.3.1.3 Résistance à la compression.....	19
1.1.3.1.4 Résistance à la traction.....	20
1.1.3.1.5 Module d'Young.....	20
1.1.3.2 Propriétés physiques.....	21
1.1.3.2.1 Rétractation de prise.....	21
1.1.3.2.2 Coefficient d'expansion thermique.....	21
1.1.3.2.3 Absorption d'eau et solubilité.....	22
1.1.3.3 Propriétés optiques et esthétiques.....	22
1.1.3.4 Radio-opacité.....	23
1.1.3.5 Propriétés biologiques.....	23
1.2 LEUR MISE EN APPLICATION.....	23
1.2.1 LE PHENOMENE DE L'ADHESION.....	24

1.2.1.1	Historique	24
1.2.1.2	Principe.....	25
1.2.1.3	Collage à l'émail	26
1.2.1.4	Collage à la dentine	27
1.2.1.4.1	Le substrat dentinaire	27
1.2.1.4.2	La boue dentinaire.....	28
1.2.1.4.3	Le mécanisme.....	29
1.2.1.4.4	Collage sur dentine humide.....	31
1.2.1.4.5	Conclusion.....	32
1.2.1.5	Différents systèmes adhésifs : en une ou plusieurs étapes	32
1.2.1.5.1	Le total etch.....	33
1.2.1.5.2	Les systèmes adhésifs à deux étapes	34
1.2.1.5.3	Les adhésifs auto-mordançants : une seule étape.....	34
1.2.1.5.4	Comparaison des différents systèmes	35
1.2.1.6	Conclusion.....	35
1.2.2	LA POLYMERISATION	36
1.2.2.1	La réaction de prise	36
1.2.2.1.1	Notions importantes	36
1.2.2.1.2	Différents types de polymérisation	37
1.2.2.1.3	Le degré de conversion	39
1.2.2.2	La polymérisation à initiation chimique.....	40
1.2.2.2.1	Mécanisme	40
1.2.2.2.2	Avantages et inconvénients.....	40
1.2.2.3	La photo-polymérisation	40
1.2.2.3.1	Mécanisme	41
1.2.2.3.2	Avantages et inconvénients.....	42
1.2.2.3.3	Différents systèmes de lampes à polymériser	43
1.2.2.3.3.1	Lampes à halogène.....	43
1.2.2.3.3.2	Lampes à LED.....	44
1.2.2.3.3.3	Lampes à plasma (PAC).....	46
1.3	LIMITES ET EFFETS ADVERSEES.....	48
1.3.1	LA RETRACTION LORS DE LA POLYMERISATION	48
1.3.1.1	Mécanisme	48
1.3.1.2	Solutions.....	50
1.3.2	CYTOTOXICITE DES RESINES COMPOSITES.....	51
1.3.2.1	Cytotoxicité de certains composants.....	51
1.3.2.2	Micro-fuites ou « microleakage »	52
1.3.2.3	Réponses biologiques	53
1.3.3	LONGEVITE INFERIEURE A CELLE DE L'AMALGAME.....	53
[47]	53
1.3.4	RIGUEUR OPERATOIRE / DIFFICULTE	53

2 ESTHETIQUE NATURELLE DE LA DENT 55

2.1	LUMIERE ET COULEUR : GENERALITES	56
2.1.1	LA LUMIERE.....	56
2.1.1.1	Définition	56
2.1.1.2	Interaction avec la matière	57
2.1.1.2.1	Propriétés optiques de la matière illuminée	57
2.1.1.2.1.1	Transparence et translucidité.....	57

2.1.1.2.1.2	Opalescence.....	57
2.1.1.2.1.3	Fluorescence.....	58
2.1.1.2.2	Transmission, réflexion, réfraction, absorption	59
2.1.1.2.2.1	Transmission	59
2.1.1.2.2.2	Réflexion	59
2.1.1.2.2.3	Réfraction	60
2.1.1.2.2.4	Absorption.....	60
2.1.1.2.3	Métamérisme	61
2.1.2	LA COULEUR.....	61
2.1.2.1	Définition	61
2.1.2.2	Tri-dimensionnalité de la couleur	62
2.1.2.2.1	La teinte.....	63
2.1.2.2.2	La luminosité.....	63
2.1.2.2.3	La saturation.....	63
2.2	STRUCTURE DE LA DENT NATURELLE.....	63
2.2.1	L'EMAIL	63
2.2.1.1	Composition	63
2.2.1.2	Structure	64
2.2.1.3	Sénescence	64
2.2.2	LA DENTINE	65
2.2.2.1	Composition	65
2.2.2.2	Structure	65
2.2.2.3	Différents types de dentine.....	66
2.2.2.4	Sénescence	67
2.2.3	LA PULPE	67
2.2.3.1	Composition et organisation.....	67
2.2.3.2	Vascularisation et innervation.....	68
2.2.3.3	Sénescence	69
2.3	PERCEPTION DE LA COULEUR D'UNE DENT	69
2.3.1	INFLUENCE DES TISSUS DENTAIRE.....	69
2.3.1.1	Impact de l'émail.....	70
2.3.1.2	Impact de la dentine	70
2.3.1.3	Impact de la pulpe	70
2.3.1.4	Modifications optiques dues à l'âge.....	71
2.3.1.5	Influence de l'état de surface	71
2.3.2	INFLUENCE DE LA SOURCE LUMINEUSE, DE L'ENVIRONNEMENT 71	
2.3.3	INFLUENCE DE L'OBSERVATEUR	72
3	TECHNIQUE DE STRATIFICATION.....	74
3.1	PRINCIPES.....	75
3.2	MATERIAUX UTILISES : LES NOUVEAUX COMPOSITES A FORT RENDU ESTHETIQUE	75
3.2.1	PROPRIETES NECESSAIRES.....	75
3.2.2	NOUVEAUX COFFRETS	77
3.2.2.1	Enamel Plus HFO® (Micerium/Bisico).....	77
3.2.2.2	Esthet-X® (Dentsply)	79
3.2.2.3	Ceram-X-Duo® (Dentsply).....	80
3.2.2.4	Synergie D6® (Coltene-Whaledent).....	82

3.3	PROTOCOLES	83
3.3.1	RESTAURATION PAR STRATIFICATION ANATOMIQUE.....	84
3.3.1.1	Détermination de la carte chromatique	84
3.3.1.2	Guide silicone.....	87
3.3.1.3	Préparation de la dent.....	88
3.3.1.4	Protocole de collage	89
3.3.1.5	Montage du composite	89
3.3.2	NOUVELLES METHODES DE RESTAURATION PAR STRATIFICATON 91	
3.3.2.1	Stratification simplifiée	92
3.3.2.1.1	Par Zyman et Jonas	92
3.3.2.1.2	Par Pelissier et coll.	95
3.3.2.2	Stratification guidée	96
3.3.3	FINITIONS	98
3.3.3.1	Sculpture et contrôle de l'occlusion.....	98
3.3.3.2	Polissage.....	98
CONCLUSION.....		101
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		104
ANNEXES.....		114
	INDEX DES TABLEAUX ET IMAGES	114
	AUTORISATIONS DE REPRODUIRE	116

INTRODUCTION

De nos jours, l'apparence, qu'on le veuille ou non, tient un rôle primordial dans notre société occidentale. Dans notre domaine qu'est la dentisterie, l'esthétique tient un rôle majeur : la demande de réhabilitations cosmétiques, ou du moins harmonieuses, s'est fortement accrue ces dernières années. Nous sommes dans une civilisation du « paraître ».

C'est dans ce sens que, dans notre domaine, ont été développées les résines composites il y a quelques dizaines d'années. Ces nouveaux matériaux permettent alors de reconstituer les dents cariées de manières plus esthétiques que les amalgames, surtout en antérieur, lorsque la dent ne nécessite pas de reconstitution par méthode indirecte, qu'un collage peut suffire.

Les résines composites ont été largement développées, et permettent aujourd'hui des restaurations correctes grâce à un panel de teintes très variées.

Toutefois pendant longtemps, seulement une teinte de composite était utilisée pour réaliser une restauration, teinte préalablement déterminée grâce au teintier du fabricant. Dans ce cas on peut la plupart du temps se rendre compte que le résultat obtenu n'était pas celui escompté : la teinte choisie, qui semblait donc être la plus adaptée, ne rend pas la même impression une fois utilisée en masse. Et le résultat final n'est pas esthétique car la restauration ne s'intègre pas à la dent, elle peut être visuellement dissociée de celle-ci.

En effet la méthode de reconstitution se révèle être, elle aussi, très importante. C'est le Dr Vanini qui le premier décrivit un protocole de reconstitution collée par résines composites permettant un résultat très esthétique, un rendu le plus naturel possible. Il s'agit de reconstitution par stratification naturelle. Schématiquement plusieurs composites, de teintes différentes, sont utilisés : une teinte de composite correspond à un tissu dentaire (émail ou dentine), d'autres encore peuvent servir à caractériser la dent.

Dans un premier chapitre nous reverrons en détails les matériaux que sont les composites : leur composition, propriétés, mais aussi leur mise en application, puis leurs limites.

Dans un deuxième temps nous étudierons l'anatomie de la couronne dentaire naturelle, son esthétique, et l'impact des tissus qui la composent sur la perception visuelle que l'on en a. Auparavant nous rappellerons quelques généralités sur la couleur et sur les propriétés physiques de la lumière.

Enfin, dans une troisième partie nous nous intéresserons à la méthode de stratification des composites, ou plutôt aux méthodes de stratification, car des variantes ont été apportées à la technique initiale du Dr Vanini. Nous traiterons préalablement des nouveaux composites rendant possibles ces différentes techniques.

1 LES COMPOSITES CLASSIQUES ET LEUR MISE EN APPLICATION

Les composites actuels ont eu des précurseurs. En effet les restaurations antérieures nécessitant un minimum d'esthétique, sont apparus dès 1871 [14] : des matériaux de restauration nommés silicates, à base d'une poudre (de silicate et de verres de silice et d'aluminium) et d'un liquide d'acide phosphorique. Ces matériaux entraînaient déjà une action anti-cariogène grâce à la libération de fluor, ainsi qu'une réponse biologique faible, et protégeaient la pulpe.

Néanmoins, plusieurs défauts majeurs tels que leur défaut d'adhésion nécessitant la réalisation de cavités rétentives, leur dissolution dans les fluides buccaux, leur perte rapide de translucidité et des propriétés mécaniques non satisfaisantes, ont abouti au délaissement de ce matériau et à l'apparition des résines acryliques. Celles-ci n'étaient pas chargées et leur matrice était faite de polymères de bas poids moléculaire. Ces résines étaient déjà une révolution car elles étaient beaucoup moins fragiles et moins solubles dans les fluides buccaux, plus stables au niveau de leur teinte, et un large choix de nuances était disponible.

Mais là encore des défauts importants sont apparus : une mauvaise résistance à l'abrasion et surtout une instabilité dimensionnelle due au retrait lors de la polymérisation et au coefficient de dilatation thermique (10 fois supérieur à celui des tissus dentaires), ceci entraînant des hiatus au niveau des interfaces dent/matériau, puis des caries secondaires.

Ces défauts ont amené la recherche vers les composites actuels.

1.1 LES COMPOSITES traditionnels

Les résines composites apparaissent dans les années 1960 [32] : la première proposition vient de Bowen R. en 1963. Son concept n'a pas beaucoup évolué depuis : une matrice résineuse dans laquelle sont dispersées des charges, la liaison matrice-charge étant assurée par un agent de couplage de type silane.

Ils sont apparus d'abord sous la forme de deux pâtes mélangeables, à initiation chimique, puis parallèlement se sont développés les composites photo-polymérisables. Aujourd'hui ils représentent la majeure partie des composites proposés sur le marché.

1.1.1 COMPOSITION

Les résines composites sont constituées de deux éléments principaux : une matrice résineuse associée à des particules nommées « charges » ; ce sont ces dernières qui vont lui conférer ses propriétés mécaniques entre autres. La liaison entre la matrice et les charges est obtenue grâce à un agent de couplage, essentiel à la cohésion du matériau final [95].



*Image 1. Composition du composite : des charges (en blanc) incluses dans une matrice résineuse (en noir).
© Editions CdP Clinic – S. Gonthier et al.(2000).*

1.1.1.1 La matrice

De nature organique, la matrice représente environ 30 à 50% du volume du produit final. Elle est formée principalement de monomères, qui sont des esters diméthacrylates hydrophobes, dont le système réalise l'épine dorsale du composite [34].

Le monomère le plus répandu est le Bis-GMA (utilisé pour 80 à 90% des composites), c'est une molécule comprenant à chacune de ses extrémités des doubles liaisons C=C, permettant après activation la polymérisation des molécules entre elles.

La résine obtenue est très visqueuse, c'est pourquoi y est ajouté un monomère diluant comme le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate), l'UDMA (uréthane diméthacrylate), l'UEDMA, le Bis-EMA. Ce sont des molécules de bas poids moléculaire, qui facilitent la manipulation et la procédure [34], on les appelle les contrôleurs de viscosité.

La matrice confère au composite sa plasticité avant polymérisation, puis sa résistance et sa cohésion après polymérisation.

1.1.1.2 Les charges

[15,32,34,50,72,73]

De nature inorganique, les charges sont présentes dans les composites en pourcentage variable.

Il s'agit d'une phase dispersée dans la matrice, faite de particules de silice colloïdale ou de verre, incorporant des métaux lourds. On peut donc avoir des charges : de quartz, de verre de borosilicate, de verre de silicate d'aluminium et de lithium, baryum, strontium ou zinc, ou de silice colloïdale.

Elles sont donc de nature variable, et par conséquent de formes et de tailles très différentes selon les composites : on parle de « macrocharges » (dont la taille est de l'ordre du micron), et de « microcharges » (ordre du dixième voire même centième de micron).

La silice colloïdale a été employée à la fin des années 1970 avec le Microfill d'Ivoclar, car facilement fragmentable, elle permettait l'obtention de particules de petite taille (diamètre de $0,05\mu\text{m}$), plus petite que la longueur d'onde de la lumière ; le résultat obtenu était donc très esthétique.

Ce sont ces charges qui vont apporter au composite ses propriétés mécaniques et physiques, en améliorant celles de la matrice :

- diminution du coefficient d'expansion thermique : se rapprochant de celui des tissus dentaires, permettant la diminution des contraintes au niveau des parois cavitaires,
- diminution de la solubilité du composite dans les fluides buccaux,
- diminution de retrait de polymérisation,
- radio-opacité : grâce à l'incorporation de métaux lourds, permettant ainsi le diagnostic opératoire,
- amélioration de la manipulation,
- amélioration des propriétés optiques et donc des résultats esthétiques,
- aptitude à un bon polissage.

1.1.1.3 L'agent de couplage

Il permet la liaison entre les deux phases précédentes. Cette liaison est de nature chimique [70] : elle correspond à un traitement des charges par une molécule, le plus souvent un

organo-silane, , formant un film homopolymère à leur surface avant que celles-ci ne soient mélangées à la phase résineuse.

L'organo-silane comprend des groupes silanols (Si-OH) à une de ses extrémités, et à l'autre des groupes méthacrylates, permettant la formation de liaisons covalentes avec les groupes méthacrylates de la matrice et avec la silice contenue dans les charges [78].

Cette liaison est essentielle car la phase organique va recevoir les contraintes et pourra ainsi les transmettre à la phase minérale dispersée qui, elle, résiste mieux à la déformation.

La liaison va permettre l'épanouissement des contraintes dans le composite, évitant ainsi leur concentration en des points précis pouvant amener à des fractures du matériau [73]. La force résultante du composite correspondra à la force intermédiaire à celles des charges et de la matrice [15].

1.1.1.4 Adjuvants

Des éléments doivent être additionnés à la matrice et aux charges. On a déjà cité les contrôleurs de viscosité, qui permettent d'obtenir une matrice moins visqueuse, mais il faut également parlé des molécules qui vont engendrer la réaction chimique de polymérisation, molécules sans lesquelles le composite ne trouverait plus son utilité ; et n'oublions pas les pigments permettant d'obtenir des composites de différentes teintes.

1.1.1.4.1 Initiateurs et accélérateurs

La polymérisation des composites peut être activée principalement de deux manières : soit chimiquement par réaction de plusieurs molécules du composite entre elles, soit par le biais d'une source lumineuse qui va elle-même entraîner la réaction.

1.1.1.4.1.1 Amorçage chimique

Le composite possède une amine qui va venir réagir avec un groupe peroxyde, entraînant la formation de radicaux libres qui, eux, vont aller attaquer les doubles liaisons carbone-carbone, permettant la polymérisation radicalaire. Les monomères composant la résine possèdent des liaisons carbone di-fonctionnelles à chacune de leur extrémité, la réaction va donc être rapide. Les groupes amine et peroxyde réagissent ensemble à température ambiante, d'où la nécessité de les contenir dans deux pâtes séparées [15].

1.1.1.4.1.2 Amorçage photochimique

[15,50]

Dans ce cas des photo-amorceurs sont ajoutés à la matrice : sous l'effet du rayonnement lumineux ils libèrent des radicaux libres, qui eux-mêmes vont réagir avec le monomère, déclenchant ainsi la réaction.

Ce procédé a été proposé dans les années 1970 avec le Prisma® Fill (LD Caulk Company), avec tout d'abord une réaction initiée par les UV. Aujourd'hui tous les composites sont sensibles non pas aux UV mais à la lumière visible : grâce à une molécule, la camphoroquinone (0,2 à 1% du composite) qui absorbe la lumière bleue dont la longueur d'onde tourne autour de 460 nm. La réaction peut être accélérée grâce à la présence d'une amine contenant une double liaison carbone-carbone.

Les deux molécules sont stables à température ambiante et en présence des monomères, ce qui permet d'avoir des composites faits d'une seule pâte et non plus de deux ; et ces composites sont stockés dans des flacons opaques afin d'éviter toute interaction avec la lumière.

1.1.1.4.2 Pigments

Les composites doivent pouvoir mimer les tissus dentaires, s'y fondre, et donc ils doivent pouvoir couvrir un large panel de nuances. Ceci est rendu possible par l'adjonction à la matrice résineuse d'oxydes minéraux en faibles proportions [15].

1.1.2 CLASSIFICATION

[15,32,34,73,78]

Plusieurs classifications des composites ont été définies : celles de Lutz et Phillips (1983) basée sur la taille des charges ou celle de Willems et al. (1993), plus détaillée, basée sur des performances mécaniques et physiques comme le module d'Young, la dureté du matériau, etc... Nous allons nous arrêter sur trois classifications de composites, prenant successivement en compte leur microstructure (taille et granulométrie des charges), leurs performances mécaniques et physiques, et enfin leur consistance : en fonction de cette dernière nous aurons des utilisations différentes.

1.1.2.1 Selon leur micro-structure

[15,34,72,73]

Plusieurs classifications reposent sur ce critère de composition ou de micro-structure. La première date de 1983 avec Lutz et Phillips qui définissent les composites en fonction de leur granulométrie : composites macro-chargés, micro-chargés et hybrides ; puis en 1985 Leinfelder se base sur ce même critère et définit des composites traditionnels, micro-chargés et intermédiaires ; et en 1990 Hosoda les classe selon la composition élémentaire de leurs charges après étude en spectrométrie, il obtient des composites traditionnels macro-chargés, des micro chargés, des submicrochargés, des hybrides et des semi-hybrides.

Nous allons nous pencher sur la première classification, celle de Lutz et Phillips, qui reprend l'évolution des composites. Les charges des premiers composites (macro-chargés) étaient des grandes particules sphériques de 20 à 30 μm , puis sont apparus des composites aux charges très petites : les composites micro-chargés (0,04 à 0,2 μm), enfin les composites hybrides avec des charges de petite et grande tailles.

1.1.2.1.1 Composites macro-chargés ou traditionnels

Ces composites contiennent en tant que charges des particules de verre de forme polygonale irrégulière ou des particules de quartz de diamètres sensiblement uniformes.

La taille des charges des premiers composites allait de 0,1 à 100 μm , pour ensuite évoluer et arriver aujourd'hui à des particules plus arrondies de diamètre de l'ordre de 5 à 30 μm .

Leurs propriétés mécaniques et physiques sont convenables mais leur résistance à l'usure ainsi que leur aptitude au polissage ne sont pas satisfaisantes, conduisant à une source de porosité, de rétention et donc à des discolorations, voire des caries secondaires.

1.1.2.1.2 Composites micro-chargés

Ils sont composés de charges de silice colloïdale de très petite taille baignant dans une matrice. La taille des charges va de 0,02 à 0,4 μm , permettant une très grande surface disponible de silice colloïdale (100 à 300 m^2/g) dans un volume important de résine. Ce sont des composites micro-chargés homogènes, dans lesquels seulement 25% en volume ou 35%

en poids peuvent être introduits dans la matrice, afin de conserver une consistance assez fluide pour son utilisation clinique.

Aujourd'hui ils ne sont plus commercialisés, on leur a préféré les composites micro-chargés hétérogènes qui contiennent non seulement des charges mais aussi des agglomérats de charges de diamètre allant de 1 à 25 μm , assurant un volume supérieur (32 à 50% du composite) ou un poids supérieur (50 à 60% du composite) en charges.

Ces composites permettent d'obtenir une bonne translucidité, un très bon polissage donc un excellent rendu esthétique, mais des propriétés mécaniques insuffisantes.

1.1.2.1.3 Composites hybrides

Apparus dans les années 1980, ils sont constitués à la fois de macro-charges traditionnelles de verre de 1 à 30 μm de diamètre, et de micro-charges de silice colloïdale de 0,04 μm . L'intérêt est que les plus petites charges vont venir se positionner dans les espaces laissés entre les plus grosses, permettant d'inclure jusqu'à un taux de 70% en volume. Ce procédé va assurer au matériau des propriétés physiques et mécaniques améliorées, tout en conservant de bonnes propriétés optiques.

Mais un défaut majeur subsiste : une insuffisante résistance à l'usure, en comparaison à l'amalgame.

Pour palier à cette performance médiocre, apparaissent au début des années 1990 les composites micro-hybrides : les charges de verre ont un diamètre réduit (0,1 à 3 μm), le taux de charges est augmenté (composite plus dur), et leur géométrie est rendue plus douce permettant d'éviter les zones de concentration des contraintes.

Ils présentent de nombreuses propriétés satisfaisantes :

- faible retrait lors de la polymérisation,
- faible taux d'absorption hydrique,
- excellente capacité de polissage,
- résistance à l'usure et à l'abrasion sensiblement identique à celle des tissus dentaires, de même que le coefficient d'expansion thermique,
- capacité à obtenir différents degrés d'opacité et de translucidité (car la taille des charges a été diminuée, jusque dans des proportions proches de celles du spectre lumineux), et ceci dans différentes teintes : très large panel pour mimer la structure dentaire,

- matériaux pouvant être utilisés autant en antérieur qu'en postérieur.

Du fait de leurs bonnes propriétés, ils représentent aujourd'hui la majorité des composites utilisés.

1.1.2.2 Selon leurs performances

[34,78]

Ici intervient la classification de Willems et al. (1993). Elle est plus détaillée et prend en compte des critères tels le module d'Young, la rugosité de surface, la dureté du matériau, sa résistance à la compression, mais aussi la taille des charges et leur pourcentage en volume.

Il définit ainsi les composites en cinq catégories : les densifiés, les micro-chargés, les divers, les traditionnels, les renforcés en charges.

1.1.2.3 Selon leur consistance

[32,34]

On trouve sur le marché des matériaux de trois consistances différentes : selon leur taux en charges, ils seront fluides, injectables (la majorité), ou condensables.

1.1.2.3.1 Composites fluides

La plupart sont des composites micro-hybrides présentant une très faible viscosité, due à des charges en plus faible quantité : 40% en volume, 60% en poids.

Ils présentent les avantages suivants :

- haute mouillabilité de la surface dentaire donc l'assurance d'imprégner chaque irrégularité,
- élimination des inclusions d'air ou du moins diminution de leur quantité,
- meilleure absorption des contraintes.

Par contre le retrait du à la polymérisation est augmenté, conséquence là aussi du faible taux de charges, et les propriétés mécaniques sont diminuées. De ce fait leurs applications s'en trouvent réduites : restaurations des classes V, restaurations occlusales minimales, utilisation en fond de cavité dans les classes II et restaurations limitées à l'émail.

1.1.2.3.2 Composites injectables

Ils ont une viscosité moyenne, avec un taux de charges en volume correspondant à celui des micro-hybrides et les propriétés correspondantes.

Leur utilisation pourra être à la fois antérieure et postérieure.

Quelques exemples : le Z100 de 3M, le Herculite XRV de Kerr.

1.1.2.3.3 Composites condensables

Leur taux de charges est très élevé : en fait les charges sont traitées par un agent tensioactif, ce qui augmente le taux de remplissage du composite, comme dans le cas du Prodigy® condensable de Kerr. Leur matrice peut aussi être composée à partir de monomères de haut poids moléculaire (exemple du P60® de 3M). Ces deux procédés assurent de cette façon une viscosité extrême.

Cette haute viscosité confère aux composites les propriétés suivantes :

- haute condensabilité : identique à celle de l'amalgame,
- réalisation plus aisée de points de contact grâce à la technique de condensation,
- meilleurs comportements physique et mécanique (identique à ceux de l'amalgame) : diminution du retrait de polymérisation.

Mais on observe des inconvénients : difficulté d'adaptation entre deux couches de composite, difficulté de manipulation et faibles propriétés optiques.

De ce fait leurs principales indications sont les cavités de classe II, afin d'obtenir un meilleur point de contact.

1.1.3 PROPRIETES

De nombreux critères doivent être pris en considération lorsqu'il s'agit de sélectionner un matériau de restauration : son comportement mécanique, ses propriétés physiques, ses indications de restauration directe ou indirecte, sa valeur biologique, le résultat esthétique ou non qu'il peut assurer, sa facilité de mise en œuvre, etc...

Voyons ce qu'il en est des composites : nous allons étudier leurs propriétés mécaniques, puis physiques, esthétiques, leur radio-opacité et enfin leur biocompatibilité.

1.1.3.1 Propriétés mécaniques

1.1.3.1.1 Dureté (Vickers)

C'est la résistance à la déformation plastique [73].

Celle des composites n'atteint jamais celle de l'amalgame, ni celle de l'émail, même pour le meilleur des composites [15].

	Dureté (VHN en Kg/mm ²)
Email	240 à 440
Dentine	50 à 87
Composites hybrides	20,4 (c. fluide) à 57 (c.universel)
Composites macro-chargés	62,1
Composites micro-chargés	30,8
Composites compactables	55,4

Tableau 1. Dureté Vickers moyenne des différentes familles de composites et des tissus dentaires.

D'après CRAIG (1997) et ROTH (1991).

Elle donne une indication de la résistance du matériau à l'usure, ainsi que de la facilité de finition et de polissage du matériau [72].

Selon ROTH [78], la dureté du composite peut être améliorée en augmentant le taux de charges, ou grâce à une matrice à base de Bis-GMA plutôt qu'à base d'UDMA. La photopolymérisation permet aussi au composite d'être 15% moins sensible aux phénomènes « écologiques » et lui permet ainsi d'être plus stable.

1.1.3.1.2 Résistance à l'usure

C'est le point faible des composites : un des plus fréquents reproches faits à leur égard concerne leur faible résistance à l'usure. Les composites hybrides et micro-chargés (20 à 65µm/an) résistent mieux à l'usure que les composites macro-chargés, mais moins que les amalgames.

Pourtant celle-ci est essentielle car un matériau non résistant à l'usure perdrait très rapidement sa forme initiale, et ne pourrait donc plus assurer les fonctions occlusales, masticatoires et

autres... Par contre elle ne doit pas être supérieure à celle de l'émail, sinon l'usure se ferait au détriment des tissus dentaires antagonistes [78].

L'usure est un phénomène complexe consistant à la fois en une abrasion, en une attrition et en une érosion, mais le mécanisme de l'usure des composites est bien connu. ROTH en 1992, et LEINFELDER en 2000, nous l'expliquent ainsi : des micro-fêlures vont se créer au niveau d'un point de contact un peu fort ou un peu anguleux, elles se rejoignent avec le temps pour former des fêlures qui entraîneront la perte préférentielle de substance matricielle à la surface du composite, permettant ensuite l'exfoliation des charges.

La silanisation des charges trouve ici toute sa raison d'être car sans celle-ci la résistance à l'usure du composite diminue de moitié [15], et pourtant les composites micro-chargés subissent moins d'usure que les macro-chargés (pour les mêmes contraintes appliquées) : cela est dû au fait que les minuscules charges protègent la résine plus molle de la matrice des particules abrasives alimentaires (0,5µm de diamètre).

Selon CRAIG en 1997, l'usure peut être accélérée par la présence d'inclusions d'air à l'intérieur de la masse de composite ou dans sa sub-surface, car celles-ci vont concentrer le stress en des endroits précis, favorisant les fêlures et fractures. D'où la préférence faite aux composites photo-polymérisables qui, eux, n'ont pas besoin d'être mélangés. Une polymérisation incomplète peut aussi être à l'origine d'une faible résistance à l'usure. ROTH en 1992 nous précise que l'usure augmente avec le temps, avec les dimensions de la restaurations, lors d'une occlusion traumatogène, s'il s'agit d'une restauration très postérieure, et avec une mauvaise finition : les porosités permettent une usure accélérée.

La résistance à l'usure peut être améliorée par un taux élevé de charges, par des charges de petite taille, par une silanisation de bonne qualité (extrême importance de la liaison charges-résine), mais aussi par une bonne compréhension de l'occlusion de la part de l'opérateur.

1.1.3.1.3 Résistance à la compression

[70,73]

C'est la résistance aux forces en présence lors de la mastication. Celle des composites hybrides équivaut celle de l'amalgame, et celle des composites macro-chargés est supérieure à celle des micro-chargés. Elle atteint rapidement sa valeur maximale : 90% en 1 heure.

Cette propriété est régulièrement vérifiée lors des contrôles de qualité des composites.

1.1.3.1.4 Résistance à la traction

[15,70,73]

C'est la signification clinique du matériau soumis à des contraintes importantes. Une forte résistance à la traction correspond à une diminution du risque de fractures cohésives de l'obturation et de ses bords.

La résistance à la traction des composites micro-chargés (26 à 33MPa) est inférieure à celle des macro-chargés (34 à 62MPa) : ces derniers comprennent un fort taux de charges, permettant le transfert du stress à la matrice, qui elle est nettement plus ductile.

La résistance à la traction diminue avec le temps et avec l'absorption d'eau (de moins 15 à moins 20%).

1.1.3.1.5 Module de Young

Le module de Young ou module d'élasticité est le facteur de proportionnalité existant entre la contrainte exercée sur un matériau et la déformation de celui-ci. Chaque matériau est défini par un module d'élasticité qui lui est propre. Plus le module de Young d'un matériau est élevé, plus celui-ci est rigide, moins il se déforme sous la contrainte. [72]

Dans le cas des composites, le module d'élasticité dépend des charges et de la capacité de conversion des doubles liaisons des monomères (afin de produire des réactions croisées).

Il conditionne l'interface dent/matériau, mais trouve surtout son importance lors de reconstitution de moignons en composite où un module de Young élevé sera nécessaire afin d'assurer la stabilité du matériau sous la couronne [70].

	Module d'Young (GPa)
Composites hybrides	4,5 (c. fluide) à 9,5 (c. compactable)
Composites micro-chargés	4,4 (c. fluide) à 5,2 (c. universel)
Composites macro-chargés	12,3
Amalgame	62
Dentine	18,5
Email	82,5

Tableau 2. Modules d'élasticité moyens des différentes familles de composites, comparés à ceux des tissus dentaires et à celui de l'amalgame.

D'après RASKIN et coll. (2005).

1.1.3.2 Propriétés physiques

Celles-ci déterminent la stabilité dimensionnelle du matériau, ses variations volumétriques. Le principal facteur pouvant interférer avec les propriétés physiques des composites est le rapport des taux volumiques de charges et de résine.

1.1.3.2.1 Rétraction de prise

C'est l'autre grand défaut des résines composites : après la réaction de polymérisation, on peut observer une contraction du composite mis en place. En effet la prise du matériau est la conséquence de la conversion des doubles liaisons en liaisons simples covalentes, dont la longueur est inférieure à la distance entre deux monomères ; on aboutit ainsi à une rétraction d'environ 1 à 3%, inhérente à la réaction de polymérisation elle-même [70,72,73]. Celle-ci sera d'autant plus importante que le volume de résine sera élevé. Ce sont les composites hybrides qui ont le meilleur comportement, suivis de près par les composites micro-chargés (1 à 1,7%), loin devant les macro-chargés (2 à 3%) qui contiennent un plus fort taux de résine [15].

Ce retrait de polymérisation entraîne un risque de hiatus entre l'obturation et les parois de la cavité, permettant le passage de bactéries, de colorants, mais aussi un stress au niveau de l'émail marginal, créant ainsi des micro-fractures amélaire le long de l'interface [15,73]. Cet effet nocif peut être réduit par des apports plus réduits de matériau [30].

1.1.3.2.2 Coefficient d'expansion thermique

Pour bien faire le coefficient du composite devrait être identique à celui des tissus dentaires, or il lui est généralement 3 à 4 fois supérieur. Si on place l'ensemble dent et composite au froid, ce dernier se rétractera de manière plus importante que les tissus dentaires environnants, laissant un hiatus entre les deux matériaux. Puis lors du retour aux conditions corporelles, l'espace entre le composite et la dent se réduira. Un passage de fluides dans cet espace est donc possible, avec toutes les conséquences qui s'en suivent : caries secondaires, colorations inesthétiques, sensibilités [15]... Le stress thermique va donc aggraver le retrait de polymérisation [70], mais selon LAMBRECHTS (1995), celui-ci n'a qu'une répercussion minimale voire insignifiante sur les changements dimensionnels du composite.

1.1.3.2.3 Absorption d'eau et solubilité

[15,44,73]

Le polymère de la matrice a la capacité d'absorber les molécules d'H₂O, environ 2% du poids du composite . Ce sont les composites hybrides qui en absorbent le moins, car ce sont eux qui contiennent le plus faible volume de matrice.

Cette absorption d'eau va entraîner une expansion volumétrique qui peut compenser dans certains cas le retrait de polymérisation, mais aux dépens de propriétés physiques diminuées à cause de la dégradation de la liaison silane. Donc la qualité et la stabilité de la liaison matrice-charges vont être prépondérantes pour minimiser le degré d'absorption d'eau et la détérioration de la liaison entre les charges et le polymère.

Un relargage d'ions inorganiques, de silicone, de baryum,... peut être observé, cela à cause de la solubilité du matériau dans les fluides buccaux. Elle peut être diminuée par une exposition suffisante du composite à la source lumineuse ; en effet une exposition inadéquate entraînerait une mauvaise polymérisation en profondeur, et donc une plus grande solubilité dans l'eau, ce qui affaiblirait la structure du composite.

1.1.3.3 Propriétés optiques et esthétiques

[31,70,72,73,78]

Les matériaux de restauration doivent maintenant pouvoir répondre à une demande de plus en plus esthétique. En effet des études comme celle de Goldstein et Lancaster en 1984 montrent que les patients occidentaux préfèrent maintenant avoir des restaurations de la couleur de leurs dents naturelles, ce qui est impossible avec les restaurations en amalgame.

Les composites sont disponibles en de nombreuses teintes ou couleurs, mais ce n'est pas suffisants pour ne pas être discernables des tissus dentaires environnants : leur indice de réfraction doit être proche de celui de la dent, de plus on doit pouvoir trouver la même couleur en différents niveaux d'opacité (empêchant la pénétration diffuse de la lumière) ou de translucidité (permettant sa pénétration).

Et enfin le composite doit être hautement polissable : la surface obtenue doit être lisse comme celle de l'émail, ou du moins avec des irrégularités plus petites que la longueur d'onde de la lumière visible afin qu'elles ne soient pas perçues par l'œil (seuls les composites avec des petites charges assurent un bon polissage).

1.1.3.4 Radio-opacité

[44,73]

Afin d'être identifiables sur les radiographies, la plupart des composites sont maintenant radio-opaques. Cela permet de faire le diagnostic radiographique de caries secondaires, d'évaluer les sur-contours, les hiatus ou autres...

Pour cela on y ajoute des particules de métaux lourds : baryum, strontium, zinc, zirconium, yttrium..., de telle sorte que les composites apparaissent légèrement plus radio-opaques que l'émail.

1.1.3.5 Propriétés biologiques

[15,73]

Les composites peuvent être à l'origine d'une toxicité directe vis-à-vis de la pulpe : les monomères di-méthacrylates sont « potentiellement » irritants pour la pulpe : une polymérisation incomplète de la résine permettrait la libération de composants allergènes ou toxiques, mais dans la plupart des études la réaction entraînée reste modérée et réversible. Tout ceci doit être intégré dans un contexte clinique pour être valablement analysé. Nous reviendrons sur la biocompatibilité des composites dans une prochaine partie.

En protection il est conseillé de laisser une épaisseur résiduelle de dentine (EDR) de 2mm, ou d'utiliser des fonds de cavité (pas ceux à base d'eugénol qui inhibent la réaction de polymérisation).

Quant à la tolérance parodontale des composites, elle dépend plus de leur état de surface et de la qualité de l'interface cervicale, que de leur composition, d'où là aussi la nécessité d'avoir un polissage impeccable. Mais dans l'idéal il faut tenir les composites à distance des tissus parodontaux.

1.2 LEUR MISE EN APPLICATION

Les composites n'auraient aucun intérêt sans deux processus essentiels : leur adhésion aux tissus dentaires, ce qui représente une véritable révolution dans le domaine des matériaux de restauration dentaire ; et leur polymérisation : réaction chimique qui va permettre leur prise.

1.2.1 LE PHENOMENE DE L'ADHESION

1.2.1.1 Historique

En 1949, HAGGER (chimiste suisse) entreprend des recherches pour faire coller des résines acryliques aux tissus dentaires. Il y arrive et c'est alors une révolution car à ce moment-là rien n'était jamais paru à ce sujet dans la littérature scientifique de l'époque. Il met au point une résine, le «Sévriton», un système à base de dérivés di-méthacryliques de l'acide glycérophosphorique, et un adhésif, le « Sevriton cavity seal ».

En 1952, KRAMER et MAC LEAN prouvent que le matériau s'infiltré dans la surface des tissus dentaires, formant ainsi une couche dite « intermédiaire » (et aujourd'hui appelée couche hybride). Il fut montré que l'utilisation de l'acide glycérophosphorique comme agent de mordantage améliorait l'adhésion en formant une liaison chimique par les groupes phosphates. Une technique de mise en place du matériau par couche fut également proposée pour compenser le retrait de polymérisation et améliorer le joint à l'émail.

En 1954, le maintenant célèbre Michel BUONOCORE tente le traitement de l'émail avant d'y coller les résines [52] : il obtient une déminéralisation de l'émail après application pendant 30 secondes d'une solution d'acide phosphorique à 85% et prouve que cette étape, le mordantage, améliore l'adhésion des résines aux tissus dentaires grâce à une augmentation de leur surface disponible pour le collage. Son idée lui est venue de la technologie utilisée dans le domaine de la peinture où les surfaces métalliques sont traitées afin d'améliorer la liaison de la peinture au métal [74].

BUONOCORE ne fut pas pris au sérieux et ses réflexions furent sous-estimées. Il fallut 20 ans pour que l'utilisation du mordantage rentre dans la pratique dentaire quotidienne. Puis l'utilisation de monomères di-acryliques et l'incorporation de charges aux résines contribuèrent au développement de meilleurs matériaux de restauration.

La recherche de l'adhésion à la dentine fut beaucoup plus difficile, de nombreux essais furent tentés, sans succès. C'est NAKABAYASHI (1985, 1991 et 1992) qui détermina

expérimentalement les bases de l'adhésion actuelle, et qui décrit en particulier le principe de la couche hybride [52].

1.2.1.2 Principe

[81,90,92]

La définition de l'adhésion est la suivante : action de s'attacher physiquement et très étroitement à une chose, elle correspond donc à la force qui lie deux matériaux de natures différentes mis en contact intime.

Les surfaces de deux solides ne sont jamais vraiment lisses, donc quand elles sont en contact, elles ne le sont en fait que par certains points ; pour palier à ce problème on place entre les deux surfaces une couche intermédiaire : l'adhésif. En dentisterie, l'adhésif, après durcissement, se retrouve piégé dans les rétentions microscopiques des tissus dentaires : c'est ce que l'on peut appeler un micro-clavetage.

Le critère d'une adhésion micro-mécanique durable est la mise en contact intime des surfaces grâce à un adhésif, et l'intimité de ce contact dépend de [90] :

- la mouillabilité de l'adhésif : c'est-à-dire sa capacité à mouiller la surface, impliquant son aptitude à déplacer d'autres liquides ou gaz pour prendre leur place afin d'être en contact très étroit avec cette surface. Pour cela l'adhésif doit avoir une basse viscosité,
- la pression d'application de l'adhésif sur la surface doit être suffisante,
- la morphologie et la rugosité de la surface doivent être adaptées : grâce au mordantage.

Le grand avantage des composites face aux amalgames est qu'ils ne nécessitent pas de préparations cavitaires rétentives (comme les cavités de BLACK réalisées pour des obturations à l'amalgame), seuls les tissus dentaires atteints doivent être éliminés, des pans d'émail non soutenus peuvent être conservés : c'est le principe de l'économie tissulaire, véritable avancée dans le domaine de la dentisterie restauratrice, qui peut à partir de ce moment devenir plus conservatrice. Par exemple il ne sera plus nécessaire, dans le cas d'une lésion de site 2, de réaliser une extension occlusale de la cavité si l'obturation envisagée est une résine composite.

1.2.1.3 Collage à l'émail

Comme on l'a précisé précédemment, le collage à l'émail est un réel succès et une des plus grandes avancées dans la dentisterie des 20 et 21^{ème} siècles [12], grâce principalement aux recherches de BUONOCORE : il a démontré que l'émail doit être préalablement traité [90], car sa surface est très lisse et plus ou moins couverte de plaque ; il utilisera pour cela de l'acide, le plus couramment employé étant l'acide phosphorique de concentration comprise entre 30 et 40% : ce traitement est appelé le mordantage.



Image 2. Email mordancé par de l'acide phosphorique à 38% pendant 60 secondes.

*Extrait du livre « COLLAGES ET ADHESION – La révolution silencieuse » de ROULET J.F. et DEGRANGE M.
(© Quintessence International)*

L'acide phosphorique devra être appliqué au minimum 15 secondes, puis il devra être totalement éliminé, ainsi que les phosphates de calcium dissous, issus de la réaction de l'acide sur l'émail. Il a été prouvé, par des tests d'adhérence et après analyse des conséquences cliniques à long terme, que l'acide phosphorique a une action supérieure aux agents mordançants minéraux et aux acides organiques faibles comme l'acide nitrique à 2,5%, l'acide citrique à 10%, l'acide maléique à 10%, etc... Il va permettre l'élimination de 10µm d'émail superficiel mais aussi l'obtention d'une surface rugueuse grâce à la dissolution partielle des prismes d'émail sur une profondeur de 10 à 20 µm : le résultat du mordantage sera donc une surface rugueuse plus étendue présentant une énergie de surface multipliée par deux par rapport à une surface lisse [45].



Image 3. Avancées de composite dans l'émail mordancé ; ces avancées sont appelées « tags » ou « brides ».
© MOSBY YEAR BOOK, 1997, [15].

Il existe maintenant des systèmes adhésifs auto-mordançants qui permettent un gain de temps en clinique mais aucune étude clinique à long terme n'est disponible à ce jour quant à leur efficacité réelle sur l'émail.

1.2.1.4 Collage à la dentine

Le collage à la dentine a eu un succès beaucoup plus mitigé, et moins frappant que celui à l'émail. En fait les premiers essais se sont tous révélés négatifs et inefficaces : à ce stade les chercheurs ne se préoccupaient pas du substrat et de ses variations biologiques, ni de sa structure variable, or ce sont des critères qu'ils faut absolument prendre en considération car la dentine est un tissu vivant et non inerte comme l'émail.

1.2.1.4.1 Le substrat dentinaire

[58,90,92]

La dentine est constituée de centaines de milliers de tubuli : ce sont de longs tubes qui contiennent des prolongements odontoblastiques et du liquide appelé fluide dentinaire. La dentine intertubulaire est un tissu peu minéralisé en comparaison à la dentine périlitubulaire qui, elle, l'est énormément. De plus la densité des tubuli varie selon la situation de la dentine : leur nombre peut passer de 8000/mm² près de l'émail à 60 000/mm² près de la pulpe. De la même manière, le volume de fluide dentinaire dans les tubuli va être plus important en se rapprochant de la pulpe.

En plus de sa structure complexe, la dentine subit des modifications physiologiques ou pathologiques de sa micro-structure, ce qui entraîne pour l'opérateur différents protocoles. Ainsi en présence d'une dentine affectée par la carie ou d'une dentine sclérotique, la marche à suivre ne sera pas la même : pour la dentine sclérotique, plus imperméable, il faudra étendre la cavité au-delà pour que le mordantage augmente suffisamment la perméabilité des tubules. Mais le point commun de tous ces types de dentines est la présence d'eau en chacune d'elles, donc il faudra un adhésif hydrophile.

La dentine est donc un substrat difficile à coller, car [92] :

- elle est hydratée : or la plupart des adhésifs sont hydrophobes,
- elle est hétérogène, faite de matériaux organique et inorganique,
- et elle est recouverte par la boue dentinaire, difficile à ôter, après le fraisage.

1.2.1.4.2 La boue dentinaire

[45,90,92]

La boue dentinaire est une couche de 0,5 à 2 μ m se trouvant à la surface d'une cavité préparée elle provient de l'utilisation des instruments rotatifs et ne peut être enlevée ni par brossage ni par rinçage. Elle est constituée d'hydroxyapatite et de collagène modifié, de cellules sanguines, de salive, et est contaminé par des bactéries de la cavité buccale. Sa composition et sa structure vont varier selon le type d'instruments utilisés, la façon de les utiliser, et le site dentinaire.

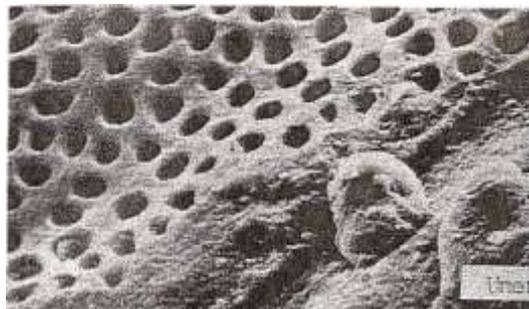


Image 4. Vue en MEB de la préparation dentinaire : zone mordancée en haut à gauche, zone non mordancée en bas à droite, recouverte de boue dentinaire.

© Editions CdP Clinic – C. Archiem, F. Jean (1994)



Image 5. Boue dentinaire vue au MEB (*4000).

Extrait du livre « COLLAGES ET ADHESION – La révolution silencieuse » de ROULET J.F. et DEGRANGE M. (©Quintessence International, 2000)

Auparavant, cette couche était conservée, car on considérait qu'elle servait de protection pulpaire : l'adhésif était mis en place directement sur cette couche, mais il s'est avéré que cette technique était limitée du fait de la faiblesse intrinsèque de cette couche.

En effet la couche de boue dentinaire obstrue les tubuli, d'où des collages peu résistants, elle s'oppose au suintement du fluide et empêche le contact direct de l'adhésif à la dentine. De plus les bactéries qui la contaminent ont la possibilité d'attaquer les tissus sous-jacents car elles trouvent au sein de la boue dentinaire tout ce qui peut favoriser leur développement. A partir de ces bases, on arrive rapidement à la conclusion suivante : il faut ôter la boue dentinaire, afin, entre autres, de permettre la diffusion en profondeur des monomères de l'adhésif.

Il est conseillé d'éliminer totalement la boue dentinaire [45] de la surface des dents par un traitement acide : le mordantage, qui en même temps déminéralise la dentine sous-jacente intacte et en expose la matrice de collagène.

1.2.1.4.3 Le mécanisme

[3,61,62,63,92]

Le système de collage est constitué de 3 composants essentiels :

- un acide,
- un agent de couplage ou primer,
- et une résine non chargée.

L'acide altère la surface dentaire et élimine la couche de boue dentinaire. Mais l'attaque acide ne doit pas être trop importante afin de ne pas dénaturer la dentine trop profondément : car une zone dénaturée trop profonde risque de ne pas être atteinte par les monomères de la résine, laissant ainsi une couche inerte et instable. L'acide utilisé est de l'acide phosphorique à 35% : c'est un compromis satisfaisant pour traiter à la fois l'émail et la dentine ; la forme de semi-gels est la plus confortable car elle reste en place et est facilement rinçable. Le mordantage idéal va permettre :

- la dissolution de la boue dentinaire,
- l'élimination de la couche superficielle de dentine,
- l'ouverture des tubuli en forme d'entonnoirs,
- la déminéralisation de la surface.

L'agent de couplage sert de lien entre la dentine hydrophile et les monomères de l'adhésif hydrophobes. Ce promoteur transforme la surface dentinaire hydrophile en une surface hydrophobe grâce à ses deux extrémités : une hydrophile pour la liaison au collagène, l'autre hydrophobe pour la liaison au matériau de restauration. C'est un monomère qui, après exposition de la trame collagénique de la dentine, pénètre au sein du réseau de collagène, et après polymérisation crée un véritable enchevêtrement avec les molécules de collagène. Le degré de pénétration peut être facilité par l'utilisation de solvants tels que l'acétone ou l'éthanol, qui vont aider au déplacement de l'eau se situant à la surface dentinaire et permettant son remplacement par l'agent de couplage.

La résine non chargée est constituée de monomères hydrophobes (Bis-GMA ou UDMA), qui se lient aux extrémités di-méthacrylates de l'agent de couplage. Elle vient s'infiltrer dans le réseau de collagène déjà envahi par l'agent de couplage, et la zone de dentine et de résine interpénétrée que l'on peut observer est ce qu'on appelle la « couche hybride ». Elle a été mise en évidence par NAKABAYASHI (1985) qui la définit comme « une couche qui n'est ni de la dentine, ni de la résine ».

Selon lui, on ne l'obtient que si :

- l'adhésif contient des groupes hydrophiles et hydrophobes,
- la polymérisation se fait en présence d'eau et d'oxygène, qui sont les constituants principaux de la dentine.

Cette couche hybride est à la fois de la dentine et de la résine, est résistante à l'attaque acide, et va servir de fondation au collage.



Image 6. Les « tags » de résine et leurs branches latérales contribuent à la formation d'une adhésion micro-mécanique.

(KugelG, Ferrari M. The science of bonding : from first to sixth generation. JADA 2000;131[suppl]:20S-25S. Copyright © 2000 American Dental Association. All rights reserved. Reprinted by permission.)



Image 7. Couche hybride formée par la dentine mordancée et le système adhésif.

(KugelG, Ferrari M. The science of bonding : from first to sixth generation. JADA 2000;131[suppl]:20S-25S. Copyright © 2000 American Dental Association. All rights reserved. Reprinted by permission.)

1.2.1.4.4 Collage sur dentine humide

[45,54,92]

Le collage comme décrit précédemment à longtemps été réalisé sur de la dentine préalablement séchée, et même asséchée. On s'est rendu compte que dans ces conditions les résultats n'étaient pas aussi bons qu'avec un collage réalisé sur une dentine humide. Après analyse microscopique il a été prouvé qu'un séchage virulent entraînait l'effondrement de la trame de collagène et la fermeture des micro-porosités, par conséquent les monomères de l'agent de couplage et de la résine ne pouvaient plus y pénétrer, la liaison à la dentine était trop faible. De plus dans leurs travaux en 1993, MATTEWS et coll. mettent en évidence le fait que l'utilisation d'air comprimé pouvait retirer du fluide dentinaire jusqu'à provoquer une altération des odontoblastes et un changement du débit sanguin pulpaire.

Le collage sur dentine humide est donc la règle : il faut absolument garder le réseau de collagène humide pour éviter qu'il ne s'affaisse. L'agent de couplage doit pouvoir humidifier les fibrilles de collagène exposées afin de maintenir des espaces de 15 à 20µm entre elles. Mais une dentine trop humide entraîne un collage médiocre car le solvant ne pourra pas repousser entièrement l'eau de surface et inter-tubulaire, empêchant ainsi la diffusion des monomères assez profondément. De plus les solvants s'évaporent rapidement, ce qui diminue l'efficacité des systèmes adhésifs.

1.2.1.4.5 Conclusion

Le collage à la dentine nécessite une méthode rigoureuse : en effet le degré d'humidification à la dentine est difficile à juger cliniquement par l'opérateur, et c'est pourtant une condition essentielle quant à la réussite du collage.

Mais selon CHRISTENSEN G.C. en 2005, l'adhésion de la résine à la dentine n'est pas encore fiable car il semblerait qu'elle se déprécie avec le temps *in vivo*, et pas *in vitro*. En effet il est courant que de simples vibrations fassent partir une restauration adhérente à la dentine. De même les sensibilités post-opératoires ne sont pas rares, et plusieurs techniques ont été proposées pour y palier : placer plusieurs couches d'adhésif, ou mettre un composite fluide (liner) sous l'adhésif, ou des formules spéciales désensibilisantes (Gluma Desensitizer®), ou encore de placer un ciment verre ionomère type Fuji® sous le composite. Ceci prouve le manque total de consensus concernant l'adhésion à la dentine.

Des travaux sur l'étude de la dentine se sont concrétisés [58], et ont amené à des conclusions surprenantes : la couche hybride ne participerait pas à la résistance du collage. Les travaux de GWINNETT et coll. en 1994 montrent que si, lors d'un collage, on élimine le collagène exposé au mordantage acide (par de l'hypochlorite de sodium à 5%), alors les résistances au cisaillement sont équivalentes à celles d'un collage « classique ». Des travaux supplémentaires tendent à montrer que l'importance de l'humidité de la dentine aurait été sur-estimée. Tout ceci tend à nous amener vers une nouvelle ère du collage à la dentine.

1.2.1.5 Différents systèmes adhésifs : en une ou plusieurs étapes

Pour Buonocore, le système adhésif idéal devait présenter les qualités suivantes [7,42] :

- biocompatible,
- adhérer indifféremment à l'émail et à la dentine,

- permettre de résister aux forces masticatoires,
- présenter des propriétés mécaniques proches de celles des structures dentaires,
- résister à la dégradation dans l'environnement buccal,
- et être facile à manipuler.

Et ce système adhésif doit assurer les 4 étapes nécessaires au collage :

- le mordançage de l'émail,
- le mordançage de la dentine,
- l'application du primer,
- et la mise en place de la résine non chargée.

Les systèmes adhésifs ont évolué, ou du moins leur protocole de mise en place : au départ à chaque étape correspondait une application : on parlait d'adhésifs de première génération, puis les adhésifs ont évolué, des composants ont été conditionnés ensemble, et aujourd'hui sont même disponibles des adhésifs conditionnés en un seul et unique flacon : adhésifs de septième génération. Nous allons voir qu'elles ont été leurs évolutions ainsi que les avantages et inconvénients de chacune.

1.2.1.5.1 Le total etch

Nous avons vu qu'en 1985 NAKABAYASHI met en évidence la couche hybride : structure formée à partir de la déminéralisation superficielle de la dentine, ensuite infiltrée par les monomères de résine, et consécutive à la polymérisation de ces derniers.

De cette observation naît le concept du mordançage total (ou « total etch ») [92] : les surfaces amélaire et dentinaire sont apprêtées simultanément par de l'acide phosphorique pendant 15 à 20 secondes. Le procédé est alors simplifié, mais il s'agit là d'un compromis car il faut un acide fort pour mordancer l'émail, et un acide plus faible pour apprêter la dentine sans altérer les fibres de collagène. De plus cette technique demande simultanément le séchage complet de l'émail et le maintien de la dentine humide, ce qui est quasiment impossible [92]. On s'accorde donc à ne pas sécher les substrats de façon excessive lors de l'utilisation de cette technique. A ce stade on n'a plus que trois étapes pour réaliser le collage.

1.2.1.5.2 Les systèmes adhésifs à deux étapes

[12,42,45]

Un peu plus tard, on assiste à une nouvelle simplification de la procédure grâce à deux nouveaux concepts :

- le « one bottle system » : le primer et l'adhésif sont conditionnés en un seul flacon , le mordançage reste séparé,
- le « self etching primer » : ici ce sont l'acide et le primer qui sont réunis.

Ce dernier système permet d'éviter le collapsus des fibres de collagène car on n'a plus les étapes de rinçage ni de séchage. Par contre il est important de noter que la boue dentinaire n'est pas éliminée mais seulement dissoute par l'acide, elle reste donc présente entre l'adhésif et la dentine et on obtient un joint d'étanchéité qui sera moins efficace qu'avec le « one bottle system » car les couches de boue dentinaires hybridées sont trop faibles pour assurer de bonnes propriétés mécaniques et une bonne résistance à l'hydrolyse. Il faudrait pour cela une pénétration par le primer auto-mordançant de 2mm de couche hybride ainsi que d'une profondeur raisonnable de dentine sous-jacente.

On observe aussi avec ce système un moins bon collage à l'émail : idéalement il faudrait utiliser deux attaques acides séparées. Par contre il a été démontré que les agents d'adhésion auto-mordançants diminuaient l'incidence des sensibilités post-opératoires [12].

Pour pouvoir déminéraliser les structures dentaires, les monomères acides du « self etching primer » doivent être ionisés, et pour cela ces systèmes doivent contenir de l'eau. En 2005, HIRASHI et coll. montrent par leur travaux que la concentration en eau ne doit pas être trop importante afin de ne pas trop diluer les monomères acides, sans quoi leur agressivité vis-à-vis de la dentine en serait affectée, ainsi que, par conséquent, l'efficacité de l'adhésion à la dentine. Un équilibre doit être trouvé pour que l'eau soit tout de même en quantité suffisante pour ioniser de manière adéquate les monomères acides.

1.2.1.5.3 Les adhésifs auto-mordançants : une seule étape

[11,18]

Enfin, dernièrement, un système encore plus simplifié est apparu : le « one step bonding system » : ce sont des adhésifs auto-mordançants grâce auxquels l'adhésion à l'émail et à la

dentine se fait en une seule étape, tous les agents sont conditionnés dans un seul et même flacon. Ces adhésifs « tout-en-un » sont la dernière génération d'adhésifs mis sur le marché.

Mais les tests montrent que leur adhésion à l'émail ne serait pas assez efficace, celle à la dentine serait acceptable.

En 2006, CHIBA et coll., par leurs travaux, concluent que l'humidité de surface diminue les forces d'adhésion mises en jeu par quelques-uns de ces systèmes : elle entraînerait une dilution du système, donc un mauvais mordantage, et une polymérisation incomplète de l'adhésif : d'où la nécessité que l'eau de surface s'évapore pour obtenir une liaison optimale.

Mais ces conclusions ne concernent pas tous les adhésifs auto-mordançants, car pour certains l'humidité résiduelle n'entraîne pas de variation quant à la qualité de la liaison : les monomères de ces systèmes contiennent des groupes phosphates qui vont permettre une liaison intime et forte avec l'hydroxy-apatite. Les auteurs de ces travaux restent prudents vis-à-vis de ces conclusions car ils ont effectué leurs tests *in vitro*, et non *in vivo*.

A contrario, il a été démontré que ces systèmes auto-mordançants entraînaient moins de sensibilité dentino-pulpaire.

1.2.1.5.4 Comparaison des différents systèmes

Selon plusieurs auteurs, dont LEHMAN en 2005, les systèmes à 3 flacons assurent d'excellentes performances cliniques, supérieures à celles des systèmes à 2 flacons auto-mordançants, qui sont elles-mêmes supérieures à celles des systèmes en une étape, dont les performances demeurent contradictoires.

A contrario, d'autres travaux, comme ceux de AW et coll. en 2005, ne concluent pas à d'importantes différences entre les systèmes adhésifs à un ou deux flacons. De même entre des adhésifs comprenant des solvants différents (eau, éthanol) ou pas de solvant du tout.

1.2.1.6 Conclusion

On pourra remarquer que la technique de l'adhésion n'a pas subi de véritable évolution depuis sa mise en place, qu'il n'y a pas eu de nouvelle découverte, mais on observe plutôt une avancée des recherches dans le sens d'une simplification des protocoles cliniques, avec les derniers systèmes « tout-en-un ».

Dans ce sens, DEGRANGE a classé les adhésifs selon leurs séquences de mise en œuvre [18]:

- les M&R 3 : pour mordantage, rinçage et collage en 3 étapes distinctes,

- les M&R 2 : pour mordantage, rinçage et collage en 2 étapes : le primer et la résine ont été réunis dans le même flacon (correspond au « one-bottle-system » décrit précédemment),
- les SAM 2 : les systèmes auto-mordançants à 2 étapes : l'acide et le primer sont conditionnés ensemble (correspond au « self etching primer » décrit plus haut),
- les SAM 1 : pour système auto-mordançant à 1 étape.

Mais aujourd'hui des fabricants relancent sur le marché des adhésifs de cinquième génération ou selon la classification de DEGRANGE (2007) des M&R, c'est-à-dire des systèmes avec mordantage préalable, qui en plus d'être plus efficaces sur l'émail, s'avèrent être selon l'auteur, plus efficaces sur la dentine que les adhésifs auto-mordançants, et enfin apportent des résultats plus constants. D'où la nécessité d'abandonner la classification habituelle des adhésifs par générations, car celles-ci n'ont en réalité aucune valeur scientifique ajoutée, il s'agit plus de la mise en place à chaque génération d'un protocole plus aisé et non de systèmes dont l'efficacité a été accrue.

1.2.2 LA POLYMERISATION

1.2.2.1 La réaction de prise

[15,34,49,95]

1.2.2.1.1 Notions importantes

La réaction de polymérisation consiste en la formation d'un polymère à partir de monomères. Quelques définitions sont indispensables :

- monomère : c'est une molécule simple, l'unité de base de la réaction,
- polymère : c'est le résultat de l'association de plusieurs (poly-) unités (-mères). Un polymère peut être composé de monomères de même nature : c'est un homo-polymère, ou de monomères de natures différentes : c'est un co-polymère,
- polymérisation : c'est la réaction qui va permettre de passer du monomère au polymère.

Le polymère a un certain poids, le poids moléculaire, qui correspond à la somme des poids moléculaires des monomères qui le composent : cela peut aller de la centaine à plusieurs millions de grammes/mole. Le poids moléculaire d'un polymère est en réalité une moyenne car le nombre d'unités répétitives peut varier d'une molécule à l'autre.

Le terme polymérisation est souvent utilisé dans son sens qualitatif, mais on lui trouve également un sens quantitatif : le « degré de polymérisation » qui correspond au nombre total de « mères » dans un polymère. La distribution des poids moléculaires des monomères dans un polymère a un fort impact sur ses propriétés physiques : des variations de distribution de poids moléculaires peuvent aboutir à des altérations du processus de polymérisation.

Ces matériaux ne possèdent donc pas de constantes physiques précises, comme par exemple le point de fusion, contrairement aux petites molécules qui, elles, sont tout à fait définies et reproductibles.

La structure spatiale du polymère va elle aussi déterminer les propriétés du polymère. Il existe trois types de structures, à distribution segmentaire ou aléatoire:

- linéaire,
- branchée,
- réticulée ou cross-linked.

Les deux premières sont des structures séparées et discrètes, contrairement à la troisième qui est en fait un polymère géant.

La structure spatiale des polymères a des effets sur leur propriété de viscosité, mais on ne peut pas facilement généraliser car chaque interaction entre molécules linéaires ou la longueur des branches dans les structures branchées peut avoir une plus ou moins grande influence dans une situation donnée.

Tous ces facteurs : composition chimique, poids moléculaire, distribution des poids moléculaires, structure spatiale, influent largement sur les propriétés mécaniques et physiques des polymères qui sont alors améliorées ou au contraire altérées.

1.2.2.1.2 Différents types de polymérisation

Les monomères se lient chimiquement pour former des polymères de haut poids moléculaire, via la réaction de polymérisation. Il en existe deux grands types :

- polymérisation par croissance de chaîne : la réaction n'engendre pas de co-produit dérivé,
- polymérisation par étapes : il y a des produits dérivés.

La polymérisation des composites correspond à une polymérisation radicalaire, elle-même une polymérisation par croissance de chaîne. Cette réaction concerne des molécules insaturées contenant des doubles liaisons et se déroule en trois étapes :

- initiation : la réaction est induite grâce à un radical libre, dont la production est générée à température ambiante par un accélérateur chimique (car il en faut suffisamment pour lancer la réaction),
ex : réaction d'une amine tertiaire ou d'acide sulfurique avec un peroxyde (l'accélérateur).
- propagation : addition rapide de monomères au radical libre, entraînant la formation d'une chaîne grandissante,
- puis la phase de terminaison.

La réaction peut être accélérée par la chaleur, la lumière et des traces de peroxyde, elle peut être inhibée ou ralentie par des matériaux qui vont réagir avec les radicaux libres, prenant ainsi la place des monomères : l'hydroquinone, l'eugénol ou un fort taux d'oxygène.

Ex : des faibles taux d'hydroquinone vont protéger les monomères d'une polymérisation prématurée, permettant ainsi de prolonger sa durée de conservation.

Pour les composites, la molécule insaturée qui va réagir est le Bis-GMA, ce n'est pas réellement un monomère mais plutôt un oligomère car sa structure est légèrement plus complexe : il est constitué d'une molécule de bisphénol A et de deux molécules de glycidyl méthacrylate.

Comme le Bis-GMA présente des doubles liaisons réactives à chaque extrémité de sa chaîne, la polymérisation entraîne la formation d'un polymère très réticulé. Des molécules de plus faible poids moléculaire, comme le TriEthylèneGlycol DiMéthacrylate (TEGDMA) y sont ajoutées afin d'en diminuer la viscosité.

Dans ce cas précis, les radicaux libres nécessaires à la réaction sont produits de deux manières différentes :

- initiation par un système peroxyde (initiateur) - amine (accélérateur) : initiation chimique,
- initiation par un système dikétone (souvent la camphoroquinone)- amine (accélérateur) + lumière visible bleue ($\lambda=460\text{nm}$).

Nous détaillerons un peu plus loin ces deux méthodes.

1.2.2.1.3 Le degré de conversion

La polymérisation par radicaux libres des composites ne fait pas intervenir toutes les doubles liaisons des molécules de Bis-GMA, d'où la définition du degré de conversion : c'est le pourcentage de doubles liaisons ayant réagi. Sa valeur va de 35% dans la couche inhibée par l'oxygène à 80%.

Il a été démontré que ce degré de conversion varie de 60 à 75% lors de la polymérisation à initiation chimique, et de 75 à 80% dans la polymérisation à initiation photo-chimique ; des matériaux qui utilisent ces deux méthodes simultanément (dual) arrivent à un taux de 80% ;

C'est le fait que toutes les doubles liaisons ne réagissent pas qui va rendre la reconstitution composite par apports successifs possible : la réaction n'étant jamais totale, des doubles liaisons restent disponibles (surtout en surface : couche inhibée par l'oxygène) pour de nouvelles molécules. D'où la possibilité de restaurer une dent par stratification.

Plusieurs facteurs vont influencer sur ce degré de conversion :

- la durée d'exposition,
- le contenu en charges, la taille des particules : dispersion du rayon,
- la température : la réaction est plus rapide et plus complète à température ambiante,
- l'épaisseur de matériau : l'épaisseur optimale est de 1 à 2mm, mais de nouveaux matériaux permettent l'apport de couches plus épaisses, jusqu'à 4mm,
- les nuances de la résine composite : plus elle est foncée, plus elle polymérise lentement,
- la qualité de la source lumineuse pour la polymérisation à initiation photo-chimique : intensité, diamètre de la source...
- et la distance matériau-source lumineuse.

1.2.2.2 La polymérisation à initiation chimique

[15,95]

1.2.2.2.1 Mécanisme

Ici, la réaction fait intervenir deux molécules, contenant le plus souvent un groupe peroxyde (initiateur) qui réagit avec une amine (accélérateur). Cette réaction produit des radicaux libres qui vont eux-mêmes aller 'attaquer' les doubles liaisons C=C des monomères, entraînant la polymérisation.

Amine et peroxyde réagissent à température ambiante, donc le composite est constitué de deux pâtes contenant chacune l'un ou l'autre. Le processus est très rapide une fois le mélange effectué.

1.2.2.2.2 Avantages et inconvénients

Les systèmes à initiation chimique présentent le grand inconvénient de devoir être présentés en deux pâtes à mélanger. En effet le mélange est réalisé par l'opérateur et est le plus souvent approximatif, le mélange à parts égales n'est qu'une estimation. De plus l'insertion du matériau obtenu doit être rapide, de l'ordre de 1 à 2 minutes. Pour des composites plus récents, le temps de mise en place a pu être augmenté jusqu'à 3 à 5 minutes par contrôle des concentrations d'initiateurs et d'accélérateurs.

Par contre la polymérisation obtenue est uniforme, sauf évidemment dans la couche inhibée par l'oxygène.

On observe une rétraction du matériau plus élevée et un plus fort stress au niveau de l'émail marginal, l'adhésion du matériau n'est donc pas idéale.

Actuellement, les composites à initiation chimique n'ont plus qu'une utilisation réduite, du fait de la lourdeur de leur manipulation, excepté pour la réalisation de faux-moignons, où l'homogénéité de la réaction est un atout. Aujourd'hui les composites photo-polymérisables les ont très largement devancés.

1.2.2.3 La photo-polymérisation

[15,49,73,95]

Le premier composite photo-polymérisable, Prisma Fill® fut développé par LD Caulk Company en 1970. La polymérisation était initiée par les rayons ultraviolets, procédé qui

permettait de polymériser une épaisseur de 1,5mm de composite en 30 secondes. Cette technique apportait déjà des qualités importantes que n'assurait pas la polymérisation à initiation chimique : une meilleure résistance à l'usure et des teintes plus stables. Rapidement les rayons ultraviolets sont remplacés par de la lumière visible bleue, moins nocive pour l'opérateur et permettant un meilleur taux de polymérisation ainsi qu'une polymérisation plus en profondeur.

1.2.2.3.1 Mécanisme

L'activation lumineuse se fait donc par de la lumière bleue dont la longueur d'onde équivaut à 460nm. La lumière bleue va être absorbée par une molécule spécifique, spécialement dédiée à cet effet : la camphoroquinone. Celle-ci représente 0,5% en poids du composite. Son spectre d'absorption montre un pic à 470nm, elle pourra donc très facilement et rapidement réagir aux différentes sources lumineuses bleues.

La réaction est accélérée par la présence d'une amine, qui contient des doubles liaisons C=C et se poursuit comme dans la réaction à initiation chimique.

Les deux molécules, camphoroquinone et amine, sont stables en présence des monomères ou oligomères à température ambiante, ce qui rend possible leur conservation dans une même pâte qui, elle, doit être contenue dans un flacon opaque afin qu'aucune source lumineuse ne puisse l'atteindre : en effet après 60 à 90 secondes d'exposition à la lumière ambiante, la surface du composite perd de sa fluidité, le travail de manipulation et de mise en place sera plus difficile.

La conservation du composite en seringue opaque peut se faire jusqu'à 12 mois à température ambiante et peut être largement augmentée s'il est mis au réfrigérateur.

Il a été prouvé que 75% de la polymérisation se déroule dans les 10 minutes suivant l'exposition lumineuse, mais aussi que celle-ci se poursuit pendant les 24 heures suivantes, c'est pour cela que la restauration paraît fonctionnelle après 10 minutes, en fait ses propriétés physiques optimales ne seront atteintes qu'au bout de 24 heures.

Toutes les doubles liaisons disponibles ne réagissent pas (degré de conversion), et selon différentes études on trouverait jusqu'à 25% de doubles liaisons n'ayant pas réagi dans la masse de l'obturation. Nous avons vu plus haut qu'un fort taux d'oxygène inhibait la

polymérisation, ce qui est le cas en surface du matériau, c'est pourquoi il est fortement recommandé d'utiliser une matrice transparente pour protéger la surface de la restauration de l'air, sans quoi on peut obtenir jusqu'à 75% de doubles liaisons ne réagissant pas dans cette zone.

1.2.2.3.2 Avantages et inconvénients

La photo-polymérisation présente de nombreux avantages par rapport à la polymérisation à initiation chimique :

- une meilleure résistance à l'usure : car on a moins d'air que dans les composites à initiation chimique où l'oxygène pouvait s'incorporer aux pâtes pendant le mélange, et comme l'oxygène inhibe la polymérisation, celle-ci était incomplète, d'où une résistance à l'usure médiocre,
- une meilleure distribution des charges dans le composite, due là aussi au fait qu'il n'y a pas besoin de mélange, les proportions sont prédéterminées par le fabricant,
- temps de travail prolongé et contrôlé par l'opérateur, des modifications sont rendues possibles selon les besoins cliniques : il est maintenant possible de polymériser individuellement des petites portions de composite, ajoutés successivement, ce qui permet une moindre contraction lors de la prise du matériau par rapport à la mise en place d'une masse unique de composite ; il est également possible d'utiliser des nuances ou des densités différentes pour une même restauration.
- une polymérisation plus complète et plus en profondeur,
- une présentation en seringue ou en cupule (avec pistolet) qui permet une insertion aisée directement dans la cavité
- disponibilité en de nombreuses nuances, beaucoup plus variées, et aussi beaucoup plus stables.

Toutefois, ces systèmes présentent quelques inconvénients liés à l'utilisation de sources lumineuses photo-polymérisantes :

- augmentation légère de la température nécessitant des applications plus ou moins espacées,
- un éblouissement du patient et surtout du praticien, ce qui nécessite la mise en place d'un système de protection (lunettes, écran, ...).

Les composites photo-polymérisables représentent maintenant la plupart des composites disponibles sur le marché, du fait principalement de leur plus grande facilité d'utilisation et de leurs meilleures propriétés physiques, mécaniques et esthétiques, même s'il leur reste un défaut majeur : la contraction qu'ils subissent suite à leur polymérisation.

1.2.2.3.3 Différents systèmes de lampes à polymériser

Ces composites ont entraîné le développement de sources lumineuses adéquates, délivrant maintenant de la lumière bleue. Il en existe plusieurs types, que nous allons détailler.

1.2.2.3.3.1 Lampes à halogène

[23,27,34,73]

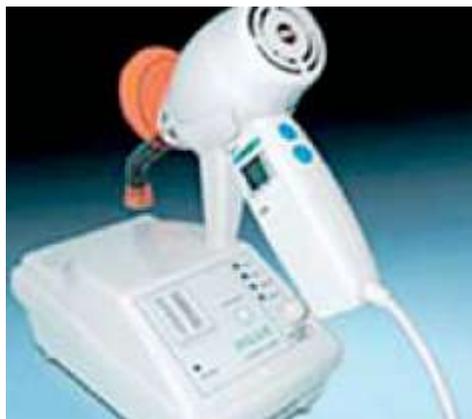


Image 8. Une lampe à halogène.

Les lampes à halogène sont, avec les lampes à LED, les plus utilisées, et elles ont été les premières mises sur le marché. Elles sont constituées d'un filament de tungstène, d'une ampoule halogène de refroidissement, d'un triple filtre permettant de sélectionner les rayons, et d'un embout distributeur de lumière.

Elles s'allument quand l'énergie électrique vient chauffer le filament de tungstène à très haute température ; la plupart de l'énergie est transmise est transformée en chaleur, seule une faible partie (moins de 1%) est émise sous forme de lumière. Grâce au filtre, seule la lumière bleue est émise.

Le principal défaut est la production très élevée de chaleur pouvant entraîner des dégâts importants au niveau de la pulpe. Mais ces appareils présentent aussi l'inconvénient de voir

leur irradiation lumineuse pouvant être significativement réduite, et ce par plusieurs facteurs : une baisse de tension, la dégradation de l'ampoule et des réflecteurs ou l'endommagement du filtre.

Les lampes à halogène sont maintenant un standard, ce sont elles qui entraînent la libération la plus faible de monomères résiduels par le composite, sous intensité suffisante (grâce à une polymérisation plus complète), mais leur pic de radiation et sa valeur ne sont pas conformes aux besoins actuelles.

1.2.2.3.3.2 Lampes à LED

[8,23,27,34,69]

L.E.D. : Light Emitting Diode

Ces lampes ont été développées dans les années 1990 et proposées en 1995 par MILLS et coll. Elles présentent l'avantage de ne pas contenir de filtre, en effet les diodes n'émettent que des radiations du spectre de la lumière bleue, en comparaison avec les lampes à halogène pour lesquelles le passage d'ultraviolets et d'infrarouges est toutefois possible à travers leur filtre, rendant leur utilisation quotidienne très néfaste pour l'opérateur.

L'émission des lampes à LED se trouve dans des limites plus étroites du spectre lumineux et présente un pic à 465nm, ce qui correspond à la longueur d'onde d'activation de la camphoroquinone. Ceci permet d'augmenter l'efficacité des radiations, même si du coup les indications de ces appareils peuvent être réduites car certains composites présentent des phases d'initiation en dehors du spectre couvert par les lampes à LED, entraînant alors une polymérisation incomplète. Les lampes à LED permettent ainsi une émission de radiations longue, constante et stable, à une longueur d'onde particulièrement adéquate : un photon provenant d'une lampe à LED a plus de probabilités d'être absorbée par la camphoroquinone que celui émis par une lampe halogène.

Néanmoins l'intensité des radiations émises semble parfois poser problème : selon FILIPOV en 2006, une augmentation d'intensité serait nécessaire pour une meilleure polymérisation, afin d'au moins égaler les propriétés des matériaux polymérisés par les lampes à halogène. Pour HERVAS-GARCIA en 2006, l'intensité n'est pas le seul facteur important, car

l'excellent spectre d'émission des lampes à LED semblerait compenser le manque dû à une plus faible intensité d'émission.



Image 9. La lampe à LED Elipar Free Light® (3M ESPE)



Image 10. La lampe à LED Elipar Free Light 2® (3M ESPE)

De nouvelles lampes à LED, ou les LED de seconde génération, plus puissantes (plus de 100 fois plus puissantes que celles de première génération), semblent pouvoir émettre des radiations à une puissance égale à celle des lampes à halogène, et cette seconde génération semblerait efficace [8,69] : les résultats montrent des taux de conversion et des profondeurs de polymérisation plus importants ou équivalents à ceux obtenus avec les lampes à halogène. De plus il nous fait remarquer deux avantages importants : l'absence de nuisance sonore des

LED (car pas de ventilateur), et l'absence de fil électrique (car la batterie est rechargeable), permettant une meilleure maniabilité.

Quelques autres points importants sont à noter :

- leur faible consommation d'énergie,
- leur demi-vie dépasse les 10 000 heures et de légers défauts n'apparaissent qu'à partir de ce moment,
- leur bonne résistance aux chocs et aux vibrations.

A ce jour aucun consensus n'a été trouvé concernant la qualité de la polymérisation induite par ces appareils : la recherche n'a pas réellement déterminé les temps d'exposition nécessaires et leur capacité à polymériser toutes les résines : en effet actuellement les réponses biologiques après polymérisation par LED ne sont pas rares et les taux de monomères non polymérisés restent élevés. Mais la technique LED continue à se développer : en effet les lampes à LED ont été commercialisées rapidement et agressivement alors que la recherche était toujours en cours. La technologie des LED tiendra sûrement une place importante dans la photo-polymérisation du futur.

1.2.2.3.3.3 Lampes à plasma (PAC)

[14,24,27,64,100]



Image 11. Une lampe plasmatique.

De nouveaux concepts ont été développés récemment, issus du désir de diminuer les temps de polymérisation : les « Plasma Arc Curing » ou lampe plasmatique à polymérisation rapide.

Son principe repose sur une forte sélection des longueurs d'ondes actives sur les photo-initiateurs, permettant une augmentation de la puissance active de la lampe, ceci sans surchauffe.

Une lampe plasmaticque est constituée de :

- une ampoule à plasma, placée dans un tube rempli d'Argon : elle émet entre 320 et 1800nm, avec un pic à 430nm et un autre très haut à 475nm, c'est-à-dire dans la zone de sensibilité des composites,
- une carte de puissance permettant l'apport d'énergie à la lampe et régulant son débit,
- un filtre rétrécissant le spectre à un pic de 100nm de large,
- une fibre liquide permettant de diminuer légèrement la puissance du générateur,
- deux embouts sélectifs, un premier réduisant la bande passante entre 400 et 450nm, le second entre 450 et 500nm, tous les deux stérilisables,
- un clavier de commande pour le choix de la durée et du mode d'exposition.

Selon DURET et PELISSIER (1999), cette lampe est la seule méthode aujourd'hui qui permettent la polymérisation par stratification en un temps compatible avec l'exercice quotidien . En effet ils décrivent un mode opératoire simple et nettement plus rapide qu'avec une lampe halogène ou LED : chaque couche de composite de 1,5 à 2 mm est polymérisée par 3 à 5 flashes de 1 seconde, et la dernière couche est polymérisée en mode Step Curing (5secondes, 2 puissances) ce qui va permettre un glaçage intéressant de sa surface. Et si on utilise en plus le concept de la trans-illumination (polymérisation au travers des parois dentaires), ils conseillent d'envoyer d'abord 3 flashes de 1 seconde par face avant de polymériser la surface occlusale.

La lampe plasmaticque permet ainsi un polymérisation nettement plus rapide, donc une grande économie de temps, surtout si la mise en place du composite se fait en plusieurs couches, protocole qu'il est maintenant nécessaire de suivre compte tenu de la recherche de la plus faible contraction possible.

Il faut aussi noter qu'une ampoule plasmaticque va perdre 30% de son efficacité énergétique en 5 ans et qu'elle ne fonctionnera plus en dessous de 55% de son efficacité, alors qu'une ampoule halogène verra son efficacité diminuer d'autant en 6 mois, et au delà son efficacité sera insuffisante sans que l'on s'en rende compte.

De même la dureté, la contraction, le stress du matériau sont plus favorables aux lampes plasmaticques qu'aux halogènes. Et même si elles sont plus puissantes énergétiquement, l'élévation de la température, qui pourrait être préjudiciable quand on travaille près de la pulpe, est inférieure à celle engendrée par une lampe halogène dont l'effet cumulatif s'avère être plus néfaste.

Pour les deux auteurs, la lampe à plasma s'avère donc être une excellente méthode pour la polymérisation par stratification, avec comme principal avantage un énorme gain de temps lors de l'exercice en cabinet. Elle est très stable énergétiquement, est 6 fois plus puissante que la plus puissante des halogènes, et est aujourd'hui efficace sur beaucoup de composites et d'adhésifs actuels.

Mais à l'heure actuelle tous ces résultats sont très controversés et de nombreuses études tendent à prouver que la polymérisation par lampe à plasma est en réalité moins efficace que celles par lampe halogène ou par LED : on obtient des composites présentant une dureté plus faible par rapport à ceux polymérisés par halogène ou LED, de même pour la profondeur de polymérisation obtenue par cette méthode qui n'égale pas celle obtenue par les lampes halogène.

Pour beaucoup les lampes à LED sont donc aujourd'hui les lampes à polymériser qui présentent le plus fort intérêt, dépassant de loin l'efficacité des lampes à plasma.

1.3 LIMITES ET EFFETS ADVERSES

1.3.1 LA RETRACTION LORS DE LA POLYMERISATION

[17,30]

Un composite mis en place dans une cavité, adhérent aux parois, subit lors de sa prise une contraction dite de polymérisation, entraînant ainsi des tensions au niveau des parois de la cavité dentaire. Ce processus implique une dégradation du joint dent-restauration, voire même de la structure dentaire par fissuration.

1.3.1.1 Mécanisme

Ce retrait du matériau atteint des valeurs non négligeables : de 2 à 6% de son volume initial. Il ne concerne que les résines composites dont la matrice résineuse est à base de diméthacrylates, c'est-à-dire la plupart.

Ce stress est lié à plusieurs facteurs :

- la géométrie de la cavité à restaurer : un facteur de configuration, facteur C, a été développé par FEILZER et Coll en 1987. Il permet de faire le lien entre la forme de la cavité et les contraintes subies par le composite qui la restaurera.

Facteur C = nombre de parois collées du composite / nombre de parois libres.

Plus le facteur C est faible, moins il y a de contraintes, ce qui est favorable pour la pérennité de la restauration.

Toutefois il existe un problème : il n'y a pas de véritable base de données des valeurs des retraits et contraintes de polymérisation des différents composites, en effet les fabricants précisent des valeurs, mais obtenues par des méthodes différentes donc non comparables,

- la composition du composite : plus son taux de charges est élevé, moins il y aura de contraintes subies. Car le volume qu'occupent les charges ne participe pas à cette contraction, mais seulement celui occupé par la matrice [15,17,30].

	TAUX DE CONTRACTION (% DU VOLUME)
Composite Micro-chargé	2 à 3 %
Composite Hybride	Propriétés légèrement inférieures aux macro-chargés
Composite Macro-chargés	1 à 1,7%

Tableau 3. Taux de contraction des différentes familles de composites.

D'après DE GEE et coll (2006)

- le taux de conversion des monomères : moins la polymérisation sera complète, moins il y aura de contraction, mais les propriétés seront elles aussi diminuées,

- le mode d'irradiation lumineuse.

Dans l'étude de KLEVERLAAN et FEILZER en 2005, seul un composite semblait présenter un faible retrait de polymérisation et de faibles contraintes de prise : l'Héliomar® de Vivadent. DE GEE et coll. en 2006 ont réitéré cette étude en élargissant le nombre de composites testés et ont trouvé un deuxième composite aux valeurs de retrait et de contraintes acceptables : l'ELS® de Saremco.

1.3.1.2 Solutions

Plusieurs solutions ont été présentées à ce jour, plus ou moins fiables :

- l'utilisation de composite fluide en tant que « liner » [30] : il contribuerait à une meilleure absorption du stress au niveau de l'interface adhésive, s'il est polymérisé en même temps que la première couche de composite. Mais ce procédé n'est pas consensuel [6], le débat est toujours ouvert,

- l'utilisation de la polymérisation à initiation photo-chimique, plutôt que chimique [43] apporterait de meilleurs résultats,

- la mise en place de CVI, via la technique dite « laminée » ou « sandwich » [30], apporterait plusieurs avantages : la création d'un espace fiable car sans adhésion chimique, un effet anti-cariogène par libération de fluor, une diminution du volume de composite employé, une protection pulpaire et une adhésion fiable à la dentine avec peu ou pas de stress de polymérisation. Cette technique permettrait d'améliorer la rétention des restaurations par composite, leur adhésion, mais aussi d'en diminuer les sensibilités post-opératoires,

- la trans-illumination, c'est-à-dire la photo-polymérisation au travers les parois dentaires qui, d'après LUTZ, permettrait d'attirer le composite vers celles-ci et donc de diminuer le hiatus [24].

- une technique de restauration par apports et polymérisation de couches de composite successives [30] : trois facteurs sont alors sensés influencer sur le stress : le faible volume de matériau mis en place à chaque fois, un facteur C diminué et une mise en contact minimale avec la paroi opposée pendant la polymérisation.

En théorie la contraction de chaque couche est compensée par l'apport de la couche suivante. Mais en réalité toute la contraction n'a pas lieu immédiatement après l'activation : SARAGUCHI et al. en 1992 ont montré que seulement 70 à 85% de la contraction avaient lieu immédiatement après activation, et déjà 93% cinq minutes après. On peut donc aboutir à un effet combiné des contractions successives de chaque apport.

KUJIS et coll. en 2003 montrent en analysant en 3D la restauration d'une cuspide par différentes méthodes (en masse/en couches successives, auto-polymérisation/photo-polymérisation), que la différence des contractions obtenues entre une restauration en masse et une restauration en couches successives n'est pas si importante que prévue. De la même manière ils démontrent que lorsqu'on procède par couches, l'ordre dans lequel elles sont disposées importe peu sur la contraction finale.

LEINFELDER, dans son article de 2001 concernant la direction de la contraction de polymérisation (que l'on voudrait dirigée vers les parois de la cavité), nous explique qu'elle est mieux contrôlée par une utilisation correcte des systèmes adhésifs, plutôt que par la mise en place de couches de composite contre les parois de la cavité et leur polymérisation à travers ces mêmes parois.

1.3.2 CYTOTOXICITE DES RESINES COMPOSITES

1.3.2.1 Cytotoxicité de certains composants

Certains constituants des composites sont soupçonnés d'être irritants vis-à-vis des tissus vivants environnants, en particulier le tissu pulpaire. En effet, nous savons qu'il est impossible de polymériser intégralement un composite, de ce fait certains composants de ce dernier peuvent s'en échapper et être relâchés dans l'environnement buccal, dans les tissus dentaires, gingivaux, muqueux, etc...

In vitro, les composites entraînent des réactions modérées dans les cultures cellulaires, réactions nettement diminuées après 24 à 48 heures [15]. Les composites photopolymérisables entraînent toutefois des réactions moins importantes, ils sont moins cytotoxiques, probablement grâce à leur composition légèrement différente de celle des composites à initiation chimique.

Voici une liste non exhaustive des composants pouvant entraîner des réponses biologiques :

- le Bis-GMA [41,79] : c'est un dérivé du bisphénol A dont les effets oestrogéniques sont connus. Il est montré qu'à court terme, vu les dosages et la voie d'administration utilisés dans cette étude et les modestes réponses obtenues quant à la sensibilité aux oestrogènes, le risque d'effets oestrogéniques par les résines à base de bisphénol A est insignifiant. Il est toutefois précisé que ces résultats ne concernent que les risques à court terme, ceux que l'on pourrait obtenir dans des délais plus longs nécessitent des analyses supplémentaires. L'étude de KOSTORYZ et Coll en 2003 montre que les métabolites hydroxylés de Bis-GMA n'ont ni d'effets mutagéniques, ni d'effets oestrogéniques, et qu'ils sont moins cytotoxiques que les monomères dont ils sont issus.

- le TEGDMA [39,46,80] : il serait susceptible d'entraîner la mort par apoptose de fibroblastes gingivaux in vivo, il serait un antagoniste non compétitif du glutathion et de ce fait aurait des effets délétères. Sa toxicité in vitro est établie, mais les mécanismes moléculaires restent mal connus et font l'objet de nombreuses recherches.

- le HEMA ou monomère 2-hydroxyéthyl méthacrylate [67] : il entraînerait lui aussi la mort par apoptose de cellules humaines,

- d'autres molécules moins connues comme le peroxyde de benzène (un initiateur) [15], ou un méthyl-ester de benzène, entraînent une hémorragie localisée par nécrose des vaisseaux sanguins... mais ils n'auront cette action que s'il ne reste qu'1mm ou moins de dentine résiduelle avant la chambre pulpaire.

1.3.2.2 Micro-fuites ou « microleakage »

Cela correspond au passage cliniquement indécélable de bactéries, de fluides, de molécules ou d'ions entre les parois d'une cavité et le matériau de restauration qui lui est appliqué [53], et ces micro-fuites peuvent donner lieu à une hypersensibilité de la dent restaurée, à des discolorations, des caries secondaires, des dommages pulpaire et une détérioration accélérée du matériau de restauration. Selon beaucoup d'auteurs, ces micro-fuites ont une grande part de responsabilité concernant les réponses pulpaires, qu'ils ne faudrait pas toutes attribuer aux constituants des composites.

DE ARAUJO et Coll en 2006 ont contrôlé le « microleakage » de sept systèmes adhésifs sur les substrats émail et dentine, et ont abouti à trois conclusions :

- il y a plus de fuites au niveau de la dentine qu'au niveau de l'interface à l'émail : ce dernier est un substrat inerte, plus stable comparé à la dentine qui comprend une matrice organique plus ou moins humide,
- tous les systèmes adhésifs testés présentent une bonne capacité de scellement à l'émail, aucune différence notable n'a été notée entre eux,
- on observe une diminution de leur capacité de scellement au niveau de la dentine, d'où la possibilité de fuites à ce niveau ; de grandes différences existent entre les systèmes.

Ces micro-fuites sont donc dues à un défaut d'adhésion à la dentine, et sont capables d'amener des réponses biologiques.

1.3.2.3 Réponses biologiques

Les réponses observées sont d'ordre local avec les réactions pulpaires, avec des formes d'allergie de contact type stomatite, forme la plus commune des réactions adverses [82]. Les réponses systémiques les plus vérifiées sont des allergies.

CRAIG (1997) nous précise que l'utilisation d'un liner ou d'un agent d'adhésion rend la réaction pulpaires minimale.

1.3.3 LONGEVITE INFERIEURE A CELLE DE L'AMALGAME

[48]

Il est remarquable qu'une restauration par composite a une durée de « vie » (6-7 ans) en deçà de celle d'une restauration par amalgame (10-12 ans), ce qui peut s'expliquer par certains points :

- la technique de restauration par composite est une technique dite sensible, qui nécessite plusieurs étapes, avec pour chacune d'elles une durée bien précise à respecter,
- la composition elle-même du composite encourage la croissance des micro-organismes, il n'est pas bactériostatique, ce qui a pour conséquence le développement sous ces matériaux de caries à progression rapide, contrairement aux amalgames sous lesquels se développent des caries beaucoup plus lentes,
- le mécanisme d'usure des composites : les traumatismes occlusaux y entraînent des micro-fêlures, qui se rejoignent en fêlures, pour entraîner l'exfoliation de particules de charges puis de matrice. Les amalgames, eux, subissent les chocs occlusaux en se déplaçant, en glissant : ils s'étalent au lieu de casser en quelque sorte. D'où la nécessité de mieux comprendre l'occlusion pour parvenir à des composites ayant une longévité au moins égale si ce n'est supérieure à celle des amalgames.

1.3.4 RIGUEUR OPERATOIRE / DIFFICULTE

La mise en place d'une restauration en composite nécessite de la part de l'opérateur une grande rigueur : il existe un véritable protocole à suivre.

Tout d'abord par la mise en place de l'adhésif : ce qui peut nécessiter de une à trois étapes successives strictement réglementées par le fabricant. Puis la restauration proprement dite, régie elle aussi par une technique spécifique, elle demande de la part de l'opérateur une

certaine habileté qui s'acquiert naturellement avec l'expérience; enfin la dernière étape des finitions et du polissage.

La restauration par composite est donc une technique sensible qui requiert de la part du chirurgien-dentiste le respect de chaque temps opératoire et d'un protocole précis, ainsi qu'une grande précision.

2 ESTHETIQUE NATURELLE DE LA DENT

Les dents présentent des caractéristiques esthétiques et optiques qu'il faut savoir reproduire lors de reconstitutions directes au composite. En effet ces reconstitutions ne doivent pas apparaître comme des « rajouts », ils doivent imiter au mieux les tissus qu'elles remplacent. Pour cela nous allons reprendre les principales bases physiques concernant la lumière et la couleur, puis nous rappellerons l'anatomie dentaire pour enfin voir quelles influences chaque tissu dentaire peut avoir sur la perception de la couleur d'une dent.



Image 12. Transparence naturelle de l'émail [83].

2.1 LUMIERE ET COULEUR : GENERALITES

2.1.1 LA LUMIERE

2.1.1.1 Définition

[51,96]

La lumière est un ensemble de rayonnements électromagnétiques visibles, c'est-à-dire susceptibles d'être perçus directement par l'œil humain, dont les longueurs d'onde se situent entre 380 et 780 nm. Par extension on appelle parfois lumière d'autres ondes électromagnétiques, comme celles appartenant à la partie invisible du spectre (les domaines infrarouge et ultraviolet).

La notion de lumière est intimement liée à celle de couleur, en effet Isaac Newton au 17^{ème} siècle démontre que la lumière blanche se décompose selon les couleurs du spectre, ceci sera détaillé un peu plus loin : il s'agit de la « théorie corpusculaire de la lumière ».

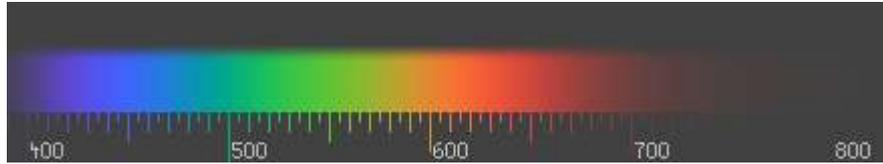


Image 13. Spectre de la lumière blanche [97].

2.1.1.2 Interaction avec la matière

2.1.1.2.1 Propriétés optiques de la matière illuminée

[83,85,93]

2.1.1.2.1.1 Transparence et translucidité

La translucidité est un paramètre très difficile à qualifier, encore plus à quantifier : un corps est translucide quand il se laisse traverser par une partie de la lumière reçue. Les tissus dentaires se laissent traverser sur une profondeur de 10mm : ils sont translucides ; l'eau et le verre sont transparents car les rayons les traversent sur plusieurs mètres.

Sékine et coll.en 1975 développent une classification des dents selon leur translucidité :

- A : translucidité répartie sur l'ensemble de la surface,
- B : translucidité incisale,
- C : translucidités incisale et proximale,

mais celle-ci reste trop simple, les groupes B et C doivent en réalité être divisés en de nombreux sous-groupes pour définir la translucidité de toutes les dents naturelles [85].

2.1.1.2.1.2 Opalescence

Les matériaux opalisants, contenus le plus souvent sous la forme de fines particules dans les matériaux translucides, provoquent une dispersion de la lumière, plus ou moins importante selon l'indice de réfraction, la taille et la quantité des particules.

Plus la dispersion est importante et plus le matériau paraît opaque, et au contraire moins il y a dispersion de la lumière, plus le matériau paraît translucide.

L'effet opale est un phénomène que l'on retrouve au niveau des dents naturelles : en effet la dent apparaît bleue en lumière réfléchie (courtes longueurs d'onde) et rougeâtre orange en lumière transmise (grandes longueurs d'onde). C'est ce même phénomène qui est responsable du ciel bleu en pleine journée et du ciel orangé le soir.



Image 14. Effet opale des dents naturelles [83].

2.1.1.2.1.3 Fluorescence

Un corps est dit fluorescent s'il a la capacité d'émettre une certaine lumière visible quand il est exposé aux rayons UV invisibles : il a le pouvoir de transformer le rayonnement UV de courte longueur d'onde en rayonnement visible de plus grande longueur d'onde.

Dans notre domaine il est important de savoir que la dentine est un matériau fluorescent, pas l'émail.



Image 15. Fluorescence de la dent naturelle, due à la dentine [83].

2.1.1.2.2 Transmission, réflexion, réfraction, absorption

[88,93,96]

Il faut comprendre une chose simple : tout ce qui nous entoure, chaque objet, reçoit en ce moment-même les trois couleurs-lumières primaires (bleu, rouge et vert). Certains objets réfléchissent toute la lumière reçue (effet miroir), d'autres l'absorbent en totalité ou presque, mais la plupart en absorbent seulement une partie et en réfléchissent le reste.

Pour résumer, tous les corps opaques éclairés ont la propriété de réfléchir tout ou une partie de la lumière qu'ils reçoivent.

2.1.1.2.2.1 Transmission

Quand une onde lumineuse arrive sur un objet, il peut ensuite se passer trois choses différentes [96]:

- soit elle le traverse totalement : l'objet est alors transparent, et la composition physique de l'onde n'est pas modifiée, la transmission est alors totale,
- soit la transmission est partielle, dans le cas de matériaux translucides,
- soit il n'y a pas de lumière transmise, le matériau est opaque : il absorbe ou réfléchit toute la lumière.

2.1.1.2.2.2 Réflexion

C'est le changement de direction d'une onde, sans modification de sa longueur d'onde , quand celle-ci rencontre une interface réfléchissante.

La réflexion lumineuse peut être de deux types : spéculaire (ou régulière) quand l'interface est lisse, ou réflexion diffuse si l'interface est rugueuse, ce qui donne alors un aspect mat à la surface réfléchissante [95].

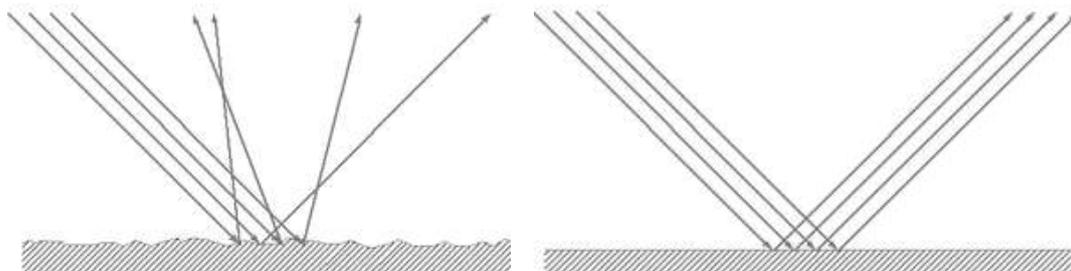


Image 16 . Réflexions diffuse et spéculaire [96].

2.1.1.2.2.3 Réfraction

La lumière change de direction quand elle passe d'un milieu transparent à un autre : par exemple de l'eau à l'air ou inversement [96]. L'angle de réfraction va être fonction de la différence des réfringences des deux milieux.

Une petite partie des ondes va être réfléchiée à l'interface.

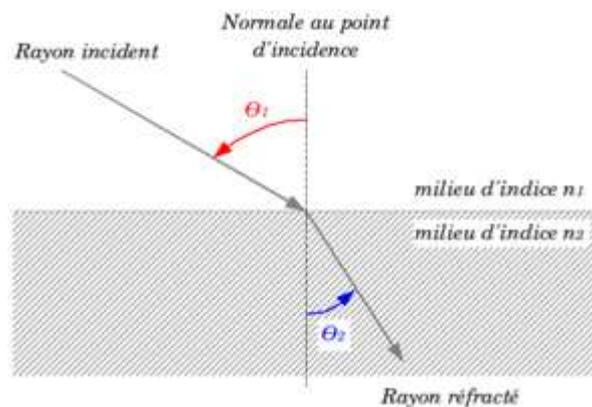


Image 17. Schématisation de la réfraction [96].

2.1.1.2.2.4 Absorption

Une onde qui parvient sur un objet peut être partiellement absorbée. Ce phénomène est à l'origine de la couleur, en effet lorsqu'il y a absorption sélective, notre œil perçoit une sensation colorée, résultante de l'ensemble des ondes qui n'ont pas été absorbées par l'objet regardé.

Par exemple nous voyons une pomme rouge parce que celle-ci est illuminée de lumière blanche et qu'elle absorbe certaines longueurs d'ondes de façon à ne renvoyer que celles du rouge. On parle de synthèse soustractive car la perception colorée est obtenue en soustrayant des longueurs d'onde à la lumière blanche [37].

Il peut y avoir une absorption totale des ondes par l'objet, à l'origine de l'absence de couleur, c'est-à-dire du noir.

2.1.1.2.3 Métamérisme

[2,83,85,97,98]

C'est un phénomène dû à la perception par l'œil qui ne peut pas faire la différence entre des ensembles lumineux produisant la même impression colorée mais de compositions spectrales différentes. Par exemple : la lumière monochromatique jaune et l'ensemble des deux lumières verte et rouge vont exciter de la même manière les cônes de la rétine.

Ainsi deux surfaces semblent identiques sous certaines conditions d'éclairage, mais différentes sous d'autres. Pour que les deux surfaces apparaissent identiques sous n'importe quelle source lumineuse, il faut que les ondes réfléchies aient le même spectre, et donc que les corps illuminés aient la même structure. On note ici la difficulté, pour nous chirurgiens-dentistes, à reproduire à l'identique les tissus dentaires par des matériaux (composite ou céramique) qui leur sont par nature différents.

2.1.2 LA COULEUR

[65,83,85,88,97]



Image 18. Spectre de la lumière blanche [97].

2.1.2.1 Définition

Nous pouvons définir la couleur comme étant la perception d'une ou plusieurs fréquences d'ondes lumineuses par l'œil, avec une ou des amplitudes données, il s'agit d'une notion subjective.

En 1676, Isaac Newton montre que la lumière blanche produite par le soleil est en réalité faite de plusieurs longueurs d'onde : il parvient à décomposer un rayon de lumière blanche solaire en rayons de différentes couleurs (celle du prisme) en le faisant passer par un prisme à trois arêtes. Par ce procédé on peut recueillir un éventail de couleurs sur un écran : on obtient une bande spectrale colorée continue qui passe par le rouge, par l'orange, le jaune, le vert, le bleu

puis le violet. Et si cette bande colorée est concentrée à l'aide d'une lentille, on arrive à nouveau à un rayon de lumière blanche (expérience du physicien Young)



Image 19. Décomposition de la lumière par un prisme [97].

2.1.2.2 Tri-dimensionnalité de la couleur

Plusieurs systèmes de représentation des couleurs ont été définis, celui de MUNSELL est le plus utilisé. MUNSELL s'intéresse à la logique des couleurs et il dépose son Atlas en 1915 dans lequel il classe les couleurs selon trois paramètres : la teinte, la luminosité et la saturation.

L'œil peut distinguer ces trois dimensions, mais une quatrième dimension semble indispensable : la translucidité.

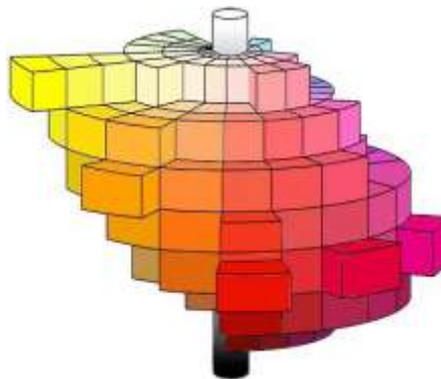


Image 20. Arbre de MUNSELL.

2.1.2.2.1 La teinte

Ou tonalité chromatique, c'est la sensation colorée que l'œil perçoit grâce aux cônes de la rétine. Couramment, nous allons parler de jaune, rouge, vert...

Chaque teinte pure correspond à une longueur d'onde se situant dans le spectre visible : entre 400 et 700nm

2.1.2.2.2 La luminosité

Ou valeur ou luminance ou brillance, elle va permettre de distinguer une couleur claire d'une couleur foncée. Ses différents niveaux sont représentés sur l'axe achromatique du cylindre de MUNSELL : le blanc en haut (luminosité maximale) et le noir en bas (luminosité nulle).

C'est le facteur le plus important pour la détermination de la couleur.

2.1.2.2.3 La saturation

La saturation correspond à la quantité de pigments contenue dans la teinte, et permet de différencier la couleur vive de la couleur pâle.

Sur la représentation de MUNSELL, il faut assimiler la saturation au rayon du cylindre : plus on s'éloigne du centre, plus la couleur est saturée. On parle de pureté de la teinte, qui se chiffre de 0 à 1, avec 1 pour une teinte pure.

2.2 STRUCTURE DE LA DENT NATURELLE

2.2.1 L'EMAIL

[35,60,71,87]

2.2.1.1 Composition

L'émail, tissu qui recouvre les couronnes dentaires, est le tissu le plus dur et le plus minéralisé de l'organisme humain :

	Poids	Volume
Phase minérale	96%	87-91%
Phase organique	0,4%	2%
Phase aqueuse	3,6% dont 1% libre	7-11%

Tableau 4. Composition de l'émail.

D'après HESSE (1979) et PIETTE et GOLDBERG (2001).

La phase organique, très peu présente, est constituée de protéines et de lipides. La phase minérale est essentiellement constituée d'hydroxy-apatite (phosphates de calcium cristallins). D'autres éléments interviennent dans la composition minérale de l'émail : Sodium, Magnésium, Chlorure, Zinc, Fluorure, ainsi que quelques éléments traces...

2.2.1.2 Structure

Le tissu amélaire est organisé sur la base de cristaux d'hydroxy-apatite. Chaque cristal a une section hexagonale aplatie et prend la forme d'un long ruban flexueux. Les rubans sont regroupés en deux organisations distinctes : les prismes (ou bâtonnets) et la substance inter prismatique qui enveloppe les premiers. Seule l'orientation des cristaux fait différer ces deux configurations : il y a environ 60 degrés de différence dans l'orientation générale des prismes et de la substance inter prismatique.

L'épaisseur de l'émail peut être divisée en trois couches distinctes : une couche superficielle aprismatique, une couche prismatique qui constitue l'essentiel de l'émail, puis une couche finale aprismatique interne.

2.2.1.3 Sénescence

Au fil du temps la couche amélaire se modifie peu à peu, on peut remarquer :

- une usure de surface, entraînant l'élimination d'une partie ou de toute la couche aprismatique externe,
- des colorations : par incorporations d'éléments minéraux, et par diminution de l'épaisseur amélaire, permettant de discerner la dentine plus colorée,
- une perméabilité réduite,
- et une augmentation de la concentration des fluorures à sa surface.

2.2.2 LA DENTINE

[35,71,87]

2.2.2.1 Composition

La dentine est un tissu situé juste sous l'émail, occupant ainsi la plus grande partie de la couronne dentaire et des racines. C'est un tissu beaucoup moins minéralisé que l'émail sous-jacent :

	Poids
Phase minérale	70%
Phase organique	18-20%
Phase aqueuse	10-12%

Tableau 5. Composition de la dentine.

D'après HESSE (1979) et PIETTE et GOLDBERG (2001).

La phase organique est essentiellement collagénique (86 à 90%, en collagène de type I et de type I trimère).

La dentine se met en place tout au long de la vie, du moins tant que la dent conserve sa vitalité, par apposition en direction centripète aux dépens du volume pulpaire. Elle est recouverte par l'émail au niveau coronaire, par le ciment au niveau radiculaire.

2.2.2.2 Structure

Le tissu dentinaire n'est pas uniforme, c'est un tissu hétérogène qui s'organise en plusieurs strates. D'abord le manteau dentinaire : c'est la couche la plus superficielle de la dentine, au contact de l'émail. Elle fait 20µm d'épaisseur et est moins minéralisée que le reste de la dentine.

Puis la dentine circumpulpaire : caractérisée par la présence des tubuli dentinaires qui la parcourent de la jonction amélo-dentinaire à la pulpe. Elle comprend elle-même la dentine péri-tubulaire et la dentine inter-tubulaire. Les principaux tubuli dentinaires ont un diamètre d'environ 2µm, ils contiennent un prolongement odontoblastique et un espace péri-

odontoblastique non minéralisé. Leur nombre augmente au fur et à mesure que l'on se rapproche des couches les plus internes :

Situation dans la dentine	Nombre de tubuli au mm ²
Couche externe	20 000
Couche médiane	35 000
Tiers interne	55 000

Tableau 6. La densité des tubuli selon la situation dans la dentine.

D'après HESSE (1979) et PIETTE et GOLDBERG (2001).

Les tubuli principaux donnent naissance à des ramifications secondaires qui traversent la dentine intertubulaire et permettent ainsi la communication entre réseaux tubulaires.

2.2.2.3 Différents types de dentine

Il existe plusieurs dentines qui ont été classées selon la période ou les circonstances de leur formation :

- la dentine primaire : c'est la dentine formée pendant la période qui va du stade initial de formation de la dent jusqu'à sa mise en fonction,
- la dentine secondaire : sa formation suit la mise en fonction de la dent et perdure jusqu'à ce que la dent perde sa vitalité, en ralentissant progressivement. Le clivage entre ces deux périodes se traduit histologiquement par une courbure en S des tubuli dentinaires,
- la dentine tertiaire : non physiologique, contrairement aux deux autres, elle est formée en réponse à une agression afin de protéger la vitalité pulpaire (traumatismes répétés, taille de cavité, obturation, carie à évolution lente). Il s'agit d'un tissu cicatriciel. Il en existe deux types qui vont différer par :
 - la nature de la réponse pulpaire,
 - la structure de la dentine formée,
 - le type de cellules impliquées.

□ La dentine réactionnelle :

formée par les odontoblastes qui se sont différenciés au cours du développement du germe dentaire, elle se trouve généralement sous les caries dentinaires initiales peu profondes. Là aussi deux types : la dentine réactionnelle sclérotique, formée aux dépens de la lumière

tubulaire, très minéralisée et translucide, et la dentine réactionnelle péri-pulpaire, formée à l'interface dentine-pulpe à partir d'une augmentation des dépôts de prédentine.

□ La dentine réparatrice :

Si la carie n'est pas trop rapide, le tissu pulpaire a la possibilité de réagir en mettant en place une barrière de dentine réparatrice. Celle-ci est formée après la nécrose des odontoblastes par des cellules issues de la région sous-odontoblastique qui vont se diviser et migrer au contact de la zone de nécrose pour se différencier en odontoblastes de seconde génération. Le tissu formé est moins structuré que la dentine normale, moins minéralisé et ne contient pas de tubule.

2.2.2.4 Sénescence

Avec le vieillissement, on peut observer les canalicules se vider, ils sont l'objet de précipitations, les tubuli se minéralisent.

Cliniquement cela a pour conséquence de diminuer nettement les sensibilités dentinaires au fur et à mesure des années, ainsi que d'augmenter la dureté de la dentine.

2.2.3 LA PULPE

[71,87]

La pulpe est le tissu conjonctif lâche qui occupe la zone centrale du complexe pulpo-dentinaire. Ses éléments cellulaires, vasculaires et nerveux assurent la viabilité de la dent.

2.2.3.1 Composition et organisation

La pulpe est constituée d'une matrice extra-cellulaire dans laquelle baignent entre autres des cellules qui ne vont pas être les mêmes selon la région observée.

Dans la région centrale de la pulpe, nous observons :

- des fibroblastes : ce sont les principaux composants cellulaires de cette couche. On distingue les fibroblastes, ayant une activité de synthèse importante, des fibrocytes que l'on trouve davantage dans des tissus pulpaire plus âgés, ils ont une activité plus réduite,
- des cellules mésenchymateuses indifférenciées : précurseurs des premiers, situés à proximité des vaisseaux sanguins,

- des cellules immunocompétentes : cellules dendritiques, macrophages et lymphocytes T moins nombreux.

Dans la région pulpaire périphérique, aussi appelée couche dentinogénétique, nous pouvons noter :

- dans la zone périphérique : des odontoblastes, dont le rôle est de synthétiser la dentine,
- dans la zone sous-odontoblastique : sur 40µm il n'y a pas de cellules, cette couche est appelée « couche acellulaire de Weil »,
- dans la zone sous-odontoblastique suivante, dite « de Höhl » : fibroblastes, cellules mésenchymateuses, cellules dendritiques : cette zone a pour fonction la surveillance immunitaire du tissu pulpaire.

2.2.3.2 Vascularisation et innervation

Le réseau vasculaire pulpaire est très important : les vaisseaux sanguins pénètrent dans la canal radiculaire par le foramen apical sous forme d'une ou deux artérioles ; d'autres vaisseaux, de taille inférieure, peuvent y pénétrer par des canaux latéraux accessoires. Un énorme réseau est ainsi créé, fait de capillaires de 1 à 5µm de diamètre.

Le retour veineux se fait aussi par le foramen apical via des veinules post-capillaires. Il existe des anastomoses artério-veineuses au sein de la pulpe, permettant de dériver le flux sanguin et d'isoler des groupes de capillaires lésés lors de processus inflammatoires.

Parallèlement à cette vascularisation sanguine on trouve un réseau lymphatique dont la circulation s'effectue vers les ganglions sous-mentonniers et sous-mandibulaires, puis cervicaux.

Quantitativement la pulpe est un tissu très innervé. Les fibres nerveuses se regroupent au centre de la pulpe pour former des faisceaux qui cheminent parallèlement aux vaisseaux sanguins. Ils se divisent en nerfs cuspidiens qui se séparent eux-mêmes à l'approche de la dentine pour se terminer dans la couche acellulaire de Weil. Ils y forment un réseau très dense appelé « plexus de Roschkow »

Plusieurs sortes de fibres viennent innover la pulpe :

- des fibres vasomotrices : issues du système sympathique, elles contrôlent le débit sanguin par constriction (fibres adrénérgiques) ou dilatation (fibres cholinérgiques) des vaisseaux,

- des fibres sensibles : provenant du nerf trijumeau. Les plus nombreuses sont chimio- et thermo-sensibles, et ne sont activées que lors des phénomènes d'inflammation pulpaire, d'autres sont spécialisées dans la transmission douloureuse, à l'origine des douleurs aiguës déclenchées par le séchage dentinaire ou le fraisage, douleurs probablement dues au déplacement du fluide intra-tubulaire. Et enfin des fibres impliquées dans la transmission des sensibilités tactiles et proprioceptives transmettent des messages non douloureux.

2.2.3.3 Sénescence

Au fil du temps apparaissent des modifications du tissu pulpaire :

- diminution de son volume par apposition continue de dentine secondaire,
- baisse du nombre et de l'activité des odontoblastes, d'où une diminution du potentiel réparateur de la pulpe,
- transformation des fibroblastes en fibrocytes, donc une diminution du métabolisme pulpaire,
- renforcement du nombre et de l'épaisseur des fibres de la matrice extra-cellulaire : vers une dégénérescence fibreuse,
- réduction de la vascularisation : diminution de la vitalité et du potentiel de défense,
- calcifications pulpaires plus nombreuses car matrice moins soluble,
- réduction du nombre de fibres nerveuses : abaissement de la sensibilité pulpo-dentinaire.

2.3 PERCEPTION DE LA COULEUR D'UNE DENT

[59,77,83]

La couleur d'un objet dépend de trois facteurs : l'objet regardé, l'observateur et la source lumineuse. Chaque variation de chaque paramètre modifie la perception d'une couleur, rendre compte d'une couleur, la retranscrire n'est donc pas une tâche facile.

2.3.1 INFLUENCE DES TISSUS DENTAIRES

[2,77,86]

2.3.1.1 Impact de l'émail

Selon sa composition, sa structure, son épaisseur, ses propriétés optiques peuvent fortement varier, et toutes ces variables vont évoluer avec le temps.

Sur une dent jeune, l'émail n'est pas très minéralisé mais il est très épais, cela lui confère peu de translucidité et la dent paraît très lumineuse. Le bord libre d'une jeune dent n'est souvent constitué que d'émail, lui donnant une impression de bord bleuté : c'est l'effet opale.

Sur une dent plus âgée, l'émail est beaucoup moins épais (usure physiologique) mais plus minéralisé, il paraît donc très translucide, parfois même jusqu'à la transparence, permettant d'apercevoir la dentine sous-jacente, souvent très colorée, qui donne alors un effet opaque à la dent, moins lumineux.

2.3.1.2 Impact de la dentine

La dentine, principal constituant de la couronne dentaire en terme de volume, donne sa couleur à la dent. La dentine primaire est relativement opaque, cela est du à son faible degré de minéralisation comparée à l'émail, et au fort taux de substances organiques qu'elle contient.

La dentine secondaire est moins minéralisée que la première, elle apparaît donc moins opaque sa teinte est plus foncée. La dentine réactionnelle est, elle, plus saturée que les deux autres.

Avec le temps, il peut survenir une minéralisation des tubuli, celle-ci forme une zone translucide, elle est appelée « zone de brillance de Majito ». On la retrouve principalement au niveau des racines qui peuvent apparaître transparentes. L'abrasion de l'émail peut mettre en contact direct la dentine et le milieu buccal, et sous l'action de la salive, celle-ci va s'assombrir.

2.3.1.3 Impact de la pulpe

La pulpe, de couleur rouge sombre, n'a un impact sur la couleur de la dent que quand celle-ci est jeune : en effet le volume de la cavité pulpaire y est maximal et est responsable de la couleur rosée des dents jeunes, surtout sur leur faces linguales. Avec le vieillissement le volume pulpaire se réduit fortement, et la pulpe n'a plus cette impact au niveau de la couleur de la dent.

2.3.1.4 Modifications optiques dues à l'âge

En plus du vieillissement physiologique des tissus, les agressions mécaniques et physiques au cours du temps sont aussi responsables de discolorations dentaires : les traitements dentaires, les colorations externes causées par les aliments, les boissons ou le tabac, les traumatismes, la prise de médicaments, les récessions gingivales, tous ces facteurs peuvent se cumuler et vont faire varier, à des degrés divers la couleur de la dent, qui sera au final plus terne, plus sombre et plus ou moins jaune.

La brillance et le contour d'une dent peuvent être modifiés par plusieurs facteurs comme par exemple un brossage trop énergique, le contact trop prolongé des dents avec l'acide contenu dans les aliments, boissons ou régurgitations acides provenant de l'estomac, etc...

Il faut souligner que les principales causes de colorations dentaires sont dues aux caries et à leur traitement (cavités mal nettoyées avant obturation ou restaurations à l'amalgame qui grisent la dentine support par passage d'ions métalliques dans celle-ci). Certains traitements médicamenteux telles les tétracyclines peuvent entraîner des dyschromies allant d'une simple coloration uniforme jaune à des bandes gris-brun plus ou moins prononcées.

2.3.1.5 Influence de l'état de surface

[2,85]

La surface d'une dent, sa texture, est faite de macro- et de micro-défauts qui vont énormément modifier la réflexion des ondes lumineuses et donc la perception de sa couleur. Les rayons qui viennent frapper une surface lisse sont réfléchis de manière parallèle, aucun défaut ne les fait dévier. Si la surface est rugueuse, ceux-ci sont déviés lorsqu'ils sont réfléchis puis dispersés ; cette surface rugueuse a donc un aspect mat, alors que la surface lisse paraît brillante.

2.3.2 INFLUENCE DE LA SOURCE LUMINEUSE, DE L'ENVIRONNEMENT

[2,59,77,83,89,93]

Le spectre de la source lumineuse peut influencer l'appréciation d'une couleur. Nous avons à notre disposition plusieurs types de lumière : artificielle et naturelle.

La lumière solaire est difficile à maîtriser car très changeante selon le moment de la journée, la saison, et selon l'exposition de la pièce ; la répartition des couleurs n'est donc pas la même en fonction de toutes ces variables, et la lumière du jour doit être considérée comme un complément aux lumières artificielles, afin d'éviter le métamérisme dont nous avons déjà parlé plus haut.

Il existe maintenant des sources lumineuses artificielles dites corrigées ou normalisées (comme la lampe Shade Light® de KERR), procurant la quantité et la qualité lumineuse adéquates au relevé de couleur.

G. UBASSY, prothésiste, nous explique qu'il fait lui-même les relevés de teinte des céramiques qu'il réalise, et il le fait toujours avec la même source lumineuse, la lumière du jour étant trop irrégulière [89].

De plus il est nécessaire que l'environnement soit neutre, ou du moins les murs situés dans le champ visuel : gris clair, beige clair, blanc cassé, et il ne faut pas d'objets trop colorés. Le ou la patiente devra enlever rouge à lèvres, foulard, etc... et il ne faudra pas qu'il ou qu'elle soit habillé(e) de couleurs trop vives (on pourra alors le ou la draper d'un tissu gris clair par exemple). La position adéquate du patient pour le relevé de la teinte sera de faire face à la source lumineuse pendant que l'observateur lui fera face, tournant le dos à la lumière.

2.3.3 INFLUENCE DE L'OBSERVATEUR

[2,59,77,83]

Ne sont pas rares les personnes qui discernent mal les couleurs ou qui n'en voient pas certaines : environ 10% des hommes et 1% des femmes. L'observateur, s'il en est conscient, doit se faire aider lors de la prise de teinte (assistante, prothésiste...)

La perception d'une même couleur peut être différente avec un œil puis avec l'autre, c'est pourquoi il est recommandé de relever les couleurs avec les deux yeux en même temps.

Certaines substances modifient la perception visuelle : l'alcool, la morphine, la caféine, le Viagra®. De plus l'âge de l'observateur peut jouer : en effet avec le temps le cristallin jaunit légèrement, les objets se révèlent plus jaunes et il devient plus difficile de différencier le blanc du jaune.

Le fait de regarder ou fixer une couleur pendant un certain temps peut entraîner une fatigue visuelle, avec apparition d'une image virtuelle se superposant à l'image réellement vue : celle-ci est de la couleur complémentaire de celle observée. Les cônes, trop stimulés,

produisent une image en retour dans la couleur complémentaire de celle examinée. Ainsi l'observation de la dent ne devrait pas dépasser 10 secondes lors de la prise de teinte. Si celle-ci dure plus longtemps, il est important de reposer les yeux par moments sur un fond de couleur grise.

Il a été montré que l'expérience de l'observateur était un facteur positif pour une bonne prise de teinte : les prothésistes sont meilleurs que les dentistes, eux-mêmes plus doués que les étudiants en chirurgie dentaire.

3 TECHNIQUE DE STRATIFICATION

3.1 PRINCIPES

La demande esthétique est aujourd'hui de plus en plus présente, dans de nombreux domaines, mais, dans le nôtre particulièrement, les patients sont de plus en plus exigeants. La restauration des dents antérieures peut être réalisée par plusieurs méthodes, dont la prothèse fixée, mais de nombreux cas peuvent être simplement traités par la mise en place de matériaux d'obturation esthétiques : en effet de nouveaux composites apparaissent sur le marché depuis quelques années, composites dits « esthétiques ». Ils sont présentés en coffrets et comprennent chacun plusieurs teintes appelées « teintes émail » ou « teintes dentine » qui varient par leur teinte, leur opacité et leur transparence. Ces teintes sont spécifiquement destinées à remplacer les tissus manquants selon la structure initiale de la dent naturelle.

Il est vrai qu'il semble tout à fait illusoire de reproduire deux tissus différents (émail et dentine) par un seul produit, comme c'était souvent le cas il n'y a encore pas si longtemps, car les teintes proposées ne pouvaient en aucun cas imiter la translucidité du bord incisif, par exemple. Le principe de la stratification est donc d'appliquer des couches dentines, qui sont relativement opaques, recouvertes par des couches émail beaucoup plus translucides.

Il faut rappeler que la mise en place successive de plusieurs couches de composite polymérisées est rendue possible grâce au fait que le taux de polymérisation des résines composites n'atteint jamais les 100%, ce qui laisse des monomères disponibles pour recevoir ceux d'une nouvelle couche et pour s'y lier.

3.2 MATERIAUX UTILISES : LES NOUVEAUX COMPOSITES A FORT RENDU ESTHETIQUE

3.2.1 PROPRIETES NECESSAIRES

[22,28,38,57,75]

Les propriétés des composites ont été améliorées afin d'obtenir un résultat le plus esthétique possible : pour cela la granulométrie a été réduite, permettant d'excellentes qualités optiques, plus stables.

Les industriels ont réussi à combiner les propriétés avantageuses des composites micro-chargés (hautement polissables, esthétiques) à la grande résistance des composites hybrides dans des matériaux appelés composites micro-hybrides et dans d'autres appelés nanoparticules.

- les micro-hybrides : ils allient l'esthétique des micro-chargés et la résistance des hybrides, ils sont utilisés en tant que composites universels ou stratifiés.

Ex : 4Seasons® d'Ivoclar Vivadent, Venus® d'Heraeus Kulzer, Glacier® de SDI, Esthet-X® de Dentsply.

Il en existe une sous-catégorie : les micro-chargés renforcés. Ils sont plus résistants car contiennent plus de charges. Ex : Micronew® de Bisco.

- les nano-composites ou composites micro-hybrides nano-chargés [57] : ils contiennent des particules de remplissage dont le diamètre est inférieure à 0,1 µm (nanoparticules), et d'autres molécules identiques à celles contenues dans les micro-hybrides.

Ces nanoparticules assurent une plus grande maniabilité et une meilleure aptitude au polissage, tout en augmentant le taux de charges. Leur résistance est comparable à celle des hybrides, mais leur taux de contraction est relativement faible.

Selon certains auteurs, leur poli de surface est plus durable.

Ex : Filtek Suprem® de 3M Espe.

Ces nouveaux composites sont fabriqués dans des teintes d'opacités et de translucidités différentes, permettant des restaurations nettement plus réalistes : des teintes dentine opaques, des teintes émail translucides et des teintes blanchissantes

Ex : le Miris® de Coltène/Whaledent comprend 10 teintes opaques, 6 translucides et 1 blanchissantes, le Filtek Suprem® de 3M Espe est composé de 18 teintes opaques, 9 translucides et 2 blanchissantes, etc...

Les industriels ont fortement prêté attention à l'excellente aptitude au polissage, propriété essentielle de ces nouveaux composites : car un bon polissage permet une réduction de l'usure, et un meilleur mimétisme avec l'émail, tout ceci grâce à une meilleure distribution et répartition des charges et à une granulométrie plus fine.

	Taux de charges en poids %	Module d'Young (Gpa)	Résistance à la flexion (MPa)	Dureté (Vickers)	Rétraction de prise %
Macro-chargés	78	12,3	109,7	62,3	1,8 à 2,4
Micro-chargés	57,1	5,2	66,3	30,8	3,08
Micro-hybrides et Nano-composites	78	9,3	109,8	57	3,04

Tableau 7. Comparaison des taux de charges et des propriétés mécaniques des nouveaux composites hybrides avec les composites traditionnels micro- et macro-chargés (les valeurs annoncées sont des moyennes) .

D'après MITRA SB et coll, 2003.

Le comportement de ces composites doit aussi être maintenu dans le temps : il a été amélioré en perfectionnant sensiblement leurs propriétés physiques, surtout grâce à la nanotechnologie. Sont ainsi obtenues, entre autres, des teintes plus stables.

De la même manière, les fabricants se sont attardés sur la facilité de manipulation de ces matériaux : car une restauration strate par strate d'une dent nécessite que le composite, une fois mis en place, ne suive pas le retrait de l'instrument, et qu'il garde sa forme. Ainsi la faible viscosité du matériau lui permet de ne pas coller aux instruments et de se maintenir avant sa polymérisation.

3.2.2 NOUVEAUX COFFRETS

3.2.2.1 Enamel Plus HFO® (Micerium/Bisico)

[10,19,55,91]



Image 21. Coffret Enamel Plus HFO® [55].

C'est un composite appartenant à la famille des micro-hybrides, il se compose de 5 corps différents :

- 7 teintes dentines (fluorescentes) pour la chromaticité : de UD1 à UD7
- 3 teintes émail génériques pour la luminosité : de GE3 (très lumineux, pour des dents jeunes) à GE1 (moins lumineux, pour des dents plus âgées),
 - 4 teintes émail opalescentes :
 - . OBN : produit généralement passe-partout
 - . OA : opalescence du bord libre + bandes sclérotiques
 - . OG : effet encore plus gris
 - . OW : effet blanc opalescent délicat
 - 2 teintes intensives émail pour recrées des tâches :blanc froid «Blanc IW» et blanc chaud «Milky IM». Ces tâches peuvent être classées en 4 catégories :
 - . 1 :tâches isolées,
 - . 2 :tâches plus petites et plus denses,
 - . 3 :flocons de neige sur toute la couronne et
 - . 4 : bandes horizontales.
- 7 teintes fluorescentes, pour les caractérisations de la dent,
- et 1 glass connector : produit qui va augmenter la diffusion interne de la lumière, tout en augmentant la fluorescence du corps dentinaire, il va créer une couche élastique entre l'émail et la dentine (on le positionne entre les 2 couches), diminuant ainsi le stress.

Le teintier est réalisé à partir de composite de la même marque, et l'épaisseur décroissante des échantillons (en forme de longs coins de bois par exemple) permet de simuler la teinte réelle en fonction de l'épaisseur à reconstituer.

Le coffret comprend aussi une carte chromatique pour l'enregistrement des teintes.

VANINI a beaucoup travaillé sur la stratification avec ce système, nous étudierons un peu plus loin son protocole.

3.2.2.2 Esthet-X® (Dentsply)

[21,68,103]

C'est un composite dit « nanoparticule », de haute densité, composé de nanoparticules de dioxyde de silicium de 20nm de diamètre.

C'est un système à 3 couches comprenant :

- 7 teintes dentine opaques, dont 1 teinte blanchissante W-0,
- 19 teintes de corps, dont 2 teintes blanchissantes : W (blanc) et XL (extra-léger),
- 5 teintes d'émail translucides : clair – blanc – jaune – ambre – gris.



Image 22. Coffret Esthet-X® [21].

Le teintier (Esthet.X™) permet de restaurer la dent selon la teinte Vita® choisie, car il fournit une sorte de recette des différentes teintes qu'il faut utiliser pour parvenir à ce résultat.

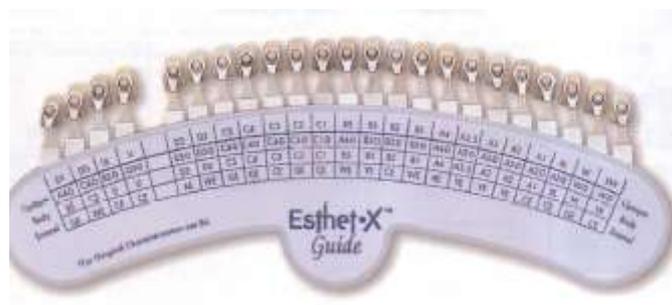


Image 23. Teintier Esthet-X™ [21].

3.2.2.3 Ceram-X-Duo® (Dentsply)

[20,68,103]

Ce composite est l'évolution du précédent, le fabricant a simplifié le système à 2 couches dentine et émail. La composition physique du matériau a elle aussi un peu évolué, il est formé de charges de 3 diamètres différents, dont des nanoparticules de 2 à 3 nm.

Il comprend ainsi :

- 4 teintes dentines : de D1 la moins saturée à D4 la plus saturée,
- 3 teintes émail : de E1 la plus claire à E3 la plus sombre,
- 1 teinte « blanchiment » (DB) pour les restaurations après éclaircissement.

Il y a donc moins de teintes disponibles, mais elles peuvent répondre à toute les situations cliniques, dicit le fabricant. Pour le prouver, ils se sont attachés à reconstituer des dents Vita® précédemment découpées par leur moitié, avec les teintes Ceram.X Duo® et il est vrai que les résultats ont semblé concluants, sauf pour les teintes A4 et D4 [103].

Le teintier est du même principe que son prédécesseur, on choisit la teinte avec un teintier classique Vitapan™ et le guide nous donne la recette pour y arriver.



Image 24. La teinte Vita® est choisie et le teintier Ceram-X-Duo® indique quels composites Dentine et Email utiliser pour la reproduire.

© Information dentaire, 2005, [68].

Ce concept a été testé et approuvé par PELISSIER et coll. (2005), qui jugent le système pratique de part sa simplification d'utilisation et surtout aux résultats satisfaisants obtenus, Mais ils rappellent que comme tout système composite stratifié, le succès dépend aussi beaucoup de la maîtrise de l'opérateur.

Produit	Fabricant	Type	Teintes dentine	Teintes émail	Teintes blanchissantes	Guide des couleurs	Volume de charges %	Module d'Young	Résistance à la flexion
Esthet-X	Dentsply	Micro-hybride	23	5	3	Vita Classic	60	E	ME
Filtek Suprem	3M Espe	Nano-composite	18	9	2	Vita Classic	58-60	E	ME
4Seasons	Ivoclar Vivadent	Micro-hybride	12	24	4	Vita Classic	55-58	ME	ME
Glacier	SDI	Micro-hybride	8	14	1	Vita Classic	62	E	ME
Gradia Direct	GC America	Micro-hybride	17	8	1	Vita Classic	64-65	E	M
Micronew	Bisco	Micro-chargé renforcé	3	21	3	Vita Classic	51-53	ME	M
Miris	Coltène - Whaledent	Micro-hybride	10	6	1	Propriété exclusive	59	E	ME
Point 4	Sds/Kerr	Micro-hybride	8	19	3	Vita Classic	57	ME	ME
3D Direct	Vident	Micro-hybride	13	4	3	Vita 3D-Master	65	ME	M
Venus	Heraeus Kulzer	Micro-hybride	7	18	2	Vita Classic	61	E	M

Tableau 8. Comparaison de différentes résines composites à haut rendu esthétique.

(M = Moyen ; ME = Moyennement Elevé ; E = Elevé)

D'après FARAH JW et POWERS JM, 2003.

3.2.2.4 Synergie D6® (Coltene-Whaledent)

[13,38]

La formulation spécifique de ce composite est basée sur une distribution spéciale des charges, grâce à l'incorporation de nanoparticules et de charges pré-polymérisées, et permet une excellente maniabilité du matériau ainsi qu'une diminution du taux de contraction lors de la polymérisation. Il présente une consistance ferme, et il n'adhère pas aux instruments, assurant ainsi une bonne stabilité jusqu'à sa polymérisation.

Le fabricant présente un concept unique de teintes dites « Duo Shade » : chaque teinte a été créée par regroupement de teintes Vita® voisines, puis leurs intensités et translucidités ont ensuite été optimisées. Le système se limite à deux couches :

- 5 teintes dentine « Duo Shade » : A1/B1 - A2/B2 - A3/D3 - A3,5/B3 - C2/C3,
- 2 teintes émail : universel et white opalescent
- + 1 teinte dentine « blanchiment ».



Image 25. Coffret Synergie D6®

Les échantillons du teintier, réalisés en composite de la même marque, peuvent s'encaster afin de visualiser le résultat final : on sélectionne la teinte dentine au niveau du collet de la dent, et la teinte émail au niveau du bord libre, on emboîte les deux échantillons et on contrôle l'aspect final.

De plus, les échantillons sont classés dans le teintier par saturation croissante et luminosité décroissante, plutôt que par teinte dominante, ce qui facilite le choix de la couleur, nous précisent JAKUBOWICZ et ABULIUS (2006).

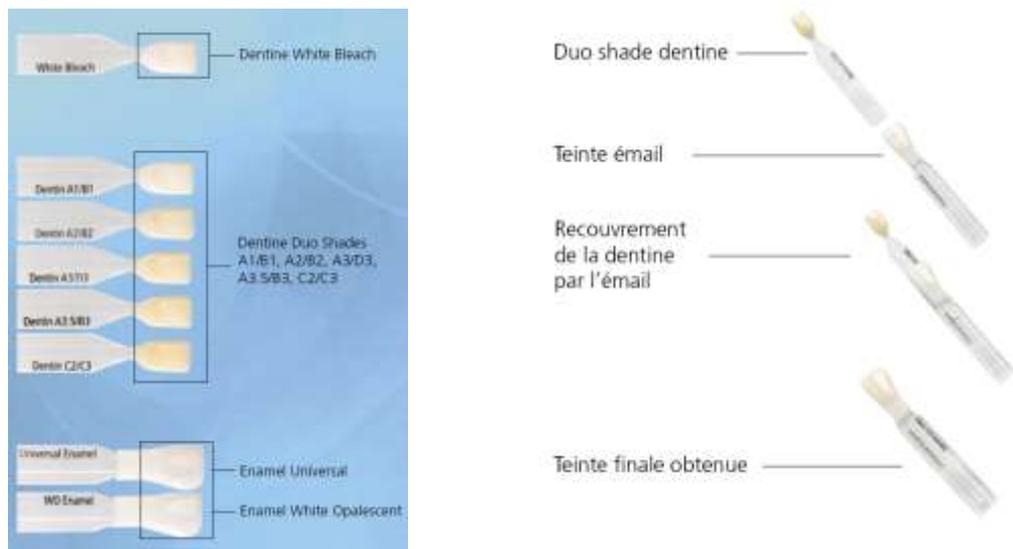


Image 26. Concept de teintier à recouvrement : les échantillons, constitués du composite Synergie D6®, se superposent, permettant une visualisation correcte du résultat final.

Il existe ainsi plusieurs composites de ce type, aux procédés de relevé de teinte différents, et décrivant des méthodes différentes, mais ils se rejoignent maintenant à peu près tous par leurs propriétés : effets esthétiques et optiques très avancés, bonne aptitude au polissage et manipulation facilitée.

3.3 PROTOCOLES

Nous allons ici décrire plusieurs protocoles : celui de la stratification dite « anatomique » ou « naturelle », premier protocole du genre, décrit par VANINI, puis nous verrons des protocoles plus récents qui sont des versions simplifiées de la première. Dans un dernier point nous exposerons le protocole complet nécessaire à une bonne finition et à un bon polissage.

3.3.1 RESTAURATION PAR STRATIFICATION ANATOMIQUE

[9,10]

Ce protocole a été décrit par VANINI en 1995, celui-ci partant du principe que la teinte résultante d'une dent ne vient pas de sa surface mais de l'intérieur, du corps dentinaire. Il convient donc de reproduire les différentes strates de tissus dentaires lors de restaurations directes par composite : on aura une zone dentine, centrale, et une zone émail, périphérique, à laquelle pourront être ajoutés différents effets ou « caractérisations », surtout dans la zone incisale.

Cette méthode sert aujourd'hui de référence internationale, car elle permet des résultats prévisibles et très esthétiques.

Rappelons que ce protocole a été décrit avec le composite Enamel Plus HFO® de Micerium, matériau que le Dr Vanini a aidé à mettre au point.

3.3.1.1 Détermination de la carte chromatique

[10,19,91]

Le premier point de ce protocole, peut-être le plus important, est de déterminer la couleur de la dent et ainsi remplir la carte chromatique. La carte chromatique est une fiche reprenant tous les relevés réalisés sur la dent. Ainsi il faut y noter :

- la chromaticité relevée : teinte + saturation,
- la luminosité,
- les intensifs,
- les opalescents,
- et les caractérisations.



Image 27. Les 5 points importants à relever pour remplir la carte chromatique, selon le Dr Vanini. [55]

La chromaticité, d'abord, correspond à la couleur de la masse dentinaire interne. Elle intègre une teinte de base BC 1,2,3 ou 4, situées sur la gauche de la carte chromatique et correspondant à une teintes Vita® A,B,C ou D, ainsi que 7 niveaux différents de saturation mis au point pour la teinte Vita® A. Ces 7 teintes dentines sont dites universelles : UD1 – UD2 – UD3 – UD3,5 – UD4 – UD5 – UD6, elles sont situées sur la droite de la carte chromatique.

La chromaticité obtenue est la moyenne des chromaticités des 3 zones : collet, partie médiane et bord occlusal. On obtient des valeurs qui varient selon l'âge du patient.

Ensuite on relève la luminosité de la dent, notée V sur la carte, qui est déterminée par la qualité et la quantité d'émail : en effet elle dépendra de son épaisseur, de son degré de minéralisation et de son contenu en eau. La luminosité sera forte pour un émail jeune : nous utiliserons la teinte émail GE3 représentée sur la carte chromatique par une tonalité «blanc laiteux» ; pour un émail d'adulte et donc une luminosité plus faible nous prendrons la teinte GE2 (tonalité «blanc froid») ; pour un émail de patient âgé avec une luminosité nettement moindre ce sera la teinte GE1, tonalité grise sur la carte. Cette dimension de la teinte est à relever au centre de la dent.

Puis viennent les intensifs, notés I, qui vont servir à reproduire les zones d'hypominéralisation de l'émail. 4 catégories d'intensifs sont symbolisées au verso de la carte, à gauche :

- type 1 : taches isolées ou «cercles»,
- type 2 : taches plus petites et plus denses ou «nuages»,
- type 3 : «flocons de neige» occupant toute la couronne,
- type 4 : «bandes horizontales».

Pour les reproduire, 2 composites sont à notre disposition, schématisés à droite de la carte : l'intensif blanc IW pour un blanc froid, et l'intensif milky IM pour un blanc chaud.

Ensuite il faut prendre en compte l'opalescence de la dent, la troisième ligne notée O au recto de la carte : il s'agit du halo bleu-gris que l'on retrouve au niveau de son bord libre. La forme de cette zone va déterminer la géographie du bord libre que VANINI a classé en 5 types, qui sont exposés au dos de la carte chromatique :

- type 1 : à 3 mamelons,
- type 2 : à 4 mamelons,

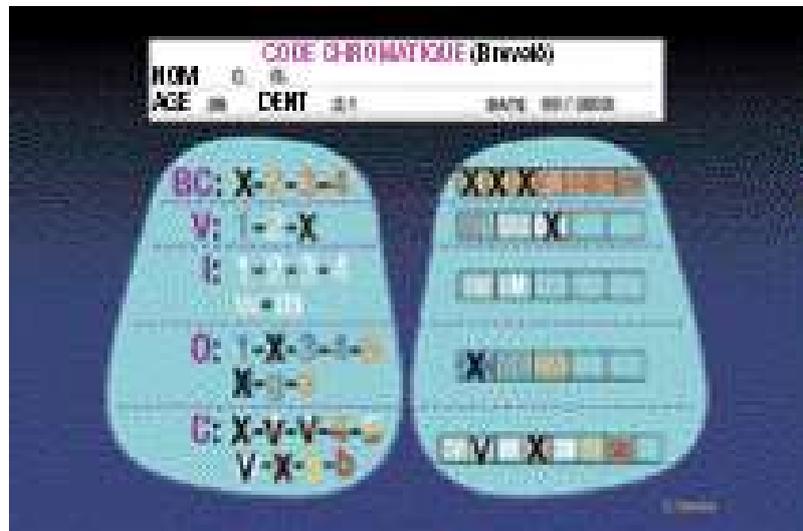


Image 28. Recto de la carte chromatique.

© Information dentaire, 2006, [91].

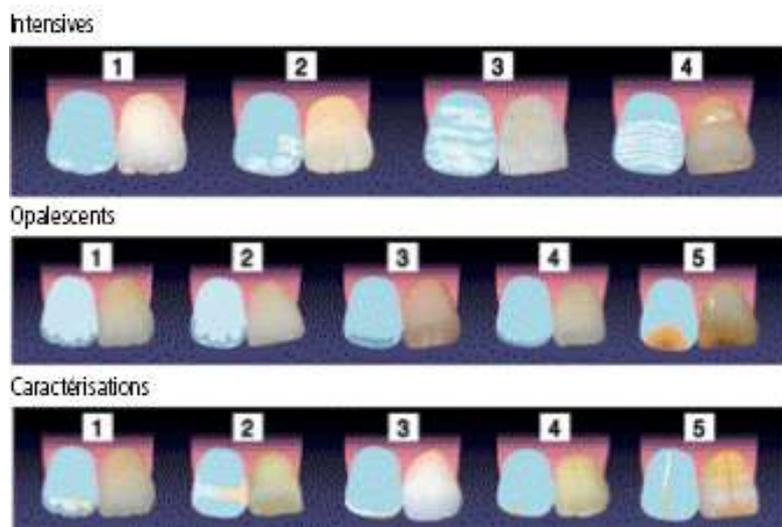


Image 29. Verso de la carte chromatique.

© Information dentaire, 2006, [91].

- type 3 : en peigne,
- type 4 : à fenêtre (on observe un sillon dense),
- type 5 : à tache (chez patients âgés avec dentine sclérotique).

Nous avons 3 masses de composite opalescent disponibles, notés au recto à droite : OBN pour un effet bleuté, OG pour un effet plus gris et OA pour créer des bandes sclérotiques ambrées.

La dernier point à relever pour finir le remplissage de la carte chromatique est la caractérisation de la dent. VANINI a classé ces caractérisations en 5 catégories schématisées au verso de la carte chromatique :

- type 1 : petite zone entre deux lobes au niveau du tiers incisif,
- type 2 : large bande horizontale au niveau des tiers moyen et cervical,
- type 3 : zone blanche et/ou ambrée du bord libre
- type 4 : tache d'hypominéralisation pouvant être retrouvée sur toutes les zones de la dent,
- type 5 : craquelure / fissure verticale, transparente, jaune ou brune, recherchée également sur toute la hauteur de la dent.

Pour les reproduire, nous avons un panel de 7 composites fluorescents différents : OW (blanc clair), IW (blanc froid), IM (blanc chaud), OA (ambre), SW (intensif blanc), SY (intensif jaune) et SB (intensif marron).

Toutes ces dimensions doivent être scrupuleusement notées sur la carte chromatique, ce qui facilitera ensuite le montage du composite : nous n'aurons plus qu'à lire celle-ci et monter les composites correspondants.

3.3.1.2 Guide silicone

[22]

Pour reproduire fidèlement une dent, il faut certes prendre en compte sa teinte, mais il faut tout autant considérer sa forme et son volume. Pour cela, il est nécessaire de réaliser une empreinte silicone de la dent à restaurer, servant de clé pour le futur montage.

Si toutefois le volume de la dent doit être modifié, ou si certains tissus sont absents, alors un montage diagnostique doit être préparé en appliquant directement du composite sur la dent non préparée. Puis une empreinte de ce montage est réalisée.

Le guide silicone obtenu servira de moule pour le montage des composites, ne laissant ainsi pas de place à l'improvisation.

3.3.1.3 Préparation de la dent

[10,75,91]

Tout d'abord on procède à l'anesthésie de la dent, une para-apicale dans le cadre d'une incisive, si on estime que la profondeur de la restauration le nécessite. Puis on met en place le champ opératoire étanche, avant de procéder à la préparation cavitaire qui consiste soit à déposer la restauration précédente défectueuse, soit à enlever la lésion carieuse. La forme que prend la cavité ne doit pas répondre à des règles de parallélisme, qui permettent une bonne rétention mécanique, car ici nous utilisons un procédé d'adhésion par collage, donc la forme de la préparation ne sera guidée que par le volume des tissus ou restaurations à déposer.

Cette préparation sera complétée par un chanfrein en vestibulaire et par une finition à angle droit en proximal et en palatin. D'après VANINI ces procédés allient une bonne esthétique et une bonne résistance mécanique, contrairement aux longs biseaux, longtemps utilisées avec les composites micro-chargés et permettant un excellent rendu esthétique, mais trop fragiles quand utilisés avec des composites micro-hybrides, beaucoup plus rigides (module de Young de 15MPa contre 4MPa) : ils risqueraient alors de casser [91].

Il est aussi recommandé de finir la préparation avec une fraise diamantée à grains fins (grains de 40 μ m), puis d'éliminer les prismes d'émail non soutenus par un polissage avec des pointes en silicone.

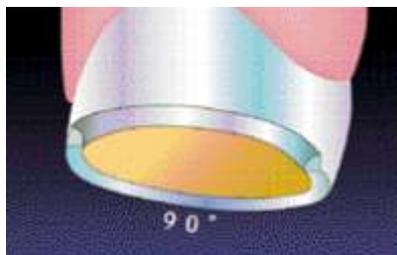


Image 30. Réalisation d'un chanfrein vestibulaire et d'un congé à angle droit en proximal et en palatin.

© Information dentaire, 2006, [91].

3.3.1.4 Protocole de collage

[19,75]

L'adhésif est ensuite appliqué selon le protocole recommandé par le fabricant. Toutefois il faut penser à augmenter la durée du mordantage lorsque l'on travaille sur une dent âgée (environ 1 minute), et encore plus lorsque l'on travaille sur les collets. De plus ne pas oublier que le rinçage doit être important, au contraire du séchage sur la dentine qui lui ne doit pas être excessif sous peine d'entraîner un collapsus du réseau collagène et par conséquent un collage inefficace.

Une erreur à ne pas commettre est d'appliquer l'adhésif en couche trop épaisse, car celui-ci deviendrait visible à l'interface dent-composite, entraînant un résultat inesthétique.

3.3.1.5 Montage du composite

[9,10,19,91]

Après avoir vérifié l'adaptation du guide silicone en bouche, le montage commence par la mise en place du composite émail en palatin : le matériau est directement placé dans le guide silicone puis, une fois en bouche, on vérifie son adaptation marginale et on le polymérise. Le guide silicone est désinséré, puis on place une matrice transparente maintenue par un coin en bois pour monter le composite émail en proximal.

Une fois les murs palatin et proximal réalisés, un matériau spécifique du coffret Enamel Plus HFO® est mis en place : c'est le Glass Connector®. Il s'agit d'une résine visqueuse blanche, hautement fluorescente qui reproduit la couche protéique de la dent naturelle et permet ainsi d'augmenter la diffusion interne de la lumière et de renforcer la fluorescence de la dentine. On a ainsi l'impression que la lumière traverse l'émail et circule tout autour de la restauration. De plus il crée une couche élastique entre les composites amélaire et dentinaire, diminuant la tension entre ces deux matériaux. Celui-ci est positionné en une fine couche à l'aide d'une petite brosse, sans jamais aller jusqu'aux limites de la préparation, puis est polymérisé.

On place ensuite les 3 couches de dentine. La première couche doit être plus saturée de 2 degrés que la teinte finale à obtenir : si on doit avoir une teinte de 2, alors la première couche de composite dentine sera du UD4, la deuxième du UD3 et la dernière du UD2. Vu que l'on doit obtenir des parties incisale et proximales moins saturées, il faut procéder à une mise en

place différente des 3 couches de composite dentine : la première, au fond et pour la partie cervicale, ne doit pas arriver aux limites de la préparation, la deuxième est placée sur le reste de la cavité et vient recouvrir la moitié du chanfrein, et la troisième vient recouvrir les deux premières en s'arrêtant aux trois quarts du chanfrein et parvenant à la zone incisale.



Image 31. Rôle et positionnement du Glass Connector®. [55]

Une deuxième couche de Glass Connector est alors mise en place.

Si besoin on place les composites permettant de créer les caractérisations, puis la masse opalescente, et enfin les masses intensives avant de venir recouvrir le tout par la teinte émail choisie. Bien sûr ces différentes masses sont polymérisées tour à tour.

Cette méthode référentielle de stratification naturelle ou anatomique a donné naissance à plusieurs autres coffrets de composites ainsi qu'aux protocoles qui les accompagnent, tels Esthet.X® (Dentsply), Filtek Suprem® (3M Espe), Artemis® (Ivoclar Vivadent), Venus® (Heraeus-Kulzer), qui contiennent tous eux aussi environ une trentaine de teintes, et 3 à 4 opacités différentes. Ce large choix peut apparaître parfois déroutant pour le praticien, ainsi que la complexité de mise en œuvre de ces systèmes. De plus la compréhension de ces coffrets peut demander quelques heures d'apprentissage, et leur emploi requiert encore trop de temps pour la pratique dentaire quotidienne. C'est pourquoi de nouveaux systèmes sont apparus, permettant des restaurations moins complexes et plus rapides.



Image 32. Avant reconstitution : incisive centrale fracturée.[55]



Image 33. Après reconstitution avec le composite Enamel Plus HFO®.[55]

3.3.2 NOUVELLES METHODES DE RESTAURATION PAR STRATIFICATION

La stratification naturelle de VANINI évolue par un processus de simplification, avec l'apparition de nouveaux systèmes composites.

Quelques auteurs en ont décrit des protocoles d'utilisation.

3.3.2.1 Stratification simplifiée

3.3.2.1.1 Par ZYMAN et JONAS (2005)

[103,104]

ZYMAN et JONAS présentent un protocole en cinq étapes, issu de leur expérience clinique, pour réaliser des restaurations antérieures tout à fait correctes, grâce aux nouveaux coffrets de composites permettant des restaurations en deux couches, et non plus en trois comme décrite par VANINI. Ainsi ils utilisent le composite Ceram-X-Duo® (Dentsply), évolution de l'Estet-X®, ou encore le Miris (Coltène Whaledent).

Voici les cinq étapes de leur protocole :

- bloquer la lumière sombre venant de la cavité buccale,
- masquer la frontière dent-restauration,
- masquer le trait de fracture,
- respecter les transparences et les caractéristiques naturelles de l'émail et de la dentine,
- et contrôler la luminosité finale.

Tout d'abord ils préconisent de bloquer la lumière sombre venant de la cavité buccale en plaçant en palatin un composite dentine opaque, ou aussi en plaçant un composite moins opaque mais en une couche épaisse.

Pour masquer la jonction dent-composite, ils recommandent de réaliser un large biseau de 1,5 à 2 mm, technique moins délicate, selon eux, que la réalisation d'un congé vestibulaire car celui-ci nécessite une mise en place minutieuse du composite dentine à son niveau pour ne laisser que 0,2 à 0,3 mm pour la couche de composite émail.

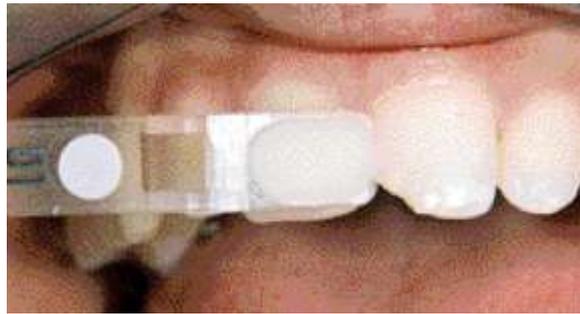
Pour masquer la zone de transition entre la dent et le matériau, trois solutions sont possibles : utiliser un composite dentine opaque, ou appliquer sur la zone un composite fluide opaque en couche fine, ou hachurer le trait de fracture avec une fraise, ce qui rendra cette zone habituellement colorée quasi invisible.

Pour retranscrire les caractéristiques de l'émail et de la dentine, il suffit d'observer la dent collatérale et de respecter les opalescences, la forme des mamelons s'il y en a, la limite jusqu'à laquelle arrive la dentine, etc... Les auteurs recommandent d'observer la dent collatérale en variant l'orientation des rayons lumineux grâce à un miroir de bouche, la photographie numérique peut aussi être très utile, car une fois retouchées avec un simple logiciel, les caractéristiques de la dent deviennent tout à fait visibles.

Et enfin, la luminosité finale, donnée en majeure partie par la couche émail de surface, est vérifiée très facilement grâce à une photographie numérique en noir et blanc : si cela apparaît trop gris, alors on peut corriger en prenant un composite plus blanc, plus lumineux, et inversement si cela apparaît trop clair.



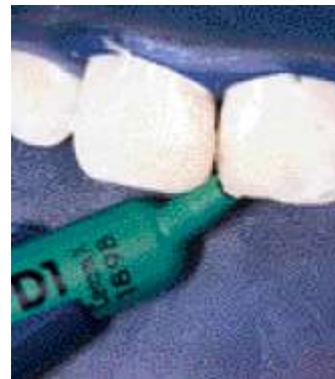
a) *Vue clinique pré-opératoire.*



b) *La teinte dentinaire est choisie avec le teintier dentine spécifique du CERAM X Duo.*



c) d) *La teinte émail est déterminée de manière identique avec le teintier spécifique. Une image en noir et blanc facilite la sélection.*



e) *Mise en place des couches ...*



f) *... dentine et émail choisis.*



g) *Vue clinique avant polissage.*



h) *Résultat final.*

Images 34. Exemple de stratification avec le composite Ceram.X Duo®.

© Information dentaire, 2005 [103].

3.3.2.1.2 Par PELISSIER et coll. (2005)

[68]

PELLISSIER et coll (2005) décrivent eux aussi une méthode de stratification simplifiée utilisant le composite Ceram-X-Duo® de Dentsply. Leur protocole comprend une prise d'empreintes servant à réaliser une cire de diagnostic et deux clés silicone : la première sert à reconstruire la face palatine, la seconde sera coupée dans le sens vestibulo-palatin et servira de guide de stratification, évitant des apports excessifs ou insuffisants de telle ou telle couche de composite.

Contrairement au protocole décrit par ZYMAN et JONAS, celui-ci indique la mise en place de trois couches différentes : émail palatin, dentine et émail vestibulaire, comme dans la méthode de stratification anatomique de Vanini, mais la simplification vient ici du choix des teintes qui est hautement facilité par le teintier : il fournit la combinaison adéquate des teintes émail et dentine permettant d'obtenir la teinte Vita® choisie.

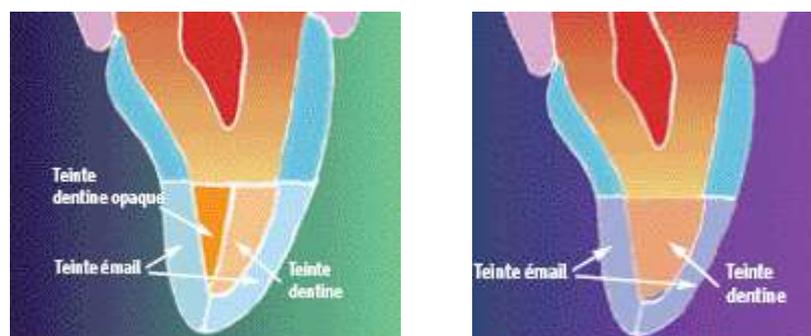


Image 35. Principes des composites Esthet X® (Dentsply) à gauche et Ceram X Duo® (Dentsply) à droite.

© Information dentaire, 2005, [68].

Chaque auteur arrive, avec le même composite et des protocoles différents, à de très bon résultats. S'il y a un choix à faire, chacun devra utiliser le protocole avec lequel il se sent le

plus à l'aise car le résultat final dépend certes du respect du protocole, mais surtout de l'habileté et de l'expérience du praticien qui le met en œuvre.

3.3.2.2 Stratification guidée

[9]

Le protocole décrit par CASTANY et PELISSIER nécessite de passer par une étape d'empreintes et de monter un projet diagnostique esthétique et fonctionnel en cire, à partir duquel sont réalisées trois clés en silicone :

- la première est « la clé palatine », elle comprend également dans sa partie coronaire des ergots de repositionnement,
- la deuxième est la « clé émail », réalisée en silicone transparents, elle s'adapte parfaitement aux ergots de la première,
- la troisième est la « clé dentine », réalisée en silicone transparents également, après avoir ôté 0,5 à 1 mm de la face vestibulaire du projet en cire. Elle s'adapte elle aussi aux ergots de la première clé.

Le montage se fait donc en trois couches : émail palatin, dentine et émail vestibulaire grâce à ces guides qui s'adaptent parfaitement les uns aux autres. Les clés émail et dentine sont transparentes afin de permettre la photopolymérisation des composites lorsqu'elles sont en place.

Cette méthode va ainsi permettre une prédictibilité du résultat clinique final de par ces guides issus d'un projet fonctionnel, esthétique et répondant aux contraintes occlusales, mais également de part l'approche structurale du projet avec cette troisième « clé dentine ».

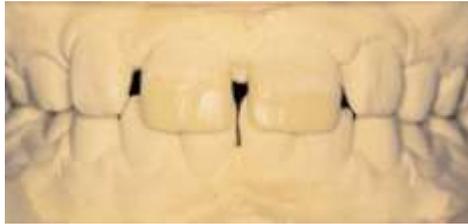


Image 36. Modèles en plâtre avec les maquettes en cire reconstituant les dents fracturées.

© Information dentaire, 2000, [9].

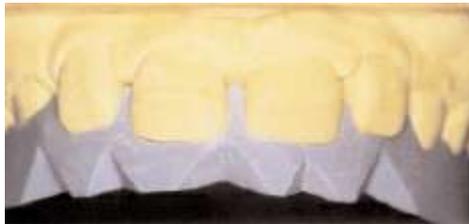


Image 37. Maquettes en cire et clé palatine, avec ses ergots de repositionnement.

© Information dentaire, 2000, [9].



Image 38. La couche représentant l'émail a été éliminée, on obtient la morphologie dentinaire.

© Information dentaire, 2000, [9].

3.3.3 FINITIONS

La dernière phase d'une restauration en composite, et non la moins importante, est celle des finitions, car elle en assure l'esthétique mais aussi sa pérennité.

Elle comprend trois étapes : d'abord la sculpture, puis le contrôle de l'occlusion, et enfin le polissage du composite qui prend souvent plus de temps que les deux autres

3.3.3.1 Sculpture et contrôle de l'occlusion

La sculpture consiste à enlever les excès de matériau qui ont fusé, et permet de redonner à la restauration un contour en harmonie avec les tissus environnants [4].

On en profite pour retrouver une occlusion fonctionnelle, même si grâce à l'utilisation des guides silicone cette étape n'est normalement pas à effectuer.

On utilise pour ce faire des instruments à finir : des fraises en carbures de tungstène et/ou des fraises diamantées fines ou extra-fines [29,84].

3.3.3.2 Polissage

Le polissage est la dernière étape de la restauration, et ne peut être évitée car l'absence de polissage (ou un mauvais polissage) induit des effets néfastes pour la restauration [1,29,68,84,94,99,100,102]. En effet une surface lisse et bien polie apparaîtra plus esthétique car elle aura la brillance de la dent naturelle, et sa maintenance sera beaucoup plus facile. En effet à une surface rugueuse correspond un coefficient de friction plus élevé et donc une augmentation de son degré d'usure. Une surface rugueuse entraîne également une rétention de plaque, ce qui a de nombreuses conséquences :

- une inflammation du parodonte,
- l'apparition des taches et de discolorations inesthétiques,
- l'inconfort du patient,
- et l'apparition de caries secondaires.

De plus, cette étape est totalement indispensable car elle permet l'élimination de la couche poisseuse de surface, riche en résine : la couche inhibée par l'air [4,29].

Il existe différents matériels de polissage [1,4]:

- des disques ou cupules ou pointes en silicone ou caoutchouc imprégnés d'abrasifs (Enhance® System de Dentsply, PoGo® de Dentsply, OptraPol® d'Ivoclar)
- des disques abrasifs recouverts d'oxyde d'alumine ou de carbure de silicium, utilisés en séquence d'instruments d'abrasivité décroissante (Compo Système® de Komet, OptiDisc® de Kerr, disques Sof-Lex® de 3M ESPE)
- des brochettes de polissage (Occlubrush® de Kerr, Easygloss® de VOCO, brochettes Sof-Lex® de 3M ESPE),
- des pâtes à polir (Glossy Polishing Paste® de Henry Schein, Prisma® Gloss de Dentsply),
- des strips (Mylar Strip®, strips à finir de 3M ESPE)...

Certains fabricants ont regroupés ces instruments en kits de polissage [1] : le coffret Compo Système® de Komet regroupe des disques diamantés transparents de 2 diamètres et de 3 granulométries et des strips abrasifs de deux largeurs et de 3 granulométries, le coffret OptiDisc® de Kerr comprend des disques de 4 granulométries, 5 mandrins et une brochette OptiShine®, le coffret iPOL® d'Heraeus Kulzer est lui composé de 5 polissoirs en silicone et de 3 fraises diamantées : chacun amène donc à un protocole multi-instrumental.

Le polissage correspond à un protocole qu'il n'est pas facile à mettre en place de part l'hétérogénéité des matériaux : le type de charges, leur taille, leur quantité, vont très largement influencer sur le résultat final. Le procédé de photo-polymérisation et l'utilisation de charges de plus petite taille permettent aujourd'hui un haut degré de polissage [4].

Nous retrouvons souvent dans les articles traitant du polissage des résines composites un protocole qui semble être efficace [4,29,99] : il consiste à d'abord utiliser une ou des fraises en carbure de tungstène pour la sculpture, puis le polissage s'effectue à l'aide de disques recouverts d'oxyde d'alumine de 3 ou 4 granulométries différentes, utilisés de manière décroissante. Un brillantage est parfois apporté [84,99,102], réalisé à l'aide d'une brochette ou d'une cupule caoutchoutée et de pâte à polir.

Rappelons que le choix du matériel doit être dicté par la situation clinique et la position de la restauration sur la dent. En effet les disques, qui apportent un très bon polissage, ne sont réservés qu'aux surfaces planes ou convexes, leur emploi se trouve limité dans le cas de restaurations palatines sur incisives par exemple [72].

Le polissage peut être effectué soit immédiatement, soit une semaine plus tard : aucune différence significative n'est observée entre ces deux méthodes. Il est recommandé de faire attention aux faibles zones de collage, c'est-à-dire celles où l'émail se trouve en épaisseur réduite, et de toujours le pratiquer à vitesse lente et sous faible pression [102].

Mais de nouveaux systèmes innovants ont été récemment introduits sur le marché permettant d'utiliser moins d'instruments et donc de perdre moins de temps.

Les polissoirs CompoMaster® de Shofu sont des produits en caoutchouc, imprégnés de poudre diamant, qui permettent une diminution du temps de travail car les étapes de sculpture et de polissage peuvent être réalisées en même temps grâce au même instrument. Selon WATANABE et coll. (2005) ce système permet un résultat correct en un temps tout à fait raisonnable : 30 secondes.

De nouveaux systèmes liquides permettent de remplacer l'étape de polissage. Le Biscovers® Liquid Polish de Bisco est un vernis à base résine photo-polymérisable annoncé comme « scellant de surface » : il permet de sceller la surface tout en obtenant une surface lustrée. ATTAR, dans son étude sur les finitions et le polissage des composites en 2007, considère le produit comme tout à fait satisfaisant et recommande son utilisation [4].

Ainsi la toute dernière étape de la restauration évolue elle aussi vers une simplification des protocoles.

CONCLUSION

Aujourd'hui, les composites tiennent une place essentielle dans le cercle des matériaux de restauration dentaires. En effet leurs propriétés mécaniques, physiques et optiques, qui ont fortement évolué ces dernières années, leur garantissent maintenant une longévité tout à fait acceptable en bouche. De plus leur coût, très nettement inférieurs aux restaurations indirectes à base de céramique, en fait, quand l'indication le permet, un matériau vraiment privilégié.

Nous nous sommes rapidement rendus compte que la meilleure des restaurations esthétiques était celle qui était imperceptible à l'œil nu, pour cela il fallait donc reproduire le naturel. L'étude des tissus dentaires, dans la deuxième partie, nous permet de réaliser qu'une restauration en composite, dite « esthétique », ne peut être composée d'un seul et même matériau : en effet nous sommes en présence de deux tissus distincts : l'émail et la dentine. L'émail donne à la dent sa translucidité, celle-ci sera variable selon l'épaisseur et la structure de l'émail, donc selon l'âge du patient ; l'émail confère aussi à la dent son opalescence, la rendant plus ou moins laiteuse, plus ou moins irisée. Le tissu sous-jacent, la dentine, rend la dent fluorescente, c'est-à-dire qu'elle renvoie de la lumière quand elle reçoit des UV. La dentine, principal constituant de la couronne dentaire, est le tissu qui va donner sa couleur à la dent.

L'état de surface de la restauration est aussi un facteur déterminant à prendre absolument en compte si l'on veut obtenir un résultat naturel, car la lumière ne sera pas réfléchi de la même façon selon l'état de la surface illuminée : si la surface est bien plane, la réflexion sera « spéculaire » et la surface apparaîtra comme lisse, si la surface est rugueuse, les rayons réfléchis seront dispersés et la surface aura un aspect visuel plus mat.

A partir de ces observations ont été développés de nouveaux composites permettant la réalisation d'un protocole intitulé la « stratification anatomique », mis au point par VANINI.

Ces nouveaux composites, des composites micro-hybrides ou des nano-composites (microhybrides nano-chargés) ont les propriétés physiques des composites hybrides, une excellente résistance à l'usure, mais également des caractéristiques esthétiques et optiques indéniables car on retrouve deux principaux matériaux : des composites « émail », matériaux opalescents et translucides comme l'émail naturel, et des composites « dentine », matériaux fluorescents, comme l'est la dentine naturelle. Ces matériaux sont proposés dans de nombreuses teintes et en plusieurs luminosités, permettant leur adaptation visuelle à la plupart, si ce n'est tous les cas.

La stratification anatomique met en scène ces nouveaux composites. Elle comporte avant tout une première étape indispensable : le remplissage de la carte chromatique, pour lequel l'opérateur va s'appuyer sur la dent à restaurer, ou si cela est impossible, sur les dents voisines, afin de faciliter l'intégration parfaite de la restauration dans son environnement. La carte chromatique sert ensuite de support à la réalisation de la stratification, il n'y a plus qu'à suivre ce guide, c'est pour cela que la stratification anatomique de Vanini exclue toute improvisation : tout doit être décidé avant de commencer.

La réhabilitation des structures dentaires se fait strate par strate, selon leur situation anatomique naturelle, leur forme et leur épaisseur physiologiques. Différents matériaux supplémentaires viennent alors compléter la restauration, permettant de recréer taches et autres signes, ce qui donne un rendu encore plus naturel.

Ce protocole initial, premier du genre, a été complété, parfois remplacé, par des méthodes de stratification moins complexes (ZYMAN et JONES, PELISSIER et coll), accordés à des composites esthétiques présentés en coffrets plus simples : par exemple moins de teintes sont proposées, mais les différents mariages entre composites « émail » et « dentine » couvrent tout de même un aussi large panel de restaurations.

Mais tous ces protocoles de stratification reposent sur le même principe : la reconstitution doit s'appuyer sur l'anatomie et la structure initiale de la dent : « un matériau pour un tissu », ce sont les règles physiques et physiologiques qui guident notre travail, en aucun cas sur une improvisation au coup par coup.

Certes ces protocoles peuvent s'avérer un peu plus longs que la méthode traditionnellement employée, mais le gain esthétique pour le patient est indéniable, ainsi que la satisfaction pour l'opérateur. De plus les nouveaux procédés de stratification permettent à l'opérateur de gagner beaucoup de temps. L'habitude et l'expérience jouent également : une fois le protocole acquis le travail se déroule plus harmonieusement.

Dans notre société occidentale, ces matériaux et procédés esthétiques, à moindre coût pour le patient, sont appelés à énormément se développer et, en tant que chirurgiens-dentistes, nous pourrons difficilement compter sans eux dans les années à venir.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. AIDAN N.

Application, sculpture et polissage des composites.
Inf Dent 2006;**88**(24):1417-1423.

2. AMARDEIL J.

Bases fondamentales du choix de la couleur en prothèse composite : application à des cas cliniques personnels.
Thèse : 3^{ème} cycle Sci Odontol, Toulouse III, 2004.

3. ARCHIEM C et JEAN F.

Le collage : données actuelles.
Cah Prothèse 1994;**85**:70-80.

4. ATTAR N.

The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite dental materials.
J Contemp Dent Pract 2007;**8**(1):027-035.

5. AW TC, LEPE X, JOHNSON GH et MANCL LA.

A three-year clinical evaluation of two-bottles versus one-bottle dentin adhesives.
J Am Dent Assoc 2005;**136**(3):311-321.

6. BRAGA RR , HILTON TJ et FERRACANE JL.

Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers.
J Am Dent Assoc 2003;**134**(6):721-728.

7. BUONOCORE MG.

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J Dent Res 1955;**34**(6):849-853.

8. CAMPREGHER UB, SAMUEL SMW, FORTES CBB et coll.

Effectiveness of second generation Light-emitting Diode (LED) light curing units.
J Contemp Dent Pract 2007;**8**(2):035-042.

9. CASTANY E et PELISSIER B.

Restauration esthétique de deux incisives fracturées : technique directe de stratification guidée.
Inf Dent 2000;**82**(41):3575-3581.

10. CHAFAIE A, ZYMAN P et JONAS P.

La stratification naturelle des composites : une méthode rationnelle.
Inf Dent 2000;**82**(14):1007-1013.

11. CHIBA Y, RIKUTA A, YASUDA G et coll.

Influence of moisture conditions on dentin bond strength of single-step self-etch adhesives systems.

J Oral Sci 2006;**48**(3):131-137.

12. CHRISTENSEN GJ.

Bonding to dentin and enamel : where does it stand up in 2005 ?

J Am Dent Assoc 2005;**136**(9):1299-1302.

13. COLTENE-WHALEDENT (Laboratoire).

Guide technique du composite Synergie D6®.

Altstätten : Laboratoire Coltène-Whaledent®, 2006.

14. CORRER AB, SINHORETI MAC, SOBRINHO LC.

Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and Xenon Plasma ARC.

Braz Dent J 2005;**16**(3):218-224.

15. CRAIG RG.

Restorative dental materials.10^e ed.

St-Louis : Mosby Year Book, 1997.

16. DE ARAUJO, DA SILVA TI, OGLIARI FA et coll.

Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin.

J Contemp Dent Pract 2006;**7**(5):026-033.

17. DE GEE AJ, KLEVERLAAN CJ et DEGRANGE M.

Retrait et contraintes de polymérisation des composites. Paramètres de sélection.

Inf Dent 2006;**88**(34):2049-2057.

18. DEGRANGE M.

Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont-ils obsolètes ?

Inf Dent 2007;**89**(4):119-124.

19. DENTISFUTURIS

Conseils et tour de main de Lorenzo Vanini.

<http://www.dreamdirectdesign.com/dentisfuturis/modules/news/index.php?storyid=720>

20. DENTSPLY (Laboratoire).

Guide technique du composite Ceram-X-Duo®.

Milford : Laboratoire Dentsply®, 2003.

21. DENTSPLY (Laboratoire).

Guide technique du composite Esthet-X® micromatrix restorative.

Milford : Laboratoire Dentsply®, 1999.

22. DIETSCHI D, ARDU S et KREJCI I.

Les restaurations antérieures par méthodes directes collées. La stratification.

In : ROULET JF et DEGRANGE M, Collage et adhésion : la révolution silencieuse.

Paris : Quintessence International, 2000:235-252.

23. DUNN WG et BUSH AC.

A comparison of polymerisation by light-emitting diode and halogen-based light-curing units.
J Am Dent Assoc 2002;**133**(3):335-341.

24. DURET F, PELISSIER B et CREVASSOL B.

Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra-rapide plasmatisque : bilan après 6 ans et mode d'emploi.
Inf Dent 1999;**81**(44):3547-3558.

25. FARAH JW et POWERS JM.

Résines composites stratifiées.
Dent Adv 2003;**20**(7):747-750.

26. FEILZER AJ, DE GEE AJ et DAVIDSON CL.

Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.
J Dent Res 1987;**66**(11):1636-1639.

27. FILIPOV IA et VLADIMIROV SB.

Residual monomer in a composite after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation.
Braz Dent J 2006;**17**(1):34-38.

28. FORTIN D et VARGAS MA.

The spectrum of composites : new techniques and materials.
J Am Dent Assoc 2000;**131**(6):26S-30S.

29. GEDIK R, HÜRMÜZLÜ F, COSKUN A et coll.

Surface roughness of new microhybrid resin-based composites.
J Am Dent Assoc 2005;**136**(8):1106-1112.

30. GIACHETTI L, SCANIMACI RUSSO D, BAMBI C et GRANDINI R.

A review of polymerization shrinkage stress : current techniques for posterior direct resin restorations.
J Contemp Dent Pract 2006;**7**(4):1-14.

31. GOLDSTEIN RE et LANCASTER JS.

Survey of patient attitudes toward current esthetic procedures.
J Prosthet Dent 1984;**52**(6):775-780.

32. GONTHIER S, SITBON K et DEGRANGE M.

Composites compactables et fluids : quels apports pour la pratique quotidienne ?
Clinic 2000;**21**(6):399-406.

33. GWINNETT AJ.

Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin.
Am J Dent 1994;**7**(5):243-246.

34. HERVAS GARCIA A, MARTINEZ LOZANO MA, CABANES VILA J et coll.

Composite resins. A review of the materials and clinical indications.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;**11**:E215-E220.

- 35. HESS JE.**
Précis d'odontologie restauratrice.
Paris : Maloine, 1979.
- 36. HIRAISHI N , NISHIYAMA N, IKEMURA K et coll.**
Water concentration in self etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin.
J Dent Res 2005;**84**(7):653-658.
- 37. IUFM DE PHYSIQUES DE PARIS.**
Pourquoi les objets sont-ils vus en couleur ?
<http://physique.paris.iufm.fr/lumiere/voir.html>
- 38. JAKUBOWICZ B et ABULIUS R.**
Composite esthétique et mise en œuvre simplifiée.
Inf Dent 2006;**88**(25):1482-1485.
- 39. JANKE V, VON NEUHOFF N, SCHLEGELBERGER B et coll.**
TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts.
J Dent Res 2003;**82**(10):814-818.
- 40. KLEVERLAAN CJ et FEILZER AJ.**
Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites.
Dent Mater 2005;**21**:1150-1157.
- 41. KOSTORYZ EL, EICK JD, GLAROS AJ et coll.**
Biocompatibility of hydroxylated metabolites of Bis-GMA and BFDGE.
J Dent Res 2003;**82**(5):367-371.
- 42. KUGEL G et FERRARI M.**
The science of bonding : from first to sixth generation.
J Am Dent Assoc 2000;**131**[suppl](6):20S-25S.
- 43. KUJIS RH, FENNIS WMM, KREULEN CM et coll.**
Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations ?
J Dent Res 2003;**82**(12):967-971.
- 44. LAMBRECHTS P.**
Alternative à l'amalgame : les restaurations directes par composites peuvent-elles résoudre le problème ?
Rev Odontostomatol 1995;**24**(14):283-303.
- 45. LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, PERDIGAO J et VANHERLE G.**
Le collage : ce qu'on doit faire, ce qu'on ne doit pas faire.
In : ROULET JF, DEGRANGE, eds. Collage et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence International, 2000:45-60.
- 46. LEFEUVRE M, BOURD K, LORIOT MA et coll.**
TEGDMA modulates glutathione transferase P1 activity in gingival fibroblast.
J Dent Res 2004;**83**(12):914-919.

47. LEHMAN N.

Les systèmes adhésifs.

In : KRIEF A, Adhésion et restaurations adhésives. Journées nationales de l'ADDA.
Inf Dent 2005;**87**(7):369-374.

48. LEINFELDER KF.

Do restorations made of amalgam outlast those made of resin-based composite.
J Am Dent Assoc 2000;**131**(8):1186-1187.

49. LEINFELDER KF.

Is it possible to control the directional shrinkage of resin-based composites.
J Am Dent Assoc 2001;**132**(6):782-783.

50. LEINFELDER KF.

Posterior composite resins : the materials and their clinical implications.
J Am Dent Assoc 1995;**126**(15):663-673.

51. LE PORTAIL ECLAIRAGE PUBLIC.

Définition du mot Lumière.

<http://www.dynalum.com/dico/definition-lumiere.htm>

52. MAC LEAN JW.

Les pionniers du collage à l'émail et à la dentine.

In : ROULET JF, DEGRANGE, eds. Collage et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence International, 2000:13-17.

53. MALI P, DESHPANDE S et SINGH A.

Microleakage of restorative materials : an in vitro study.
J Indian Soc Pedod Prev Dent 2006;**24**(1):15-18.

54. MATTHEWS WG, SHOWMAN CD et PASHLEY DH.

Air-blasted induced evaporative water loss from human dentin, in vitro.
Arch Oral Biol 1993;**38**(6):517-523.

55. MICERIUM.

System Enamel Plus HFO.

<http://www.micerium.it/en/gen/stu/estetica/hfosystem/index.asp>

56. MICERIUM (Laboratoire).

Guide technique du composite Enamel Plus HFO®.
Avegno:Laboratoire Micerium®, 2006.

57. MITRA SB, WU D et HOLMES BN.

An application of nanotechnology in advanced dental materials.
J Am Dent Assoc 2003;**134**(10):1382-1390.

58. MJÖR I, GORDAN V.

La longue marche vers l'adhésion.

In : ROULET JF, DEGRANGE M, eds. Collage et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence International, 2000:19-28.

59. MOSCARDO AP et ALEMANY IC.

Aesthetic dentistry : chromatic appreciation in the clinic and the laboratory.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;**11**,E363-E368.

60. MOUNT GJ et HUME WR.

Preservation et restauration of tooth structure. 2nd ed.
Brighton : Knowledge Books and Software, 2005.

61. NAKABAYASHI N.

Bonding of restorative materials to dentin : the present status to Japan.
Int Dent J 1985;**35**(2):145-154.

62. NAKABAYASHI N, ASHIZAWA M et NAKAMURA M.

Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo : durable bonding to vital dentin.
Quintessence Int, 1992;**23**(2):135-141.

63. NAKABAYASHI N, NAKAMURA M et YASUDA N.

Hybrid layer as a dentin bonding mechanism.
J Esthet Dent 1991;**3**(4):133-138.

64. OBICI AC, SINHORETI MAC, CORRER SOBRINHO L et coll.

Evaluation of depth of cure and Knoop hardness in a dental composite photo-activated using different methods.
Braz Dent J 2004;**15**(3):199-203.

65. ORTET S, HUMAU A, MONLEAU JD et coll.

Le relevé de couleur : techniques avancées – Partie I.
Inf Dent 2005a;**87**(32):1929-1933.

66. ORTET S, HUMAU A, MONLEAU JD et coll.

Le relevé de couleur : techniques avancées – Partie II.
Inf Dent 2005b;**87**(33):1995-1999.

67. PARANJAE A, BORDADOR LCF, WANG MY et coll.

Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells.
J Dent Res 2005;**84**(2):172-177.

68. PELISSIER B, CASTANY E, CHAZEL C et DURET F.

Stratification antérieure avec un nouveau matériau de restauration.
Inf Dent 2005;**87**(34):2063-2068.

69. PELISSIER B, CASTANY E, KERVELLEC MA et DURET F.

Efficacité des lampes à LED de seconde génération.
Chir Dent Fr 2004;**1157**:25-126.

70. PEUTZFELD A.

Biomatériaux d'obturations coronaires pour technique adhésive.
In : ROULET JF, DEGRANGE M, eds. Collage et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence International, 2000:61-80.

71. PIETTE E et GOLDBERG M.

La dent normale et pathologique.
Bruxelles : De Boeck Université, 2001.

72. RASKIN A, TASSERY H, SALOMON JP et SABBAGH J.

Les résines composites. Propriétés et indications cliniques.
Réal Clin 2005;**16**(5):313-326.

73. ROTH F.

Les composites.
Paris : Masson, 1991.

74. ROULET JF

Techniques adhésives. La référence pour les restaurations des dents antérieures.
Rev Odontostomatol 1995;**24**(14):245-255.

75. ROULET JF et SPREAFICO R.

Restaurations esthétiques antérieures.
In : ROULET JF, WILSON NHF et FUZZI M, eds. Pratique clinique en dentisterie restauratrice.
Paris : Quintessence International, 2003:57-72.

76. SARAGUCHI RL, PETERS MC, NELSON SR et coll.

Effects of polymerization contraction in composite restorations.
J Dent 1992;**20**(3):178-182.

77. SHILLINGBURG HT.

Bases fondamentales en prothèse fixée. 3^e ed.
Paris : CdP, 1998.

78. SITBON K.

Les composites de l'an 2000 : classifications, choix, indications, étude des inter-relations structure/propriétés optiques des composites.
Thèse : 3^{ème} cycle Sci Odontol, Paris V, 2000.

79. SÖDERHOLM KJ et MARIOTTI A.

Bis-GMA-based resins in dentistry : are they safe ?
J Am Dent Assoc 1999;**130**(2):201-209.

80. SPANUOLO G, GALLER K, SCHMALZ G et coll.

Inhibition of phosphatidylinositol 3-Kinase amplifies TEGDMA-induced apoptosis in primary human pulp cells.
J Dent Res 2004;**83**(9):703-707.

81. SPREAFICO R.

Restaurations au composite des dents postérieures.
Rev Odontostomatol 1995;**24**(14):273-281.

82. STANLEY HR.

Local and systemic responses to dental composites and glass ionomers.
Adv Dent Res 1992;**6**(1):55-64.

83. TERRY DA.

Natural aesthetics with composite resins.
<http://www.naturalaestheticsbyterry.com/>

84. TOUATI B.

Restaurations en composite en méthode directe : mise en forme et polissage.
Inf Dent 1999;**81**(34):2559-2563.

85. TOUATI B, MIARA P et NATHANSON D.

Couleur et transmission de la lumière.
In : TOUATI B, MIARA P et NATHANSON D, eds. Dentisterie esthétique et restaurations en céramique.
Paris : CdP, 1999a:39-59.

86. TOUATI B, MIARA P et NATHANSON D.

La couleur des dents naturelles.
In : TOUATI B, MIARA P et NATHANSON D, eds. Dentisterie esthétique et restaurations en céramique.
Paris : CdP, 1999b:61-80.

87. TRILLER M.

Histologie dentaire.
Paris : Masson, 1986.

88. UBASSY G.

Notions élémentaires sur la couleur.
In : UBASSY G, ed. Formes et couleurs : les clés du succès en céramique dentaire.
Paris : CdP, 1992a:17-24.

89. UBASSY G.

Relevé de la couleur d'une dent.
In : UBASSY G, ed. Formes et couleurs : les clés du succès en céramique dentaire.
Paris : CdP, 1992b:41-47.

90. UWE B.

Les adhésifs : principes et état actuel des connaissances.
In : ROULET JF, DEGRANGE M, eds. Collage et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence International, 2000:29-44.

91. VANINI L.

Technique de stratification anatomique. Restaurations en résine composite des secteurs antérieurs.

Inf Dent 2006;**88**(37):2291-2299.

92. VAN NOORT R.

Principes de base de l'adhésion en dentisterie.

Rev Odontostomatol 1995;**24**:257-271.

93. VERLAQUE D.

Choix de la teinte : l'œil ou la machine.

Thèse : 3^{ème} cycle Sci Odontol, Nice, 2005.

94. WATANABE T, MIYAZAKI M, TAKAMIZAWA T et coll.

Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites.

J Oral Sci 2005;**47**:21-25.

95. WEISS P.

Syllabus d'Odontologie préventive et conservatrice. Tome 1.

Nantes : Université de Nantes, 2001.

96. WIKIPEDIA.

Définition de la lumière et de ses différentes propriétés optiques.

<http://fr.wikipedia.org/wiki/Lumiere>

97. WIKIPEDIA.

Définition de la couleur.

<http://fr.wikipedia.org/wiki/Couleur>

98. WIKIPEDIA.

Définition du métamérisme.

<http://fr.wikipedia.org/wiki/M%C3%A9tam%C3%A9risme>

99. YALCIN F, KORKMAZ Y et BASEREN M.

The effect of two different polishing techniques on microleakage of new composites in class V restorations.

J Contemp Dent Pract 2006;**7**(5):018-025.

100. YAZICI AR, KUGEL G et GÜL G.

The Knoop hardness of a composite resin polymerised with different curing lights and different modes.

J Contemp Dent Pract 2007;**8**(2):052-059.

101. YAZICI AR, MÜFTÜ A et KUGEL G.

Three-dimensional surface profile analysis of different types of flowable restorative resins following different finishing protocols.

J Contemp Dent Pract 2007;**8**(5):009-017.

102. ZEITOUNY M et NAHAS P.

Polissage des résines composites.
Chir Dent Fr 2003;**1137**:31-34.

103. ZYMAN P et JONAS P.

Application de la stratification simplifiée. Nouveaux systèmes à deux couches.
Inf Dent 2005a;**87**(19):1111-1116.

104. ZYMAN P et JONAS P.

Stratification des composites antérieurs – Jouer avec l’ombre et la lumière.
In : Hors-Série Esthétique : du rêve à la réalité.
J Parodontol Implantol Oral 2005b;24(1):40-45.

ANNEXES

• INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1. Dureté Vickers moyenne des différentes familles de composites et des tissus dentaires.	18
Tableau 2. Modules d'élasticité moyens des différentes familles de composites, comparés à ceux des tissus dentaires et à celui de l'amalgame.....	20
Tableau 3. Taux de contraction des différentes familles de composites.	49
Tableau 4. Composition de l'émail.	64
Tableau 5. Composition de la dentine.	65
Tableau 6. La densité des tubuli selon la situation dans la dentine.	66
Tableau 7. Comparaison des taux de charges et des propriétés mécaniques des nouveaux composites hybrides avec les composites traditionnels micro- et macro-chargés (les valeurs annoncées sont des moyennes)	77
Tableau 8. Comparaison de différentes résines composites à haut rendu esthétique.	81

• INDEX DES IMAGES

Image 1. Composition du composite : des charges (en blanc) incluses dans une matrice résineuse (en noir).	10
Image 2. Email mordancé par de l'acide phosphorique à 38% pendant 60 secondes.	26
Image 3. Avancées de composite dans l'émail mordancé ; ces avancées sont appelées « tags » ou « brides ».	27
Image 4. Vue en MEB de la préparation dentinaire :zone mordancée en haut à gauche, zone non mordancée en bas à droite, recouverte de boue dentinaire.....	28
Image 5. Boue dentinaire vue au MEB (*4000).....	29
Image 6. Les « tags » de résine et leurs branches latérales contribuent à la formation d'une adhésion micro-mécanique.....	31
Image 7. Couche hybride formée par la dentine mordancée et le système adhésif.....	31
Image 8. Une lampe à halogène.	43
Image 9. La lampe à LED Elipar Free Light® (3M ESPE)	45
Image 10. La lampe à LED Elipar Free Light 2® (3M ESPE).....	45
Image 11. Une lampe plasmatisque.	46
Image 12. Transparence naturelle de l'émail	56
Image 13. Spectre de la lumière blanche.....	57
Image 14. Effet opale des dents naturelles	58
Image 15. Fluorescence de la dent naturelle, due à la dentine	58
Image 16 . Réflexions diffuse et spéculaire	59
Image 17 . Schématisation de la réfraction	60
Image 18. Spectre de la lumière blanche.	61

Image 19. Décomposition de la lumière par un prisme.....	62
Image 20. Arbre de MUNSELL.....	62
Image 21. Coffret Enamel Plus HFO®.....	77
Image 22. Coffret Esthet-X®.....	79
Image 23. Teintier Esthet-X™.....	79
Image 24. La teinte Vita® est choisie et le teintier Ceram-X-Duo® indique.....	80
Image 25. Coffret Synergie D6®.....	82
Image 26. Concept de teintier à recouvrement : les échantillons, constitués du composite Synergie D6®.....	83
Image 27. Les 5 points importants à relever pour remplir la carte.....	84
Image 28. Recto de la carte chromatique.....	86
Image 29. Verso de la carte chromatique.....	86
Image 30. Réalisation d'un chanfrein vestibulaire et d'un congé.....	88
Image 31. Rôle et positionnement du Glass Connector®.....	90
Image 32. Avant reconstitution : incisive centrale fracturée.....	91
Image 33. Après reconstitution avec le composite Enamel Plus HFO®.....	91
Images 34. Exemple de stratification avec le composite Ceram.X Duo®.....	94
Image 35. Principes des composites Esthet X® (Dentsply) à gauche.....	95
Image 36. Modèles en plâtre avec les maquettes en cire reconstituant les dents fracturées. ..	97
Image 37. Maquettes en cire et clé palatine, avec ses ergots de repositionnement.....	97
Image 39. La couche représentant l'émail a été éliminée, on obtient la morphologie dentinaire.....	97

- **AUTORISATIONS DE REPRODUIRE**

- EDITIONS CDP :

Bonjour,

Vous avez l'autorisation des Editions CdP pour reproduire ces images, sous réserve que vous indiquiez sous les différents clichés la mention (Editions CdP Clinic - S. Gonthier et al. / C. Archiem, F. Jean) et que vous insériez l'ouvrage en bibliographie.

Vous souhaitant bonne chance pour votre thèse,

Editions CdP

- EDITONS MOSBY :



Dear Ms Lere,

We hereby grant you permission to reprint the material below at no charge **in your thesis** subject to the following conditions:

1. If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source, permission must also be sought from that source. If such permission is not obtained then that material may not be included in your publication/copies.

2. Suitable acknowledgment to the source must be made, either as a footnote or in a reference list at the end of your publication, as follows:

“This article was published in Publication title, Vol number, Author(s), Title of article, Page Nos, Copyright Elsevier (or appropriate Society name) (Year).”

3. Your thesis may be submitted to your institution in either print or electronic form.

4. Reproduction of this material is confined to the purpose for which permission is hereby given.

5. This permission is granted for non-exclusive world **English** rights only. For other languages please reapply separately for each one required. Permission excludes use in an electronic form other than submission. Should you have a specific electronic project in mind please reapply for permission.

6. Should your thesis be published commercially, please reapply for permission.

Kind regards

Laura Steward

Rights Assistant

Elsevier Ltd.

Tel: +44 (0) 1865 843517

Fax: +44 (0) 1865 843950

- JADA :

October 31, 2007

via e-mail Audrey.lere@orange.fr

Ms. Audrey Lere
45 rue CP de Robien
Residence l'Ambassadeur, Appt. 21
56000 Vannes
France

Re: **Request for Permission to Reproduce Tables, Photos, Figures, Illustrations, etc. in Printed Format**

Dear Ms. Lere:

Thank you for your recent inquiry regarding permission to reproduce the copyrighted material listed below that was published in our journal, The Journal of the American Dental Association ("JADA").

1. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. JADA 2000; 131[suppl]:20S-25S. Figures 2 and 3 on page

Subject to the terms and conditions contained in this letter and in the attached document titled "Copyright Permission Terms and Conditions," permission is granted for a limited, non-exclusive, one-time-use only to reproduce the [table(s), photograph(s), figure(s) or illustration(s)] listed above (hereinafter, the "Items") in your thesis, "La stratification des composites" for la Faculté d'Odontologie de Nantes (France).

You must run an accompanying credit line in a visible position on each item of material requested. The credit line should read as follows:

Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. JADA 2000; 131[suppl]:20S-25S. Copyright © 2000 American Dental Association. All rights reserved.
Reprinted by permission.

There is no charge for this usage.

Please note that we do not allow any full text reproduction of any articles on any Internet Web site other than the American Dental Association's own Web site, located at URL: www.ADA.org. You may not store, republish, reproduce or distribute the material requested on the Internet or in any other media or format, including without limitation in any digital or electronic format. Also, we do not allow translation of JADA articles into another language.

Please be advised that the full text and graphics of JADA, from 1995 to the present, are available via the Internet on the ADA's Web site at www.ada.org/goto/jada. Access to articles posted in the previous 12 months is restricted to ADA members and JADA subscribers. Articles that have been online for more than 12 months are open to all visitors at no charge. Permission is granted to download, print and retain one copy of each article solely for personal use. Any other copying, distribution, retransmission, or modification of information or materials on this site, whether in electronic or hard copy form, without the express prior written permission of the American Dental Association is strictly prohibited.

To view all of our publications, go to the Publishing Division's Home Page at <http://www.ada.org/prof/resources/pubs/about.asp>.

Your interest and support in our publication is very much appreciated. If you have any questions or need further information, please do not hesitate to contact me at (312) 440-4671.

Sincerely,

Patricia A. Lewis
Permissions Editor
Publishing Division enclosure

- QUINTESSENCE INTERNATIONALE :

Mme Audrey LERE

Paris, le 7 Mars 2007

Objet : Accord reproductions extraits d'Ouvrages

Madame,

En réponse à votre mail du 3 décembre courant, c'est bien volontiers que nous vous accordons l'autorisation de reproduction des figures mentionnées, sous réserve de faire apparaître sous chacune d'elles la mention :

« extrait du livre COLLAGES ET ADHESION – La révolution silencieuse »

de ROULET J.F. et DEGRANGE M..

(Quintessence International)

Vous souhaitant bonne réception, veuillez agréer, Madame, nos salutations distinguées.

Madalena da Costa

- INFORMATION DENTAIRE :

Mademoiselle,

Nous revenons vers vous plus tard que prévu, car toujours en attente d'une réponse -et malgré plusieurs relances- d'un auteur concernant son autorisation de l'utilisation son article dans le cadre de votre thèse.

Nous considérons que dans l'état actuel des choses nous prenons l'entière responsabilité de vous laisser utiliser ces documents dans la mesure où vous vous engagez de l'exploiter seulement à cette fin.
Bien cordialement.

Laurence Darrel
Secrétariat de Rédaction
L'Information Dentaire
40 av Bugeaud
75784 PARIS cedex 16
Tél 01 56 26 50 00
Fax 01 56 26 50 01

LERE (Audrey) – La stratification des composites.- 98f. ; ill. ; tabl. ; 104 ref. ; 30 cm.
(Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2008)

RESUME

La demande esthétique actuelle est en forte croissance, et le domaine de la dentisterie conservatrice n'est pas épargné. Dans ce domaine les matériaux permettant la meilleure esthétique sont les résines composites.

Dans ce travail nous exposons d'abord les composites dits « traditionnels », puis après avoir rappelé quelques généralités sur la lumière et la couleur, nous examinons de près la structure dentaire, ce qui permet de comprendre qu'une restauration esthétique ne peut passer que par une méthode de restauration basée sur l'anatomie dentaire : la stratification naturelle de VANINI où un tissu (émail ou dentine) est remplacé par un composite spécifique. La tendance actuelle va vers la simplification de cette technique, avec l'apparition de nouveaux protocoles et de nouveaux coffrets de composites, plus sommaires.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT

Dentisterie conservatrice

DOMAINE BIBLIODENT

Odontologie restauratrice

MOTS CLES BIBLIODENT

Résine composite – Restauration esthétique – Propriétés optiques

MOTS CLES MESH

Dentisterie conservatrice – Résine composite – Esthétique dentaire.
Operative dentistry – Composite resins – Esthetics, dental

JURY

Président : Professeur Jean A.

Assesseur : Docteur Marion D.

Assesseur : Docteur Castelot-Enkel B.

Directeur : Professeur Weiss P.

ADRESSE DE L'AUTEUR

45 rue Christophe Paul de Robien - Résidence l'Ambassadeur – Appt 21

56000 VANNES

audrey.lere@orange.fr