

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la recherche scientifique

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Université Mouloud Mammeri
FACULTE DE MEDECINE
TIZI OUZOU



جامعة مولود معمري
كلية الطب
تيزي وزو

Département de Médecine Dentaire

MEMOIRE DE FIN D'ETUDES

Présenté et soutenu Le : 14/10/2020

En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Docteur en Médecine Dentaire

Thème :

RESTAURATIONS CORONAIRES AU COMPOSITE

Réalisé par :

GOUIGAH LEMIA
HAOUS KARIMA
REZKI AOUDA
BENSADI CHAIMA

Encadré par :

Dr LAKABI.N

Membres du jury :

Présidente : Dr SAHAB spécialiste en odontologie conservatrice /Endodontie

Examinatrice : Dr BOUBRIT maître assistante en prothèse

ANNEE UNIVERSITAIRE : 2019/2020

A NOTRE PRESIDENTE DE JURY

Dr SAHAB spécialiste en odontologie conservatrice /Endodontie

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites, en présidant le jury
de notre thèse.*

*Il est pour nous important de vous témoigner notre plus grande
considération et reconnaissance.*

A NOTRE JURY

Dr BOUBRIT maître assistante en prothèse

*Nous vous sommes très reconnaissantes de nous faire l'honneur de siéger dans
les membres du jury*

Veillez trouver dans celui-ci l'expression de notre sincère estime.

A NOTRE ENCADREUR

Dr LAKABI maître assistante en odontologie conservatrice/Endodontie

*Vous nous avez fait le très grand honneur de diriger ce travail et de nous
guider tout au long de son élaboration*

*Nous vous sommes particulièrement reconnaissantes pour votre patience,
votre disponibilité et vos précieux conseils, tant dans ce travail que tout au
long de nos études.*

Nous vous remercions de nous avoir donnée goût à la recherche

*Veillez trouver ici le témoignage de notre plus grande estime et de nos
remerciements les plus sincères*

Je dédie ce travail a :

*Mes parents qui m'ont toujours soutenus et m'ont permis d'arriver là où je suis aujourd'hui.
Merci pour l'éducation que vous m'avez donnée.*

Ma mère, aucun mot n'est assez fort pour te témoigner toute ma reconnaissance, pour ton soutien inconditionnel, merci pour tout

A mon père pour sa présence et les nombreux sacrifices qu'il a toujours fait ,je sais à quel point tu es fier de moi ;pour le guerrier que tu es j'espère de tout cœur que tu pourras faire face contre ta maladie je t'aime tellement .

A mes chers frères, Ali, Achour et Hakim pour leurs encouragements et les conseils ,pour tout ce que nous partageons ,je vous aime .

A mes sœurs , Fazia , Fatima et sa petite famille ,merci pour la complicité qui nous unit depuis que je suis en âge de m'en souvenir , pour votre soutien et pour toutes les joies que vous me faites vivre tous les jours .

A mes demi frères ,merci pour votre soutien.

A mes amies , Kahina ,Ania ,Lydia,merci pour votre amitié sincère et pour tout les moments inoubliables que nous avons partagés durant ces six ans .

A Dr Saïah ,merci pour votre soutien et vos conseils précieux ,vous étiez une sœur pour moi.

A un ami aussi cher Mohammed Redha ,merci pour ta présence à mes côtés dans mes pires conditions .Je suis ravi d'avoir fait ta connaissance .Merci pour ton amitié et ta gentillesse .

REZKI AOU DA

Je dédie ce travail à :

Mes chers parents, pour les nombreux sacrifices qu'ils ont faits pour me permettre d'aller au bout de mes objectifs. Aucun mot n'est assez fort pour vous témoigner ma reconnaissance, je vous dois tout, que dieu le tout puissant vous garde et vous protège.

Ma chère sœur Nesrine pour son soutien et sa présence toujours à mes côtés, je te souhaite une vie pleine de bonheur et de succès.

Ma chère sœur Mounira et mon chère frère Billel, mon beau-frère, ma belle-sœur, et mes adorables neveux Ramzi, Moncef, Yacine et ma chère nièce Sirine. Je vous aime énormément.

Ma chère grand-mère et à la mémoire de mon grand-père que dieu l'accueille dans son vaste paradis.

Mes chères Houria et Ferial ainsi que tous mes cousins et cousines.

Mes chères amies : Karima, cherifa, Samira, Meriem pour la sincère amitié qui nous unit depuis des années. Je vous remercie pour tous ces moments agréables passés ensemble. Pour tout ce que nous partageons ...

A tous ceux qui m'ont toujours soutenu de près comme de loin. A tous ceux que j'aime.

GOUIGAH LEMIA

Je remercie tout d'abord le bon Dieu de m'avoir donné la santé, la volonté, le courage, et la patience pour pouvoir surmonter les moments difficiles et accomplir ce travail.

Je dédie ce travail à :

Mes chers parents que Dieu les protège, qui ont été toujours là pour m'écouter, me soutenir et m'encourager dans les moments de doute. Merci pour votre soutien et votre amour.

À toute ma famille en particulier mes chères sœurs Loubna, Dallel, ma petite nièce Miral et mes grands-parents, qui m'ont toujours soutenu et encouragé durant ces années d'études.

A ma meilleure amie Salima, merci d'être toujours là pour moi, merci pour ta belle amitié, ta gentillesse et ta générosité, je t'aime tellement.

A mes chères amie Lamia, Cherifa, Meriem et Samira avec qui j'ai partagé des moments inoubliables durant mes années d'études.

Je remercie sincèrement tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire.

« A tous, j'adresse un grand merci »

HAOUS Karima

Que ce travail témoigne de mes respects :

A ma chère tante Fatiha : Une mère, grande sœur et meilleure amie. Je ne trouverai jamais de mots pour t'exprimer mon profond attachement et ma reconnaissance pour l'amour, la tendresse et surtout pour ta présence dans les moments les plus difficiles. Si j'en suis arrivée là, ce n'est que grâce à toi ma tante adorée.

A mes chers parents : Grâce à leurs encouragements et leurs grands sacrifices, ils ont pu créer le climat affectueux et propice à la poursuite de mes études. Aucune dédicace ne pourrait exprimer mon respect, ma considération et mes profonds sentiments envers eux.

A mes chers frères Zakaria, Islem et Yasser : vous êtes ce que la vie offre de meilleur

A toute ma famille : vous m'avez soutenu et comblé tout au long de mon parcours

A tous mes amis et collègues spécialement Amira et Marwa qui n'ont pas cessé de me conseiller tout le long de mes études. Que Dieu les protège et leur offre la chance et le bonheur.

Sans oublier mes enseignants et mon quadrinôme pour son soutien moral, sa patience et sa compréhension tout au long de ce projet

A tous ceux qui me sont chers et que j'ai involontairement omis de citer.

BENSADI Chaima

TABLE DE MATIERE

INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE.....	3
1. Rappels anatomiques : structure de la dent.....	3
1.1. Email.....	4
1.2. Dentine.....	4
1.3. La pulpe dentaire.....	5
1.4. Les tissus parodontaux.....	5
2. pathologies des tissus dentaires minéralisés.....	6
2.1. Perte de substance d'origine carieuse.....	6
2.2. Perte de substance d'origine non carieuse.....	8
2.3. Anomalies de structures.....	10
2.4. Traumatismes dentaires.....	11
3. Définition de la dentisterie restauratrice.....	11
4. Principes de base de la dentisterie restauratrice.....	12
4.1. Les principes de rétention.....	12
4.2. Protection des structures dentaires résiduelles.....	12
4.3. Prévention des caries récidivantes.....	12
4.4. La longévité sous charge occlusale.....	13
4.5. L'esthétique.....	13
5. Evolution de la dentisterie restauratrice.....	13
5.1. Une nouvelle approche thérapeutique : le modèle médical préventif.....	13
5.2. La dentisterie restauratrice à minima.....	17
5.2.1. Les nouveaux moyens de diagnostic.....	17
5.2.2. Les nouvelles techniques d'éviction carieuses.....	18

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES	20
1. Définition	20
2. Historique	20
3. composition.....	21
3.1. La phase organique (phase dispersante).....	22
3.1.1. Résine matricielle : monomères ou oligomères.....	22
3.1.2. Les contrôleurs de viscosité ou diluants.....	24
3.1.3. Le système de polymérisation.....	25
3.1.4. Les inhibiteurs de prise ou les additifs.....	26
3.1.5. Les pigments.....	27
3.1.6. Autres éléments.....	27
3.2. La phase inorganique.....	27
3.2.1 Les charges.....	28
3.3. L'agent de couplage.....	31
4. classifications des composites.....	31
4.1. En fonction de la dimension et de la nature des charges.....	31
4.1.1. Composites à macroparticules ou macrochargés(Conventionnels).....	31
4.1.2. Composites microchargés et microchargés renforcés.....	32
4.1.3. Composites hybrides.....	33
4.1.4. Composites nanochargés.....	35
4.2. En fonction de la viscosité.....	36
4.2.1. Les composites de viscosité moyenne.....	36
4.2.2 Les composites fluides.....	36
4.2.3 Les composites compactables ou condensables.....	37
4.3. En fonction de mode de polymérisation.....	37

4.3.1. Les composites à matrice chémo-polymérisable.....	37
4.3.2. Les composites à matrice photopolymérisable.....	38
4.3.3. Les composites à matrice duale.....	38
4.4. Classification selon l'indication clinique.....	38
5. Propriétés des résines composites.....	40
5.1. Propriétés mécaniques.....	40
5.1.1. Dureté.....	40
5.1.2. Usure et Vieillissement.....	40
5.1.3. Rigidité (Module de Young ou module d'élasticité).....	41
5.1.4. Résistance à la rupture.....	42
5.1.5. Fluage.....	42
5.1.6. Résistance.....	42
5.2. Propriétés physico-chimiques.....	43
5.2.1. La contraction de polymérisation.....	43
5.2.2. Coefficient d'expansion thermique (CET).....	46
5.2.3. Absorption d'eau.....	46
5.3. Propriétés radiographiques (Radio-opacité).....	47
5.4. Les propriétés optiques.....	47
5.4.1. La réflexion et la réfraction.....	47
5.4.2. La teinte.....	48
5.5. Adhérence.....	48
5.6. Les propriétés biologiques.....	50
5.6.1. Réaction de la pulpe.....	50
5.6.2. Micro-infiltration.....	51
5.6.3. Irritation produite par une lampe à polymériser.....	51
5.6.4. Réaction du tissu gingival.....	51

6. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires.....	51
6.1. Définition.....	51
6.2. Classification des systèmes adhésifs.....	52
6.3. Mécanisme d'action des différents systèmes.....	55
6.3.1. Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R).....	55
6.3.2. Systèmes auto-mordantant (SAM).....	56
CHAPITRE III : LES NOUVEAUX COMPOSITES ET AMELIORATIONS CLINIQUES.....	57
1. Recherches et développements : des résines composites en constante mutation.....	59
1.1. La phase organique.....	59
1.2. La phase inorganique.....	60
1.3. La phase interfaciale.....	61
2. Caractéristiques des nouvelles résines composites et améliorations cliniques.....	62
2.1. Aspect physique.....	62
2.2. Aspect esthétique.....	65
2.3. Vieillessement.....	66
2.4. Aspect biologique.....	67
CHAPITRE IV : RESTAUTIONS DIRECTES EN RESINE COMPOSITE.....	69
1. Les restaurations composites directes sur les dents antérieures : technique de stratification.....	69
1.1. Définition.....	69
1.2. Principes.....	70
1.3. Indications.....	70
1.4. Contre-indications.....	70
1.5. Limites.....	71
1.6. Les techniques de stratification.....	72

1.7. Mise en œuvre clinique.....	75
2. Restauration composite directe dans le secteur postérieur.....	88
2.1. Les restaurations composites postérieures par stratification.....	88
2.2. La technique d'obturation Bulk-Fill.....	92
2.2.1. Les composites Bulk-Fill.....	92
2.2.2. Mise en œuvre des Bulk-Fill.....	95
3. Considérations cliniques.....	95
3.1. Profondeur de polymérisation.....	95
3.2. Défauts d'adaptation marginale et occlusion.....	96
3.3. Montage par stratification.....	97
3.4. Sélection d'une source lumineuse.....	97
3.5. Sélection de la matrice.....	97
3.6. Mise en place d'un coin inter-dentaire.....	98
3.7. Séquelles postopératoires.....	98
4. Échecs en dentisterie adhésive : causes et prévention.....	99
4.1. Dans le secteur postérieur.....	99
4.2. Dans le secteur antérieur.....	100
Conclusion.....	102
Bibliographie	

INTRODUCTION

Introduction :

L'odontologie a connu, au cours de ces dernières décennies, de nombreuses évolutions dans des domaines aussi variés que l'endodontie, l'implantologie ou encore l'orthodontie.

Pour ce qui est de l'odontologie conservatrice, le fait que la carie dentaire a sensiblement diminué en raison de l'utilisation du fluor et d'une meilleure sensibilisation est une excellente nouvelle, cependant, les dents sont encore vulnérables aux caries, infections, et fissures.

La perte de substance coronaire d'origine bactérienne ou non, doit être restaurée par un matériau compatible avec l'organe vivant dans le but remplacer le tissu dentaire manquant et de rétablir l'intégrité fonctionnelle et esthétique de la dent ; de nos jours, la demande de traitement excède significativement la demande de soin se limitant à la résolution de la douleur bucco-dentaire et les patients sont de plus en plus demandeurs de restaurations esthétiques.

Pendant de nombreuses années, l'unique matériau de restauration coronaire utilisé était l'amalgame, les problèmes esthétiques et électrochimiques des amalgames, associés au nécessaire sacrifice de tissus sains, la fragilité, la solubilité et la mauvaise biocompatibilité des silicates et des résines PMMA (Poly Méthyle Méthacrylates) ont conduit les chercheurs à développer, depuis le milieu des années 1950, une solution alternative et performante : les composites dentaires. Ces biomatériaux ont été mis au point conjointement avec le traitement chimique des dents d'une part et des adhésifs dentaires d'autre part. (Frédéric Chaput, 2019)

L'apparition et l'évolution rapide des résines composite a permis le développement de la dentisterie préventive et de la dentisterie adhésive.

Les résines composites à usage dentaire se sont considérablement développées et améliorées au cours de ces dernières années, la phase organique constitue le point faible de matériau est renforcée par des charges inorganiques dont les dimensions, la composition et la répartition variant, de nouvelles familles sont apparues, certaines ont disparu.

Outre ses propriétés esthétiques, le composite est exempt de mercure, et peut être collé aux tissus dentaires. Cette caractéristique a permis le développement d'une dentisterie peu mutilante, respectant les tissus dentaires sains.

Les restaurations des dents avec le sacrifice minimal de structure dentaire forment la base de la pratique de la dentisterie d'aujourd'hui, et par là les résines composites ont pris une part prépondérante dans les restaurations coronaires par technique directe pour devenir le matériau de choix pour la plupart des restaurations antérieures et postérieures.

INTRODUCTION

Nous présentons dans notre travail en premier, un rappel sur l'anatomie et les pathologies liées à l'organe dentaire et les points essentiels et fondamentaux de la dentisterie restauratrice.

Le deuxième chapitre, après une définition et un historique de composite dentaire, s'oriente vers le développement de ce matériau. Il vise ensuite à décrire en détail aux lecteurs les différentes classifications, la composition et les propriétés des composites dentaires.

Le troisième chapitre s'intéressera aux nouveaux composites et leurs améliorations cliniques.

Dans le quatrième chapitre on abordera les composites dentaires en technique directe sur les dents antérieures et postérieures.

Enfin, on terminera avec une conclusion générale.



**CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE
RESTAURATRICE**



1. Rappels anatomiques : Structure de la dent :

Afin d'appréhender les défauts et les pathologies susceptibles d'affecter la dent, et de prendre les décisions efficace en matière de prévention et de traitement, il est essentiel de bien connaitre la structure de la dent et sa physiologie .

L'organe dentaire est défini comme étant une unité fonctionnelle tissulaire composée de multiples tissus dont chacun est doté d'une structure et d'une physiologie particulière qui lui permet d'assurer sa propre défense et par conséquent la défense des tissus qui le composent.

L'organe dentaire est constitué par la dent ou odonte et ses tissus de soutien ou parodonte (Jean-Jacques LASFARGUES et Pierre COLON, 2010).

- L'odonte ou dent proprement dite : comprend une partie coronaire, la couronne dentaire et une partie radiculaire, la ou les racines. il est formé par différent tissus minéraux et organiques : l'émail, la dentine et la pulpe.
- Le parodonte comprend : le cément, le desmodonte (ou ligament alvéolo- dentaire), l'os alvéolaire et la gencive

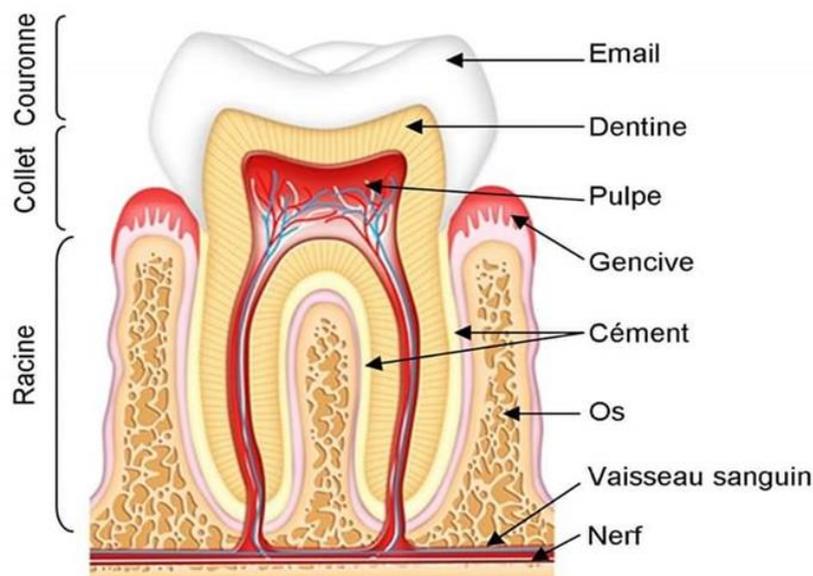


Figure 01.organe dentaire

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

1.1-Email :

L'émail recouvre les couronnes dentaires, protège le complexe pulpo-dentinaire et confère aux dents leur aspect et leur fonction dans la cavité buccale.

C'est un tissu de structure complexe, d'origine épithéliale, édifié lors de l'amélogénèse.

Il contient plus de 95% d'élément minéral dans sa forme mature, ce qui en fait la structure la plus minéralisée de l'organisme (boyde1967 et 1989).

Son épaisseur varie selon sa localisation anatomique (environ 2.5 mm au niveau des cuspides et 2mm au niveau des bords incisifs) allant en s'amincissant jusqu'à disparaître aux collets, au niveau de la jonction amélo-cémentaire (JAC) et au fond des puits et sillons occlusaux. Sa teinte, son état de surface et sa composition évoluent avec le temps en fonction du vieillissement, des interactions avec le milieu buccal et des pathologies (Nicholson, 2001).

❖ Amélogénèse :

La formation de l'émail ou amélogénèse se fait en deux étapes intimement liée :

- La production de la matrice organique et minéralisation immédiate de cette dernière
- Le retrait de cette même matrice, suivi d'une déposition minérale accrue.

Les améloblastes sécrètent, organisent et ensuite résorbent la matrice organique (M. GOLDBERG, 1989)

1.2-Dentine :

La dentine, recouverte par l'émail au niveau coronaire et par le ciment au niveau radiculaire, constitue la masse principale de la dent, la dentine est un tissu conjonctif d'origine mésenchymateuse, minéralisé, non vascularisé et sans innervation propre. (Jean-Jacques LASFARGUES et Pierre COLON, 2010).

Moins minéralisée que l'émail, sa teneur en éléments minéraux est cependant supérieure à celle de l'os et du cartilage. Globalement, sa composition est pour 70 % de charge minérale, de 18 à 22 % de matrice organique et 7 à 12 % d'eau. % (M. GOLDBERG, 1989).

❖ Dentinogénèse :

Parallèlement à la formation de l'émail, les odontoblastes sécrètent à partir de leur pôle externe à la fois du collagène et des muco-polysaccharides relativement complexes pour constituer la matrice dentinaire. Le collagène va servir de matrice à la minéralisation, tant, pendant la période de formation de la dent, que par la suite, tout au long de la vie de l'individu.

Lorsque la sécrétion de la matrice se poursuit, la partie la plus importante du corps cellulaire de l'odontoblaste se retire en direction de la pulpe ; seul un prolongement étroit et continu du cytoplasme, appelé prolongement odontoblastique ou fibre de Tomes, persiste. Ce phénomène et la structure spécifique qui en découle, à savoir les tubuli dentinaire, sont à l'origine de la forme et la nature de la dentine, ainsi que de la plupart de ses propriétés. La dentine est perméable et les produits chimiques peuvent diffuser à travers les tubuli. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998).

Formée en permanence par les odontoblastes lors de la dentinogénèse, Il existe différents types de dentines qui sont l'expression de l'évolution phylogénétique et des adaptations bio fonctionnelles de la dent durant toute la vie :

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

- La dentine primaire est formée par les odontoblastes dits primaires au cours du développement de la dent, puis jusqu'à édification complète de la racine.
- La dentine secondaire est formée après édification complète de la racine, durant toute la vie. Il est à noter qu'il s'agit, comme la dentine primaire, d'une dentine physiologique élaborée également par les odontoblastes primaires.
- La dentine tertiaire est formée en réponse à une agression :
 - Soit par les odontoblastes primaires, et on parle de dentine réactionnelle,
 - Soit par les odontoblastes de remplacement dits secondaires (ou néo-odontoblastes), lorsque les premiers ont été détruits ; on parle alors de dentine de réparation. Cette dentine de réparation présente des caractéristiques différentes de la dentine physiologique. (Jean-Jacques LASFARGUES et Pierre COLON. 2010)

1.3-La pulpe dentaire :

La pulpe est un tissu conjonctif spécialisé, inclus à l'intérieur d'une cavité anatomique située dans la partie interne et centrale de la dent et limitée par des parois dentinaires rigides, la cavité pulpaire, avec l'âge et les agressions, la cavité pulpaire rétrécit et le volume occupé par la pulpe diminue. La pulpe est un tissu conjonctif lâche contenant 75% d'eau et 25% de matériel organique, consistant en différents types cellulaires au sein d'une matrice extracellulaire. Comme tout tissu conjonctif, la pulpe possède des structures nerveuses, vasculaires et lymphatiques et du matériel immunologique. Les principales fonctions pulpaires concernant la formation des dentines, la transmission des informations sensorielles au système nerveux central et la surveillance immunitaire lui permettant d'engager des réactions inflammatoires en réponse aux agressions. (Jean-Jacques LASFARGUES et Pierre COLON. 2010)

➤ Le complexe pulpo-dentinaire :

La dentine et la pulpe forment, d'un point de vue fonctionnel, une entité particulière, le complexe pulpo-dentinaire, parfois aussi dénommé organe dentino-pulpaire.

1-4-Les tissus parodontaux :

✓ Le ciment :

Le ciment est un tissu conjonctif minéralisé qui recouvre la surface des racines dentaires, l'apposition continue de ciment accroît son épaisseur durant toute la vie dentaire. Bien qu'appartenant à la dent, le ciment entre dans la composition du parodonte du fait de son origine embryologique et son rôle d'ancrage. La principale fonction du ciment est d'assurer un ancrage constant de la dent dans l'alvéole. Par ailleurs, le ciment intervient dans le maintien des relations occlusales par ses capacités adaptatives ; il protège la dentine et la pulpe radiculaire; des données récentes montrent qu'il est également impliqué dans le processus de réparation parodontale (PITARU 2004).

✓ Le ligament alvéolo-dentaire :

Le ligament alvéolodentaire est un tissu conjonctif dense d'origine ecto-mésenchymateuse qui occupe l'espace compris entre la paroi alvéolaire et le ciment. Cet espace est transverse, de part en part, par les faisceaux orientés de fibres de collagène qui servent d'ancrage à la dent. Du fait de cette

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

fonction principale. On le qualifie aujourd'hui de ligament parodontal ou ligament alvéolodentaire plutôt que desmodonte, terme se référant essentiellement à la notion d'espace conjonctif entourant la dent. Le ligament alvéolodentaire est un tissu unique par son architecture et ses fonctions multiples, sa forte capacité de remodelage et d'adaptation, et un réel potentiel de réparation. (Jean-Jacques LASFARGUES et Pierre COLON. 2010)

✓ L'os alvéolaire :

L'os alvéolaire constitue le support des dents temporaires, puis des dents permanentes. Après la chute des dents temporaires, les dents successives se développent dans leur propre alvéole qui s'édifie au fur et à mesure de la croissance radiculaire. Il est en continuité avec le corps mandibulaire ou maxillaire. L'os alvéolaire est un os plat et à ce titre présente deux tables externes, vestibulaire et linguale ou palatine, constituant des corticales. Entre ces corticales se trouve un os spongieux, trabéculaire. Mais à la différence des autres os plats du squelette, au sein des travées d'os spongieux, existent des cavités ou alvéoles correspondant aux racines dentaires. La paroi de ces alvéoles est constituée d'un os spécialisé, l'os fasciculé impliqué dans l'ancrage des dents. (M. GOLDBERG, 1989)

✓ La gencive :

Lors de l'éruption dentaire, la muqueuse buccale qui recouvre les arcades dentaires se kératinise pour constituer la gencive, cette dernière venant ensuite s'adapter à l'émail de la couronne dentaire. Formée d'un tissu conjonctif fibreux recouvert d'épithélium au contact de l'émail.

L'épithélium qui vient au contact de l'émail à la jonction gingivo-dentaire présente deux parties :

- L'épithélium du sillon gingivo- dentaire.
- L'épithélium de jonction qui vient s'attacher à l'émail par une lame basale et des hémidesmosomes.

Tant qu'il reste sain, le tissu gingival constitue une barrière contre la pénétration des bactéries buccales dans les tissus parodontaux. (G.J.Mount and W.R.Hume 1998)

2. pathologies des tissus dentaires minéralisés :

2.1- perte de substance d'origine carieuse :

La carie dentaire est la maladie chronique la plus largement répandue dans le monde. Il s'agit de la maladie la plus courante pendant l'enfance, mais elle affecte des personnes de tout âge tout au long de la vie. (La Fédération dentaire internationale (FDI) en 2015)

2.1.1-Définition :

OMS(1977) : elle définit la carie dentaire comme une maladie acquise, elle se caractérise par une altération de tissus dur de la dent, qui entraîne la formation d'une cavité.

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

Fejerskov 2004, Selwitz et al 2007 : la carie dentaire c'est une maladie infectieuse multi factorielle, transmissible et chronique, caractérisée par la destruction localisée des tissus dentaires par les acides produits par la fermentation bactérienne des glucides alimentaires.

2.1.2-Etiologie :

La carie est une altération spécifique de la dent, d'étiologie multifactorielle. Le premier modèle expliquant l'étiologie de la carie dentaire a été proposé par Keyes. Ce dernier a identifié trois facteurs causals : un hôte susceptible, des bactéries cariogènes représentées par les Streptococcus, Actinomyces et Lactobacillus et des sucres fermentes cibles (Keyes, 1962). Le facteur temps a été ajouté au diagramme original par KONIG (1987) et Newbrun en 1978; en effet, l'interaction entre les trois facteurs doit avoir lieu durant une certaine période pour que la carie se développe (Newbrun, 1983).

Depuis, les chercheurs ont identifié plusieurs autres facteurs (génétiques, comportementaux et environnementaux) influençant le développement de la carie dentaire.

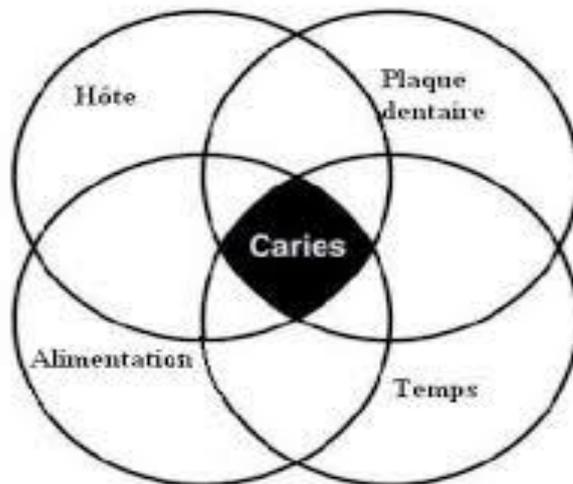


Figure 02 : Diagramme de KONIG (1987)

2.1.3. Différents stades d'évolution de la carie :

La carie est une infection qui attaque progressivement les dents, de l'extérieur vers l'intérieur. Cette atteinte passe par quatre principales étapes (sébastien Trudel, 2017) :

Stade 1 : Au début de la carie, c'est seulement la couche superficielle de l'émail qui en est affectée. À ce stade, aucune douleur n'est ressentie. Puisque les patients ne présentent aucun symptôme ou aucune douleur, les caries à ce stade ne peuvent être détectées que par un professionnel. Ce dernier, lors des examens de routine, peut déceler la présence d'une carie pour être en mesure de la traiter efficacement.

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

Stade 2 : Après avoir attaqué l'émail des dents, la carie évolue jusqu'à atteindre la dentine. Elle peut alors entraîner une sensibilité au chaud et au froid. La douleur n'est pas persistante et, dans bien des cas, le patient ne la ressent pas. Lorsqu'elle est décelée à ce stade, le dentiste peut faire une restauration pour réparer la dent.

Stade 3 : La carie progresse et affecte la pulpe de la dent. Elle déclenche alors une douleur qui peut être vive et persistante. À cette étape, la pulpe infectée doit être retirée lors d'un traitement de canal. S'il reste suffisamment de structure naturelle à la dent, celle-ci pourra être restaurée. Dans le cas contraire, la dent doit être extraite et remplacée.

Stade 4 : Si la dent n'est pas traitée, cette phase constitue le pic du développement de la carie, qui se propage à toute la pulpe de la dent. Un abcès dentaire est alors susceptible de se former, c'est-à-dire une infection pouvant être localisée au niveau de la racine de la dent. L'abcès provoque généralement une douleur aiguë. Cette phase est critique parce que l'infection peut se répandre aux organes vitaux tels que le cœur ou le cerveau.

2.2- perte de substance d'origine non carieuse :

Les lésions d'usure :

Il existe plusieurs formes d'usure dentaire (chimique, fonctionnelle, parafunctionnelle...) et chacune d'entre elles présentent un tableau clinique spécifique. Nous associons souvent usure et bruxisme, L'usure dentaire est définie comme une perte structurelle de tissus dentaires, de manière irréversible et sans intervention bactériologique, situé sur les surfaces occlusales et les zones cervicales à la fois vestibulaire (plus fréquemment) et linguales. (Francisco arroyo, 2019)

❖ Nous distinguons deux types d'usure.

Usure naturelle ou physiologique :

Elle est considérée comme un phénomène physiologique survenu lors du développement des fonctions de la mastication. Les zones les plus touchées sont généralement les faces occlusales.

Usure pathologique :

Ce sont des lésions non carieuses.

La classification des usures est actuellement la suivante: abrasion, attrition, érosion et abfraction, nous pouvons les retrouver indépendamment, mais le plus souvent, nous retrouvons plusieurs types d'usures dans la bouche de nos patients.(Francisco arroyo, 2019)

- **Attrition :**

Elle correspond à la friction de deux corps solides en mouvement dont les surfaces sont en contact direct. L'origine de l'attrition est multifactorielle. Elle peut être liée aux contacts dento-dentaires furtifs et inconstants qui s'établissent lors de la déglutition et de la mastication, à des conditions occlusales particulières (édentation non compensée, malposition, malocclusion), à certaines parafunctions de l'éveil et, surtout, à un bruxisme du sommeil. (Emmanuel d'Incau, Pierre Hadrien Decaup, François Rouzé L'Alzit, 2019).

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

- **Abrasion :**

Elle correspond au déplacement de deux corps solides l'un contre l'autre avec interposition de particules abrasives qui constituent le troisième corps.

Lorsque l'abrasion est focalisée, en général au niveau cervico-vestibulaire, elle est essentiellement liée au brossage dentaire. Les particules abrasives contenues dans le dentifrice constituent le troisième corps qui s'interpose entre la brosse et les dents. (Emmanuel d'Incau, Pierre Hadrien Decaup, François Rouzé L'Alzit, 2019).

- **Abfraction :**

Lorsqu'une surface est soumise à de fortes pressions et qu'elle glisse le long d'une autre, des micro-cracks peuvent s'initier en subsurface puis se propager avec la répétition des cycles. Lorsque la propagation atteint la surface, des fragments de matériel assez important peuvent se détacher, ce qui se concrétise cliniquement par des lésions d'aspect cunéiforme, plus profondes que larges, encore appelées lésions d'abfraction. L'initiation et/ou l'élargissement de ces lésions seraient plutôt multifactoriels, liés à la combinaison des contraintes occlusales et du brossage dentaire, le tout dans un environnement acide. (Emmanuel d'Incau, Pierre Hadrien Decaup, François Rouzé L'Alzit, 2019)

- **Érosion :**

L'érosion survient lorsqu'une attaque chimique (solution acide) rompt les liaisons intermoléculaires des tissus dentaires, potentialisant les différents autres modes d'usure mécanique (attrition, abrasion, abfraction). (Emmanuel d'Incau, Pierre Hadrien Decaup, François Rouzé L'Alzit, 2019)



Figure 03 : les lésions d'usure (attrition, abfraction, érosion, abrasion)

2.3.-Anomalies de structures :

- manifestations pathologiques de l'amélogénèse :

Les principales manifestations pathologiques de l'amélogénèse sont l'hypoplasie Et l'hypocalcification, leur étiologie peut être systémique, locale ou génétique.

L'hypoplasie se manifeste sous forme de régions localisées dépourvues d'émail ou sous forme d'une absence totale de la couche d'émail. Ces manifestations suggèrent que les améloblastes impliqués sont soit inactifs, soit dégénérés (après induction de la dentine) ou encore qu'ils ont produit une matrice organique qui n'est pas propice à l'initiation des cristallites. (M. GOLDBERG,1989)

L'hypocalcification se manifeste sous forme de taches blanchâtres dans l'émail. Il semblerait que ces zones comportent beaucoup d'espace entre les cristallites, suggérant soit que moins de cristaux ont été initiés au cours de la sécrétion soit que leur taille est plus petite. Des cristallites de forme anormale ont également été décrites dans ces zones. Dans certains cas, il peut y avoir eu un problème de résorption de la matrice organique au cours de la maturation et ces taches pourraient représenter des zones riches en matrice organique (hypominéralisation). (M. GOLDBERG,1989)

- Dentinogénèse imparfaite

La dentinogénèse imparfaite(DI) est une anomalie de structure dentaire héréditaire qui se transmet selon un mode autosomique dominant. Elle se manifeste par des défauts de structure de la dentine en denture temporaire et permanente.(Kim JW, Simmer JP, J Dent Res.,2007) Cette anomalie est subdivisée en trois types (Shields ED, Bixler D, el-Kafrawy AM, 1973) :

- Le type I est associé à certaines formes d'ostéogénèse imparfaite.
- Les types II et III sont limités à des atteintes dentaires. Le type II, le plus fréquent, est encore appelé "dentine opalescente héréditaire"(Witkop CJ,1975).
- Le type III est la forme la plus rare, encore appelée « BrandyWine type ».

La dentinogénèse imparfaite présente une grande variété d'aspects cliniques et radiologiques (Kaqueler JC, Le May O,1998) Des mutations des gènes encodant les protéines majeures impliquées dans la minéralisation de la dentine sont associées à cette anomalie héréditaire(Kida M, Tsutsumi T, ShindohM,Ikeda H, Ariga T,2009).

Cliniquement, les dents atteintes peuvent avoir une couleur normale ou un aspect opalescent avec une couleur allant du bleu gris au brun ambré. En raison de l'absence de soutien par la dentine qui est altérée, l'émail se détache souvent de la dentine sous-jacente Cela entraîne une attrition dentaire rapide. Les dents temporaires sont généralement plus sévèrement touchées(Kantaputra PN,2001).



Figure 4 : anomalies de structures (a: amélogénèse imparfaite, b : dentinogénèse imparfaite)

➤ Fluorose :

Le fluor joue un rôle clé dans la prévention et le contrôle de la carie dentaire. La fluorose a donc longtemps été considérée comme un « effet secondaire » des bénéfices de prévention et de protection contre la carie apportés par le fluor. En effet, jusqu'aux années 1990, l'effet toxique du fluor en excès sur les dents n'était considéré que comme un problème « cosmétique ». (Aoba T, Fejerskov O, 2002)

La fluorose dentaire résulte de la prise excessive de fluor au cours des premières années de la vie (jusqu'à 8 ans environ), c'est-à-dire au moment de la formation des dents permanentes. La fluorose légère est caractérisée par la présence de stries blanchâtres sur la surface de l'émail, alors que les fluoroses plus sévères présentent sur la surface de l'émail des zones poreuses hypo-minéralisées de grande taille, des puits, des sillons et des décolorations secondaires. (Bronckers ALJJ, Lyaruu DM, DenBesten PK, 2009)

L'excès de fluor entraîne une modification de l'état de l'émail dentaire. Le fluor va donc agir sur les cellules responsables de la formation de l'émail appelées améloblastes. La relation dose-réponse du fluor est linéaire, donc pour chaque augmentation de la dose de 0,01 mg de F/kg, une augmentation de la fluorose dans la population peut être anticipée quel que soient les sources de fluor (eau, sel, suppléments...). (DenBesten P, 2011)

2.4. Traumatismes dentaires :

Un traumatisme dentaire est une lésion d'une ou plusieurs dents, causée par un choc. Les traumatismes dentaires touchent le plus souvent les "dents de devant" plus exposées (incisives et canines supérieures notamment). Les prémolaires et les molaires sont plus rarement atteintes. Ils peuvent concerner tous les tissus composant la dent, à des degrés variables allant de la simple atteinte coronaire au niveau amélaire (de l'émail), jusqu'à la fracture radiculaire (K. VALLAEYS, V. CHEVALIER, R. ARBAB-CHIRANI 2013)

3. Définition de la dentisterie restauratrice :

La dentisterie restauratrice est la pierre angulaire de la médecine dentaire, Ce terme désigne la gestion intégrée des problèmes buccodentaires et la remise à l'état fonctionnel et esthétique de la bouche par remplacement des tissus dentaires solides perdus par des matériaux de restaurations dentaires appropriés.

A titre d'exemple pour les affections d'origine carieuse ; le traitement vise à arrêter l'évolution de la carie et à éliminer les zones tissulaires abimées, favoriser la cicatrisation des tissus sains sous-jacents, éviter la récurrence, restaurer la forme anatomique et fonctionnelle de la dent.

La dentisterie moderne s'efforce de préserver autant que possible les tissus dentaires sains, de sorte que de nouvelles méthodes, des matériaux, des instruments et des appareils modernes sont développés dans cette direction, qui aide à choisir la bonne thérapie et affectent sa qualité et sa durabilité.

4. Principes de base de la dentisterie restauratrice :

Lorsqu'une lésion carieuse a progressé jusqu'à un stade avancé ou la reminéralisation devient impossible, il convient d'enlever la partie de la dent irrévocablement endommagée et de la remplacer par un matériau de restauration.

La structure de la dent est une matière non renouvelable qui devrait autant que possible être préservée et protégée. Elle ne peut se reconstituer ; c'est pourquoi la suppression d'une partie d'émail ou de dentine doit se faire avec la plus grande prudence. Même le meilleur matériau de substitution reste de loin bien inférieur à la structure de la dent. De plus, la reconstitution d'une dent selon son anatomie, sa forme et son esthétique initiales est à la fois très difficile et très coûteuse. La préparation d'une cavité va inévitablement affaiblir la structure résiduelle de la dent, et chaque restauration ultérieure la fragilisera encore davantage, il conviendrait de considérer plusieurs aspects pour arrêter son choix sur le matériau le plus adéquat comme il est démontré ci-dessous (G.J.Mount and W.R.Hume 1998) :

- La rétention du matériau dans la structure de la dent
- Sa capacité à protéger la structure résiduelle de la dent contre d'éventuelles fractures
- La prévention des caries récidivantes
- Sa longévité sous charge occlusale
- L'esthétique

4.1. Le principes de rétention :

Un matériau de restauration peut être maintenu sur ou dans une cavité dentaire, soit par adhésion, soit par rétention mécanique. quelle que soit la solution retenue, le maintien doit être parfait, d'une part pour empêcher que la restauration ne se désobture sous la charge occlusale, et d'autre part pour prévenir toute micro-infiltration bactérienne à l'interface entre la restauration et la dent . La rétention peut être subdivisée en deux catégories selon le matériau utilisé. La résine composite et le verre ionomère peuvent tous les deux assurer une bonne adhésion. Toutefois, l'amalgame ainsi que les matériaux de restauration rigides, fabriqués par des techniques indirectes, dépendent essentiellement de rétention mécanique, bien qu'un certain degré d'adhésion puisse être développé par l'utilisation d'agent de scellement. (G.J.Mount and W.R.Hume 1998)

4.2. Protection des structures dentaires résiduelles :

Conception de la cavité pour la protection des cuspidés : la plupart des matériaux de restauration, doivent être considérés comme relativement fragiles, lorsque leur épaisseur est suffisante, ils peuvent résister aux contraintes masticatoires, la conception d'une cavité devrait avoir pour objectif la mise en place d'une épaisseur suffisante du matériau de restauration pour protéger la structure dentaire résiduelle devenue fragile.

Il est essentiel de décharger la structure affaiblie de la dent des contraintes occlusales excessive toute en essayant de préserver la hauteur cuspidienne initiale.

4.3. Prévention des caries récidivantes :

Une récurrence de carie pourra apparaître sous une restauration pour une des deux raisons suivantes :

- Une micro-infiltration favorisant la prolifération de bactéries entre la restauration et la dent
- Un débordement de la restauration, provoquant l'accumulation de la plaque, particulièrement au niveau des limites cervicales.

La précision de l'adaptation marginale des restaurations dépend entièrement de l'opérateur et la prévention des micro-infiltrations dépend aussi dans une certaine mesure de la qualité de la manipulation et de mise en place.

4.4. La longévité sous charge occlusale :

Pour la longévité de l'organe dentaire un matériau d'obturation doit avoir les propriétés suivantes :

- être dur et tenace pour résister à la compression et à l'abrasion ,
- être biocompatible, c'est à dire ne pas induire de toxicité,
- se mettre en forme facilement, avec précision et sans chauffage pour épouser fidèlement la forme de la cavité et pouvoir être sculpté afin de reproduire la morphologie et la fonction de la dent,
- bien adhérer aux tissus dentaires, pour éliminer les fissures inter faciales,
- résister à la corrosion dans un environnement agressif, puisque le milieu salivaire présente, selon l'alimentation et l'hygiène bucco-dentaire, un pH variant de 7 à 3 environ. (J.P. MICHEL et M. PANIGHI 1992)

4.5. L'esthétique :

L'esthétique est affaire de gout personnel et doit justifier d'une discussion ouverte et précise avec le patient, mais une teinte bien assortie au départ risque de ne plus convenir par la suite car la structure de la dent est en constante évolution avec des modifications de teinte. Il est déconseillé de sélectionner un matériau de restauration uniquement sur des critères esthétiques. La longévité est de loin la propriété la plus importante car, à chaque fois qu'une restauration est renouvelée, il en résulte un affaiblissement des structures résiduelles de la dent.

5. Evolution de la dentisterie restauratrice

5.1. Une nouvelle approche thérapeutique : le modèle médical préventif

Les principes de taille de cavités ont beaucoup évolué au fil des années, ou plus exactement au fil de l'apparition de nouveaux matériaux. Plusieurs écoles se sont succédées (Anderson, 1992). La plus ancienne, celle de Black, prônait l'extension prophylactique pour limiter les risques de récives carieuses au détriment de tissus dentaires sains. Il faudra attendre de nombreuses années et la mise au point de nouveaux matériaux pour voir apparaître de nouveaux principes de taille et de nouvelles classifications, celle de Mount et Hume (1997 et 1998) suivie par la classification SiSta, qui s'en inspire largement (Lasfargues, 2000). Ces nouveaux principes et classifications sont fondés sur le respect des tissus dentaires et l'économie tissulaire (Lasfargues, 1998).

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

- Les principes de préparation des cavités établis par G.W.BLACK :

En 1908, Black répartit les cavités de caries en différentes classes et décrit des protocoles opératoires. Il présente ainsi six classes de cavités (Black, 1908)

- Classe I : cavités de caries siégeant dans les dépressions anatomiques des dents c'est-à-dire les sillons occlusaux des molaires et prémolaires, les sillons vestibulaires, linguaux ou palatins des molaires et les puits cingulaires des incisives et canines.
- Classe II : cavités de caries proximales des molaires et prémolaires.
- Classe III : cavités de caries proximales des incisives et canines, n'intéressant pas l'angle incisif.
- Classe IV : cavités de caries proximales des incisives et canines avec disparition de l'angle incisif.
- Classe V : cavités de caries du tiers gingivo-lingual ou gingivo-palatin de toutes les dents, autrement dénommées caries du collet.
- Classe VI : cavités de caries des surfaces lisses des molaires, des prémolaires et canines et cavités de caries du sommet des cuspidés (cette classe de cavités est beaucoup plus rare que les précédentes).

L'acte thérapeutique du chirurgien-dentiste dans le concept de Black consistait à supprimer les tissus irréversiblement atteints puis à transformer la cavité de carie en cavité d'obturation. Black a énoncé des règles précises concernant la préparation des cavités, règles que l'on peut résumer en sept points (Black, 1917).

- L'obtention de la forme de contour, qui reprend la notion d'extension prophylactique, intégrant la totalité du réseau (une seule cavité englobant les sillons) au lieu de se contenter de la cavité carieuse pour éviter l'extension.
- L'obtention de la forme de résistance, forme donnée à la cavité pour asseoir l'obturation et lui permettre de résister aux sollicitations des forces de mastication.
- L'obtention de la forme de rétention, qui correspond à l'ensemble des précautions architecturales visant à éviter le délogement de l'obturation sous l'action des forces masticatrices.
- L'obtention de la forme de convenance, forme donnée à la cavité pour faciliter l'insertion du matériau, qui correspond donc à une extension de l'ouverture.
- L'éviction de la dentine cariée, afin d'éliminer tout le tissu atteint sur l'ensemble des parois de la cavité.
- La finition des parois d'émail, afin de ne pas laisser d'émail non soutenu.
- La toilette de la cavité, pour éliminer tous les débris avant de réaliser l'obturation.

Les principes concernant le curetage de la lésion carieuse et la toilette de la cavité sont toujours d'actualité. Ils se sont évidemment affinés avec le temps, les connaissances en bactériologie, le développement de molécules antiseptiques, la notion de dentine infectée et de dentine affectée,

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

l'apparition de diverses techniques d'éviction (rotative, sono-abrasive, chimique, enzymatique, etc.), l'utilisation de colorants ayant fait évoluer les procédures depuis la description initiale de Black.

Les autres principes reposent sur des impératifs mécaniques imposés par l'utilisation de l'or et de l'amalgame, qui, n'ayant pas de propriétés d'adhésion aux tissus dentaires, nécessitent une forme de cavité spécifique : là encore, si dans ce cadre, les principes de Black restent actuels, certaines modifications ont été proposées, on décrit depuis quelques années maintenant des cavités à amalgame dites modernes qui ne tiennent pas compte du principe d'extension prophylactique.

➤ La classification de Mount et Hume

Depuis le début des années 70, on a pu constater que la prévalence de la carie ne cessait de diminuer dans les pays développés (Obry-Musset, 1999 ; Bourgeois, 2000), permettant ainsi de pouvoir penser à un modèle moins invasif que celui préconisé par Black. La naissance de la dentisterie adhésive et la connaissance de l'action des ions fluorures ainsi que des capacités de reminéralisation des tissus dentaires (Newburn, 1989), ont été à l'origine de l'émergence d'un nouveau « courant » en dentisterie, où le maître-mot devient préservation des structures dentaires (Knight, 1984). C'est le début du modèle médical préventif, reposant sur la prophylaxie individualisée (Blique, 1999) et sur la dentisterie adhésive et ses principes. Ce modèle permet d'avoir une vision globale de la situation dans lequel sera évalué en priorité le risque carieux individuel (RCI) afin de stopper la maladie en jouant sur les différents facteurs de défense du patient (Edelstein, 1994 ; Elderton, 1994 ; Axelsson, 1998 ; Bourgeois et Chedid, 2004). On se base alors sur la réversion et la prévention des séquelles (Goldberg et coll., 1999) en faveur d'une reminéralisation des lésions. Une nouvelle classification est donc proposée par Graham J. Mount et W. Rory Hume (1997 et 1998) qui distingue alors trois sites carieux et quatre stades d'altération tissulaire.

➤ La classification SiSta

En 2000, Lasfargues et coll. reprennent la classification de Mount et Hume et en propose une amélioration. Ils ajoutent aux quatre stades de cavitations déjà existantes, un stade 0, dans lequel une réversion de la lésion sans cavitation est possible. On parle alors de la classification SiSta avec ses trois Sites de cario-susceptibilité et ses cinq Stades évolutifs de la lésion

- Site 1 : les lésions initiées au niveau des puits, fissures et autres défauts de l'émail des faces occlusales des dents postérieures ou autres surfaces lisses telles que les puits cingulaires des dents antérieures.
- Site 2 : les lésions initiées au niveau des aires de contact entre les dents adjacentes antérieures et postérieures.
- Site 3 : les lésions du tiers cervical de la couronne ou toute lésion au voisinage du rebord gingival sur toute la circonférence de la dent.
- Stade 0 : concerne les lésions dont la taille va de la lésion initiale à la jonction amérodentinaire (lésions alors reminéralisables). Le traitement précoce non invasif des lésions initiales doit alors devenir le standard thérapeutique de première intention (Anusavice, 1997).

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

- Stade 1 : concerne les lésions du premier tiers dentinaire, c'est-à-dire les micro-cavitations.
- Stade 2 : concerne les lésions modérées du tiers dentinaire moyen avec cavitation.
- Stade 3 : concerne les lésions profondes du tiers dentinaire interne avec cavitation franche.
- Stade 4 : concerne les lésions extensives avec atteinte des zones para-pulpaire, effondrement de la crête marginale et destruction partielle de plusieurs cuspidés.

L'approche moderne de la dentisterie conservatrice peut se résumer en quatre phases :

- **La phase de diagnostic** : elle doit être précoce et précise et mettre en place divers procédés, notamment visuels, tactiles et radiographiques. On y évaluera la situation clinique notamment en fonction de critères généraux (hygiène du patient, profil psychologique, susceptibilité à la carie) et de critères locaux (morphologie de la dent, altération).
- **La phase prophylactique** : Cette phase consiste à prévenir l'apparition de nouvelles lésions, reminéraliser les lésions sans cavitation et stabiliser celles avec cavitation. Elle suppose à terme d'amener le patient à modifier ses habitudes à la fois en matière d'hygiène bucco-dentaire mais également d'hygiène alimentaire (Roulet et Zimmer, 1999).
- **La phase restauratrice** : pour corriger les séquelles irréversibles de la maladie carieuse. Le choix des matériaux et techniques devra être réfléchi et adapté à chaque situation clinique.
- **La phase de soutien** : il s'agit d'une phase de maintenance pendant laquelle le patient sera contrôlé régulièrement et soutenu dans ses efforts pour garder une bonne santé orale. La fréquence des visites sera adaptée aux risques propres à chaque patient et pourra être modifiée à tout moment selon la situation (Miller et Guez, 1999).

Les grands principes de cette nouvelle classification sont au nombre de trois (Lasfargues et coll., 2001) :

- **Le principe d'économie tissulaire** : on cherche à obtenir une préservation maximale des structures saines puisque c'est le substrat des techniques d'adhésion et que la préservation des tissus résiduels est la meilleure garantie de longévité de la dent restaurée et de la restauration en elle-même.
- **Le principe d'adhésion** : l'évolution des systèmes adhésifs permet un renforcement mécanique augmentant la résistance de l'ensemble dent-restauration. On peut également obtenir en théorie des résultats d'ordre biologique grâce à l'étanchéité qui permettrait ainsi d'assurer une protection du complexe dentino-pulpaire. Cette notion reste néanmoins discutable, le principe même de polymérisation des systèmes adhésifs et des résines composites engendrant par essence contractions et contraintes de prise et donc apparition potentielle d'un hiatus à l'interface tissu dentaires/matériau, rend l'obtention d'une étanchéité parfaite très difficile. Seules les études de suivi clinique sont aptes à juger de l'aptitude d'un matériau à remplir le cahier des charges de la bio-intégration.
- **Le principe de bio-intégration** : il signe le succès du traitement restaurateur, puisqu'il englobe biocompatibilité, fonctionnalité, esthétique et prévention des récidives.

5.2. La dentisterie restauratrice à minima :

La pratique d'une dentisterie invasive à minima correspond à la stricte application du principe : respect systématique des tissus originels. La dentisterie invasive à minima devient un concept opératoire applicable quotidiennement avec comme dénominateur commun à toutes les techniques : la préservation des tissus tout en privilégiant l'attitude prophylactique sur toute forme de thérapeutique. Cela implique une meilleure connaissance du processus carieux, l'utilisation des performances croissantes des systèmes adhésifs et de faire un choix parmi de nombreux outils : ozonothérapie, inserts soniques et ultrasoniques, etc. Ces nouveaux outils améliorent le diagnostic pour certains et minimisent les formes de préparations pour d'autres. (H. Tassery, J.-L. Victor, G. Coudert, J.-L. Brouillet, S. Koubi, 2006).

5.2.1. Les nouveaux moyens de diagnostic

AVIS D'EXPERT - La médecine dentaire devient plus précise, moins douloureuse et moins invasive, explique le Dr Paul Cattaneo, responsable de l'innovation à l'association dentaire française.

Les progrès scientifiques et technologiques en médecine bucco-dentaire améliorent la compréhension des maladies de la sphère buccale. De même, les connaissances issues de la recherche sur les nouveaux matériaux, instruments et machines, influent considérablement sur les méthodes de travail des chirurgiens-dentistes. Ainsi, la médecine dentaire progresse. Elle devient plus précise, moins douloureuse, moins invasive (Paul Cattaneo, 2013).

Parmi les innovations dans ce domaine:

Tableau 1 : Classification des outils diagnostiques modernes en fonction de leurs principes physiques (d'après Pretty, 2006)

Principes physique		Applications cliniques
Optique	Aides visuelle (grossissement)	Loupe binoculaire et microscope opératoire Caméra intra buccale conventionnelle
	Système à lumière visible	Transillumination par fibre optiques (FOTI) Transillumination numérisée (DIFOTI)
Fluorescence	Système à fluorescence	Fluorescence lumineuse quantitative (QLF) Camera LED intra-orale à : Fluorescence (VistaProof) Fluorescence laser infrarouge (DIAGNODent)
Ultrasons	Appareil à ultrasons	Détecteur ultrasonore de carie
Électricité	Appareil à courant électrique	Mesure de la conductance électrique (EMC) Mesure de l'impédance électrique (CRM)

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

Rayons X numérique	Radiographie numérique	Radiographie digitale et logiciels d'imagerie dédiés : <ul style="list-style-type: none">- Optimisation et soustraction numérique- Reconstructions tridimensionnelles.
--------------------	------------------------	---

5.2.2. Les nouvelles techniques d'éviction carieuses :

✓ Caridex®

Ce traitement est le premier traitement chémo-mécanique destiné à réaliser une éviction spécifique de la dentine cariée infectée, c'est une solution d'hypochlorite de sodium et un mélange contenant de l'acide amino-butyrique, du chlorure de sodium et de l'hydroxyde de sodium. Sa capacité à éliminer sélectivement la dentine cariée infectée et à épargner la dentine affectée a été attribuée à l'effet tampon du mélange, qui était à l'origine destiné à réduire l'agressivité de l'hypochlorite de sodium sur la dentine saine et à renforcer son effet sur le collagène dénaturé. L'emploi du Caridex® permet de diminuer l'inconfort du patient et parfois même d'éviter l'anesthésie. (BEELEY J.A, YIP H.K, STEVENSON AG,2000)

✓ Carisolv®

Est une méthode d'éviction carieuse utilisant un gel permettant de ramollir la carie infectée et de conserver au maximum les tissus sains. Ce système propose ses propres excavateurs et la plupart du temps il n'est pas nécessaire de fraiser voire même d'anesthésier. Carisolv® agit sélectivement sur la dentine infectée et respecte la couche de dentine affectée qui est reminéralisable. Aucun effet n'a été observé sur l'émail et la dentine saine (Wennerberg A, Sawase T, Kultje, 1999)

Carisolv® se présente sous forme d'une seringue à double mélange contenant deux produits séparés : de l'hypochlorite de sodium (0,5%)– de l'hydroxyde de sodium et un mélange d'acides aminés (acide– glutamique, la leucine et la lysine) avec de l'eau.

✓ Air abrasion

L'air abrasion est une technique micro invasive comme le laser ou les ultrasons. Selon la pression et le type de particules utilisées, les systèmes pourront avoir une action prophylactique d'aéro-polissage ou un réel rôle abrasif permettant l'éviction carieuse. (Tassery H, Victor J-L, Coudert G, Brouillet J-L, Koubi S,2008)

La projection des particules est réalisée grâce à un système d'air comprimé. Chaque système délivre une pression qui lui est propre, mesurée en psi (pound per square inch). Les systèmes sont classés en catégories : - inférieurs à 80 psi - de 80 à 100 psi - supérieurs à 100 psi Une modification de la pression de sortie aura donc une incidence sur l'efficacité de coupe. A ce titre, certains auteurs recommandent une pression de 100 psi afin de préparer les tissus amélaire et dentinaire. (Hegde VS, Khatavkar RA, 2010)

Indications L'air abrasion permet une excavation à minima en ouvrant les sillons et en éliminant les caries superficielles. Son utilité prédomine dans les caries Si/Sta1.1, 1.2 et dans les caries débutantes de sites 3.(Tassery H, Victor J-L, Coudert G, Brouillet J-L, Koubi,2008)

CHAITRE I : GENERALITES SUR LA DENTISTERIE RESTAURATRICE

✓ Sono-abrasion et Ultrasono-abrasion

La sono-abrasion est l'ablation de tissus dentaires réalisée à l'aide un insert, vibrant dans le domaine des sons, soit entre 20 et 20000 Hertz. Au-delà on parle d'ultrasono-abrasion.

Indications :

nous n'utiliserons pas le même type d'inserts selon la localisation de la lésion et le type de cavité souhaitée :

- Stade 1 l'insert à pointe diamantée, si la lésion ne concerne que les sillons, sera l'instrument de choix. Si elle s'étend au-delà de la jonction amélo-dentinaire ou si elle concerne aussi une fosse, nous nous orienterons vers un insert boule. Dans les cas de lésions des sommets cuspidiens, on utilisera un insert boule, qui permettra l'élimination des tissus infiltrés (Gilles Gagnot,2008).
- Stade 2 Le protocole initial d'éviction sera le même que celui employé pour le traitement des lésions de stade 1. 66 Puis, si la dentine cariée est trop molle, elle sera éliminée à l'aide d'excavateurs ou de rotatifs. Enfin, les systèmes sono ou ultrasonoabrasifs pourront être de nouveau employés afin de biseauter les bords marginaux. (Gilles Gagnot,2008)
- Stade 3 et 4 Face à des lésions de stade 3 ou 4, l'emploi des ultrasons vient en complément des rotatifs afin de réaliser de meilleures finitions. les ultrasons interviendront dans un second temps afin de biseauter les parois restantes. Ils pourront aussi être utilisés au niveau de la paroi para cervicale de la cavité afin de limiter les risques d'effraction pulpaire (Gilles Gagnot,2008).

✓ Lasers :

Étroit et précis, dont le faisceau agit comme un «bistouri lumineux». Il permet de réaliser rapidement de nombreux traitements, aussi bien sur les tissus durs que sur les tissus mous de la cavité buccale, de manière efficace et peu invasive pour les tissus dentaires.(Paul Cattaneo 2013)

Indications : est indiqué aussi bien pour traiter les tissus durs que les tissus mous. Ses indications sont fonction de la longueur d'onde émise et des tissus cibles. (longueur d'onde de 2940 nm) il réagit préférentiellement avec les tissus riches en eau. Il est particulièrement efficace pour l'éviction carieuse amélaire et dentinaire et la mise en forme des cavités d'exérèse Ils peuvent aussi être utilisés pour le diagnostic carieux(Bertrand M-F, Rocca J-P,2005).

✓ Ozonothérapie :

L'ozonothérapie correspond à l'utilisation de l'ozone en concentration faible dans le traitement et l'asepsie de différentes infections à développement locorégional .L'ozone peut être utilisé soit de manière préventive afin d'éviter la survenue de lésions carieuses ; soit de manière curative afin d'éliminer les bactéries résiduelles suite à l'éviction carieuse et favoriser la restauration de la dent(Aurélien TIMON,2016).



CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES



1. Définition

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

La condition fondamentale pour que cette définition soit valide, est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques. La plupart du temps ces matériaux sont constitués d'une matrice et d'un renfort (exemple de composites naturels : le bois et l'os).

En odontologie, on appelle RESINE COMPOSITE un matériau constitué d'une MATRICE ORGANIQUE RESINEUSE et d'un renfort constitué de CHARGES. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, un SILANE. (A. RASKIN, 2010)

2. Historique

La mise au point de solutions viables dans le domaine de la restauration dentaire a principalement été guidée par la facilité de mise en œuvre, la disponibilité et les propriétés physico-chimiques des matériaux étudiés. Les amalgames, encore utilisés de nos jours, présentent des inconvénients significatifs pour les patients, notamment leur toxicité, leur inesthétisme et leur non-adhérence aux tissus dentaires. Par ailleurs la pose de ce matériau d'obturation nécessite le sacrifice de tissus sains afin d'obtenir une géométrie cavitaire optimale (BOWEN ,1963).

Les premières alternatives esthétiques aux amalgames furent à base de ciments silicatés ; cependant ces derniers souffraient de plusieurs défauts notamment leur mise en œuvre délicate, leurs médiocres propriétés mécaniques (pas toutes), leur solubilité buccale et leur mauvaise adhésion ; ils furent rapidement abandonnés. (BOWEN ,1963)

À partir de 1930, l'utilisation de résines notamment acryliques et/ou méthacryliques fut envisagée. Ces résines furent testées avec un succès mitigé pour arriver aux conclusions suivantes : contraction de polymérisation importante (> 6 % en volume), dilatation thermique importante en comparaison de la dent, propriétés mécaniques mauvaises, absence d'adhésion aux tissus dentaires et reprises carieuses (BOWEN ,1963).

Il allait donc falloir développer des moyens d'adhésion efficaces. Un chimiste suisse, Hagger, qui, en 1949, a tenté le premier essai d'un système adhésif pour coller les résines acryliques. Il contenait un dérivé di-méthacrylique de l'acide glycérophosphorique qui polymérisait à température ambiante sous l'action de l'acide sulfonique. Ce diméthacrylate de l'acide glycérophosphorique améliorait l'adhésion à la dentine en s'infiltrant dans la surface et en formant une couche intermédiaire, prémices de ce que nous appelons actuellement couche hybride (Kramer et Mc Lean, 1952).

1955 : Buonocore introduit la notion de « mordantage ».

Les travaux de Hagger et Buonocore ont marqué le début d'une nouvelle époque dans le collage à l'émail et à la dentine. Toutefois, leur mise en pratique s'est révélée délicate puisque dans les années 50, tous les matériaux de restauration utilisés étaient à base de méthacrylate de méthyle, dont les propriétés étaient loin d'être adaptées à un collage au long cours à la structure dentaire.(Buonocore et coll., 1956)

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Malgré leurs défauts, ces résines à base organique présentaient des qualités recherchées : facilité de mise en œuvre, insolubilité en bouche et élasticité.

L'idée vint alors, d'associer au sein d'un même matériau les atouts de composés minéraux (propriétés mécaniques et optiques, stabilité physico-chimique notamment) à ceux des résines organiques (simplicité de mise en œuvre) (BOWEN ,1963).

C'est la mise au point de la molécule époxy qui s'avèrera être le fondement des progrès rapides de la chimie des résines dentaires. (Söderholm et Mariotti, 1999)

En 1953 : Bowen ajoute des charges de quartz aux résines époxy.

L'utilisation des résines époxy adhésives pour lier ensemble un volume maximal de très petites particules de silice fondue était évaluée.

Le lent durcissement des formulations époxy a conduit à la synthèse du Bis-GMA, en 1956 par Bowen

1962 : Bowen dépose le brevet du Bis-GMA.

En 1962, Bowen dépose, aux Etats-Unis, le premier brevet sur la résine Bis-GMA, (diméthacrylateglycidique de bisphénol A), basée sur cette molécule époxy (Bowen, 1962 ; Söderholm et Mariotti, 1999). Suite à la mise au point de ce nouveau monomère, Bowen va introduire la notion de matériau composite en associant des Bis-GMA et des particules de charges inertes (Bowen, 1965). Ces charges sont donc intégrées dans la matrice résineuse, ce qui permet d'obtenir un matériau ayant des qualités supérieures par rapport à ce que l'on obtiendrait en prenant chacun des deux composants isolément.

3-Composition :

Les résines composites à usage dentaire combinent une phase dispersée ou charge inorganique possédant d'excellentes propriétés mécaniques et esthétiques, à une phase dispersante ou phase organique ou matrice résineuse. Cette dernière sert de liant, permet l'insertion du matériau sous forme plastique, durcissant in situ, mais ayant malheureusement une faible résistance mécanique, un coefficient d'expansion thermique élevé et une rétraction de prise importante. Les deux phases sont liées entre elles par un procédé de couplage appelé Silanisation.(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

✓ Généralités et principales évolutions structurales et chimiques :

Les principales évolutions structurales et chimiques portent sur de multiples points (Stéphanie JAGER, 2011) :

➤ Au niveau matriciel :

- Une volonté de diminution du retrait de polymérisation.
- L'apparition de viscosités variables.
- L'amélioration des propriétés optiques.

➤ Au niveau des charges :

- La possibilité d'augmentation du pourcentage de charges minérales.
- Une diminution globale de leurs dimensions moyennes.
- Le choix de charges minérales moins dures.

➤ Au niveau de l'agent de couplage :

- Son optimisation pour diminuer les processus du vieillissement.

- Les trois constituants des résines composites dentaires seront successivement décrits :
 - la phase organique ;
 - la phase inorganique ;
 - l'agent de couplage

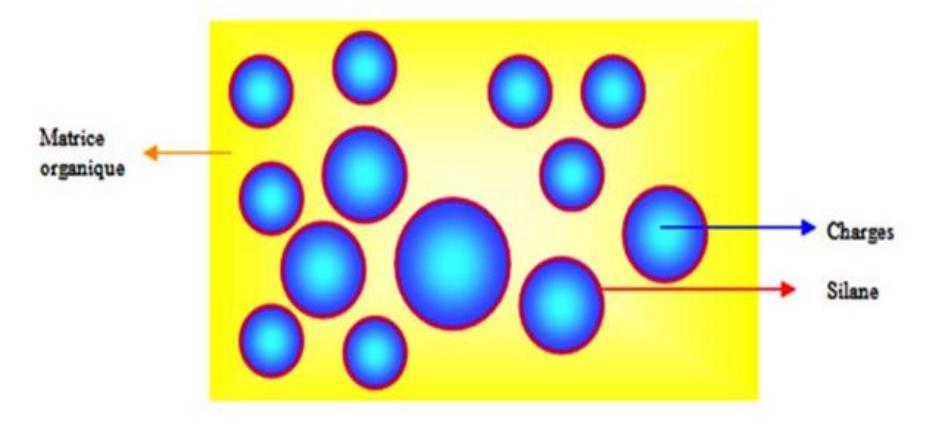


Figure 5.Représentation schématique d'une résine composite

3-1- La phase organique (phase dispersante) :

La phase organique est encore appelée phase continue, constitue en moyenne 25 à 50% du volume (12 à 40% en poids) de la résine composite. Elle comprend la résine matricielle, les contrôleurs de viscosité (diluants), le système de polymérisation, les inhibiteurs de prise (additifs) et les pigments. (Giraud T, Ramel C, Raskin, 2018).

La matrice résineuse joue un rôle de liant entre les charges et influence le coefficient d'expansion thermique, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et la solubilité des résines composites. Le pourcentage et la chimie de cette phase organique influencent les propriétés physico-mécaniques des composites. (Raskin A;2009)

3-1-1 Résine matricielle : monomères ou oligomères :

La résine est le composant chimiquement actif du composite.

Initialement, il s'agit d'un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par une réaction d'addition. Cette possibilité de passer d'une masse plastique à un solide rigide permet l'utilisation de ce matériau pour la restauration directe. Généralement, la matrice organique est basée sur la chimie des méthacrylates, plus particulièrement des di-méthacrylates permettant la création de *cross-linking*. La polymérisation permet la formation d'un réseau tridimensionnel dans lequel les charges sont dispersées et fixées. Suite à la faible flexibilité du polymère en formation, seule une partie des

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

monomères est convertie en polymère (taux de conversion moyen). (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup, 2005)

Les monomères couramment employés sont le Bis-GMA, certains des dérivés comme le Bis-EMA ou le Bis-PMA et des monomères de polyuréthanes. (Stéphanie JAGER, 2011)

✓ Bis-GMA

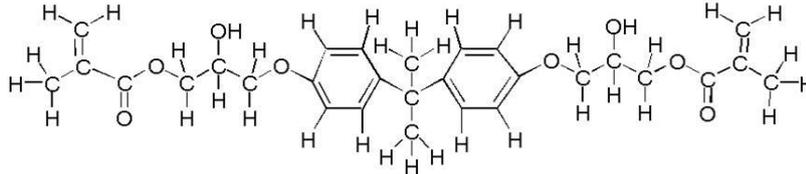


Figure 6. molécule e bis GMA

Le Bis-GMA est l'abréviation de bisphénol A glycidyl méthacrylate, encore appelé 2,2-bis-(4-(2-hydroxy-3-méthacryloxypropoxy) phényl) propane).

La molécule de Bis-GMA se décompose de la façon suivante :

- Deux cycles aromatiques qui rigidifient la molécule.
- Un cycle phénol qui diminue la rétraction de prise mais accroît la viscosité.
- Deux radicaux hydroxyles offrant la possibilité d'obtenir des liaisons hydrogènes ce qui entraîne une viscosité importante de la matrice non polymérisée.
- Deux groupements méthacrylates fonctionnels permettant le développement de la structure polymère, ramifié et réticulé (*cross-linkage*).
- Deux liaisons esters (à l'origine d'une potentielle hydrolyse).

(Stéphanie JAGER, 2011)

Ce monomère ayant un poids moléculaire relativement élevé (512) par rapport au méthacrylate de méthyle (100), sera généralement appelé un oligomère. L'augmentation du poids moléculaire aura un effet favorable.

En effet, le nombre de molécules d'oligomère par unité de volume est inversement proportionnel au poids moléculaire.

La rétraction de prise étant liée au rapprochement interatomique au cours de la réaction de polymérisation, celle-ci sera moins importante si le nombre de liaisons créées pendant le processus de polymérisation diminue. Par conséquent, la rétraction de prise est moins importante avec un monomère de poids moléculaire élevé (oligomère). La rétraction de polymérisation du bis-GMA est de 3 à 5 % alors que la rétraction du méthacrylate de méthyle est de l'ordre de 21 %.

Le haut poids moléculaire entraîne un inconvénient : la viscosité augmentant avec celui-ci, le bis-GMA se présente sous forme d'un liquide fort visqueux. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

✓ Les dérivés du Bis-GMA

De nombreux essais ont été effectués pour essayer d'améliorer cette oligomère, souvent dans des directions contradictoires.

Certains ont tenté d'obtenir des matériaux hydrophobes tels que :

- le Bis-EMA (2,2-bis-(4-(2-méthacryloxyéthoxy) phényle) propane),
 - le Bis-MA (2,2-bis-(4-(méthacryloxy) phényle) propane),
 - le Bis-PMA (2,2-bis-(4-(3-méthacryloxypropoxy) phényle) propane).
- (Stéphanie JAGER, 2011)

Dont la faible mouillabilité vis-à-vis de l'eau ou de la salive permettrait de minimiser la percolation marginale et de préserver les propriétés mécaniques du composite placé de manière prolongée dans la salive.

D'autres ont au contraire mis au point des monomères hydrophiles afin de rendre le matériau compatible avec l'humidité dentinaire. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

✓ Les polyuréthanes :

Un autre type de résine di-méthacrylique, utilisé surtout en Europe, est l'uréthane di-méthacrylate (UDMA) également appelé di-uréthane. Ils ont été mis au point en 1974. Son principal avantage est une plus faible viscosité, permettant l'incorporation d'un plus grand pourcentage de charges sans ajouter de diluant de faible poids moléculaire. Ses principaux défauts sont une rétraction de prise plus élevée (5 à 9 %) que le bis-GMA et une certaine fragilité. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

On peut retrouver des phases organiques composées par ces deux constituants (Bis-GMA et UDMA) ou n'en comportant que l'un ou l'autre. (Stéphanie JAGER, 2011)

✓ Autres oligomères :

L'orientation la plus prometteuse a pour objectif la mise au point de résine sans ou à très faible rétraction de polymérisation.

Plusieurs orientations ont été prises : les monomères *ringopening* (type SOC, silorane), les monomères hyperbranchés, etc.

Malgré les énormes efforts de recherche, aucun de ces matériaux n'est encore commercialisé. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

3-1-2. Les contrôleurs de viscosité ou diluants :

Les monomères de bis-GMA et d'UDMA sont des liquides très visqueux du fait de leur poids moléculaire élevé. Cette très haute viscosité les rendent inutilisables en clinique, c'est particulièrement vrai pour le bis-GMA bien trop visqueux pour être employé seul.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Pour contrebalancer ce problème dû à la haute viscosité du bis-GMA et d'UDMA, les fabricants incorporent dans la résine matricielle des monomères de faible viscosité, connus sous le nom de contrôleurs de viscosité ou diluants :

- MMA : Méthacrylate de Méthyle ;
 - EGDMA : Ethylène Glycol Di-Méthacrylate
 - DEGMA : Di-Ethylène Glycol di-Méthacrylate ;
 - TEGDMA : Tri-Ethylène Glycol Di-Méthacrylate
- (Leprince J. et coll., 2010)

Le TEGDMA est le diluant le plus utilisé. Il représente de 10 à 35 % des composites macro-chargés et de 30 à 50 % des micro-chargés. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

La quantité de diluant est en fonction de la viscosité attendue du matériau de restauration : plus le matériau doit être fluide, plus la quantité de diluant incorporée sera grande.

Cependant, ces abaisseurs de viscosité influencent les propriétés physiques des composites. Ils augmentent le retrait de polymérisation, rendent la résine plus flexible et moins cassante, réduisent sa résistance à l'abrasion (Leprince J. et coll., 2010) ; Il présente également des inconvénients sur le plan de la biocompatibilité. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

3-1-3. Le système de polymérisation :

La polymérisation des composites repose sur la décomposition d'une molécule (initiateur/amorceur) en radicaux libres (R^*), par un activateur. Ces radicaux libres provoquent l'ouverture de la double liaison carbone du monomère lors de la phase d'initiation et l'élongation du polymère lors de la phase de propagation.

Cette réaction de prise n'est jamais complète. Le taux de conversion de monomères en polymères est le plus souvent de l'ordre de 60 à 70%. Il reste toujours des monomères résiduels non activés ainsi que des additifs pouvant être libérés. (Raskin A, 2009)

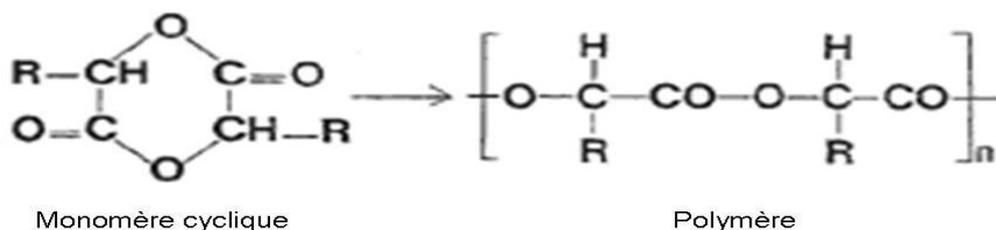


Figure 7.Représentation d'une polymérisation par ouverture de cycle

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

La polymérisation permet la transformation du composite initialement sous forme plastique en matériau d'obturation solide. Deux catégories de composite existent, les composites chémo-polymérisables et les composites photo-polymérisables.

✓ Les composites chémo-polymérisables :

Se présentent sous la forme de deux pâtes, l'une contenant l'initiateur et l'autre l'activateur. Les principaux **activateurs** sont les amines (DMPT, para-amino-acétate de méthyle et ses dérivés) l'acide para-toluène-sulfonique, les thio-urées substituées et l'acide ascorbique. **Les initiateurs** principaux sont des peroxydes (le peroxyde de benzoyle, le peroxyde de cumène, le tributylhydroperoxyde)

✓ Les composites photo-polymérisables :

L'activateur est la lumière délivrée par la lampe à photo-polymériser et **l'initiateur** est une amine tertiaire (DMAEMA : Di-Méthyl-Amino-Ethyl-Méthacrylate) à laquelle on ajoute un **photo-sensibilisateur** pour augmenter la rapidité de la réaction.

La lampe à polymériser doit avoir un spectre d'émission compatible avec les photo-initiateurs utilisés. Ce sont les éléments clefs de la photo-polymérisation. Leur nature influence les propriétés physicochimiques du matériau. Plusieurs molécules sont utilisées. :

- La camphoroquinone est le photo-initiateur le plus utilisé. Sa couleur jaune intense s'estompe lors de sa dissociation par la lumière.
- La Lucirin® et la phénylpropanédione ont une couleur jaune pâle qui permet leur utilisation dans certains vernis et dans des matériaux transparents ou de teinte claire.

Chaque molécule est sensible à certaines longueurs d'onde de la lumière : on parle de spectre d'absorption. La camphoroquinone est sensible aux longueurs d'ondes comprises entre **390 et 510 nm** avec un pic à **470 nm** (lumière de couleur bleue). La Lucirin® est sensible aux longueurs d'ondes inférieures à **410 nm**, avec un pic à **380 nm** (lumière de couleur indigo). La phénylpropanédione est sensible aux longueurs d'ondes inférieures à **490 nm**, avec un pic à **370 nm** (lumière de couleur violette)(Moussally C., Cazier S., 2008)

3-1-4. Les inhibiteurs de prise ou les additifs :

Les inhibiteurs de prise permettent de conserver les résines composites(Magali Porot, 2019), ils permettent d'empêcher la polymérisation spontanée des monomères di-méthacryliques dans certaines conditions de stockage sous l'action de la chaleur ou de la lumière. Les principaux sont dérivés du phénol et de l'oxygène. (Quentin LEFAURE, 2016)

Du fait du pouvoir inhibiteur de polymérisation, les phénols seront contre indiqué de les utiliser en fonds de cavités (ciments temporaires à base de ZnOE) sous les résines. (Raskin A, 2009)

✓ Dérivés du phénol :

Les matériaux composites doivent pouvoir être stockés sans qu'il y ait de polymérisation spontanée. Les inhibiteurs se caractérisent par une forte réactivité avec les radicaux libres. Si des radicaux libres sont formés comme, par exemple, lors de l'exposition du composite à la lumière ambiante pendant

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

la manipulation, l'inhibiteur réagira prioritairement avec les radicaux libres empêchant un début de polymérisation du monomère.

Ce n'est qu'après consommation de tout l'inhibiteur que les radicaux libres induiront la polymérisation.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont :

- le butyl-hydroxytoluène ou BHT (2,6-di-tert-butyl-4 méthylephénol) ;
- le 4-méthoxyphénol (MEHQ).

Auparavant, l'hydroquinone était utilisée, mais provoquait la discoloration de la restauration.

Étant donné le pouvoir inhibiteur des phénols, l'utilisation des ciments à base d'eugérol (ZOE) comme base est contre-indiquée avec les résines. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

✓ Oxygène :

L'oxygène est un puissant inhibiteur de polymérisation : les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air. Par conséquent, la résine en contact direct avec l'air n'est pas polymérisée et il persiste donc une fine couche d'oligomères à la surface des polymères, quel que soit le mode de polymérisation. La couche non ou moins polymérisée est de 50 à 500 µm selon les photo-initiateurs utilisés.

Cette couche superficielle est riche en doubles liaisons n'ayant pas réagi. Elle rend possible l'application des matériaux de restauration résineux en incréments (couches) successifs puisqu'une liaison chimique se crée entre chaque incrément, via la couche initialement inhibée par l'O₂.

Lorsque la résine est appliquée en très fine couche, comme c'est le cas pour les adhésifs, l'inhibition de polymérisation par l'O₂ peut empêcher la prise de toute la couche et donc compromettre gravement l'adhésion.

Lors du mélange de deux composites chémo-polymérisables sous forme de pâte, l'incorporation inévitable de bulles d'air provoque une réduction des propriétés mécaniques. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

3-1-5. Les pigments :

Les pigments présents dans la matrice résineuse permettent de diversifier les teintes des composites. Les pigments les plus utilisés sont des dérivés du fer, du titane ou de l'aluminium.

3-1-6. Autres éléments :

Certains éléments présents en quantités minimales augmentent les propriétés des composites. (Quentin LEFAURE, 2016)

3-2- La phase inorganique :

La phase inorganique est constituée par des charges qui permettent d'augmenter les propriétés mécaniques, de réduire le coefficient de dilatation thermique et le retrait de polymérisation et donnent une bonne radio-opacité au matériau. (Quentin LEFAURE, 2016)

3-2-1 Les charges :

Les charges constituent la partie inerte de la résine composite et permettent de la renforcer. Elles peuvent être minérales, organo- minérales et/ou organiques. Elles varient d'un composite à l'autre par leur nature, forme, taille et pourcentage.

Elles sont liées à la matrice par l'intermédiaire d'un silane et permettent notamment d'augmenter les propriétés mécaniques (résistance à la traction, flexion, compression ; surtout si le taux de charges est > 60% en volume) (Sabbagh J, Ryelandt L, Vreven J, et al, 2004); Elles diminuent également les contraintes dues au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle (Söderholm KJ,1984) et donnent au matériau sa radio-opacité. (van Dijken JW, Wing KR, Ruyter IE, 1989)

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effets d'améliorer l'état de surface, ce qui améliore l'esthétique et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte, et d'augmenter la résistance à l'usure du matériau. Par conséquent, plus les charges sont petites et nombreuses, plus les propriétés sont améliorées mais plus le composite devient visqueux et difficile à manipuler (Raskin A, 2009)

✓ La nature des charges :

Les charges, la plupart du temps minérales, varient d'un composite à l'autre mais sont composées de silice (SiO₂) (Les charges de SiO₂ ne sont pas radio-opaques) sous différentes formes et d'autres types de particules.

• Les charges minérales :

La silice pure se présente sous différentes formes cristallines (telles que la cystobalite, la tridymite et le quartz) et sous forme non cristalline (verre boro-silicate). Les formes cristallines sont plus dures et plus résistantes mais posent des problèmes de finition et de polissage. C'est pourquoi la plupart des composites actuels sont composés de verre de silicate car ses qualités mécaniques et esthétiques sont intéressantes.

Les verres de métaux lourds confèrent au matériau sa radio opacité. On y trouve le silicate de verre de baryum, de strontium ou de zirconium et l'yttrium ou ytterbium tri-fluorés (YbF₃).

Depuis les années 70, le quartz a été la charge la plus fréquemment utilisée car il est très stable chimiquement et a un indice de réfraction élevé. Cependant, il n'est pas radio opaque, il possède un coefficient d'expansion thermique élevé et sa structure cristalline implique une géométrie des particules avec des arêtes agressives qui confèrent au matériau composite un pouvoir abrasif, le rendant difficile à polir. Par contre, le silane se lie plus facilement au quartz qu'au verre, ce qui permet une meilleure stabilité de teinte et le quartz est moins sensible à l'érosion (Albers H.F., 2002 ; Van Noort R., 2002 ; Rawls H.R. et Esquivel-Upshaw J., 2003 ; Vreven J. et coll., 2005).

• Les charges organo-minérales :

Des charges constituées de résine matricielle polymérisée sont ajoutées au composite pour diminuer la rétraction de polymérisation de la résine et le coefficient d'expansion thermique, pour améliorer les propriétés optiques et pour augmenter la dureté du matériau.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

On peut trouver des charges « organiques » : certains fabricants utilisent des charges à base de céramique organiquement modifiée, ce sont les OrMoCers. Il s'agit de macro-monomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate. Les charges organo-minérales possèdent un noyau minéral (silice vitreuse ou aérosol) et une matrice résineuse polymérisée qui enrobe le noyau (Vreven J. et coll., 2005).

- Les charges organiques :

On peut trouver dans la résine composite des charges uniquement organiques constituées de triméthylolpropane triméthacrylate. (Magali Porot ;2019)

✓ La forme, la taille et le pourcentage des charges :

- La forme :

Afin de remplir le maximum d'espaces, les formes ont été diversifiées. Elles varient suivant le mode de fabrication ; elles peuvent être de forme arrondie, sphériques ou anguleuses.

- La taille :

On distingue classiquement des charges *traditionnelles* ou *macrocharges* (initialement 1 à 50 μm) composées de grosses particules de verre ou de quartz, et des *microcharges* (0,04 μm soit 40 nm) constituées de silice (SiO_2).

Au fur et à mesure du développement des techniques permettant de mieux fragmenter les macrocharges, celles-ci se sont rapprochées de la taille des microcharges et ont été appelées des *midi-* (1-10 μm) et des *mini-* (0,1-1 μm) particules. La classe de matériaux hybrides à miniparticules est plus généralement appelée microhybrides ce qui peut prêter à confusion avec les microchargés, composés uniquement de microcharges de SiO_2 .

Aujourd'hui, la tendance est à la commercialisation de composites basés sur la nanotechnologie et contenant, entre autres, des nanoparticules de 2 à 70 nm.

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

Les microcharges sont obtenues par pyrolyse ou par précipitation.

La synthèse des nanocharges est basée sur des méthodes complexes dont le procédé sol-gel.

L'incorporation d'un maximum de charges dans la résine compatible avec une viscosité adéquate pour la clinique demande une distribution optimale des tailles des particules.

L'utilisation de charges de même diamètre ne permet pas une occupation maximale des espaces. En choisissant plusieurs granulométries, les vides laissés par les particules les plus grosses peuvent être comblés grâce à des particules plus petites. La reproduction de ce processus mène à l'utilisation d'une distribution sophistiquée des tailles de particules. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

- Le pourcentage des charges :

La proportion de charges peut être exprimée en pourcentage massique (% poids) ou en pourcentage volumique (% vol). Ce dernier est toujours inférieur au % massique.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

L'augmentation du taux de charges liées à la matrice améliore de nombreuses propriétés du composite et notamment les propriétés mécaniques (mais manipulation plus difficile vu de sa viscosité qui augmente). (Vreven J et al, 2004)

- Principaux effets de la diminution de taille des particules :

La diminution de la taille des particules a également permis une amélioration des propriétés des composites. Ces progrès sont possibles à condition de pouvoir conserver un pourcentage élevé de charges. En effet, plus les charges sont petites, plus la surface développée augmente, plus la viscosité du mélange augmente. Par conséquent, l'incorporation des micro-charges est rapidement limitée par l'obtention d'une pâte inutilisable en clinique. La nanotechnologie permet de contrôler cette difficulté.

Grâce aux procédés permettant d'obtenir des charges de granulométries et de formes adéquates au mélange de divers types de charges et, malheureusement, à l'utilisation de résines de faible viscosité, il a été possible de développer des matériaux hautement chargés avec des particules de petites dimensions (micro-hybrides).

Ce type de matériau présente deux avantages dans le domaine des performances cliniques :

- l'état de surface est amélioré par la diminution de la taille des particules. Ceci procure un avantage esthétique (lustre, moindre fixation des colorants exogènes) et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis des dents antagonistes ;
- la résistance à l'usure est améliorée lorsque la taille des particules diminue.

Il y a donc tout intérêt à augmenter les charges et à diminuer leurs dimensions.

Malheureusement ces deux objectifs concourent à augmenter la viscosité du composite et limitent les possibilités. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

✓ Les propriétés des charges

Les charges possèdent quatre caractéristiques principales qui confèrent une amélioration aux résines composites : une dureté élevée, une inertie chimique, un indice de réfraction proche de celui des matrices résineuses utilisées habituellement (1,55 pour le bis-GMA et 1,46 pour le TEGDMA) afin d'obtenir une translucidité similaire à celle de la dent (La plupart des verres et le quartz ont un indice de réfraction proche de 1,5) et une opacité contrôlée par addition de pigments de dioxyde de titane (TiO₂) et d'oxyde d'aluminium (Al₂O₃) (0,001 – 0,007 %)(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005).

L'objectif initial de l'incorporation des charges est de réduire la proportion de résine qui constitue le maillon faible du matériau. La plupart des propriétés mécaniques sont améliorées par les charges inorganiques, en particulier au-dessus de 55-60 % en volume. La présence de charges renforce la matrice résineuse : il y a une augmentation de la résistance à la fracture et à l'usure, du module d'élasticité et de la dureté. La diminution de la fraction organique améliore la stabilité dimensionnelle : diminution de la rétraction de prise, meilleure compatibilité du coefficient d'expansion thermique avec celui des tissus dentaires, moindre absorption d'eau, réduction de la déformation sous contrainte. Du point de vue clinique, la viscosité et la facilité de manipulation (collage aux instruments) pourront, grâce aux charges, être modulées selon les indications et les demandes du praticien. L'incorporation de strontium, baryum et autres métaux lourds dans les verres confère une radio-opacité permettant la détection plus aisée des caries secondaires. Il faut remarquer que la plupart de ces améliorations ne sont possibles que si une liaison forte et durable

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

est établie entre les charges et la matrice organique. Ce rôle est dévolu aux agents de couplage (silanisation). (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

3-3- L'agent de couplage :

L'agent de couplage est une molécule organo-minérale permettant l'adhésion entre la phase organique et inorganique. Cette molécule bi-fonctionnelle est généralement un silane (Vreven J. et coll., 2005)

Les deux organo-silanes les plus fréquemment utilisés sont l'**APM** (γ - acryloxypropyltriméthoxysilane) et le **MPMA** (γ - méthacryloxypropyltriméthoxysilane). (Pierre-Emmanuel Chaumont ; 2012)

Elle possède à une extrémité :

-un atome de Si qui se lie à trois groupements OH qui interagissent avec les fonctions OH libres de la surface de la charge.

-à l'autre, un groupement méthacrylate qui réagit avec la résine matricielle durant la polymérisation. L'hydrolyse des liaisons établies entre les charges et la matrice entraîne la décohésion des phases organique et minérale, entraînant le vieillissement prématuré et rapide de la résine composite. (Raskin A, 2009)

4- Classification des composites :

Depuis les années 80, plusieurs classifications ont été proposées. On retrouve la classification: en fonction de la dimension et de la nature des charges, en fonction de la viscosité, du mode de polymérisation, de l'indication clinique (Lutz et Phillips, 1983 ; Willems et coll., 1992).

4-1-En fonction de la dimension et de la nature des charges :

La classification la plus couramment utilisée est celle se fondant sur la dimension et la nature des charges. En effet, même si aucune classification n'est universelle, cette dernière semble être la plus cohérente, dans la mesure où la dimension des charges détermine de nombreuses propriétés du matériau (Raskin A.2009)

4-1-1-Composites à macroparticules ou macrochargés(Conventionnels) :

Le premier composite basé sur les résines bis-GMA fut l'Addent[®], commercialisé par 3M sous forme d'une poudre et d'un liquide à mélanger. Assez rapidement, d'autres composites chémo-polymérisables sont apparus (Adaptic[®] de Johnson, Concise[®] de 3M). Ils se présentaient sous forme de deux pâtes à mélanger en proportions équivalentes afin d'initier la chémo-polymérisation. Ces premiers composites (conventionnels - traditionnels) à usage dentaire étaient des mélanges de macroparticules tels que le quartz, le verre, la céramique, ... et de monomères. Ils disposaient déjà de bonnes propriétés mécaniques. Cependant, la taille élevée des particules, obtenues par concassage de quartz ou de verres très durs, entraînait des défauts majeurs : usure rapide, état de surface rugueux, agressivité pour les dents antagonistes...

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Les premiers composites conventionnels (Adaptic®, Concise®) avaient des charges dont la taille moyenne était de 30 à 40 µm (extrêmes de 15 à 100 µm). Les descendants de cette classe de composite ont des particules plus petites (8-15 µm) et plus arrondies. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

4-1-2-Composites microchargés et microchargés renforcés :

Afin d'améliorer l'état de surface, certains fabricants ont eu l'idée d'incorporer uniquement des particules de dimensions inférieures aux longueurs d'ondes visibles. Il en résulte un état de surface poli et lustré. La résistance à l'usure est fortement améliorée et l'agressivité vis-à-vis des antagonistes, supprimée.

Bien que diverses astuces aient été utilisées dans la technique de fabrication (composites hétérogènes, à particules agglomérées, à particules sintérisées...), il fut impossible d'obtenir une proportion de charge inorganique capable de donner des propriétés mécaniques élevées.

Ces composites sont encore utilisés mais sont destinés aux restaurations des dents antérieures (classes 3) et de la région cervicale (classes 5).

Ce groupe de matériaux contient uniquement des charges de SiO₂ (0,04 µm). (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

❖ Composites microfins homogènes :

Les composites constitués uniquement de résine et de microparticules isolées de silice sont appelés composites microfins (à microparticules) homogènes.

Chaque microparticule est silanisée. Comme l'incorporation de microparticules entraîne une augmentation très rapide de la viscosité qui rend le matériau impossible à manipuler, aucun composite homogène n'est commercialisé actuellement.

Il s'est donc révélé indispensable de trouver des moyens d'augmenter la charge inorganique de la résine sans sacrifier la facilité de mise en œuvre du matériau en clinique. Ceci a amené la mise au point de composites microfins hétérogènes. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

❖ Composites microfins hétérogènes :

Deux approches, utilisées conjointement ou non, ont été utilisées.

La première consiste à agglomérer les microcharges de 0,04 µm. Ces amas de microcharges sont obtenus par :

- simple agglomération entre microcharges ;
- sintérisation des microcharges ; les particules de SiO₂ sont chauffées à une température proche de leur point de fusion de telle sorte qu'elles adhèrent légèrement entre elles.

La deuxième consiste à incorporer au laboratoire des quantités élevées de charges, incompatibles avec l'usage clinique mais bien avec les technologies de l'industrie. Les microparticules sont incorporées à la résine jusqu'à des valeurs de 70 % de charges (en poids) ce qui représente environ le double de ce qui est possible pour un composite homogène utilisable en clinique.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Le mélange résine/charge est porté à haute température afin de provoquer la polymérisation. Ce polymère appelé « prépolymère » puisque déjà polymérisé dans le composite commercialisé où « charge organique ») est réfrigéré et moulu en copeaux de 1 à 100 μm (taille moyenne de 30 à 65 μm). Cette « charge organique » sera incorporée à de la résine contenant également des microcharges de SiO_2 à un pourcentage environ deux fois moindre afin d'être compatible avec l'usage clinique.

Le composite commercialisé aura donc une charge moyenne variant de 35 à 70 % en poids ce qui correspond à 20 à 60 % en volume.

Selon la forme sous laquelle le SiO_2 est incorporé au prépolymère, on distingue les composites microfins hétérogènes :

1. à prépolymère en copeaux : où le SiO_2 n'est pas aggloméré mais intégré au prépolymère et à la résine : c'est le cas de la plupart des composites microfins commercialisés.
2. à charges agglomérées : les microparticules de silice forment des agglomérats constituant des particules plus grandes (1 à 25 μm) ;
3. à charges sintérisées : les microparticules de silice forment des agglomérats grâce à un chauffage provoquant une fusion superficielle qui entraîne une légère adhésion n'empêchant pas les particules d'être arrachées individuellement lors des phénomènes d'usure.

(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

4-1-3-Composites hybrides

Un composite contenant un mélange de particules de différentes tailles et de différentes compositions est appelé un **hybride**. Il s'agit généralement d'une combinaison des deux précédentes générations :

-microparticules de SiO_2 ;

-« macro- midi- ou mini-particules » de verre de compositions, de dimensions et de formes variées.

Dans un premier temps, les hybrides ont progressé grâce à l'augmentation du pourcentage de charges de dimensions moyennes (midiparticules de 1 à 10 μm) permettant l'obtention de matériaux aux performances mécaniques améliorées pouvant s'adapter aux contraintes mécaniques subies au niveau des dents postérieures, mais s'usant encore plus rapidement que l'émail. Des particules proches ou inférieures au micron (miniparticules, submicroniques...) sont utilisées et incorporées à des taux élevés.

En fonction de leur taille, les particules utilisées actuellement peuvent être divisées en macroparticules (10-100 μm), midiparticules (1-10 μm), miniparticules (0,1-1 μm) et microparticules (0,01-0,1 μm).

- D'autres auteurs préfèrent, dans le groupe des hybrides, distinguer les charges supérieures à 3 μm (fins) et inférieures à 3 μm (ultrafins). (Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G, 1992)

Les composites hybrides submicroniques ou composites microhybrides (universels) offrent la meilleure combinaison des avantages des composites à macroparticules et à microparticules.

Ils représentent le matériau esthétique le plus performant à l'heure actuelle.(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

les **macroparticules**(verre de Ba, de Zr...) sont :

- plus petites que celles des conventionnels et peuvent être inférieures au micron pour les matériaux récents destinés aux dents antérieures et postérieures (universels).
- plus arrondies.
- et surtout d'une granulométrie précise, calculée de telle sorte que les plus petites particules occupent au maximum les espaces laissés entre les plus grandes.
- radio-opaques.

Les **microcharges**(SiO₂) :ont pour effet de renforcer la matrice résineuse, par augmentation de la résistance au stress et par réduction de la propagation des microfractures. La partimicrochargée possède également un coefficient d'expansion thermique plus favorable que celui des particules de macrocharges réduisant ainsi la perte de particules pendant les changements thermiques. On peut obtenir des chargements en particules jusqu'à 80 % en poids, augmentant les propriétés physiques du matériau.

La tendance actuelle est de mettre sur le marché des composites « universels » ayant l'état de surface des microfins et les propriétés mécaniques des hybrides hautement chargés.

- ❖ Les composites hybrides sont généralement classifiés en fonction de la taille de la macrocharge. On peut multiplier les groupes, mais nous ne citerons que les plus représentés actuellement.

➤ **Hybrides à midiparticules (1 à 10 µm) :**

Cette catégorie comprend des midicharges de verre (1-10 µm) et des microcharges de SiO₂. Les composites à charges moyennes (5 à 10 µm) ont tendance à être abandonnés en faveur des plus petites charges (1 à 5 µm) ; exemple. : Tetric® : 1,5 µm ; Fulfil® : 2, 5 µm; APH®: 2 µm; Pertac hybrid®: 2 µm.

➤ **Hybrides à miniparticules ou microhybrides (< 1 µm) :**

Les hybrides à miniparticules ou submicroniques ou microhybrides sont des composites ayant :

- une macrocharge dont la taille moyenne est inférieure au micron (en général 0,4 à 0,7 µm)
- une microcharge de SiO₂ (0,04 µm) représentant généralement 10 à 20 % de la charge totale.

Outre la réduction de la taille moyenne des particules, une autre amélioration a été réalisée par les fabricants :

Le contrôle de la distribution des tailles de particules (75 % en dessous de 1 µm). La combinaison des particules de verre submicroniques, moins dures, avec les microcharges agglomérées de 0,04 µm, permet d'obtenir un pourcentage de charge élevé (± 50-65 % en volume soit jusqu'à 80 % en poids) et entraîne une haute résistance à la compression et un bon état de surface proche de celui des microfins, justifiant l'appellation de composite « Universel ».

Cette classe de matériau constitue un important progrès car elle allie propriétés mécaniques élevées et esthétique. Ils sont particulièrement intéressants dans les restaurations de classe 4 mais aussi dans les restaurations de classes 1 et 2.(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

➤ Hybrides compactables ou condensables :

Initialement, les composites étaient uniquement utilisés pour les dents antérieures.

Pour répondre à la demande esthétique, les différentes catégories de composites ont été utilisées, avec des résultats divers, au niveau des dents postérieures. Les microhybrides possèdent des propriétés mécaniques adéquates pour cette indication. Cependant la pose de ces matériaux est délicate et longue. La consistance collante et la plasticité ne permettent pas de les condenser facilement contre les parois des cavités.

L'obtention d'un point de contact serré implique le maintien d'une pression du matériau contre la matrice. Divers artifices techniques (cône transparent placé à l'extrémité de l'insert de la lampe, instrument maintenant la pression pendant la polymérisation, etc.) peuvent améliorer la situation mais allongent encore la technique. Plusieurs fabricants ont commercialisé des composites censés rejoindre la facilité et la vitesse de manipulation des amalgames. Ces matériaux ont une viscosité élevée d'où leur appellation de condensables ou compactables.

Des mises en œuvre aussi proches que possible de l'amalgame ont parfois été proposées : polymérisation de couche de 5 mm ou plus. Certains de ces matériaux ont connu rapidement des échecs sur le plan clinique.

La consistance de ces composites a été modifiée par divers procédés : modifications des charges (poreuses pour le Solitaire®, fibres de verre pour Alert®, verres alcalins pour Ariston®).

D'autres fabricants ont opté pour des modifications de la matrice organique (Prodigy® Condensable, P60®).

Les qualités annoncées pour ces matériaux ont été rarement confirmées et les propriétés mécaniques, à quelques exceptions près, sont souvent inférieures aux microhybrides. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

➤ Hybrides fluides :

Les composites fluides possèdent une charge inorganique réduite ce qui permet un étalement facile et une bonne adaptation aux parois des préparations. Leur faible module d'Young les rend intéressants dans les situations où un joint viscoélastique est souhaité. Malheureusement, l'augmentation de la phase résineuse aggrave la rétraction de prise et réduit les propriétés mécaniques.

La facilité d'emploi de ces composites dont la fluidité permet l'étalement dans les préparations ne doit pas faire perdre de vue leurs faiblesses. Les indications comme matériau d'obturation seront limitées aux zones sans contraintes importantes : classe 5, mini cavité occlusale, scellement de fissures, facettes. De nombreux praticiens l'utilisent comme *liner* sous un composite plus chargé (compactable ou universel) afin d'améliorer l'adaptation aux marges de la préparation et d'assurer un joint viscoélastique résistant aux contraintes de rétraction. L'intérêt de cette méthode reste controversé. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

4-1-4 - Composites nanochargés :

Récemment, un nouveau type de résine composite a été présenté sur le marché : les composites nanochargés. Pour se faire, les fabricants ont employé la nanotechnologie afin d'améliorer les propriétés des composites.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Les objectifs de cette nanotechnologie sont de retrouver dans ces nouveaux composites l'esthétique des composites microchargés et les propriétés des composites hybrides.

La taille des nanochargés est de : 0,0005 à 0,01 um (Guilherme Carpena Lopes¹, Gustavo Mussi Stefan Oliveira, 2006)

Le premier à être arrivé sur le marché est le Filtek Suprême (3M ESPE), en 2002 .Il existé en 30 teintes et en 4 opacités, estuniversel, esthétique et photopolymérisable. Toutes les teintes sont opaque sauf les teintes translucides .Concernant le processus de fabrication ces composites sont composés de deux types de particules : les particules nanométriques (« nanomer »en anglais) et les « nanoclusters »(groupe de particules en français) (Laboratoire 3M santé, 2005)

Les indications des composites nanochargés sont :

- les restaurations directes en secteurs antérieur et postérieur,
- les moignons,
- les contentions,
- les restaurations indirectes (inlays, facettes, onlays)

(Maud CONTI, 2010)

4-2- en fonction de la viscosité

La consistance d'un composite fait partie des critères de choix du praticien pour une restauration donnée. Durant une même intervention le praticien peut avoir recours à plusieurs composites présentant des consistances très différentes. Celle-ci est le fait d'un ajustement des compositions par les fabricants. Les composites actuellement disponibles sur le marché peuvent être classés en trois catégories :

4-2.1. Les composites de viscosité moyenne :

Ces composites (microhybrides) sont dits « universels ». Leur viscosité convient à un grand nombre d'indications aussi bien antérieures que postérieures. Par ailleurs leur opacité est ajustée, par les fabricants, en fonction de l'indication clinique visée et/ou de la complexité des teintes à reproduire (émail, dentine et opacité intermédiaire). Le taux de charges de ces composites est de l'ordre de 78% en poids ; 60% en volume.(Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

4.2.2 Les composites fluides :(faible viscosité)

Ces composites pour la plupart hybrides sont préconisés pour des indications cliniques spécifiques (microcavités occlusales, cavités slot, cavités cervicales ou substitut dentinaire, par exemple). En raison de leur fluidité, ils montrent un étalement facile, associé à une bonne adaptation aux parois cavitaires. Ces composites sont intéressants pour des films minces. Ils sont privilégiés dans le cas de recouvrement de fond de cavité avant adjonction d'un composite plus visqueux. Par ailleurs il faut tenir compte du fait qu'ils présentent un retrait de polymérisation important (jusqu'à 5% en volume) et des propriétés mécaniques amoindries (en comparaison des composites universels) en raison de

leur faible taux de charges (entre 50 et 70% en poids et moins de 50% en volume). (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

4.2.3 Les composites compactables ou condensables :

Ces composites ont été développés dans les années 1990 pour des restaurations postérieures afin de se substituer aux amalgames en essayant de conserver leurs conditions d'utilisation (facilité, vitesse de manipulation). En raison d'un taux d'échecs important lors de leur utilisation clinique, ce type de composite a été progressivement abandonné. (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

4-3-En fonction de mode de polymérisation :

Les polymérisations s'effectuent pour la plupart des monomères par voie radicalaire dont la première étape dite d'amorçage, consiste en la réaction d'un radical primaire avec la première molécule de monomère. Les radicaux primaires sont généralement obtenus par décomposition homolytique d'un amorceur. Les étapes de propagation (Additions successives de molécules monomères sur le centre actif) et de terminaison (disparition ou transfert sur une autre molécule du milieu, du centre actif) mettent fin par la suite à la polymérisation. Dans le domaine dentaire on rencontre deux modes d'amorçage qui permettent de différencier les composites :

1. L'amorçage chimique : après décomposition thermique ou redox d'un amorceur.
2. L'amorçage photochimique : après décomposition photochimique d'un amorceur.

(Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

❖ On distingue ainsi 3 classes de composites :

4-3-1- Les composites à matrice chémo-polymérisable :

Dans ces composites la génération des radicaux primaires est initiée chimiquement, généralement, à partir d'amorceur de type peroxydes (le peroxyde de benzoyle par exemple). Cependant pour ces composés la production de radicaux n'est optimale que dans un certain intervalle de température incompatible avec le domaine dentaire ($T=85^{\circ}\text{C}$ pour le peroxyde de benzoyle). Pour accélérer la décomposition des peroxydes et permettre ainsi leur mise en œuvre dans une gamme de température plus favorable, on utilise la décomposition induite par des réducteurs. Ces derniers, considérés comme des Co-amorceurs constituent avec les peroxydes, des systèmes redox qui doivent impérativement fonctionner en milieu non aqueux. Les systèmes composés de peroxydes (peroxyde de benzoyle, peroxyde de cumyle, hydroperoxyde de ter-butyle) et d'amines tertiaires (N, N-Diméthyl-p-toluidine, l'acide 4- (Diméthylamino) phényl acétique) sont les plus courants. La réaction d'oxydo-réduction s'opère grâce à la chaleur du milieu.

Les composites à matrice chémo-polymérisable se présentent sous forme de deux composants (deux pâtes ou une poudre et un liquide) l'un contenant l'amorceur, l'autre contenant le Co-amorceur. Le praticien procède à leur mélange au moment de son intervention. Le malaxage au cours de cette étape entraîne l'inclusion de bulles d'air, qui nuisent à la fois à l'esthétique et à la résistance du

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

matériau (l'oxygène étant inhibiteur de polymérisation). Après mélange le temps d'utilisation du composite est limité. (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

4-3-2- Les composites à matrice photopolymérisable :

Dans ces composites la génération des radicaux primaires est initiée photo-chimiquement. L'amorçage photochimique résultant de la seule activation des monomères par les photons, est difficile à réaliser. C'est la raison pour laquelle on trouve dans ces composites mono-composants un photo-amorceur (généralement la camphorquinone). Cependant la camphorquinone, seule, ne peut pas photo initier la polymérisation de façon efficace. Ainsi pour une production efficace des radicaux le photo-amorceur est utilisé en association avec un co-amorceur souvent une amine tertiaire comme le 2-(diméthylamino) éthyl méthacrylate. Les radicaux amorceurs (un radical cétyle et un second radical) sont alors produits par transfert d'hydrogène entre l'espèce excitée et un donneur dans le cas de la camphorquinone en présence d'une amine tertiaire.

Les composites à matrice photopolymérisable se présentent sous forme d'une pâte directement utilisable. L'absence de malaxage évite l'incorporation de bulles au sein de la pâte. Le praticien dispose par ailleurs d'une entière liberté sur le temps de prise.

Il peut multiplier les apports et modeler le matériau à sa guise avant irradiation. Cette dernière s'effectue de nos jours avec des lampes à photopolymériser à LED. (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

4-3-3- Les composites à matrice duale

Dans ces composites la génération des radicaux primaires est initiée photo-chimiquement et chimiquement.

Notons finalement que des composites à matrice thermopolymérisable ont également été développés pour la préparation des charges prépolymérisées ou des pièces prothétiques (inlay/onlay). Les radicaux primaires sont initiés lors de la décomposition thermique (entre 50 et 150°C pour les peroxydes) de l'amorceur. (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

4-4- Classification selon l'indication clinique :

Pour un professionnel médical, un classement par indications cliniques peut être mieux approprié. Chaque étape des restaurations envisagées devra suivre un protocole précis, en particulier l'association du bon système adhésif avec le ou les bons composites. Le tableau (2) récapitule cette classification.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Tableau 2: Utilisation des différents types de composites en fonction de l'indication clinique (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019)

Indication clinique	Type de composite	Mise en œuvre
Scellement de Sillon	<ul style="list-style-type: none"> - Composite fluide nano hybride. - Blanc opaque. - Pouvant contenir du Fluor. 	<ul style="list-style-type: none"> - Nettoyage de la dent - Mordançage de l'émail - Rinçage / séchage - Application du composite de scellement. - Photopolymérisation (1 couche) - Polissage éventuel
Obturation secteur antérieur	<ul style="list-style-type: none"> - Composites universels nano-hybrides. - Opaque (dentine). - Translucide (émail). 	<ul style="list-style-type: none"> - Mordançage - Application de l'adhésif - Application des composites, la stratification s'effectue de la face palatine vers la face vestibulaire - Photopolymérisation - Finition + polissage
Obturation secteur postérieur (petite cavité)	<ul style="list-style-type: none"> - Composites fluides nano-hybrides - Opaque (dentine) - Translucide (émail) 	<ul style="list-style-type: none"> - Mordançage - Application de l'adhésif - Application du composite (une couche ou deux) - Photopolymérisation - Finition + polissage
Obturation secteur postérieur (cavité volumineuse)	<ul style="list-style-type: none"> - association composites «Bulk Fill*» fluide nano hybride et «Bulk Fill»(composite de restauration en masse) modelable. ou - association composites «Bulk Fill» fluide nanohybride et composite universel nano-hybride modelable. - Opaque (dentine) - Translucide (émail) 	<ul style="list-style-type: none"> - Mordançage - Application de l'adhésif - Application du composite «Bulk Fill» fluide nano-hybride - Photopolymérisation - Mise en place du composite « Bulk fill » modelable ou du composite universel nano-hybride modelable par incréments. - Photopolymérisation de chaque incrément. - Finition + polissage

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Reconstitution de Moignon	- Composite «Bulk Fill»Fluide dual. ou - Composite «Bulk Fill»modelable.	- Mise en place du tenon dentaire - Injection du composite «Bulk Fill» fluide dual dans une matrice autour du tenon. ou - Mise en place du composite «Bulk Fill » modelable autour du tenon - Photopolymérisation - Sculpture du moignon
---------------------------	--	---

* **Composite Bulk Fill** : composites de placement en masse.

5. Propriétés des composites

Les propriétés des composites dépendent de trois facteurs :

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

Cependant, l'influence des charges sur les propriétés étant bien supérieure à l'influence des deux autres facteurs, la phase dispersée est communément retenue comme paramètre essentiel.(Alexandre Eichelberger ;2010)

5-1-Propriétés mécaniques :

5-1-1- Dureté:

La dureté est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale, sous charge. Elle est révélatrice des difficultés de finition et polissage d'une restauration et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion. La dureté d'un composite est certes influencée par sa phase organique mais elle est hautement corrélée à son taux de charges. En effet, plus un matériau est chargé, plus sa dureté est élevée ,et les matériaux très durs sont difficiles à polir.(A. RASKIN ,2009)

La dureté de surface d'une restauration peut être augmentée de 2 à 4% par une polymérisation supplémentaire effectuée après l'ajustage occlusal et la finition.(G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

5-1-2- usure et Vieillessement :

L'usure de la résine composite est un phénomène complexe. En plus de la dégradation chimique et par hydrolyse des composants du composite, la dégradation physique de la surface peut être attribuée à deux autres facteurs qui sont :

- Une abrasion associée à une parafunction et à un bruxisme.
- Une fatigue associée à un stress intermittent.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Les essais effectués pour corrélérer l'usure clinique avec des propriétés physiques spécifiques n'ont pas donné de résultats probants. De nombreux tests d'abrasion à deux et trois étapes ont été mis au point pour simuler les conditions responsables de l'usure des résines composites en situation clinique. Cependant même avec de tels tests, il est difficile d'anticiper avec précision le profil d'usure des composites dans l'environnement buccal.

Quel que soit le composite, l'usure clinique est associée à la rugosité de surface de la restauration qui est partiellement liée aux rayures des composites microchargés et à la perte des charges en regard des contacts occlusaux pour les composites macrochargés. Des microfissures peuvent se produire à la surface de la restauration dans les zones supportant de fortes charges occlusales, mais également en-dessous de particules macrochargées qui ont été déplacées. La résistance à l'usure des composites fortement microchargés est également supérieure. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

On sait que l'usure est plus importante au niveau des secteurs molaires que des secteurs prémolaires, canins et incisifs, elle est également plus importante dans les restaurations de grande étendue que dans les petites, dans les zones subissant des contacts occlusaux et ainsi que dans les premières années après la pose du matériau. Sachant que l'usure normale de l'émail chez l'homme est d'environ 30µm/an pour les prémolaires et de 50µm/an pour les molaires, on tolère pour un composite une usure clinique de 40 à 50µm/an. (A. RASKIN ; 2009)

L'usure de l'émail d'une dent antagoniste à un composite dans une zone supportant une forte charge occlusale est en relation avec le type de composite. En présence de particules de charges plus grosses, les rayures seront plus grandes ; c'est la raison pour laquelle l'usure de l'émail en face d'un composite de ce type sera plus importante. Les composites qui contiennent des charges de quartz sont responsables d'usures plus importantes sur l'émail antagoniste que ceux contenant du baryum, du strontium ou d'autres charges de verre. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

5-1-3 Rigidité (Module de Young ou module d'élasticité) :

Il caractérise le matériau soumis à des contraintes et détermine sa rigidité en mesurant les forces à partir desquelles le matériau sera déformé de façon réversible puis irréversible. Plus le module d'élasticité est élevé, plus le matériau est rigide et donc moins il se déformera sous la contrainte. Cette caractéristique joue, avec le système adhésif, un rôle majeur dans la prévention des micro-infiltrations marginales et les récurrences de caries. On préférera un module de Young élevé pour des restaurations soumises à de fortes contraintes masticatoires. (A. RASKIN ; 2009)

Les composites plus fortement chargés ont des valeurs plus importantes, qui se rapprochent de la rigidité de la dentine (18.5 GPa). Toutefois, ils sont bien moins rigides que l'émail (82.5 GPa) qu'ils sont généralement supposés remplacer. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

A l'exception d'un composite hybride à viscosité moyenne qui a un module d'élasticité avoisinant celui de la dentine, aucun composite n'atteint le module d'élasticité de l'émail (82,5 Gpa) ou de la dentine (18,5 Gpa).

Les composites fluides et microchargés présentent les modules d'élasticité les plus faibles alors que les compactables, les hybrides à viscosité moyenne ont des modules d'élasticité similaires et en moyenne plus élevés. (A. RASKIN ; 2009)

***Gpa** :Le **gigapascal**, de symbole **GPa**, est une unité de pression ou de contrainte valant un milliard de pascals (10^9 Pa).

5-1-4-Résistance à la rupture :

Elle représente l'énergie requise pour propager une fissure dans un matériau, ce qui veut dire qu'elle indique la résistance à la propagation de la rupture. Les composites plus fortement chargés, ainsi que ceux ayant des particules de diamètre important, ont une plus grande résistance à la rupture.

- Composites microchargés : 0.7-1.20 MNm-1.5
- Particules de petit diamètre : 0.9-1.3 MNm-1.5
- Particules de gros diamètre, hybrides et macrochargées : 1.4-20MNm1.5
- Composites renforcées par fibres : 3 MNm-1.5

La résistance à la rupture a tendance à s'amenuiser avec le temps à cause de l'absorption hydrique et de la dégradation. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

* Fracture toughness (MNm-1.5)

5-1-5-Fluage :

Le fluage sert à mesurer la déformation progressive et permanente d'un matériau soumis à une charge occlusale. Les composites microchargés montrent un fluage plus important, car ils contiennent une proportion de résine plus importante que les autres types de composite. Une déformation de l'une ou l'autre des particules pré-polymérisées peut se produire : l'absorption d'eau augmente le fluage.(G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

5-1-6-Résistance :

La mesure de la résistance à la compression et à la traction ne relève pas d'un réel intérêt clinique. Cependant, le fait de tester la force transversale par l'application de force de flexion peut s'avérer utile. Les résultats varient de 45 Mpa à 125 Mpa, les composites microchargés montrant les valeurs les plus basses.(G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

✓ Résistance à la traction et à la compression :

Elle est évaluée par un test de traction indirecte encore appelé test de compression diamétrale en raison du comportement fragile des résines composites. Ce test renseigne sur la résistance des matériaux aux forces latérales. On peut noter parallèlement que le test de résistance à la compression est essentiellement utilisé comme contrôle qualité. Ces deux familles de tests ne sont pas d'une importance majeure pour caractériser les matériaux. (A. RASKIN ; 2009)

✓ Résistance à la flexion :

Il existe un cadre normatif ISO-4049 pour évaluer la résistance à la flexion. Cette dernière revêt une importance clinique majeure. En effet, pour des restaurations, par exemple, de dents postérieures, il

est nécessaire d'utiliser un composite ayant une résistance à la flexion élevée pour supporter les forces masticatoires. Plus la résistance à la flexion est importante, plus faibles sont les risques de fracture cohésive de l'obturation et de fracture des bords. Même si elles sont moins fréquentes qu'avec les ciments verres ionomères (Kocher, 1993), la fracture des obturations en site proximal en résine composite est relativement courante (Friedl, 1995). Le praticien se doit d'être vigilant et doit tenter de connaître au mieux les produits utilisés. Il apparaît en effet quasiment impossible d'édicter des règles absolues prévoyant le comportement d'une famille de matériaux : l'hétérogénéité de composition au sein d'une même famille de résines composites en est la raison. Certes, on peut généralement dire que les résines composites compactables ont une résistance à la flexion supérieure aux résines de viscosité moyenne ou fluide. (A. RASKIN ; 2009)

5-2-Propriétés physico-chimiques :

La stabilité dimensionnelle d'un composite dépend de nombreux facteurs :

- la contraction de polymérisation ;
- l'absorption d'eau ;
- le coefficient d'expansion thermique.

(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

5-2-1- la contraction de polymérisation :

➤ Rétraction de prise :

L'inconvénient majeur des composites a été et reste la rétraction de prise (Chadwick BL, Dummer PM, Dunstan F, Gilmour AS, Jones RJ, Phillips CJ, et al, 2001). Le développement important des matériaux esthétiques a eu comme objectif déterminant le contrôle de la rétraction de prise. Les conséquences cliniques sont importantes. La rétraction permet l'apparition d'un hiatus périphérique pouvant entraîner des douleurs postopératoires, des discolorations et des caries secondaires.

La rétraction de la résine est régie par le volume de résine à polymériser, par sa composition chimique et par son taux de conversion. La rétraction des composites durant la polymérisation varie de 1,5 à 5 % en volume.

La rétraction de prise d'un composite utilisé sans adhésif aurait pour effets :

- la diminution du volume total de l'obturation et l'apparition d'un hiatus primaire périphérique ;
- la création de tensions à l'intérieur de la résine.

Afin d'éviter l'apparition immédiate d'un hiatus, on a utilisé comme arme principale le collage. Cet antagonisme entre rétraction et collage aura d'autres conséquences qui varieront selon la résistance respective des divers protagonistes (émail, dentine, composite, adhésif, interface émail-colle, interface dentine-colle, interface colle-composite).

La rétraction de prise du matériau collé aura comme conséquences possibles :

- Des tensions au niveau des tissus dentaires pouvant entraîner des flexions des cuspidés, des fragilisations ou même des ruptures de l'émail ;
- Des déchirures plus ou moins étendues et profondes au niveau du joint avec création d'un hiatus périphérique favorisant la percolation marginale, des dyscolorations, des réactions inflammatoires pulpaires, des récurrences de caries ;

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

- Des contraintes internes du matériau favorisant la rupture (partielle ou complète) de la liaison résine-particules, l'apparition de fractures cohésives à l'intérieur du matériau ;
- la diminution de la résistance mécanique du composite.

Malgré les importants progrès dans le domaine de la dentisterie esthétique et adhésive, la principale source d'échec des restaurations en composite reste la rétraction de prise de ces matériaux.

(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

- ✓ **L'impact du type de résine sur la contraction de polymérisation** (Van Noort R, 2002 et Rawls HR, 2003)

Les monomères de poids moléculaire élevé, comme le bis-GMA ou les uréthanes diméthacrylates, subissent une plus faible rétraction volumétrique durant la polymérisation que les petites molécules telles que le méthacrylate de méthyle. Cependant, pour obtenir un pourcentage suffisamment important de réactions de polymérisation et faciliter la manipulation (viscosité) du composite, il est nécessaire de mélanger les grosses molécules de type bis-GMA à des monomères diluants (TEGDMA), de tailles plus petites et ayant donc une rétraction de prise inhérente plus élevée. Depuis plusieurs années, l'approche logique est le développement de monomères polymérisant sans rétraction de prise. Des résultats prometteurs ont plusieurs fois permis d'espérer une commercialisation de tels matériaux. Malheureusement, ce n'est pas encore le cas bien que de substantiels progrès aient été réalisés. Selon de récentes recherches, les monomères hyperbranchés (Wan Q, Schricker SR, Culbertson BM, 2000) (polyols Boltron hyperbranchés) et les méthacrylates à embranchement dendritique (Moszner N, Salz U, 2001) semblent montrer des résultats prometteurs. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

- ✓ **Effets des charges sur contraction de polymérisation**

Un pourcentage de charges élevé entraîne une diminution de la rétraction finale, puisque les charges inorganiques et également les prépolymères ne participent pas à la rétraction.

Malheureusement, les composites hybrides hautement chargés n'ont pas nécessairement un taux de rétraction de polymérisation plus favorable car l'augmentation rapide de viscosité due à l'incorporation des charges doit être compensée par des diluants de type TEGDMA ou EDMA.

L'addition de ces monomères augmente la rétraction de prise. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

- ✓ **Effet du volume de matériau polymérisé sur la contraction de polymérisation**

La rétraction étant proportionnelle au volume initial de matériau, l'hiatus sera plus étroit si la quantité polymérisée en une seule fois est plus faible. En conséquence, il est indispensable d'utiliser une technique d'obturation par apport de petites quantités de composite (technique par stratification ou par incréments).

Cette technique est possible avec les matériaux ayant un temps de polymérisation de courte durée comme les composites photopolymérisables.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Les inlays en composite ou en porcelaine (technique de restauration indirecte) permettent de diminuer drastiquement le volume de matériau à polymériser. L'inlay peut être assimilé à une méga charge, parfaitement adaptée au volume de la cavité et ne laissant qu'une très fine couche de résine (adhésif) entre la dent et l'obturation. La rétraction volumétrique est donc minimale. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

✓ Effet de la forme de cavité sur la contraction de polymérisation

Le *C-factor* (pour *configuration factor*) est un paramètre clinique important qui modifie l'intensité des contraintes générées par la rétraction de polymérisation (Feizler AJ, DeGee AJ, Davidson CL, 1987). Le *C-factor* représente le rapport du nombre de surfaces collées par rapport au nombre de surfaces non collées ou libres dans une cavité. Plus il est élevé (Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV, 2002), plus le potentiel de rupture adhésive due aux forces exercées par la rétraction de polymérisation est élevé. Une cavité classe I avec cinq surfaces collées représente un risque plus élevé de stress interne qu'une classe IV qui n'a qu'une surface collée. Afin de réduire ce stress, il est conseillé d'obturer la cavité en utilisant une technique de stratification permettant de maintenir le *C-factor* aussi bas que possible. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

✓ Effet du mode de polymérisation sur la contraction de polymérisation

La chimopolymérisation provoque des rétractions de prise de valeur similaires à la photopolymérisation. Il y a cependant plusieurs différences entre les deux modes de polymérisation. *Orientation des vecteurs de prise.*

- Résines chimopolymérisables :

La prise étant initiée de manière assez homogène dans tout le matériau puisque la rencontre catalyseur-initiateur se fait par mélange de toute la masse, les vecteurs de rétraction ont une orientation centripète. La perte de volume se fait sur toute la surface du matériau.

- Résines photopolymérisables :

Dans le cas de la photopolymérisation, la prise, et donc la rétraction, débutent à proximité de la source lumineuse. Un appel de matériau en direction de la zone se rétractant est fait à partir des zones encore fluides situées à distance.

Les effets de la rétraction se feront peu sentir à proximité de la source lumineuse mais à distance. Il y a donc intérêt à placer l'insert de la lampe à proximité de la zone où l'étanchéité est la plus importante. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

Les composites photopolymérisables doivent être placés par petites couches pour permettre l'activation des initiateurs photosensibles à une vitesse élevée. Cela présente d'autres avantages : le volume de matériau prenant en une fois est plus faible et générera moins de rétraction.

La polymérisation pourra être orientée afin de sauvegarder les zones les plus critiques. Dans une étude parue en 1998, Versluis semble remettre en question ce principe, puisqu'il démontre que le composite ne se rétracte pas en direction de la lumière.

En conclusion, la rétraction de prise reste un problème majeur même si des valeurs de rétraction proches de 1,5 % sont atteintes pour certains composites. Le praticien doit impérativement respecter diverses consignes pour minimiser l'impact de ce défaut : pose d'un adhésif, utilisation de matériau

intermédiaire viscoélastique, pose par petits incréments.(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

5-2-2-Coefficient d'expansion thermique (CET)

Un autre facteur intervenant dans l'intégrité du joint périphérique est la différence entre le coefficient d'expansion thermique du composite et celui des tissus dentaires, qui est environ 3 à 4 fois plus petit que celui des composites.

Des contraintes apparaissent au niveau de l'interface dent/ restauration lors des changements de température rapides (consommation de glace, de café).

Le coefficient d'expansion thermique idéal doit se situer aux alentours de 10 ppmK^{-1} puisque le coefficient d'expansion thermique de l'émail est de 11,4 et celui de la dentine de 8,3.

Les composites les moins chargés ont des coefficients d'expansion thermique plus élevés. En effet, les résines ont un coefficient d'expansion thermique élevé, proche de 80, et les charges ont un coefficient d'expansion thermique inférieur à 10. Le pourcentage de résine étant nettement plus important dans les composites microfins, ils auront un coefficient d'expansion thermique près de deux fois supérieur à celui des composites conventionnels.(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

5-2-3-Absorption d'eau

➤ Absorption d'eau par les composites :

Les composites absorbent des quantités significatives d'eau, environ 2 % en poids ou plus, selon le type de matériaux. L'absorption d'eau est un processus progressif prenant plusieurs semaines et même plusieurs mois pour arriver à son stade final. L'absorption d'eau est augmentée dans les composites avec une plus faible concentration en charges (microfins) puisque l'eau s'infiltré dans le polymère. Un composite avec un faible degré de conversion absorbera plus d'eau.(J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

➤ Effets de l'absorption d'eau sur la contraction de polymérisation

-Expansion du composite : L'expansion liée à l'absorption d'eau est parfois considérée comme un avantage puisqu'elle peut, dans une certaine mesure, compenser la rétraction de prise.

Cependant, celle-ci est progressive, prend plusieurs semaines avant d'arriver à son stade final. Par conséquent, l'absorption d'eau ne peut empêcher l'arrachement du joint adhésif dû à la rétraction de prise quasi instantanée. L'expansion progressive peut améliorer l'adaptation marginale de la restauration mais ne permet pas de récupérer l'accrochage micromécanique.

-Coloration du composite. : Si le composite est capable d'absorber l'eau, il fixera inévitablement les liquides colorés (café, thé, vin...) provenant de la cavité buccale, ce qui entraînera des colorations dans la masse du composite. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

5-3. Propriétés radiographiques (Radio-opacité)

Signification clinique de la radio-opacité. La radio-opacité des composites est indispensable pour les restaurations dans le secteur postérieur. Elle permet de détecter des caries secondaires sous le composite et de vérifier l'adaptation marginale (manque ou excès du composite dans la cavité). Selon Tveit et Espelid, la radio-opacité optimale pour les composites de classe II devrait être légèrement supérieure à celle de l'émail. Certains composites ne respectent pas ce minimum et ne devraient donc pas être utilisés pour des restaurations postérieures.

La radio-opacité est généralement évaluée par rapport à celle de l'aluminium.

La radio-opacité des composites est influencée par le pourcentage et le type de charges utilisées. Elle est obtenue par incorporation d'éléments à numéro atomique élevé tels que le baryum qui est l'élément le plus utilisé. D'autres ions sont également utilisés : le strontium, le zirconium, l'ytterbium, l'yttrium et le lanthane.

Résultats des tests de mesure de la radio-opacité. À l'exception des composites microfins qui ont une radio-opacité presque nulle car le SiO₂ n'est pas radio-opaque, la majorité des composites disponibles actuellement sur le marché ont une radio-opacité supérieure à celle de l'émail. Quelques composites microhybrides ont une radio-opacité très élevée qui est due aux types de charges inclus dans leur composition. (J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup 2005)

5-4- Les propriétés optiques

Pour augmenter la qualité esthétique des composites, on ajoute à la matrice des composés chimiques en petite quantité, tels que des produits absorbant les rayons ultraviolets, divers pigments et opacifiants. (Alexandre Eichelberger ; 2010)

Les propriétés optiques d'un matériau sont définies par :

5-4-1 La réflexion et la réfraction :

Lorsqu'un rayon lumineux frappe la surface du composite il est en partie réfléchi et en partie réfracté. L'énergie lumineuse se divise en deux, une partie va «rebondir» sur la surface du matériau alors que l'autre partie pénètre celui-ci. (Alexandre Eichelberger ; 2010)

➤ La réflexion :

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

➤ La réfraction :

Nous savons que l'émail possède un indice de réfraction de 1,56 alors que celui de la dentine est de 1,65. Or la couche d'émail étant faible, elle apparaît relativement transparente. L'indice de référence sera donc celui de la dentine (1,65). La plupart des charges utilisées dans les composites ont des indices de réfraction compris entre 1,45 et 1,55, ce qui implique qu'une transition parfaite entre la dent et le matériau est quasiment impossible. Quand les indices de réfraction sont trop éloignés, il va se produire une dispersion de la lumière à la liaison charge – matrice, ce qui va donner au matériau un aspect opaque et réduire sa transparence à la lumière. (Alexandre Eichelberger ; 2010)

5-4-2 La teinte :

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

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

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

(POWERS J. M., SMITH L. T., ELDIWANY M., LADD G.D, 1993)

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

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

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

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

Il convient de préciser que la notion d'esthétique est une notion relative et que si les composites peuvent changer de couleur au cours du temps, il en va de même pour les tissus dentaires. En effet les modifications structurelles des tissus dentaires, et en particulier de la dentine, vont provoquer une modification de teinte de ceux-ci. Avec l'âge la dentine va s'opacifier et apparaîtra plus foncée. Le rendu esthétique sera de moins bonne qualité, ce qui imposera de changer la restauration sans que celle-ci soit responsable de ces modifications. (Alexandre Eichelberger ; 2010)

5-5- Adhérence

Une résine composite n'adhère pas spontanément aux tissus dentaires. Pour qu'il y ait adhérence aux tissus dentaires, il faut utiliser un système adhésif : (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure ; 2019)

✓ Adhésion à L'émail

Tissu le plus dur de l'organisme, est constitué de prismes et de substance inter-prismatique (Kodaka et coll., 1991). Une surface d'émail non traitée est relativement lisse et non rétentive : Il faut donc traiter cette surface avant d'envisager un collage.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

L'adhésion à l'émail est plus liée à la qualité du traitement de la surface de l'émail qu'à la nature chimique de l'adhésif utilisé. Le mordantage à l'acide ortho phosphorique permet d'obtenir des valeurs d'adhésion excellentes par dissolution des régions inter prismatiques permettant ainsi une bonne exposition des prismes. On obtient alors une surface irrégulière et anfractueuse, possédant une haute énergie de surface. (A. RASKIN ; 2009)

Après 15 à 30 secondes de mordantage avec de l'acide ortho phosphorique à 37%, la surface de l'émail deviendra poreuse sur une profondeur d'environ 10 à 20 μm . L'adhésif à base de résine non chargé et de faible viscosité pénétrera dans cette surface.

Les facteurs suivants influencent la fiabilité de la liaison :

- Type et concentration de l'aide : idéalement, acide à 37% appliqué pendant un minimum de 15 secondes.
- Viscosité de la résine de liaison : logiquement, plus la viscosité de la résine est basse, mieux elle pénétrera à l'intérieur de l'émail
- Contamination de l'émail après mordantage: la salive en particulier ou bien même l'humidité provenant de l'air expiré peut réduire l'efficacité de l'adhésion.
- Le temps entre l'application de la résine et la polymérisation : attendre 10 à 15 secondes pour que la résine puisse imprégner l'émail.
- Un excès de résine e liaison aux bords ou aux angles internes constitue un des points faibles de l'adhésion.
- La structure et l'état de l'émail à la limite gingivale de la cavité : l'efficacité est réduite par des microfissures particulièrement dans l'émail déjà fracturé. Préservation et restauration de la structure dentaire

✓ Liaison de la résine a la dentine :

Le but de l'agent de liaison résine-dentine est de lier la résine composite à une dentine saine et de sceller les tubuli dentinaires, afin d'empêcher la pénétration de bactéries et de leurs toxines.

Une adhésion réussie va également empêcher la circulation des fluides provenant, soit de l'environnement buccal, soit de la pulpe. Le non-respect du protocole opératoire lors de la mise en place de l'adhésif amélo-dentinaire pourra provoquer une sensibilité postopératoire, des caries, et finalement la perte de la restauration. Préservation et restauration de la structure dentaire

La dentine, du fait de sa composition (dentine inter- et péri-tubulaire, tubules dentinaires, prolongements odontoblastiques, fluide dentinaire) est caractérisée par une humidité intrinsèque, marquant une différence majeure avec l'émail. Cette structure très complexe rend difficile le collage des résines composites. Un autre problème se pose : suite à la préparation cavitaire, la surface dentinaire se recouvre d'une couche épaisse, appelée boue dentinaire comprise entre 3 et 10 μm (Pashley, 1991) (figure). La boue dentinaire, ou smearlayer, issue du fraisage des cavités, est constituée d'un enduit superficiel et de bouchons intra-canaliculaires diminuant la perméabilité dentinaire. Elle est composée d'hydroxyapatite, de collagène modifié, de bactéries et de toxines

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

bactériennes (Douglas, 1989). Cette couche, faiblement attachée à la surface dentinaire, ne peut pas être utilisée pour l'adhésion, son énergie de surface étant très faible.

Le principe de l'adhésion à la dentine est une adhésion micromécanique double par la création (Nakabayashi, 1982) :

- d'une couche hybride entre d'une part la résine adhésive et d'autre part, selon la stratégie de collage, la boue dentinaire ou la dentine intra et inter canaliculaire,
- de brides de résines adhésives appelées « tags », dans la lumière des canalicules dentinaires principaux et secondaires.

Tout comme pour l'émail, le mordantage de la dentine (en moyenne 15 secondes contre 30 secondes pour l'émail) est indispensable. Il permet l'élimination de cette boue et déminéralise la surface dentinaire inorganique (composée de cristaux d'hydroxyapatite) et expose la partie organique. On obtient alors une ouverture de l'entrée des canalicules dentinaires en forme d'entonnoir, avec exposition des fibres collagéniques sur une profondeur approximative de 10µm, correspondant à la profondeur maximale de pénétration de l'acide. L'adhésif peut alors pénétrer dans les tubuli. Actuellement, certaines familles d'adhésifs ne reposent pas sur le mordantage à l'H₃PO₄ et la suppression de la boue dentinaire mais sur une modification et une dissolution partielle de la smearlayer par l'emploi de monomères acides contenus dans le primaire d'adhésion. (A.RASKIN, 2009)

5.6 Les propriétés biologiques

5.6.1 Réaction de la pulpe :

Lorsque l'on considère l'effet de la résine composite sur la pulpe, il est difficile de faire la différence entre l'effet des composants de la résine, et l'effet de la préparation de la cavité et les résultats de la micro-infiltration aux limites marginales.

Des études de cytotoxicité montrent qu'une résine composite bien polymérisée en profondeur ne provoquerait qu'une irritation pulpaire minime. Cependant, une résine qui n'est pas complètement polymérisée, soit en raison des monomères non polymérisés, soit en raison des complexes actifs qui se sont formés entre les composants à faible charge moléculaire des systèmes initiateurs activés par lumière, constitue un risque potentiel. La résine peut rester polymérisée de façon incomplète dans une restauration lorsqu'elle est placée en couches épaisses ou dans des tubuli ouverts où la polymérisation a été inhibée par la présence d'air ou l'humidité. Le HEMA est considéré comme un composant essentiel de la plupart des résines composites photopolymérisables. Le HEMA est fortement hydrophile et également allergique. Même lorsqu'il est complètement photopolymérisé, le HEMA ne sera pas totalement lié et une partie pourrait être libérée ; ainsi, une réaction allergique est possible. Il a été démontré que le HEMA est capable de transverse les tubuli dentinaires et de se retrouver dans le tissu pulpaire. Plusieurs cas de réaction allergique ont été rapportés. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

5.6.2 Micro-infiltration

Avant la mise en place de la restauration, on mordance l'émail en entourant la cavité à l'aide d'un acide pour que l'adhésion mécanique puisse s'effectuer. Plusieurs auteurs recommandent également le mordantage de la dentine afin de développer une adhésion mécanique supplémentaire. Il est clairement établi que le mordantage de la dentine n'est pas lui seul la cause d'une inflammation pulpaire, car les acides sont tamponnés par la dentine et n'atteignent pas le tissu pulpaire. Par ailleurs, le mordantage de la dentine permet d'éliminer la boue dentinaire et d'ouvrir les tubuli permettant un accès dentinaire facilité, assurant ainsi une augmentation du degré de mouillabilité de la surface dentinaire. De même, si une micro-infiltration marginale devait se produire par la suite, le chemin d'accès à la pulpe sera facilité et le risque d'une irritation pulpaire résultant d'un manque d'adaptation marginale, de micro-infiltration et de progression des bactéries et de leurs toxines sera important. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

5.6.3 Irritation produite par une lampe à polymériser :

Une protection devrait toujours être utilisée, car exposition prolongée de l'œil à lumière visible d'une longueur d'onde de 470 nm risque d'endommager la rétine. Une lésion pulpaire peut être engendrée par une lumière visible intense provenant de certaines lampes à photopolymériser. Il a également été démontré que des altérations pulpaires peuvent être provoquées par des augmentations de température de 0.5 à 10 °C de la dentine sur une profondeur allant de 1 à 2 mm. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

5.6.4 Réaction du tissu gingival

Il a été démontré in vivo et in vitro que les cellules du tissu gingival réagissent moins favorablement à la résine composite qu'aux verres ionomères. Les résines non complètement polymérisées, particulièrement dans les matériaux faiblement chargés, semblent être irritante pour les tissus. De même, en absence de libération de fluor, la surface d'une restauration en résine composite n'offre pas de résistance à la formation de la plaque, ce qui fait que la moindre rugosité ou porosité aura tendance à favoriser l'accumulation de plaque dentaire. (G.J.Mount and W.R.Hume ; 1998)

6-Les systèmes adhésifs amélo-dentaires

Il est essentiel d'améliorer l'adaptation, la rétention et le scellement des résines composites à l'émail et à la dentine par l'application au préalable d'un adhésif.

6-1-Définition :

Les adhésifs amélo-dentaires sont des biomatériaux d'interfaces. Ils contribuent à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et des biomatériaux de restauration ou d'assemblage. Hormis les ciments verre-ionomères, leurs dérivés et quelques rares colles auto-adhésives, tous les biomatériaux employés en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée requièrent leur emploi.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Leurs champs d'indication est donc bien établi et leur apport à l'essor de thérapeutiques plus conservatrices, plus esthétiques et plus biocompatibles est tellement évident qu'il ne se discute plus aujourd'hui (Roulet & Degrange 2000). Les problèmes que posent ces produits relèvent de leur efficacité immédiate et dans la durée.

Cette efficacité dépend principalement de leur mise en œuvre, car la technique adhésive s'avère très sensible à la manipulation. Bien les employer, bien les exploiter requiert au préalable de bien connaître leurs mécanismes d'action.

Les monomères qu'ils contiennent sont susceptibles de pénétrer les microrugosités de l'émail et de la dentine avant de se lier par polymérisation au matériau de restauration (généralement un composite). Leur infiltration nécessite une attaque acide préalable ou simultanée à leur application sur les deux tissus. Après prise, ils contribuent à former une interphase mixte tissus-biomatériaux (Nakabayashi et coll. 1982). La principale composante de cette adhésion est donc d'ordre micromécanique, voire nano-mécanique. En réalité, leur mode de liaison est un phénomène plus complexe qui implique des contributions tant physico-chimiques que chimiques. Sur le plan physico-chimique, ces produits doivent mouiller puis s'infiltrer le plus parfaitement possible les microporosités des substrats. Par ailleurs, une étude récente a montré que les groupements fonctionnels de certains monomères étaient susceptibles de former des liaisons chimiques primaires notamment avec le calcium de l'hydroxyapatite (Yoshida et coll. 2004).

6-2-Classification des systèmes adhésifs

6-2-1-Approche historique: Classification des adhésifs selon les générations (selon Frydman):

✓ 1ere génération:(1952-1982):

Le premier adhésif qui a été déposé en 1952 est le Sevriton à base de diméthacrylate de l'acide glycérophosphorique (GPDM).

En 1956, Buonocore publie les résultats d'une expérimentation portant sur l'adhésion dentinaire d'un GPDM après mordantage de la dentine à l'acide chlorhydrique, la valeur d'adhésion est de 3Mpa.

✓ 2eme génération:(1980-1985):

Les produits de cette génération voulaient utiliser la boue dentinaire comme substrat de collage. Ces produits adhésifs sont principalement présentés par les esters phosphorés associés à une résine non chargée type BIS-GMA (Bisphénol Glydicyl Méthacrylate).

✓ 3eme génération:(1985-1991):

Correspond au développement du concept du système adhésif associant un traitement de surface dentinaire qui élimine partiellement la boue dentinaire à des agents de couplage présentant un caractère hydrophile favorable au mouillage de la dentine traitée. Ex: Gluma Bond, Scotchbond.

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

✓ 4eme génération:

Concept de mordantage total (1990): Cette classe est fondée sur le concept du mordantage simultané de l'émail et de la dentine. -Au niveau dentinaire, l'attaque acide permet d'éliminer l'essentiel de la boue dentinaire inter, péri et intra-tubulaire mettant à nu les fibres de collagènes. C'est le principe d'adhésion micromécanique et de la couche hybride.

Il met en jeu 3 étapes:

-La première est un mordantage acide de la surface dentinaire.

-La deuxième consiste à favoriser le mouillage et la pénétration de la surface traitée à l'aide d'un primaire

- La troisième étape est l'infiltration d'une résine adhésive qui doit co- polymériser avec la résine matricielle du composite qui sera déposé à son contact. Ex: Scotchbond Multipurpose, Clearfil Liner Bond.

✓ 5eme génération (1995):

Pour surmonter aux problèmes des étapes et des flacons de la 4eme génération les fabricants ont introduit cette classe qui a le même principe à l'exception que le primaire et la résine adhésive sont conditionnés dans un seul flacon qui s'applique en seconde étape après mordantage. ex: Prime& Bond II (DENSPLY).

✓ 6eme génération:

Auto mordantage par des monomères (1995): Dans cette classe, ce sont les deux premières étapes qui sont réunies en une seule, le mordantage et l'application de primaire. -l'agent de mordantage n'est plus un acide minéral classique, mais ils ont exploité l'acidité de certains monomères qui sont aptes à déminéraliser et infiltrer simultanément les tissus dentaires calcifiés. Leur application est suivie de celle de la résine adhésive.

✓ 7eme génération:

(All in one) (2000): ces produits regroupent en un seul conditionnement ou en un seul mélange les trois étapes du collage, ils contiennent des monomères hydrophiles à caractère acide avec suffisamment d'eau pour permettre leur ionisation. Ils renferment des monomères hydrophobes indispensables pour obtenir une bonne réaction de polymérisation avec les matrices de composite.(sid/kaid, 2015)

6-2-2-Approche rationnelle

Cette classification est basé sur des principes d'action des différents systèmes adhésifs et sur le nombre de séquences d'applications (Van Meerbeek et coll 2003, Degrange 2004).On distinguera 2 grandes classes d'adhésifs :

- Celle des produits qui requièrent un mordantage suivi d'un rinçage, en préalable à leur emploi (M&R). (M. DEGRANGE, L. POURREYRON, 2009)

CHAPITRE II : LES RESINES COMPOSITES

Ces systèmes comprennent trois agents :

-le conditionneur ou agent de mordantage,

-le primer ou promoteur d'adhésion ou primaire d'adhésion ; qui est une résine bipolaire diluée dans un solvant et capable de faire le lien entre les tissus dentaires hydrophiles et la résine hydrophobe,

-la résine adhésive ou bonding agent ; résine à base de monomères diméthacrylates, chargée ou non. (A. RASKIN ; 2009)

- Celle des produits que l'on applique directement sur les surfaces dentaires sans aucun traitement préliminaire. Cette classe regroupe tous les systèmes auto-mordançants(SAM).

On peut distinguer dans chacune de ces classes, deux sub-divisions selon le nombre de séquences de mise en œuvre :

- 3 et 2 temps, pour les adhésifs classiques nécessitant un pré-mordantage.
- 2 et une étape pour les adhésifs auto mordançants.

Ce classement simple permet d'intégrer toutes les variétés de produits actuellement commercialisés dans 4 catégories : M&R III, M&R II, SAM II et SAMI. (M. DEGRANGE, L. POURREYRON, 2009)

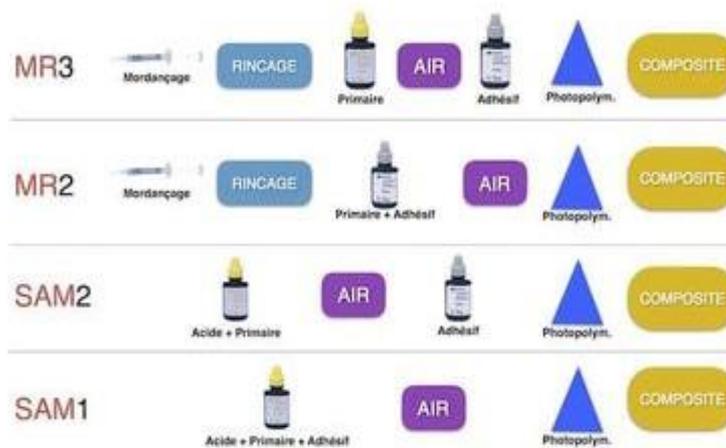


Figure 8: principes d'action des différents systèmes adhésifs

6-3-Mécanisme d'action des différents systèmes :

6-3-1. LES SYSTÈMES AVEC MORDANÇAGE PRÉALABLE ET RINÇAGE (M&R) :

❖ Les systèmes M&R III

Le traitement se fait en trois séquences:

✓ Le mordançage

La première consiste à appliquer une solution ou un gel, généralement d'acide phosphorique. Le temps d'application moyen est de 30 secondes au niveau de l'émail et 15 secondes sur la dentine.

Après rinçage, on obtient sur l'émail les classiques faciès propices à l'ancrage micro-mécanique de l'adhésif.

Au niveau des surfaces dentinaires, l'attaque acide élimine l'essentiel des boues dentinaires, ouvre les orifices tubulaires, et déminéralise superficiellement les zones péri et intertubulaires sur une profondeur de un à quelques μm . On peut estimer que la zone de dentine traitée est constituée d'un peu plus d'un quart de collagène et de presque trois quarts d'eau. La surface traitée est donc principalement hydrophile ce qui pose un problème pour y infiltrer une quantité suffisante de monomères méthacryliques hydrophobes nécessaires à l'obtention d'une bonne copolymérisation avec le biomatériau de restauration. En effet, l'évaporation de l'eau durinçage par séchage entraîne à ce stade une fusion des fibrilles protéiques. La surface collapsée devient compacte et non propice à la pénétration de la résine.

✓ Le primaire

Le primaire (« primer » en anglais) joue un rôle majeur dans le processus d'adhésion à la dentine. Il permet :

- Soit de maintenir suffisamment poreux le réseau de collagène
- Soit de le permettre sa ré-expansion s'il a été collapsé lors du séchage.

Il permet une perméabilité de la dentine déminéralisée après évaporation de l'eau qu'elle contient. Les primaires contiennent de l'eau, des monomères hydrophiles et des solvants organiques.

Le monomère le plus couramment employé est l'HEMA (hydroxy-éthyl méthacrylate) qui est le seul composé méthacrylique à être totalement soluble dans l'eau. La présence des solvants contribue à faciliter l'évaporation de l'eau après application du primaire. (Jacobson & Söderholm 1995)

✓ La résine adhésive

La troisième étape du traitement adhésif est tout simplement l'application de la résine adhésive qui doit pénétrer les tubules et s'infiltrer dans les canaux du réseau protéique intérépéri-tubulaire.

Dans des conditions optimales, après copolymérisation avec le composite, on aboutit à la formation d'une interphase adhérente et étanche entre le composite et la dentine intacte. Cette interphase est

constituée d'une couche hybride inter et péri-tubulaire de brides résineuses intra-tubulaires (tags en anglais).

❖ Les systèmes M&R II

Ce sont les produits présentés en un seul flacon. Schématiquement, ils contiennent à la fois les éléments du primaire et de la résine adhésive, c'est-à-dire, des monomères hydrophobes, des monomères hydrophiles, des solvants, parfois des charges et bien sûr, des amorceurs de polymérisation.

La présentation de ces adhésifs permet de supprimer l'étape intermédiaire de l'application du primaire. (M. DEGRANGE, L. POURREYRON)

6-3-2. SYSTÈMES AUTO-MORDANÇANTS (SAM)

Les systèmes auto-mordançant contiennent tous de l'eau. L'eau est nécessaire pour activer le potentiel d'ionisation de leurs monomères fonctionnels acides qu'ils contiennent. (Mosner et coll. ; 2005). Comme ils participent à la polymérisation, il n'y a donc pas de rinçage après leur application.

❖ Les systèmes SAM II

Pour le SAM II, on applique en premier un primaire acide. C'est que les anglo-saxons appellent le « self-etching primer ». Ce produit est l'alternative à l'attaque à l'acide phosphorique, il doit agir pendant un temps minimum (20 à 30 secondes selon les produits). Après évaporation de l'eau qu'il contient par séchage, il est recouvert d'une résine dont la majeure partie des composants est hydrophobe.

Cette deuxième couche permet d'obtenir une co-polymérisation efficace avec la matrice des composites.

❖ Les systèmes SAM I

Les SAM1 combinent avec un seul produit les rôles de mordantage, primaire et adhésif. Les anglo-saxons les nomment « all-in-one ».

La réduction des séquences opératoires limite potentiellement le risque d'erreur de manipulation que l'on peut faire à chaque étape du collage. Toutefois, ces produits associent nécessairement de l'eau, des monomères hydrophiles, des solvants et des monomères hydrophobes. (Van Landuyt et coll, 2005)



CHAPITRE III : LES NOUVEAUX COMPOSITES ET
AMELIORATIONS CLINIQUES



Le suivi des soins dentaire dans la pratique quotidienne nous montre que les résines composites présentent encore des défauts, surtout dans leur comportement à long terme. Les évaluations cliniques récentes rapportent des taux d'échec acceptables, mais, ces résultats pourraient être améliorés (Berthault et Durand, 2007)

Nous pouvons observer que de nouveaux composites apparaissent régulièrement sur le marché (**Tableau 3 -Fig. 9**) et se présentent comme des produits dont la technologie récente est à même de donner des solutions à nos questions cliniques.

Nous sommes en droit de nous demander si « ces dernières générations de composite apportent, par leur évolution, de véritables améliorations cliniques pour les traitements restaurateurs en technique directe ? ».



Figure 09: Quelques exemples de résines composites récemment commercialisées.

CHAPITRE III : LES NOUVEAUX COMPOSITES ET AMELIORATIONS CLINIQUES

Tableau 3 : Tableau récapitulatif des résines composites récentes d'après Raskin et coll. (2005), réactualisé :

Nom (Fabricant)	Famille	Viscosité	Matrice	Type de charges	Taille des particules de charges	Retrait de polymérisation (Vol. %)
Filtek Supreme (3M ESPE)	Microhybride Nanochargé	Moyenne	Bis-GMA TEGDMA UEDMA Bis-EMA	Zircone, Silice	Nanomères : 0,02 à 0,075 µm (teintes translucides) et 5 à 20 nm (autres teintes) Nanoclusters : 0,6 à 1,4µm	2,5
Grandio (Voco)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA TEGDMA	Nanoparticules : Dioxyde de silicium ; Fines particules de céramique	20 à 50 nm	1,57
Premise (Kerr)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA	Nanoparticules de silice non agglomérées, charges prépolymérisées, Verre d'alumino fluoroboro silicate de baryum	20 nm 30 à 50 µm 0,4 µm	1,6
Tetric Evoceram (Ivoclar Vivadent)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA < 9 % UEDMA < 8 % TEGDMA < 5 %	Céramique de verre de baryum 50,8 %, Trifluorure d'Ytterbium (YbF3) 17,0 %	taille moyenne des charges 0,04 µm	3,3
EsthetX (Dentsply)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA Hexaméthylène Disocyanate	Verre d'alumino borofluoro silicate de baryum > 70 % SiO2 < 3 %	Etendue de 0,02 à 2,5 µm Nanoparticules de 10 à 20 nm	2,3
Enamel Plus HFO (Micerium)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA UEDMA	Boroalumino silicate de strontium, SiO2	SiO2 : 0,04 µm	4,3

Palfique Estelite (Tokuyama)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA TEGDMA	Silice-zirconium Charges prépolymérisées de silice	0,2µm	*
Virtuoso Universal (DenMat)	Microhybride nanochargé	Moyenne	*	Verre de baryum, nanocharges de silice	*	*
Simile (Jeneric Pentron)	Microhybride nanochargé	Moyenne	Bis-GMA UEDMA	Verre de boro-silicate de baryum, zirconium silicate, nanoparticules de silice Fluorure d'Yttrium	*	*
Filtek Silorane (3M ESPE)	Microhybride	Moyenne	SILORANE	Fluorure d'Yttrium Quartz	*	< 1

1. Recherches et développements : des résines composites en constante mutation

Au cours de ces dernières années, les résines composites ont pu voir des transformations s'effectuer au sein des 3 phases dont elles sont composées (Berthault et Durand, 2007).

1.1. La phase organique

La phase organique correspond à la matrice résineuse. Il s'agit, le plus souvent, d'un mélange de monomères à base de dérivés des méthacrylates.

Les évolutions tentent surtout de modifier la nature de la résine en incorporant de nouveaux monomères, afin d'améliorer les propriétés mécaniques, mais aussi d'apporter de nouvelles caractéristiques (bio activité, etc. ...). Parmi les nouveaux monomères développés, on retrouve de nombreux dérivés des méthacrylates, mais aussi de nouvelles familles, telles que les résines époxy, les oxiranes/siloranes et les SOC (spiro-ortho carbonates). Beaucoup sont encore au stade expérimental (G.N. BERTHAULT, A.L. DURAND, J.J. LASFARGUES, F. DECUP, 2007). (Tableaux 4 et 5).

Tableau 4 : Classification des différents monomères (Berthault et Durand, 2007).

Familles de monomères	Monomères présents dans les produits commercialisés	Monomères expérimentaux
Dérivés des méthacrylates	Bis-GMA, TEGDMA UEDMA, Bis-EMA	DMBis-GMA, TMBis-GMA, TTEMA, POSS-MA, MEP/MAA, BTDMA
Résines époxy	-	Ethylène imine
Oxiranes/siloranes	Siloranes	Oxiranes
SOC	-	Spiro-ortho-carbonates

Tableau 5 : Avantages et inconvénients des monomères actuellement commercialisés (Bethault et Durand, 2007).

Avantages	Inconvénients
Bonnes propriétés mécaniques pour Bis-GMA et TEGDMA	Retrait de polymérisation important pour les MÉTHACRYLATES
Bon contrôle de la balance d'eau pour TOUS	Mauvaise biocompatibilité du TEGDMA (Potentiellement toxique, délétion de séquence d'ADN)
Absorption d'eau réduite pour UEDMA et Bis-EMA	Bis-GMA/TEGDMA hydrophiles : absorption d'eau augmentée
Faible retrait de polymérisation et taux de conversion élevé pour le SILORANE	Faible recul clinique pour le SILORANE

1.2. La phase inorganique :

La phase inorganique correspond aux charges situées au sein de la matrice. Il s'agit, le plus souvent, de particules de quartz ou de verre de silice.

La principale évolution récemment constatée réside en l'apport de la nanotechnologie (production et manipulation de particules de l'ordre de 20 à 75 nanomètres).

Celle-ci a permis l'apparition d'une nouvelle famille de matériau : les composites microhybrides nanochargés qui sont issus de la réduction de la taille des particules et la modification de leur distribution. Le taux de charge se trouve alors augmenté laissant une place moindre à la matrice. Un certain nombre de caractéristiques physico-chimiques intéressantes cliniquement sont ainsi modifiées (**Tableau 6**).

Tableau 6 : Avantages et inconvénients des résines composites conventionnelles :

Familles de composites	Avantages	Inconvénients
Macrochargés	- Bonnes caractéristiques mécaniques	- Caractéristiques de surfaces inappropriées - Mauvaise résistance à l'usure
Microchargés : microchargés, microchargés renforcés	- Grande résistance à l'abrasion appropriée - Bonne qualité de surface (polissage rapide et facile, garde son poli longtemps) - Bonnes caractéristiques optiques	- Fort retrait de polymérisation - Faible module de flexion - Faible résistance mécanique
Hybrides : hybrides, microhybrides	- Résistance physique plus élevée, - Bon rendu esthétique	- Retrait de polymérisation toujours existant - Propriétés mécaniques encore perfectibles

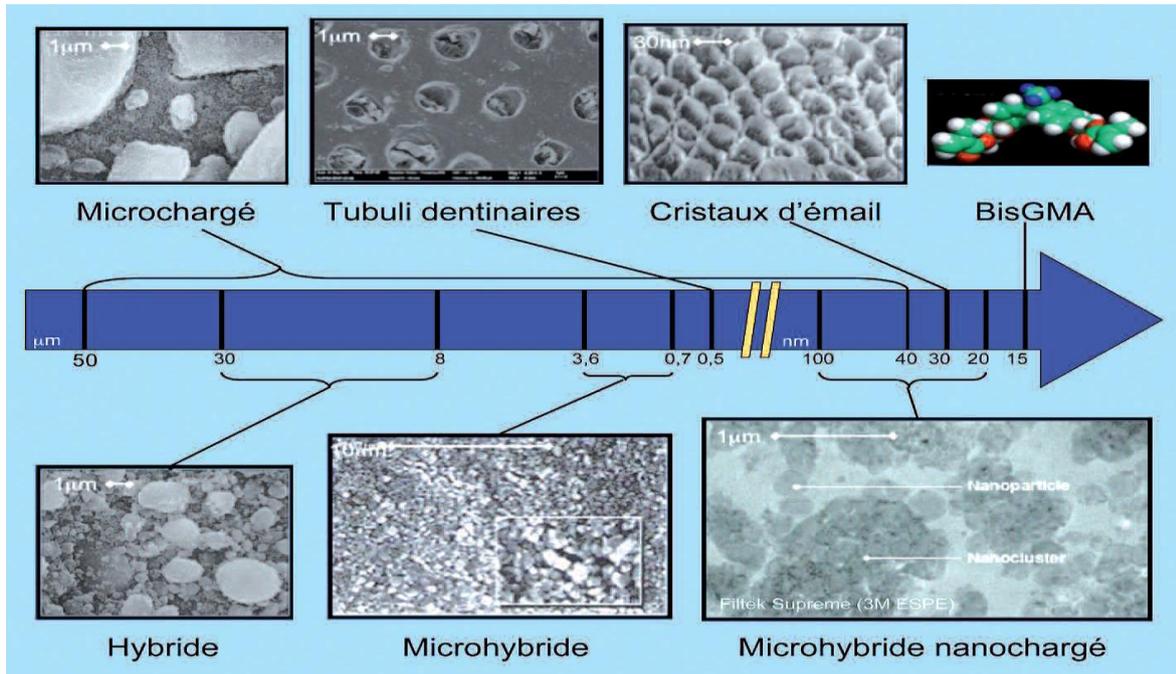


Figure10 : Évolution de la réduction de la taille des charges

1.3. La phase interfaciale:

Correspond à l'agent de couplage entre la matrice et les charges. Il s'agit de dérivés des organosilanes qui vont lier chimiquement la matrice et les charges. Les plus récentes évolutions visent à améliorer cette liaison afin de réduire la solubilité et de prolonger ainsi la durée de vie des restaurations (Bethault et Durand, 2007).

En analysant les répercussions des avancées technologiques proposées pour les différentes phases, nous pouvons avoir une idée de l'intérêt clinique des « progrès » promis par les fabricants au travers des « nouveautés » mises sur le marché. Nous pouvons ainsi discuter de l'amélioration des matériaux rapportée :

- à l'aspect physique (propriétés mécaniques, résistance à l'usure et à l'abrasion, retrait de polymérisation)
- à l'aspect esthétique
- au vieillissement (maintien du polissage et de l'état de surface, absorption d'eau, solubilité)
- à l'aspect biologique (biocompatibilité, activité antibactérienne, relargage de fluor)

2. Caractéristiques des nouvelles résines composites et améliorations cliniques

2.1. Aspect physique

➤ Propriétés mécaniques

Les performances mécaniques des résines composites s'évaluent en tant que résistance à la fracture. Elles sont caractérisées par le module élastique (variant en moyenne de 5,2 GPa pour les microchargés à 9,3 GPa pour les microhybrides), le module de flexion (de 66,3 MPa pour les microchargés et 109,8 MPa pour les microhybrides) et la dureté Vickers (de 30,8 pour les microchargés à 57,0 pour les microhybrides) (Raskin et coll., 2005). La taille et la quantité des charges influencent principalement les propriétés mécaniques.

Le taux de charges en poids des résines composites microhybrides et microhybride snanochargés (72,0 à 86,0 %) étant significativement plus élevé que celui des microchargés (46,0 à 77,0 %) (Raskin et coll., 2005), il est donc attendu que leurs propriétés mécaniques soient accrues.

Une étude menée par Beun et coll (2007) visait à comparer la fraction inorganique et les propriétés mécaniques de 3 composites microhybrides nanochargés (FiltekSupreme [3M ESPE], Grandio et Grandio Flow [Voco]), de 4 composites hybrides (Point 4 [Kerr], TetricCeram [IvoclarVivadent], Venus [HeraeusKulzer] et Z 100 [3M ESPE]) et de 2 composites microchargés (A 110 [3M ESPE], Durafill VS [HeraeusKulzer]). Les résultats de cette étude ont montré, pour les composites microhybrides nanochargés, un module élastique significativement plus élevé que celui des composites hybrides et microchargés et une résistance en flexion équivalente. Peu d'études in vitro et aucune in vivo sont disponibles sur ce sujet. Les autres auteurs ne corrèlent pas l'évolution des charges avec une amélioration des propriétés mécaniques, mais aucune ne montre une diminution des caractéristiques. Nous pouvons conclure que les propriétés mécaniques de ces matériaux sont au moins aussi bonnes que celles des composites hybrides.(Bethault et Durand, 2007).

La matrice a également une influence sur la résistance à la flexion. Le Bis-GMA, molécule la plus fréquemment utilisée, reste la référence dans ce domaine. Le silorane récemment arrivé s'inscrit dans la moyenne des valeurs des autres molécules. Il serait relativement aisé d'obtenir les mêmes propriétés avec d'autres composés (les dérivés des méthacrylates et les oxiranes) mais les performances n'étant pas jugées significativement améliorées, ils ne sont pas développés industriellement. En synthèse, les composites microhybrides nanochargés, grâce à leur taux de charge augmenté, pourraient présenter des propriétés mécaniques meilleures ; mais l'absence d'étude in vivo, ne nous donne pas d'informations cliniques et cette hypothèse doit être validée dans le temps. Dans ce domaine, les nouvelles molécules utilisées pour la matrice ne présentent pas d'améliorations significatives.(Berthault et Durand, 2007).

➤ Résistance à l'usure et à l'abrasion

La résistance à l'usure caractérise la capacité du matériau à assurer le maintien de la forme et de l'intégrité de la restauration sous l'effet des contraintes de mastication. La référence idéale est l'émail de la dent naturelle.

Il existe un certain nombre d'études menées in vitro nous permettant d'analyser la résistance à l'usure de ces nouveaux matériaux et de les comparer avec les matériaux de génération antérieure. Des arguments intéressants sont apportés par une étude in vitro réalisée par (Yap et coll., 2004) qui a montré que la résistance à l'usure d'un composite microhybride nanochargé (Filtek Supreme [3M ESPE]) est comparable voire supérieure à celle de composites microchargés et microhybrides (Filtek A110 [3M ESPE], EsthetX [Dentsply]).

L'explication ne tient au fait que l'usure des composites décroît avec l'augmentation du taux de charges. Ainsi, pour un volume fixé de charges, une taille plus fine des particules donne des espaces inter-particules plus faibles, une meilleure protection de la matrice résineuse et donc moins d'arrachement des charges. La surface ainsi augmentée de ces nanocharges permettrait aussi d'améliorer l'adhésion à l'interface charge / matrice et donc de limiter l'usure.

En revanche, une autre étude in vitro, menée par Turssi et coll (2006) montre des résultats contradictoires en comparant la résistance à l'usure et les performances de fatigue de 5 résines composites (4 microhybrides nanochargés : Ceram-X mono [Dentsply], Filtek Supreme [3M ESPE], Grandio [Voco], Premise [Kerr], et 1 microchargée : Heliomolar [Ivoclar Vivadent]). Pour certains d'entre eux, une diminution minimale de ces propriétés peut être expliquée par le fait que les charges nanométriques soient trop petites pour offrir une quelconque accroche sous l'effet des contraintes occlusales. Selon les résultats de cette étude, les composites microhybrides nanochargés donnent des performances similaires voire moins bonnes que le composite microchargé. Il existe peu d'évaluations cliniques sur l'apport de la nanotechnologie quant à la résistance à l'usure, Bharadwaj et coll (2005) ont proposé une évaluation in vivo de l'usure d'un composite microhybride nanochargé (Filtek Supreme [3M ESPE]), d'un microhybride (Z100 [3M ESPE]) et de l'émail humain pendant un an. Les résultats de cette étude ont montré que le composite microhybride nanochargé a une abrasion similaire à celle du microhybride, les deux matériaux ayant montré une abrasion similaire à celle de l'émail humain.

Cependant, l'état de surface du microhybride est significativement moins bon que celui du microhybride nanochargé ce que nous pouvons expliquer par le mode d'usure du Filtek Supreme (3M ESPE). En effet, ce matériau contient des nanoparticules de silice colloïdale (de 40 nm de diamètre) soit isolées, soit regroupées en grappes (nano clusters) dispersées dans la matrice.

L'usure se produirait par arrachement d'une nanoparticule du nano cluster et non par l'arrachement d'un nanocluster entier. Ce mode de détérioration laisserait des défauts minimes offrant une surface plus lisse par rapport à un composite hybride qui possède des charges de plus grande dimension. Concernant les modifications de la matrice, une piste intéressante a été trouvée avec l'intégration de nouveaux monomères : les oxiranes. Les résultats d'une étude comparative par rapport à un composite microhybride de référence (Z 100 [3M ESPE]) sont encourageants mais ce matériau est encore au stade expérimental (Palin et coll., 2005). Les siloranes, molécules dérivées des précédentes, enregistrent également une bonne résistance à l'abrasion.

Les premiers résultats cliniques concernant les composites microhybrides nanochargés suggèreraient une amélioration relative des performances vis-à-vis de l'usure.

Le fort taux de charge présent dans ces composites est un facteur favorable pour la résistance à l'usure. Cependant les études comparatives in vitro montrent des améliorations peu significatives par rapport aux composites microhybrides et microchargés et les premiers résultats cliniques ne donnent pas de différence significative avec les composites microhybrides.

Les études cliniques impliquant l'utilisation des composites à base de siloranes ne présentent pas encore de recul suffisant pour être validées. (Berthault et Durand, 2007).

➤ **Retrait de polymérisation**

Le retrait de polymérisation des résines composites résulte d'une réaction chimique en chaîne permettant la conversion des monomères de résine en un réseau de polymère. Il crée alors un stress de contraction au sein du matériau qui peut être fatal à l'étanchéité interfaciale. L'importance du retrait est fonction du volume occupé par les charges, de la composition du matériau et du degré de conversion obtenu lors de la polymérisation (Kleverlaan et Feilzer, 2005). La contraction de polymérisation est le principal facteur d'échecs cliniques. Elle est responsable du manque d'adaptation marginale, des micro-fractures, de la perte d'étanchéité, des sensibilités post opératoires et des caries secondaires.

Le développement de nouveaux monomères est une piste intéressante dans la lutte contre le retrait de polymérisation.

Actuellement, les dérivés des méthacrylates sont les molécules les plus utilisées, car elles présentent le meilleur compromis entre de bonnes propriétés mécaniques, une viscosité et un retrait acceptables. (Berthault et Durand, 2007) Les voies de recherche au niveau de la matrice peinent à aboutir, car la création d'une résine présentant un retrait quasi nul pourrait avoir des effets néfastes sur d'autres propriétés mécaniques. Le Filtek Silorane (3M ESPE) qui a été développé dans ce sens est le premier à être mis sur le marché. Sa base moléculaire et son mode de polymérisation lui confèrent un retrait de polymérisation théorique réduit (inférieur à 1 %). Plusieurs études *in vitro* (Bouillagu et coll., 2006) mettent en évidence cet avantage, mais aucune étude clinique indépendante ne peut encore le confirmer.

L'apport de charges nanométriques pourrait contribuer à la diminution de ce retrait de polymérisation. En effet, leur utilisation permet, par l'augmentation du taux de charge, une diminution de l'importance de la place laissée à la matrice.

Le retrait linéaire de polymérisation des composites (microchargés et microhybrides) est compris entre 2,58 et 3,08 % (Raskin et coll., 2005). En revanche, les fabricants qui commercialisent des composites microhybrides nanochargés annoncent des retraits moins importants comme par exemple : pour le Filtek Supreme (3M ESPE) 2,09 %, pour le Premise (Kerr) de 1,4 à 1,6 % et pour le Grandio (Voco) de 1,57 %. Les réelles répercussions cliniques de ces valeurs devraient mettre en évidence des améliorations.

Or, il existe 3 études cliniques qui évaluent ce point (Dresch et coll., 2006 ; Ernst et coll., 2006 ; Sakrana et coll., 2004). Les résultats en sont contradictoires. Deux études ne montrent aucune différence significative. En revanche, la troisième met en évidence des lésions carieuses secondaires survenues au niveau des obturations réalisées avec le composite microhybride nanochargé (Palfique Estelite [Tokuyama]), alors qu'il n'y en a pas eu avec le composite microhybride (Palfique Toughwell [Tokuyama]) ! Ceci s'expliquerait par le fait que l'adjonction de diluants est souvent nécessaire pour contrebalancer l'augmentation rapide de la viscosité des microhybrides nanochargés ; ceci accroît, au final, leur rétraction de prise (Raskin et coll., 2005). Ces résultats semblent montrer que l'apport de nano chargés, permettant de réduire théoriquement le retrait de polymérisation, reste théorique.

Incontestablement aujourd'hui, pour les matériaux composites microhybrides nanochargés comme pour les autres matériaux composites, le retrait de polymérisation existe toujours. Les conséquences cliniques qui en découlent, restent les mêmes. Le respect des recommandations de mise en œuvre reste indispensable pour le succès clinique (application par strates, par petits incréments polymérisés successivement)(Berthault et Durand, 2007).

2.2. Aspect esthétique :

L'intégration esthétique d'une restauration, surtout dans le secteur antérieur, reste un challenge complexe. Un résultat immédiat de qualité consiste en l'imitation de la couleur, de la forme et de la texture de la dent naturelle.

Depuis plusieurs années, les techniques de stratification ont notablement amélioré les propriétés optiques des restaurations. Aujourd'hui, il est suggéré que l'utilisation de composites microhybrides nanochargés permettrait une meilleure distribution des pigments ce qui conférerait au matériau le potentiel d'améliorer la continuité entre les structures dentaires et ces particules et donc de fournir une interface optique plus stable et plus naturelle (Terry 2004). Ce point, assez subjectif, est difficile à vérifier.

En revanche, les changements de teintes au cours du temps sont une difficulté fréquente. Ils peuvent être attribués à différentes causes : une dégradation chimique, une oxydation de la double liaison de carbone non réagie, une accumulation de tâches, une déshydratation, des fissures, une faible adhésion, une rugosité de surface, etc. (Lee et coll., 2004). Une étude réalisée par Lee et coll(2005) a eu pour but d'évaluer les changements de couleur significatifs après vieillissement.

La magnitude du changement de couleur varie selon les caractéristiques des composites. Ainsi, un composite nanohybride (FiltekSupreme [3M ESPE]) et un composite microhybride (Point 4 [Kerr]) présentent de relativement faibles changements de couleur, alors qu'un composite hybride (Charisma [HeraeusKulzer]) et deux composites microhybrides (Clearfil AP-X [Kuraray] et Esthet-X [Dentsply]) présentent des changements plus importants, Trois études cliniques analysent ce point : Ernst, Dresch, Sakrana (Dresch et coll., 2006 ; Ernst et coll., 2006 ; Sakrana et coll., 2004). Ernst et Dresch n'ont pas mis en avant de différence significative. En revanche, Sakrana a trouvé un changement significatif de teinte pour le composite microhybride (PalfiqueToughwell [Tokuyama]), alors que le composite microhybride nanochargé (PalfiqueEstelite [Tokuyama]) n'en pas eu. Ceci est à mettre en relation tout d'abord avec les habitudes du patient (fumeur, buveur de café ou de thé, ...), mais aussi avec le mode d'usure et de polissage qui peuvent accélérer l'altération de la teinte. Les agents de couplage pourraient aussi avoir une influence sur les propriétés optiques. Une technique de prétraitement des charges largement utilisée a permis d'améliorer le lien entre la matrice et les charges et de produire des composites dont la teinte est plus translucide (Shirai et coll., 2000 ; Yoshida et coll., 2002). Le potentiel esthétique est ainsi amélioré.

D'après les premiers résultats expérimentaux et cliniques, les résines composites microhybrides nanochargés permettent, par la diminution de la taille des charges, une meilleure distribution des pigments et donc d'améliorer le mimétisme de la restauration. Ces résines semblent par ailleurs montrer une bonne stabilité de la teinte immédiatement après le polissage et dans le temps.

L'apport de nanocharges au sein des résines composites les plus récentes pourrait donc représenter

un progrès intéressant en ce qui concerne l'intégration esthétique des restaurations mais aucun renseignement ne nous est donné sur le long terme. (Berthault et Durand, 2007)

2.3. Vieillessement :

➤ **Maintien du polissage et de l'état de surface :**

Le polissage permet de conférer au matériau des propriétés de surface qui vont influencer sur sa durée de vie. Les techniques de polissage (strips et disques abrasifs, fraises diamantées, cupules siliconées, pâtes à polir de granulométries décroissantes, ...) sont essentiellement responsables du rendu immédiat de la restauration en lui donnant un aspect lisse, similaire à celui de la dent, et reproduisant les effets de réflexion lumineuse. L'aptitude au polissage d'une résine composite dépend de la dimension moyenne des particules minérales qui la composent.

Les premières évaluations cliniques semblent montrer que les composites microhybrides nanochargés peuvent apporter une amélioration concernant l'aptitude au polissage et le maintien dans le temps de l'état de surface lisse.

Parmi les composites microhybrides nanochargés, plusieurs études concernent le FiltekSupreme (3M ESPE). Elles ont mis en évidence un mode de polissage et d'usure particulier. En effet, les charges sont distribuées de deux façons au sein de la matrice : soit libres (nanoparticule de 20 nm de diamètre), soit regroupées en grappe (nanoclusters de 0,6 à 1,4 µm de diamètre). Les phénomènes de polissage et d'usure se produisent en arrachant une nanoparticule d'un nanocluster et non pas par l'arrachage d'un cluster entier. Ceci permet d'avoir une surface plus lisse par rapport à un composite hybride qui possède des charges de plus grande dimension, et dont l'exfoliation d'une charge laisse une surface plus rugueuse. L'utilisation de nanoparticules permettrait ainsi théoriquement une meilleure résistance à l'abrasion ainsi qu'une rétention du poli plus importante (Ernst et coll., 2006).

➤ **Absorption d'eau, solubilité :**

Les problèmes de solubilité et d'absorption d'eau sont des phénomènes directement impliqués dans la dégradation des restaurations en réduisant leur durée de vie et en minimisant les propriétés mécaniques et physiques (par rupture du lien entre le silane et les charges, entre la matrice et les charges, ou même par une hydrolyse des charges).

Dans un environnement aqueux, les composites absorbent l'eau et relarguent des monomères non polymérisés. Cependant il a été suggéré qu'une absorption minimale puisse être bénéfique pour provoquer une expansion du composite qui compenserait le retrait de polymérisation initial.

Aujourd'hui, c'est pour les méthacrylates et ses dérivés que l'équilibre est le mieux maîtrisé (Sideridou et coll., 2003). Pour résister à la dégradation, les composites doivent être le moins solubles possible. Ce phénomène se développe essentiellement au sein de la matrice.

Parmi les nouveaux monomères, les siloranes seraient les moins solubles (Eick et coll., 2002 ; Eick et coll., 2006).

La qualité du couplage au silane va également influencer la solubilité du matériau. En effet en renforçant l'adhésion des molécules de charges à la matrice, il va améliorer la stabilité à l'hydrolyse en empêchant la pénétration des molécules d'eau (Halvorson et coll., 2003).

Le couplage peut être optimisé de deux manières :

- en utilisant de nouvelles molécules, qui vont présenter certaines améliorations par rapport à la molécule de référence le γ -MéthacryloxyPropyltriméthoxy Silane (γ -MPS), mais actuellement aucune n'est présente dans les composites commercialisés.

- en réalisant un prétraitement de la surface des charges avant leur incorporation à la matrice. En effet une contamination est présente à la surface des charges, et peut altérer le couplage matrice/charges, il est donc intéressant de la diminuer afin d'améliorer les propriétés du matériau (Shirai et coll., 2000 ; Yoshida et coll., 2002). Ce procédé, simple, se généralise.

Le vieillissement d'un matériau ne peut évidemment s'évaluer que sur le long terme et les études actuelles manquent de recul pour apprécier cette caractéristique.

Aujourd'hui encore, le facteur environnemental (physiologie bucco-dentaire, régime alimentaire, habitude de vie) reste primordial devant l'altération des restaurations composites. Les caractéristiques du matériau n'ont pas suffisamment évolué pour provoquer un changement significatif dans ce domaine. (Berthault et Durand, 2007)

2.4. Aspect biologique :

➤ Biocompatibilité :

La biocompatibilité des résines composites reste un problème encore mal défini. Ce sont surtout les monomères libres, contenus dans la matrice résineuse, qui seraient susceptibles de causer des dommages cellulaires.

La biocompatibilité d'un monomère peut être évaluée à l'aide de l'ensemble des relations existantes entre le matériau et son milieu et des conséquences locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou irréversibles. Les matrices époxy semblent être une voie de recherche intéressante comme alternative au TriEthylGlycidylDiMéthAcrylate (TEGDMA) qui serait potentiellement toxique (Eick et coll., 2002 ; Janke et coll., 2003). Les oxiranes présentent également un bon profil de biocompatibilité (Eick et coll., 2002). Les siloranes se montrent aussi faiblement toxiques.

Aujourd'hui, compte tenu des études de santé publique relativement faibles, concernant la biocompatibilité des résines composites, l'utilisation de ces nouveaux monomères n'a pas trouvé d'argument fort. Mais la vigilance, face à cet aspect, doit rester entière, afin de ne pas répéter les difficultés du passé. (Berthault et Durand, 2007)

➤ Activité antibactérienne :

Les restaurations composites ont une certaine sensibilité vis à vis des récurrences carieuses, la recherche s'est donc naturellement orientée vers le développement de matériaux possédant une activité antibactérienne.

Le composé le plus prometteur étudié actuellement in vitro est un ammonium quaternaire : le MDPB (12-Méthacryloyloxydo-DecylPeridinium Bromide). Il peut être incorporé sous deux formes :

- directement contenu dans la matrice, dans ce cas il n'est pas relargué, donc ses effets sont limités,
- contenu dans des charges de résine pré-polymérisées, son action par contact inhibe plus efficacement la croissance de *Streptococcus mutans*.

L'incorporation d'un tel type de charges modifie les propriétés mécaniques. La concentration optimale a été fixée à 2,3 % pour garder une manipulation aisée. Après polissage, l'effet de surface est optimal puisque dans le cas d'un composite chargé à 80 % de poids, la majeure partie de la surface est occupée par les charges (Ebi et coll., 2001 ; Imazato et coll., 2003).

L'incorporation de MDBP dans des charges résineuses semble être une voie prometteuse dans la limitation de l'accumulation de plaque, ce qui améliorerait le pronostic d'une restauration en composite dans un milieu buccal riche en *Streptococcus mutans* (dans le cas d'un patient polycarié). Mais cette technologie n'a pas encore été évaluée cliniquement sur une période significative. (Berthault et Durand, 2007).

➤ Relargage de fluor

Des fabricants ont également développé des matériaux relargant du fluor, possédant aussi des propriétés antibactériennes et de reminéralisations.

Des composites récemment développés contenant du fluor, ont été comparés avec des ciments verre-ionomères (CVI) : la cinétique de relargage est identique pour les 2 matériaux, mais les quantités sont bien moins importantes pour les composites. L'amélioration du relargage passe par une augmentation de l'hydrophilie du matériau, ce qui ne va pas dans le sens de l'amélioration des propriétés mécaniques.

Attar et coll. (2003) ont comparé les taux de relargage de différents composites du commerce présentés comme libérant du fluor. Parmi les matériaux étudiés, Wave [SDI] et Heliomolar flow [IvoclarVivadent] sont les plus performants, suivis du Tetric flow [IvoclarVivadent].

Actuellement aucune étude clinique ne met en évidence les possibilités thérapeutiques des composites censés libérer du fluor. Ces matériaux visent à combiner les propriétés mécaniques des composites, tout en ayant les capacités de relargage du fluor (Berthault et Durand, 2007).



**CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE
EN RESINE COMPOSITE**



Le potentiel esthétique élevé des résines composites associé à leur bon comportement mécanique fait de ce matériau, depuis plus de vingt ans, une alternative à la céramique dentaire (Marie-Emmanuelle Franiatte ,2005)

Il présente trois avantages :

- un traitement peu mutilant et respectueux du capital dentaire des patients ;
- une bonne fiabilité immédiate et à terme, grâce aux performances de l'adhésion aux tissus dentaires calcifiés;
- un rapport coût/bénéfice/risque incomparable. (A. DEVICTOR, H. DE BELENET, G. WEISROCK, 2018)

L'offre dans le domaine des matériaux composites plastiques directs s'est considérablement élargie au cours de ces dernières années. Les exigences des patients en matière d'esthétique ayant connu une énorme poussée, le marché a vu arriver, outre les matériaux composites universels classiques, un nombre important de matériaux composites dits « esthétiques » qui se caractérisent par des masses composites avec des teintes variées et différents niveaux de translucidité / d'opacité dont le choix couvre les besoins. Ces produits, existant en teintes de dentine opaques en masses, émail translucides et, le cas échéant, en teintes Body, permettent d'obtenir par application de couches de différentes couleurs des restaurations directes hautement esthétiques qui ne se distinguent pratiquement plus de la substance dentaire dure et font concurrence à ce niveau aux restaurations tout-céramique. Certains de ces systèmes comprennent plus de 30 masses composites différentes dans des nuances et des translucidités différentes. Il est donc indispensable d'être familiarisé avec le maniement de ces matériaux dont la mise en œuvre, notamment dans la zone antérieure, par le biais d'une technique de stratification nécessite l'emploi de 2 ou 3 opacités et/ou translucidités différentes. (Jurgen Manhart, 2016)

1. Les restaurations composites directes sur les dents antérieures : technique de stratification

Les restaurations antérieures directes en résine composite par la technique de stratification ont connu un développement important ces dernières années en raison de progrès importants au niveau des propriétés mécaniques mais surtout optiques des résines. Cependant, pour l'obtention d'un résultat optimal et d'une bonne intégration esthétique il est nécessaire d'avoir recours à des matériaux performants et de les associer à une méthode opératoire. (S. Koubi, A. Faucher, 2005)
Le choix et l'application correcte de différentes masses de résine composite, par technique de stratification, permettent d'obtenir des restaurations d'apparence parfaitement naturelle (Dietschi, 2018)

1.1. Définition :

La stratification est une technique de restauration des pertes de substances dentaire par application de couches successives de matériau composite. Les éléments clef de la réussite de cette technique sont la couleur et la forme. L'intégration d'une restauration antérieure nécessite la connaissance des

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

propriétés optiques de la dent : la couleur, l'opacité, l'opalescence et la fluorescence. Ces propriétés vont permettre de choisir parmi les différents composites. (Anne-Laure Murru 2017)

1.2. Principes :

La dent est composée de trois types de tissus durs (émail, dentine et cément) qui, de par leurs situations et leur composition, déterminent la couleur de la dent naturelle. Les caractéristiques optiques de ces tissus diffèrent de façon significative. Par conséquent, il est impossible de restituer les propriétés optiques originales de la dent avec un seul matériau de reconstitution si la cavité est constituée à la fois de dentine et de l'émail. Le problème esthétique majeur des reconstitutions en résine composite provient de la diffusion/transmission de la lumière à travers ce biomatériau. Il doit comporter des propriétés de bio mimétisme par rapport aux tissus naturels de la dent. Ce n'est le cas depuis 1990 avec le développement du composite micro-hybride XRV Herculite (Kerr-Hawe). Le principe est de restituer la teinte de base de la dent par addition de différentes couches de composites de teinte et de translucidité différentes à la façon d'un céramiste pour la réalisation de couronnes esthétiques. (Anne-Laure Murru 2017)

1.3. Indications

Les grandes indications peuvent être retenues pour la réalisation de composite antérieur sont :

- lésion carieuse
- fracture coronaire
- modification de forme dentaire
- fermeture de diastème
- dyschromie dentaire
- usures

(NICOLAS LEHMANN.2019)

1.4. Contre-indications :

- lorsque la mise en place de la digue n'est pas possible ou que la limite de la préparation est sous gingivale.
- lorsque la limite de préparation se situe au-delà de la limite amélo-cémentaire
- Lorsqu'il devient difficile de maîtriser simultanément la teinte, la forme et l'herméticité de restaurations volumineuses et nombreuses
- lorsque la perte de substance est très importante. Les propriétés mécaniques de la résine composite ne sont pas assez importantes pour assurer la rigidité de la couronne
- Les allergies aux différents composants de la résine
- chez les patients à haut risque carieux, à l'hygiène insuffisante ou lorsque le contrôle de la plaque est impossible
- chez les patients âgés des dents très caractérisées limitent le recours à la stratification composite.(Anne-Laure Murru 2017)

1.5. Limites

1.5.1. Relatives au praticien :

La technique directe de stratification demande des exigences élevées de la part du praticien. Contrairement aux situations où il collabore avec le laboratoire, le praticien doit être capable d'atteindre le résultat final indépendamment. Il doit être guidé par une méthodologie rigoureuse pour obtenir une restauration à la fois esthétique et fonctionnelle (BURKARD H, 2009).

Des difficultés peuvent être rencontrées dans des situations particulières, comme lors de la réalisation de la morphologie inter dentaire ou dans le cas de restaurations volumineuses ou pleurales. Par exemple, lors de la fermeture de plusieurs diastèmes, la technique directe peut s'avérer très délicate dans la maîtrise simultanée de l'adaptation des bords, du profil d'émergence, de la forme et de la teinte. L'ajout de grandes quantités de composite peut par conséquent avoir un effet néfaste sur la santé de la gencive marginale, se manifestant par une inflammation gingivale et une destruction du parodonte. Dans ce cas de figure, les techniques indirectes peuvent surmonter ce problème grâce à des préparations dentaires spéciales. (MAGNE P, BELSER U ;2003)

1.5.2. Relatives aux propriétés du matériau :

➤ Propriétés mécaniques :

Dans les cas de pertes de substance de grande étendue, ou une grande quantité de l'émail est absente, les propriétés mécaniques de résine composite sont trop faibles pour restituer peut être jusqu'à 80 % plus faible que celui de l'émail (10 à 20 GPa pour microhybride contre 80 GPa pour l'émail). (MAGNE P, BELSER U;2003)

Au niveau de dents antérieures, les restaurations impliquant le bord incisif sont soumises aux charges masticatoires importantes et aux forces de cisaillement avec, à terme, une fracture possible. Dans une étude de Heintze (2015), ces restaurations ont deux fois plus d'échec que les restaurations n'impliquant pas le bord incisif.

Ainsi le module d'élasticité des composites ne les autorise pas sous l'effet des contraintes mécaniques et plus particulièrement en flexion, à résister aux diverses sollicitations de la région antérieure. (TIRLET G, 2012)

Puisqu'ils permettent une restitution quasi-totale de la rigidité dentaire, le comportement de matériaux céramiques collés est meilleur dans de large restauration dans le secteur antérieur ou les dents sont soumises à des contraintes significatives (MAGNE P, BELSER U ; 2003)

On soulignera également les variations dimensionnelles d'origine thermique des composites ainsi que leur absorption hydrique secondaire qui les rend plus vulnérables dans le temps. De plus, les composites nécessitant une maintenance clinique soignée et régulière pour atteindre correctement leur durée de vie annoncée, soit environ une dizaine d'année. (Lasserre ,2010)

1.5.3. Relative au patient

➤ Parafonctions :

Les résines composites ne sont pas adaptées dans certaines situations cliniques. En effet, les forces engendrées par les parafonctions incontrôlées des patients comme le bruxisme, l'onychophagie ou encore les classes trois d'Angel en bout à bout peuvent compromettre la pérennité des restaurations composites en méthodes directes. (FERRACANE JL, 2011)

➤ Haute exigence esthétique

Pour certains patients qui ont un sens aigu de l'esthétique, la technique directe peut être inadaptée si la stratification de la résine composite n'est pas parfaitement maîtrisée. Celle-ci peut se révéler en effet très délicate dans certaines situations, comme dans les restaurations de certaines dents très caractérisées des personnes âgées (TOUATI B.1999).

En résumé, la stratification de la composite antérieure laisse souvent place aux Restaurations Adhésives en Céramique (RAC) dans le cas de perte de substance coronaire étendue, de parafunctions incontrôlées, ou dans les situations où l'exigence esthétique est élevée. (TIRLET G, 2012)

1.6. Les techniques de stratification :

Au cours des années, il a été décrit plusieurs techniques de stratifications des composites.

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

La complexité de la technique de stratification a conduit progressivement à des schémas se basant davantage sur l'étude des tissus naturels de la dent. Decerle a décrit en 2011 les grands types de stratification.

1.6.1. Technique historique en 2 couches :

Dans cette technique, une première couche de composite mimétique, ayant les propriétés esthétiques globales de la dent, est réalisée puis est recouverte par une couche de composite incisal transparent.

Des résines composites sont spécialement commercialisées pour ce type de stratification. Le résultat naturel est dépendant de la qualité du composite mimétique. Il est aujourd'hui considéré que cette technique ne fournit pas de résultats esthétiques assez satisfaisants, de fait de l'aspect grisé qu'elle fournit. (DECERLE N, 2011)

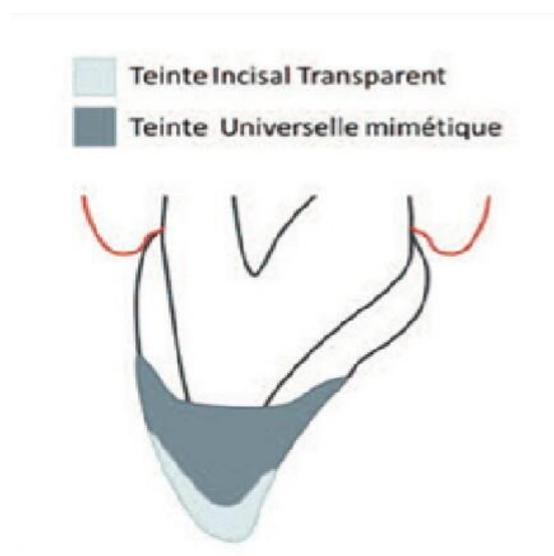


Figure 11 : technique historique en 2 couches

1.6.2. Technique historique en 3 couches :

Dans cette technique trois couches de composite sont utilisées :

.La première couche de dentine opaque est destinée à masquer le noir de la cavité buccale et la zone de transition entre la dent et la restauration.

.La dentine de corps permet ensuite de recréer la teinte du corps de la dent.

.La couche de composite de teinte émail permet finalement de reconstituer l'émail naturel Cette technique est source de difficultés pour le praticien, notamment au niveau de la gestion des épaisseurs des différentes couches .En effet ; dans cette technique, l'épaisseur de la couche d'émail est plus faible que la couche d'émail naturel. Si elle dépasse 1mm, elle entraîne un effet gris .Pour être maîtrisée, cette technique nécessite un temps d'apprentissage long qui a souvent découragé les praticiens.(DECERLE N, 2011)

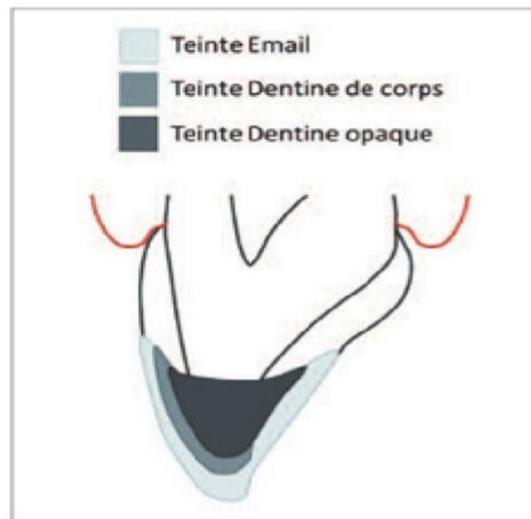


Figure 12 : technique historique en 3 couches

1.6.3. Technique du Natural Layering Concept de D.Dietschi

Pour résoudre les difficultés de la technique précédente, Dietschi a décrit une technique où les composites utilisés possèdent les mêmes propriétés optiques que l'émail et la dentine naturels (DIETSCHI D, 1997). De plus ils sont placés avec des couches de la même épaisseur que les tissus remplacés.

Dans la technique évoluée du Natural Layering Concept, des intensifs sont utilisés pour recréer les détails anatomiques des dents telles que l'opalescence (bleu), les zones plus saturées (dorées) ou les plages d'hypo minéralisation (blanc).(DIETSCHI D, ARDU S, KREJCI I, 2006)

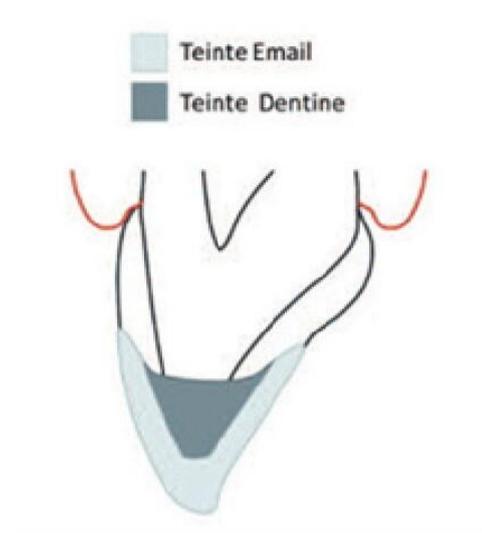


Figure 13 : technique du « Natural Layering Concept »

1.6.4. Technique en trois couches selon L.Vanini avec utilisation de l'émail HRI :

La technique de stratification des composites, mise au point par (L.Vanin, 1996), permet d'obtenir une intégration naturelle des restaurations esthétique. (WEISROCK G, MERZ R, ORTET S, KOUBI S, TASSERY H, FAUCHER A. 2009)

Dans cette technique, les couches de composite sont appliquées en couche oblique, d'une part afin d'améliorer l'esthétique et d'autre part pour limiter les forces de contraction s'exerçant lors de la polymérisation :

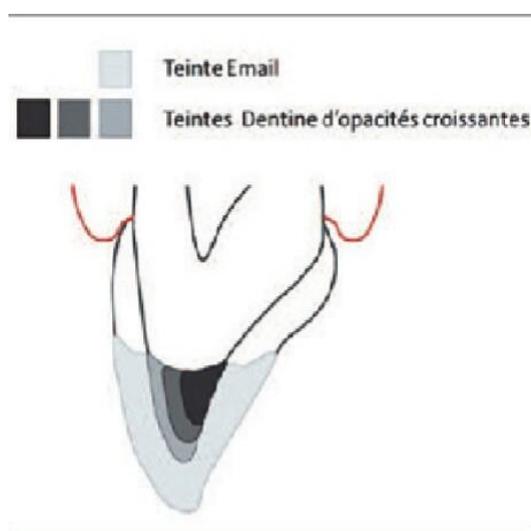


Figure 14 : Technique en trois couches selon Vanini avec email de type HRI

- la face palatine et la crête proximale sont reconstituées avec un composite de teinte email.
- les composites de teinte dentine d'opacité croissantes sont disposées en couche oblique pour recréer le noyau chaud dentinaire .Le nombre de couche diffère selon la taille de la restauration.
- la dernière couche de composite email vient recouvrir les masses dentines.

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

Les intensifs peuvent être disposés entre les lobes dentinaires et la couche amélaire superficielle pour recréer des zones de forte opalescence, translucidité ou une dyschromie spécifique (KOUBI S., FAUCHER A, 2005)

Deux difficultés subsistent lors des techniques de restauration par stratification :

- la première, non encore résolue à ce jour, est l'instabilité de l'état de surface et les phénomènes de vieillissement inhérents au matériau.
- La seconde est l'effet grisâtre obtenu parfois avec les masses émail et, de ce fait, visibilité du joint du composite-dent. Ce phénomène est dû à la différence entre l'indice de réfraction du composite émail et de l'émail naturel, donnant à la restauration un aspect vitreux. (WEISROCK G, MERZ R, ORTET S, KOUBI S, TASSERY H, FAUCHER A, 2009)

Pour simplifier la technique de stratification et rendre le résultat esthétique moins

« Opérateur dépendant », Lorenzo VANINI et Thomas NIEM ont mis au point un composite émail

« Enamel plus HRI », commercialisé par le groupe Micerium. Les nanoparticules qui constituent ce composite permettent d'augmenter l'indice de réfraction jusqu'à égaler celui de l'émail. (SERFATY R, 2010)

Lors de la mise en œuvre opératoire, la couche émail composite a donc la même épaisseur que la couche d'émail naturel, ce qui simplifie la technique de stratification tout en obtenant un résultat esthétique satisfaisant et reproductible. (Dr Lorenzo Vanini, 2014)

En résumé, les techniques permettant un résultat esthétique suffisant sont donc les techniques à trois couches, ou apparentées comme la technique de Vanini, ou les techniques apparentées au Natural Layering Concept. Pour chaque concept, les fabricants ont élaboré des matériaux différents. Il est donc très important de savoir pour quel type de restauration le composite est prévu avant de réaliser la restauration (DECERLE N, TURPIN YL, DESA C, HENNEQUIN M, 2011)

1.7. Mise en œuvre clinique :

1.7.1. Elaboration de la carte chromatique de la dent :

Le protocole consiste à enregistrer une cartographie précise de la dent controlatérale en évaluant les épaisseurs et les saturations, voir la présence ou non de caractérisations particulières. La dent doit être avant tout nettoyée à l'aide d'un mélange d'eau et de pierre ponce ou de pâte à polir afin d'éliminer la pellicule exogène acquise à sa surface. Cette étape est réalisée avant la mise en place de champ opératoire (ou digue) afin d'éviter la déshydratation de la dent qui n'aurait ainsi plus la même couleur.

La première étape consiste en la détermination de la couleur, communément appelée « choix de teinte ». Elle se fait en fonction des 5 dimensions de la couleur des dents : la chromaticité, la luminosité, les intensifs, les opalescents et les caractérisations. La carte chromatique permet de relever les cinq dimensions propres à la dent à reconstruire et de faire correspondre les composites à utiliser. (MANAUTA. SALAT, 2012)

- **La chromaticité :**

Elle correspond à la teinte de la saturation de la masse dentinaire interne (LEHMANN N., KOUBI S, 2010). Lorenzo Vanini considère que la teinte la plus observée dans la population est A du teinter

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

VITA c'est donc cette teinte qui est choisi pour la stratification (VANINI L, MANGANI F, 2001). A cette teinte s'ajoute 7 degrés de saturation de la dentine (UD1 ; UD2 ; UD3 ; UD3,5 ; UD4 ; UD5 ; UD6). La chromaticité obtenue (notée BC chromaticité de base) est la moyenne des chromaticités au niveau du collet et de la partie médiane et du bord incisal de la dent. (MANAUTA. SALAT, 2012)

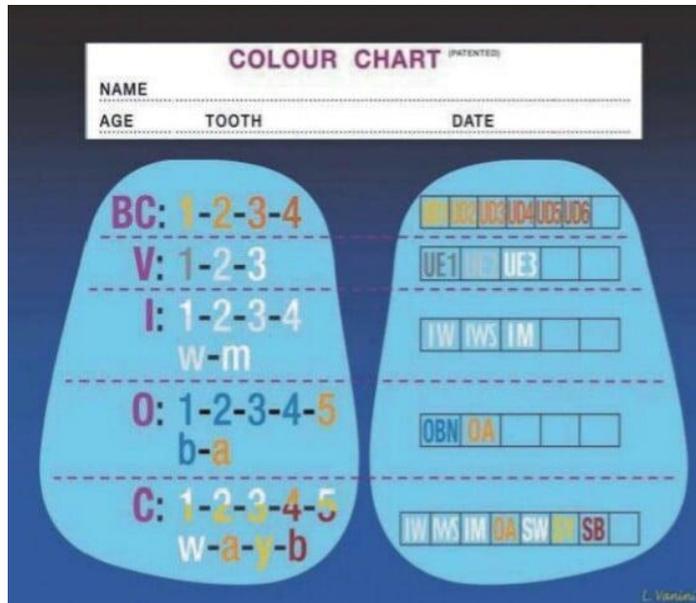


Figure 15 : La carte chromatique selon LORENZO VANINI.

- **La luminosité**

Elle est déterminée par la quantité et la qualité d'émail : son épaisseur, son degré de minéralisation et son contenu en eau. La luminosité sera forte chez un sujet jeune ce qui correspond à un émail GE3 sur la carte tonalité « blanc laiteux ». Elle sera moyenne chez un adulte ce qui correspond à la tonalité GE2 « blanc froid » et enfin elle sera faible chez les patientes âgées tonalités GE1 « grise » (BLANK J.T2011)

- **Les intensifs :**

Les intensifs sont des caractéristiques situées sur la surface de l'émail d'une dent naturelle .Ils représentent des zones de moins de minéralisation de l'émail .Ils prennent une couleur perlée lorsque de faible intensité et la couleur de lait lorsque très intense .Ils peuvent être dus à l'hypoplasie, l'hypominéralisation ,la désorganisation des tissus et les différences de densité entre les tissus .Il est particulièrement important de reproduire ces intensifs chez les enfants ou jeune adulte qui présentent un émail à forte luminosité .(Anne-Laure Murru 2017)

Il en existe 2types :

Tache : zone uniformément blanche, la limite est généralement bien définie, elle correspond généralement à de fortes intensités de blanc.

Nuage: zone diffuse de blanc, les limites sont imprécises, c'est le type le plus fréquemment observé d'intensif.(Anne-Laure Murru 2017)

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

- **Flocons de neige**

Bandes : généralement ce sont des bandes blanches horizontales et parallèles entre elles. Les espaces entre les bandes et leurs épaisseurs sont irréguliers.

Cette classification est fondée sur la forme des intensifs, il faut aussi prendre en compte l'intensité et la taille :

-petit : occupe moins du tiers de la surface coronaire

-medium : occupe la moitié ou légèrement moins de la moitié de la surface coronaire

-large : lorsque l'intensif occupe plus la moitié de la surface.

(Anne-Laure Murru 2017)

- **L'opalescence :**

Le phénomène d'opalescence est possible grâce au caractère translucide de l'émail : il absorbe la lumière et la redistribue en partie. En fonction du type de particules rencontrées par la lumière, différentes longueurs d'onde sont créées. L'opalescence est un phénomène visible au niveau de la totalité de l'émail mais il est important au niveau du bord incisif car la lumière traverse alors seulement l'émail sans interférence de la dentine. (Anne-Laure Murru 2017).

Lorenzo Vanini a décrit 5 types d'opalescence classés en fonction de l'âge de la dent :

1. Le type 1 : mamelon, il est présent chez les dents dont l'éruption vient de se terminer ou chez les patients ne présentant pas de contacts incisifs.

2. Le type 2 : mamelon central dédoublé, est fréquemment rencontré chez les enfants et jeunes adultes.

3. Le type 3 : en peigne est retrouvé chez les adultes d'âge moyen. Il résulte d'une division des 3 mamelons du type 1 au cours du temps.

4. Le type 4 : fenêtre, marque la fin des différents changements subis par les mamelons au cours de temps, il est représenté par une ligne droite au niveau du bord incisif.

5. Le type 5 : tâche, est normalement présent sur toutes les dents indépendamment du bord incisif. (Anne-Laure Murru 2017).

- **Les caractérisations :**

Elles sont classées en 5 types : mamelon, en bande, en marge, tâche et fêlure.

Le premier type de caractérisation est caractéristique de la dentine, les autres de l'émail. Elles se déclinent en blanc, ambre et brun. En générale le blanc est retrouvé chez l'enfant, le gris chez l'adulte et l'ambre chez la personne âgée. (Anne-Laure Murru 2017)

Le premier type de caractérisation est souvent retrouvé chez les jeunes (blanc) ou chez les adultes (ambre). La caractérisation en mamelon permet d'augmenter la luminosité dans la zone incisive. La caractérisation permet de recréer la bordure blanche souvent présente au niveau de l'extrémité du bord incisif. (Anne-Laure Murru 2017)

1.7.2. Réalisation de la clé en silicone :

Cette étape peut être réalisée de deux manières :

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

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



Figure 16 : Réalisation de la clé en silicone au laboratoire de prothèse

-soit dans la même séance, au fauteuil : la dent est tout d'abord reconstituée en composite non collé, cette reconstitution doit répondre aux critères anatomo-fonctionnels de la dent (esthétique, fonctionnalité et phonétique). Le guide en silicone (ou la clé) peut ensuite être réalisé.

A l'aide d'un bistouri, le silicone sera découpé afin de laisser apparaître la face vestibulaire de la dent et sera réduit pour qu'il dépasse de 2mm le bord libre. La clé nous permet donc de transformer une cavité complexe en une cavité simple. (Maud Conti, 2010)



Figure 17 : Réalisation de la clé en silicone au fauteuil

1.7.3. Anesthésie :

On réalise une anesthésie para-apicale locale (Maud Conti, 2010)

1.7.4 Pose du champ opératoire :

La mise en place d'un champ opératoire (ou digue) est indispensable à l'herméticité parfaite dans toute procédure de collage . Elle concernera les quatre incisives et les canines afin de pouvoir contrôler les procédures cliniques. De plus, la digue permettra une légère rétraction gingivale, facilitant l'accès aux limites de la préparation. (Maud Conti, 2010)

1.7.5. Parage cavitaire et préparation des limites :

L'élimination des tissus carieux doit être la plus conservatrice possible. L'évolution des qualités des adhésifs et la résistance mécanique des nouveaux matériaux permettant aux préparations d'être moins mutilantes.

Un biseau périphérique doit être réalisé sur toute la périphérie de la préparation amélaire. Il doit être court (1mm), ovalaire, angulé et épais (de 1 à 3 mm dans l'émail).

Sa réalisation est indispensable car il permet :

- la réduction des micro-infiltrations au niveau du joint dent /composite
- L'amélioration de l'adhésion grâce à l'augmentation de la surface mordancée,
- une bonne esthétique en permettant un recouvrement amélaire par une plus grande quantité de matériau,
- une meilleure diffusion de la lumière entre la dent et la restauration.

Ce biseau sera poli afin d'augmenter la mouillabilité et diminuer les vides au niveau de l'interface (Maud Conti, 2010)

1.7.6. Mordançage et mise en place de système adhésif

Lors de la stratification du composite ,la majeure partie de la zone de collage se situe sur l'émail .Un adhésif universel avec mordançage préalable en deux ou trois étapes (M&R2 ou M&R3) est donc préférentiellement choisi .En effet ,selon Degrange ,seule l'application d'acide phosphorique à 37% ,pendant 30secondes sur l'émail permet une attaque, et donc une adhérence suffisante .

-Le mordançage avec acide orthophosphorique est effectué pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine.

-la dent est ensuite rincée abondamment puis séchée modérément.

-l'adhésif est ensuite appliqué en respectant les recommandations de fabricant puis photopolymérisé.(Maud Conti, 2010)

1.7.7. La mise en place de la résine composite

La stratification s'effectue de la face palatine vers la face vestibulaire.

-Mise en place de la couche d'émail palatine : la paroi palatine est reconstituée avec un composite de masse « émail », avec l'aide de la clé en silicone préalablement préparée .La couche de résine réalisée ne doit pas dépasser 0,5 mm, l'épaisseur adéquate pour reproduire l'émail.

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

L'incrément de composite a été photo polymérisé 20 secondes, comme tous l'incrément de la restauration.(Maud Conti, 2010)

-Réalisation des faces proximales

Afin de réaliser les faces proximales, le praticien met en place la matrice et le coin flexible en plastique. La matrice sert de guide proximale, les faces sont réalisées successivement : une faible quantité de composite est placée du coté palatin puis modelée avec une spatule contre la matrice en fine couche et enfin polymérisée pendant 20secondes. (Maud Conti, 2010)

-Mise en place de la dentine

Pour reproduire la partie la plus interne de la dentine, une résine composite de masse « dentine » plus opaque.

Un petit apport de cette même résine composite a été appliqué dans le premier tiers de la transition émail-dentine, pour masquer la limite de la préparation. (Maud Conti, 2010)

- Réalisation des caractérisations

Une résine composite spécifique a été employée pour la caractérisation au niveau du bord incisif pour limiter l'effet opalescent qu'on peut observer sur la dent controlatérale.

Pour la reproduction des mamelons dentinaire, qui correspondent à une dentine plus superficielle et donc moins opaque, une résine composite A2 a été utilisée, mais toujours avec des caractéristiques d'opacité.(Maud Conti, 2010)

-Mise en place d'effets

Une résine composite translucide est appliquée dans les espaces laissée par les lobes dentinaire .A ce stade, l'espace restant correspond à l'épaisseur de l'émail (Maud Conti, 2010)

-Mise en place de la dernière couche d'émail

Une résine composite translucide de masse « émail » A2 est appliquée en dernière couche pour reproduire l'émail vestibulaire .L'application se fait à l'aide de pinceaux qui améliorent l'application de la résine composite et favorise la reproduction de l'anatomie dentaire et de sa texture .Pour la polymérisation finale les faces palatines et vestibulaire sont photopolymérisées pendant 40 secondes (Maud Conti, 2010)

1.7.8. Finition et polissage :

Les finitions de l'anatomie et des détails de la macro et micro géographie , ainsi que le polissage de surface ont été effectuée dans une séance ultérieure avec des fraises à lame , des fraises diamantées et des pointes de caoutchouc abrasives .Des disques en oxyde d'aluminium ont été utilisés pour polir la résine composite ,suivie d'une application de pâte de polissage avec des disques en feutre pour obtenir une restauration brillante.(Maud Conti,2010).

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

La finition d'une restauration en composite se caractérise par :

- l'élimination des excès de matériau au niveau du joint dent/restauration ;
- l'élimination de la couche inhibée par l'oxygène de l'air qui est perméable aux colorants ;
- le perfectionnement de la forme de la restauration et de la caractérisation de surface.

Le polissage représente l'étape par laquelle la surface du composite devient lustrée et donc moins rugueuse, facilitant l'élimination de la plaque dentaire et permettant de s'approcher de la texture de l'émail des dents adjacentes.

Ces deux étapes sont intimement liées et se révèlent très importantes pour améliorer l'apparence et la longévité des restaurations en composite et prévenir le risque d'adaptation marginale déficiente, de coloration marginale, de changement de couleur du matériau lui-même et d'infiltration carieuse

En revanche, les techniques de finition et de polissage, si elles ne sont pas bien conduites, peuvent également causer un préjudice à la longévité des restaurations en composite, notamment par le dégagement de chaleur et la direction des instruments pouvant causer la rupture du lien adhésif.

De ce fait, la manipulation du composite lors de son insertion doit être telle que la finition sera réduite au minimum. À ce titre, afin de limiter l'incorporation de bulles et de porosité, le composite devra toujours être manipulé par compression et non par lissage ou étirement comme on voudrait le faire avec une spatule de bouche. Chaque masse de composite sera positionnée et déplacée par compression à l'aide d'un instrument à composite.

Les techniques de finition et de polissage comprennent plusieurs étapes : le prépolissage, le polissage et le lustrage ou brillantage. (NICOLAS LEHMANN, 2019)

➤ **Prépolissage :**

Il a pour but d'affiner :

- l'anatomie primaire ou macro-anatomie. Une attention particulière sera accordée à la position des lignes de transition, aux contours cervical et horizontal des différentes faces de la dent, au bord libre, aux angles mésial et distal, ainsi qu'aux faces proximales ;
- l'anatomie secondaire et tertiaire ou micro-anatomie. Elle correspond à la macro-texture de surface (convexité, concavité, lobes) et à la micro-texture (stries de Retzius et périkématies).

Différentes propositions d'instruments ont été faites pour réaliser le prépolissage : fraises en carbure de tungstène, fraises diamantées, disques à polir, bistouri, gommes en silicone, strips abrasifs.

Dans le cadre de notre pratique, nous préférons utiliser des fraises diamantées bague rouge (type fraise à congé) ainsi que des disques souples (par exemple, Sof-LexPopOn Discs®, 3M). Ces derniers sont utilisés à basse vitesse sans spray d'eau. Ces instruments sont surtout utilisés pour marquer les zones proximales, les lignes de transition et polir les zones planes sans morphologie particulière. L'utilisation de strips abrasifs métalliques ou en polyester permet de mettre en forme les zones proximales et les angles de transition. Lors de leur manipulation, les strips devront décrire une forme de « S » et non pas de « U », sous peine de réduire la face proximale et perdre ainsi la qualité du contact proximal. (NICOLAS LEHMANN, 2019)

Polissage

Il permet d'éliminer les rayures provoquées par l'utilisation de fraises lors de l'étape de prépolissage. Il s'effectue avec des disques souples de faible granulométrie, des gommes en silicone et des brochettes imprégnées en carbure de silicium. Les gommes utilisées sans pression à une vitesse proche de 5 000 tr/min permettent d'éliminer les rayures du prépolissage tout en préservant la micro-anatomie. Utilisées avec une pression importante à 10 000 tr/min, elles permettent de travailler la macro-anatomie en travaillant sur les concavités, convexités.... (NICOLAS LEHMANN, 2019)

➤ **Lustrage et brillantage**

Le lustrage a pour objectif d'optimiser le brillantage entamé lors du polissage. Les zones de brillance maximale sont les zones convexes et les lignes de transition ; elles alternent avec des zones concaves de moindre brillance. L'association des deux permet d'obtenir un aspect naturel de la surface de la restauration.

Les brochettes en carbure de silicium (Brushin, Diatech Occlubrush®, Kerr) sont utilisées à basse vitesse sans pression et sans spray d'eau, elles permettent d'obtenir un brillantage des surfaces. Le lustrage est réalisé avec des pâtes d'oxyde d'alumine (Enamel Plus Shiny, Micerium/Bisico) avec une brochette en poils de chèvre ou un feutre de polissage. Ces lustrages et brillantage finaux ont pour objectif de révéler la teinte en profondeur du composite et les caractéristiques de surface créées initialement. (NICOLAS LEHMANN, 2019)

Exemple d'une restauration au Composite sur dents antérieures selon la technique du Natural Layering Concept de D.Dietschi :

➤ **Choix de la couleur :**

La prise de couleur s'effectue dans une bouche propre et sur des dents hydratées (une dent sèche apparaît toujours moins translucide)

Il faut éviter d'utiliser des teintes classiques utilisées en prothèse, mais préférer les nuanciers spécifiques de chaque système de composite. Ceux-ci sont généralement fabriqués avec le composite de restauration. Si ce n'est pas le cas, il est possible de créer son propre teinté avec son matériau composite.

La teinte et la saturation de la dentine sont enregistrées dans la zone cervicale de la dent. Les caractéristiques de l'émail sont, elles, observées au niveau des zones proximales ou du bord libre. Quant aux effets de masse, quand ils sont présents, ils doivent être enregistrés dans la zone moyenne de la dent (fig. 18).

Après avoir sélectionné les masses de composite, de petits échantillons peuvent être placés sur la dent pour mieux visualiser leur intégration (fig. 19)

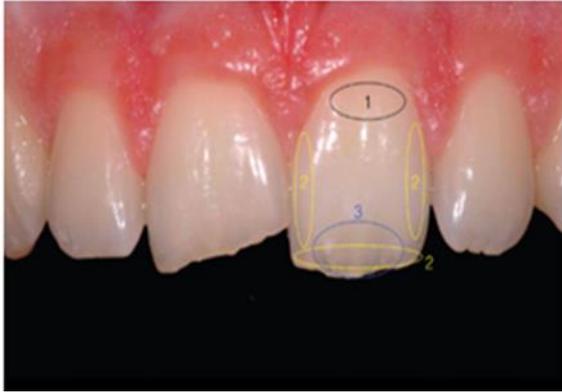


Figure 18. : Les zones importantes lors du choix de la couleur.



Figure 19. De petits échantillons posés sur la dent facilitent le choix des masses de composite

L'utilisation de la photographie peut être d'une aide précieuse lors de l'étape de prise de couleur. La possibilité d'avoir une image à fort grossissement permet de mieux apprécier les caractéristiques de la dent à restaurer. La réalisation de clichés en noir et blanc aide aussi à mieux objectiver la luminosité de la dent. Enfin, l'utilisation de filtres polarisants permet d'atténuer les effets liés à l'émail, permettant de mieux objectiver l'anatomie interne de la dent au niveau des rapports tridimensionnels émail/dentine/masses de caractérisation. (NICOLAS LEHMANN.2019)

- Les matériaux utilisés :

1. Adhésif

Les qualités d'adhérence et d'étanchéité de l'adhésif doivent être immédiates et durables pour éviter les colorations marginales, les caries récurrentes, les sensibilités, voire la perte de la restauration, qui sont autant de phénomènes de dégradation limitant la longévité des traitements. Dans le secteur antérieur, quel que soit le design de la restauration, le substrat amélaire reste majoritaire à la dentine. Nous préconisons l'utilisation d'un adhésif avec prémordançage à l'acide phosphorique appliqué 30 secondes sur les plages amélaire et 15 secondes sur les plages dentinaires.

(Raskin, Nicolas Lehmann, 2009)

2. Composite

On privilégiera les composites microhybrides et les microhybrides nanochargés en viscosité standard photopolymérisables qui conviennent pour toutes les indications cliniques des composites antérieurs. (Raskin, Nicolas Lehmann, 2009)

- Forme de préparations dentaires :

La forme de préparation dentaire est conditionnée par le module d'élasticité du composite utilisé. Pendant de nombreuses années, les biseaux longs ont été préconisés, car les composites utilisés étaient de type « microchargés ». Aujourd'hui, l'utilisation de composites microhybrides (avec ou

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

sans nanoparticules) nous incite à réaliser des préparations de type « butt-margin » ou des biseaux courts, voire l'absence de préparation (fig20). (André-Jean Faucher Stéphanie Ortet, 2017)
Il est important de polir la limite dentaire à l'aide de polissoir en silicone ou de disque de polissage afin d'éliminer les prismes d'émail non soutenus qui risqueraient d'être à l'origine, dans le temps, de l'apparition d'un effet de craquelure au niveau du joint dent/restauration.

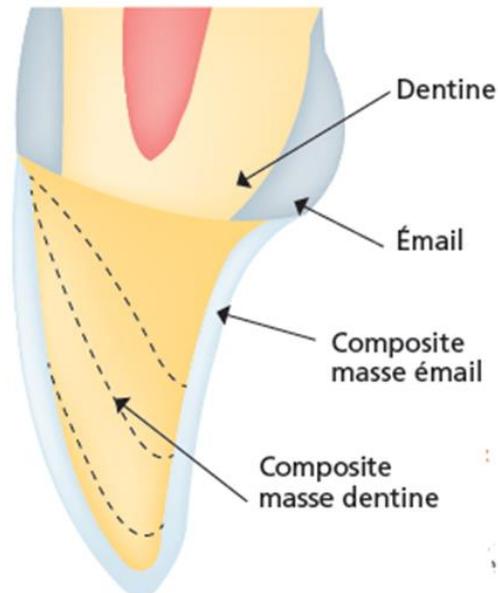


Figure 20 : la masse dentine doit recouvrir une partie de l'émail vestibulaire pour cacher la transition entre la restauration et la dent.

➤ Mise en œuvre :

-Technique du Natural Layering Concept de D.Dietschi :

Différents concepts et méthodes ont été proposés au fur et à mesure de l'évolution des qualités optiques des résines composites. Aujourd'hui, la technique la plus utilisée est la stratification « Naturelle » ou anatomique, ou stratification NLC (Natural Layering Concept), qui consiste à reconstituer les différents tissus durs de l'organe dentaire par des résines composites spécifiques. Ce concept a été proposé par Didier Dietschi dès 1997, qui parla « d'imiter la nature » avec la stratification « naturelle ».

Dans cette technique de stratification, les tissus dentaires sont remplacés par des composites ayant des propriétés optiques proches de celles des tissus qu'ils remplacent. Il n'y a donc que deux composites, un pour la dentine et un pour l'émail. Ils sont placés en couche de la même épaisseur que les tissus qu'ils remplacent, à la seule différence que la dentine recouvre une partie de l'émail pour cacher la transition entre la restauration et la dent. Dans certaines situations cliniques

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

nécessitant de reproduire des caractéristiques colorimétriques plus détaillées (opalescence, zone ambrée, taches d'hypoplasie), il est possible d'utiliser, en plus, des masses de caractérisation qui se présentent souvent sous la forme de composites fluides. Ces caractérisations sont placées entre la dentine et la dernière couche d'émail.

La stratification anatomique ou naturelle se compose de quatre étapes:

- réalisation d'un mur palatin en utilisant une masse de composite « émail ». Dans les situations cliniques où la dentine apparaît au niveau du bord libre (sujet âgé, dent abrasée...), il est possible de monter le mur palatin avec du composite de masse dentine ;
- la masse « dentine » de corps est appliquée de façon à recréer les lobes dentinaires. Cette étape peut s'effectuer en une ou deux applications de composite (en fonction de l'épaisseur de la dent, car n'oublions pas que chaque incrément de composite ne doit pas dépasser 2 mm d'épaisseur pour permettre une photopolymérisation optimale du composite) ;
- caractérisation par incorporation des masses « effets » (bleuté, blanchâtre...) afin de recréer des taches d'hypoplasie, des fissures... (Étape non obligatoire) ;
- apposition d'une masse « émail » de surface. (NICOLAS LEHMANN.2019)

➤ Finition et polissage

Les figures 21 à 35 résument en images les étapes détaillées. (NICOLAS LEHMANN .2019)



Figure 21. Situation initiale



Figure 22. Vue de la préparation dentaire.



Figure 23. Conditionnement des tissus dentaires avec un gel d'acide phosphorique.



Figure 24. Application de la résine adhésive sur la préparation dentaire.



Figure 25. Élaboration de la paroi palatine à l'aide de la clé en silicone.



Figure 26. Vue de la paroi palatine nouvellement créée.



Figure 27. Application de la masse dentine.



Figure 28. L'utilisation d'un strip transparent Pour recréer la face proximale



Figure 29. Mise en place de la dernière couche de composite.



Figure 30. Prépolissage.



Figure 31. Polissage de la face proximale à l'aide d'un strip abrasif.



Figure 32. Création de la micro-anatomie de surface.



Figure 33. Polissage de la restauration à l'aide de cupule silicone.



Figure 34. Brillantage de la restauration avec une brosse à carbure de silicium



Figure 35. Vue vestibulaire à deux semaines postopératoires.

2. Restauration composite directe dans le secteur postérieur :

L'emploi de matériaux composites directs sur les dents postérieures fait partie des traitements standard en odontologie moderne, de nombreuses études cliniques ont confirmé les performances de ce type d'obturation dans la zone latérale soumise aux contraintes de la mastication. En règle générale, la mise en œuvre se fait selon une technique de stratification complexe. Outre les possibilités offertes par les matériaux composites hautement esthétiques dans l'application de la technique polychromatique multicouches, il existe une forte demande de produits à base de matériaux composites qui soient faciles et rapides à mettre en œuvre, et donc économiques, pour la zone latérale. Cette attente peut être couverte par des matériaux composites de plus en plus appréciés dotés de profondeurs de durcissement accrues (matériaux composites d'obturation en masse, dits « bulk-fill ». (Jurgen Manhart.2016)

Les matériaux composites photopolymérisables sont généralement, en raison de leurs propriétés polymérisantes et de leur profondeur de durcissement limitée, mis en place par étape de 2 mm d'épaisseur maxi. Avec la technique de stratification. Chaque couche est polymérisée séparément, avec des temps d'exposition compris entre 10 s et 40 s selon la puissance de la lampe et la teinte et/ou le degré de translucidité de la pâte composite. Des couches plus épaisses fournissaient, avec les matériaux disponibles jusqu'à récemment, une polymérisation insuffisante du composite et, par suite, des propriétés mécaniques et biologiques moins bonnes (Tauböck ,2013). La mise en place du matériau composite par application de 2 mm peut, avant tout pour des cavités importantes dans des molaires ou prémolaires, être très chronophage. C'est la raison pour laquelle le marché réclame, pour ces indications, des matériaux composites dont la mise en œuvre s'effectue le plus facilement et le plus rapidement possible(Burtscher P,2011)., par conséquent le plus économiquement possible. C'est dans ce but que furent mis au point ces dernières années les composites dits « bulk-fill » qui rendent plus rapide l'obturation de la cavité par une technique d'application simplifiée avec des couches de 4 à 5 mm, des temps de durcissement incrémental de 10 à 20 secondes avec une lampe de polymérisation possédant la puissance nécessaire(Manhart J 2010).

2.1. Les restaurations composites postérieures par stratification :

2.1.1. Préparation des cavités :

L'accès doit se faire en privilégiant l'économie tissulaire tout en permettant l'éviction contrôlée et contrôlable des tissus cariés. Cet accès sera réalisé à l'aide de fraises diamantées montées sur turbine sous spray. La dentine cariée est éliminée à l'aide d'une fraise boule en carbure de tungstène montée sur contre-angle utilisé à vitesse lente. Le plus souvent, la cavité présentera la forme sphéroïdale laissée par l'éviction des tissus cariés.

Après réalisation de la cavité et avant de procéder aux étapes de la restauration proprement dite, la cavité sera nettoyée avec une solution désinfectante (solution aqueuse de digluconate de chlorexidine, Tubulicid®, CavityCleanser™).

2.1.2. Mise en œuvre clinique

- Conditionnement des tissus dentaires calcifiés

Le conditionnement des tissus dentaires calcifiés sera réalisé par l'application d'un système adhésif amélo-dentinaire

- La restauration composite

Pour restaurer l'anatomie, on utilise un composite micro-hybride. La technique d'insertion de ce matériau dépend du volume de la restauration en rapport avec la contraction de polymérisation du composite et l'étendue de la cavité. Différentes techniques ont été décrites pour la stratification de composite.

La technique oblique semble le mieux répondre à la fois aux exigences d'une pratique simple, d'étanchéité et de contraction de polymérisation.

Elle consiste à déposer une première couche oblique dans le fond de la cavité, prenant appui sur la paroi pulpaire et une paroi vestibulaire ou palatine (classe 1 ou site 1) ou a paroi proximale vestibulaire ou palatine/linguale et la paroi interne de la matrice (classe 2 ou site 2).

La deuxième couche, toujours oblique, sera déposée à l'opposé de la première. Cette technique permet ainsi un montage de la restauration comparable au wax-up des prothésistes.

Elle permet de limiter les excès de matériau et d'obtenir une anatomie occlusale et proximale avec très peu de retouche. (Nicolas Lehmann Avril 2012)

Le contact proximal

Une matrice métallique (de type séquentiel de 0,3 mm d'épaisseur, par exemple, Palodent® Dentsply) associée à un coin de bois permet un meilleur contrôle que les matrices transparentes, et ce, quelles que soient la viscosité ou la nature du matériau composite utilisé.

Polissage et finitions

L'étape ultime d'une restauration composite concerne la finition et le polissage. Les objectifs de cette étape sont :

- l'obtention d'une parfaite continuité entre les tissus dentaires et la restauration aux niveaux des bords occlusaux et proximaux ;
- l'aplanissement des surfaces irrégulières ;
- l'élimination des éventuels défauts marginaux.

L'instrumentation recommandée par certains auteurs, pour le polissage et les finitions, est la suivante :

- finition et polissage des surfaces proximales et des crêtes : disques à finir et polir (par exemple, Pop-On™, 3M) ;

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

- finition et polissage des limites cervicales : embouts diamantés à grains fins pour les excès les plus importants (par exemple, Profin System®) et strips abrasifs (par exemple, Finishing and Polishing Strips, 3M)
- finition et polissage occlusal : fraises diamantées à grain fin et pointes en silicone. Le lustrage final est obtenu par le passage d'une brosette dure à polir (Occlubrush®, Hawe Neos). (Nicolas Lehmann Avril 2012)



Figure.36 - Vue initiale.



figure.37- Mise en place de la matrice du coin interdendaire et de l'anneau de type McKean.



Figure.38 - L'instrument OptraContact permet la réalisation du contact proximal.



figure.39 - Transformation de la cavité de classe 2 en classe 1.



Figure40. Dépose de la matrice et de l'anneau.



Figure41 .Mise en place du composite de masse dentine.



Figure 42. Mise en place du composite de masse émail



Figure 43. Vue finale de la restauration après polissage.

2.2. La technique d'obturation BulkFill (BF) :

« Bulkfill » signifie au sens propre du terme qu'une cavité peut être obturée sans technique de stratification dans les règles de l'art en un seul geste. (Jurgen Manhart.2016)

Cette technique BulkFill permet d'améliorer les performances notamment dans les cavités profondes de classe I et II de la région postérieure. Elle est efficace en une seule étape contrairement aux anciens systèmes où le remplissage de petites couches incrémentales de faible épaisseur prenait beaucoup de temps.

Les nouveaux matériaux développés permettent d'augmenter en une seule étape les couches jusqu'à 4 mm avec polymérisation complète, en évitant tous les problèmes liés à la polymérisation et la stabilité postérieure de la restauration, les bulles ou l'absence d'étanchéité marginale. Ceci permet de réduire le risque de sensibilité postopératoire et d'éviter le stress pendant le traitement en réduisant le temps de l'intervention clinique.

L'augmentation de l'épaisseur de durcissement des composites «BulkFill» a été obtenue d'une part en augmentant la translucidité des matériaux, et d'autre part en utilisant des systèmes photo-amorceurs optimisés, fortement réactifs. (Tauböck Thomas,2016)

2.2.1. Les composites «BulkFill» :

➤ Indications :

Les composites «BulkFill» peuvent être utilisés pour la restauration de toutes les cavités des dents latérales. En plus de leur utilisation pour le renouvellement des grandes obturations dans le cadre des soins secondaires et pour l'obturation des cavités d'accès par trépanation ainsi qu'en préparation de restaurations indirectes, ces matériaux conviennent aussi très bien pour les restaurations mini-invasives. L'accessibilité limitée des microcavités complique la réalisation des obturations par la technique de stratification incrémentielle, alors que l'obturation «en vrac» (non incrémentielle) offre ici des avantages techniques et un gain de temps. (Tobias T. Tauböck Thomas Attin 2016)

Aussi en odontologie pédiatrique avec un système auto-mordant (dans une logique de réduction de la difficulté du protocole), ou enfin comme substitut dentinaire, notamment pour les BulkFillfluides car ils présentent une bonne adaptation para pulpaire. (Seze, Quentin, 2018)

➤ Classification des BF :

Les composites BF sont divisés en 2 grandes catégories :

- Substituts dentinaires : indiqués en fond de cavité, qui doivent être recouverts par un composite conventionnel => ce sont les BF fluides, et les bulk fibrés.

Voici quelques exemples de ceux-ci sur le marché :

- Surefil® SDR® (Dentsply®)
- Venus Bulkfill® (HeraeusKulzer®)
- X-tra Base® (Voco®)
- FiltekBulkfill Flow® (3M ESPE®)
- TetricEvoFlowBulkfill (IvoclarVivadent®)
- EverXPosterior® (GC®) : BF fibré

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

- BF modelables, condensables, de haute viscosité, qui sont utilisés pour des restaurations en un temps, ne nécessitant pas de recouvrement :

-QuixFil® (Dentsply®)

-TetricEvoCeramBulkfill® (IvoclarVivadent®)

-X-tra Fil® (Voco®)

-SonicFill® (Kerr Hawe®) : nécessité d'une pièce à main sonique spéciale pour l'appliquer

-FiltekBulkfillPosterior® (3M ESPE®)

- o Tous les bulk sont conditionnés en seringues ou encompules. (Magali Porot, 2019)

➤ **Tableau 7 : Les propriétés physico-mécaniques des composites bulk-fill : (JOSEPH SABBAGH, JEAN-CLAUDE FAHD , MAYHAJJ , PAUL NAHAS, 2017)**

Propriété	Description	Facteurs d'influence
Degré de conversion	Transformation des monomères en polymère ou taux de doubles liaisons se convertissant en simple liaison c-c lors de la polymérisation	Pourcentage de charges Indice de réfraction des charges/matrice Translucidité du monomère Concentration du photo-initiateur Condition extrinsèques de polymérisation
Rétraction de polymérisation	Propriété inhérente aux résines composites. elle est générée par le processus de polymérisation et correspond au réarrangement des espaces intermoléculaires	Type de résine Pourcentage de charge Forme de la cavité
Déflexion cuspidienne	Stress exercé sur les cuspides après rigidification du composite	Facteur C Usage de l'adhésif Technique de remplissage Nature de monomère
Absorption hydrique	Capacité d'un matériau à retenir des liquides	Teneur en charges Degré de conversion Hydrophylité de la matrice résineuse
Radiopacité	Capacité d'un matériau à absorber les rayons X	Pourcentage et nature des charges

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

Dureté	Propriété mécanique de surface définit la résistance à la pénétration d'un matériau ou à la déformation permanente par unité de surface En relation avec la facilité de polissage de la surface d'un matériau et sa résistance aux rayures	Pourcentage, taille et nature des charges Degré de conversion
Module d'élasticité	Donne des informations sur le comportement du matériau soumis à des contraintes Caractérise la rigidité du matériau Détermine à partir de quelle contrainte le matériau est déformé ir/réversiblement Plus il est élevé plus le matériau est rigide et plus le risque de fracturer la dent est grand	Viscosité du monomère Pourcentage des charges
Résistance à la flexion	Simulé les contraintes occlusales Le matériau doit être rigide	Viscosité Teneur en charge

➤ Les avantages des composites bulk-fill :

- rapidité de l'obturation puisque la couche de composite utilisé est de 4mm au lieu de 2mm.
- simplification de la procédure et de l'ergonomie, surtout quand elle est combinée à un système adhésif auto-mordant.
- dans le cas de bulk-fill fluides, meilleure adaptation de la couche profonde avec la paroi pulpaire de la cavité.
- remplissage de la totalité de la cavité avec les composites bulk-fill hautement chargés.

➤ Les inconvénients :

- nombre de teintes limité, d'une à quatre.
- produit et technique uniquement pour le secteur postérieur.
- esthétique moyenne du fait de la translucidité élevée des produits.
- nécessité d'utiliser un modificateur de teinte pour masquer les discolorations de dentine à amalgame.
- protection occlusale nécessaire pour les bulk-fill fluides et fibrés.
(JOSEPH SABBAGH, JEAN-CLAUDE FAHD, MAYHAJJ, PAUL NAHAS, 2017)

2.2.2. Mise en œuvre des BF:

Comme toutes les restaurations coronaires (RC), les composites BF sont sensibles à l'humidité. Bien que l'emploi d'une digue dentaire soit recommandée à chaque utilisation, en pratique elle n'est pas toujours mise.

Le fait de placer ces résines en masse, d'un simple incrément à deux, a grandement amélioré les problèmes liés au risque d'incorporation d'éléments étrangers en inter couche (salive etc), qui fragiliserait la structure et compromettrait sa pérennité.

Selon Hirata (2015), il existe deux approches cliniques pour l'utilisation de matériaux de remplissage en vrac pour la restauration des dents postérieures.

- La première consiste à utiliser un matériau BF de haute viscosité en monocouche pour des cavités d'une profondeur allant jusqu'à 4 - 5 mm de profondeur,
- la seconde consiste à appliquer un BF fluide en tant que substitut dentinaire, et le recouvrir par un composite conventionnel pour restaurer l'émail.

La première technique peut être difficile à mettre en œuvre pour un praticien peu expérimenté, car la procédure de sculpture doit être exécutée assez rapidement (quantité plus importante) et devient assez technique pour des restaurations proximales nécessitant un matriçage de dernière génération. De plus, cette technique peut entraîner une perte de stabilité de la couleur dans le temps par rapport aux systèmes de résine conventionnelles ce qui affecte le résultat esthétique final.

L'utilisation de BF fluides comme substitut dentinaire, avec recouvrement d'une résine classique à indice de réfraction élevé, améliore les propriétés mécaniques et optimise l'esthétique lors de restaurations de dents postérieures. (Magali Porot, 2019)

3. Considérations cliniques

3.1. Profondeur de polymérisation :

Plusieurs facteurs ont une influence sur la profondeur de polymérisation :

- Le degré de polymérisation diminue avec la profondeur.
- L'augmentation du temps d'exposition à la lumière améliorera la polymérisation en profondeur.
- Plus la résine est chargée, plus grande est la taille des particules, et plus profonde sera la polymérisation.
- Les composites monochargés vont polymériser jusqu'à une profondeur de 2 à 3 mm alors que les composites hybrides peuvent être polymérisés jusqu'à une profondeur de 4 à 5 mm.
- Les matériaux de teintes plus claires sont polymérisés à de plus grandes profondeurs.
- Les matériaux plus translucides sont polymérisés à des profondeurs plus importantes.
- Les lampes à polymériser ont une émission de lumière qui diminue avec le temps, l'efficacité de chaque appareil devra être régulièrement vérifiée.
- La polymérisation se prolonge de façon significative pendant 20 minutes après l'activation, puis s'effectue plus longuement pendant au moins un jour.

- L'embout de la source lumineuse devrait être placé le plus près possible de la restauration et ne devrait jamais être éloigné de plus de 4 mm.
- La profondeur de la polymérisation devra être mesurée à partir de l'embout de la source de lumière.
- La polymérisation à travers la structure de la dent réduira la profondeur de la polymérisation de la même façon que lorsque la polymérisation est effectuée au travers d'une résine composite d'opacité similaire.
(G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

3.2. Défauts d'adaptation marginale et occlusion

Quatre types de défauts d'adaptation marginale et occlusale en relation avec les restaurations en résine composite ont été identifiés (figure 44)

- Rupture de surface par excès de matériau sur une résine composite
- Formation de fissures, de fêlures, de ruptures marginales
- Porosités, incorporation d'air entre la restauration et la surface de la dent lors de la mise en place
- Usure, exposition progressive des parois axiales de la cavité. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

Les composites macrochargées présentent généralement une usure sur les bords, alors que les composites hybrides ont tendance à montrer à la fois une perte d'étanchéité marginale et à s'user. Les résines microchargées montrent des pertes de substance et des ruptures en raison de leur faible résistance à la compression et à la rupture ; ces matériaux, par ailleurs, présentent un module d'élasticité et une contraction de polymérisation relativement élevés. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

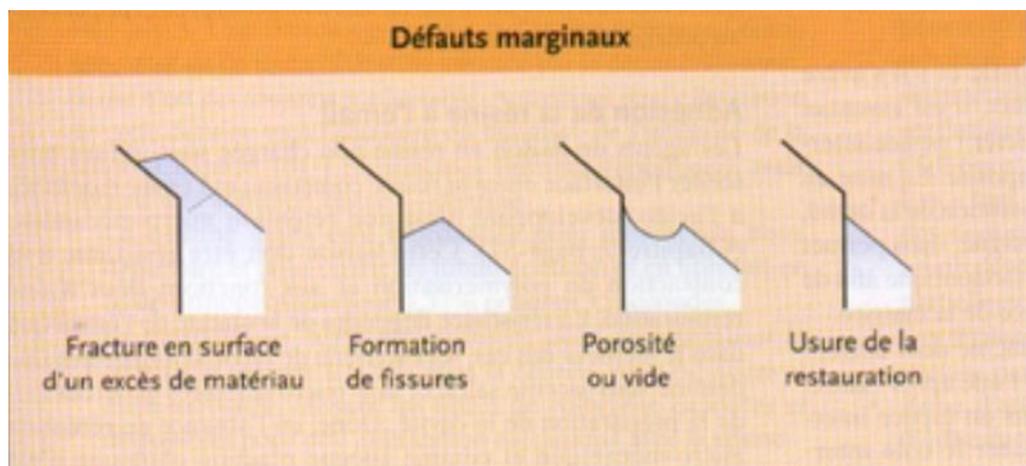


Figure 44 : Défauts d'adaptation marginale : il existe 4 types d'échec qui peuvent se produire à la limite marginale d'une résine composite

3.3. Montage par stratification :

- Améliore la profondeur de la polymérisation
- Diminue la rétraction
- Dirige la rétraction vers la structure de la dent

Les contraintes dues à la contraction par la polymérisation sont responsables de plusieurs problèmes cliniques importants. La rétraction de prise de la résine composite photo polymérisée induit une contrainte d'approximativement 17 Mpa à l'interface entre la restauration et la structure de la dent, émail et dentine.

Cette action a la capacité de rompre les liaisons mécaniques induites par mordantage à l'acide et par l'application d'un agent d'adhésion. Cependant, si la rétraction peut être contrôlée, les variations dimensionnelles consécutives associées à un pourcentage d'expansion thermique ont peu de conséquences d'ordre clinique.

Une résine composite, activée par la lumière, polymérisera d'abord à la surface la plus proche de la source lumineuse et se rétractera à d'autres endroits. La mise en place couche par couche permet le montage dans la cavité de petites quantités de composite dans des emplacements choisis, puis permet de diriger l'embout lumineux de façon à ce que, pendant la polymérisation, la résine se rétracte en direction de la structure de la dent plutôt qu'en s'en décollant. Il n'est pas possible d'activer une couche importante de résine composite par la lumière ; il est recommandé de procéder par des couches aussi minces que possible, et que l'embout lumineux soit dirigé dans plusieurs directions pendant la polymérisation. Cependant, la taille et l'emplacement de la première couche, ainsi que la direction de la première application de lumière, sont essentiels pour la globalité du succès de la restauration. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

3.4. Sélection d'une source lumineuse :

Plusieurs facteurs peuvent influencer sur l'efficacité d'une source lumineuse ; avec le temps, la densité de la lumière d'activation va décliner. Il est essentiel que les sources lumineuses soient testées fréquemment et il existe pour cela des testeurs spécifiques.

Certains fabricants proposent un testeur dans l'appareil. Pour des techniques de stratification et pour assurer une polymérisation adéquate en 40 secondes.

Il peut y avoir une augmentation de la température jusqu'à 10°C, ce qui représente un risque pour la pulpe. La meilleure protection est un fond de cavité en verre ionomère qui interceptera l'augmentation de la température. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

3.5. Sélection de la matrice :

Pour permettre une activation optimale de la couche initiale de composite par la lumière, l'utilisation d'une matrice transparente serait souhaitable. Certaines sont préformées et toutes peuvent être modifiées pour s'adapter aux formes requises. Etant donné que la résine composite ne nécessite pas

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

une mise en place sous pression, l'utilisation d'une porte matrice tel que celui habituellement utilisé pour l'amalgame ne s'avère pas nécessaire. Un dispositif simple, tel qu'un arc de maintien, peut améliorer efficacement le matriçage sans interférer avec la source lumineuse d'activation. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

3.6. Mise en place d'un coin inter-dentaire :

Lors de la restauration d'une lésion proximale et s'il s'avère nécessaire de reconstruire le point de contact, il est essentiel d'utiliser un coin inter-dentaire afin de respecter l'espace inter-dentaire et d'éviter un débordement de composite. La mise en place d'un coin inter-dentaire pendant la préparation de la cavité, non seulement protège le tissu gingival et la digue, mais permet également de réaliser un léger mouvement orthodontique afin de favoriser une séparation avant la mise en place de la matrice.

Lorsque deux surfaces proximales d'une même dent doivent être restaurées, il est logique de les restaurer l'une après l'autre. Placer fermement le coin inter-dentaire dans un espace inter-proximal et restaurer cette face puis déplacer le coin inter-dentaire dans l'autre espace inter-proximal avant de terminer la restauration. (G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

3.7. Séquelles post-opératoires :

La mise en place d'une restauration à base de résine composite photo polymérisable peut avoir plusieurs conséquences :

- Une dent asymptomatique.
- Une dent sensible à la pression. Il peut y avoir un scellement correct des limites marginales, mais un scellement incomplet des tubuli peut stimuler les récepteurs sensoriels (en réponse à une pression occlusale d'une dent taillée).
- Une dent sensible à une stimulation thermique ou au sucré. Ceci généralement dû à l'absence de scellement des limites amélaire ou dentinaire, et à des tubuli non scellés.
- Une dent ayant une fracture de cuspides générée par une contraction de polymérisation.

Lorsque d'importantes restaurations à base de résine composite doivent être effectuées, les options cliniques qui doivent être prises en considération sont les suivantes :

- La réduction de la masse globale de résine composite et la mise en place dans la cavité d'un fond de cavité en verre ionomère comme substitut dentinaire, puis un remplacement de l'émail par montage d'une couche de résine composite.
- Une restauration à l'aide d'un inlay en composite ou en céramique.

(G.J.Mount and W.R.Hume, 1998)

4. Échecs en dentisterie adhésive : causes et prévention

La finalité du traitement restaurateur proposé reste son intégration biologique, fonctionnelle, et esthétique. Bien que les matériaux proposés soient de plus en plus performants, les échecs subsistent quelle que soit la technique choisie. Sensibilités postopératoires, nécroses, points de contact inefficaces, problème de teinte, de formes, de joints colorés ou encore de décollements spontanés sont autant de problèmes auxquels s'expose chaque praticien. (Aurélié Barsby El Khoder.2015).

Le Pr Annie Saint-Georges (Université de Montréal, Québec, vice-doyenne, chef de service), le Dr Marie Clément (UFR de Lyon, AHU) et le Pr Alain Vanheusden (Université de Liège, Belgique, chef de service), sous la direction du Dr Frédéric Raux (Paris), ont proposé une séance axée sur la compréhension des matériaux utilisés et l'importance du respect strict des techniques mises en œuvre.

Avec l'évolution des matériaux de reconstitutions, il est souhaitable aujourd'hui d'utiliser les résines composites. En effet, bien que leur longévité soit comparable à celle des amalgames, elles offrent un renforcement au niveau de la dent dès que leur mise en œuvre se fait de façon adéquate. Les inconvénients majeurs restent encore les 1 à 5 % de contraction de polymérisation et le comportement différentiel d'un collage sur l'émail et la dentine. L'adhésion à l'émail mordancé à l'acide ortho-phosphorique crée un lien fort et durable dans le temps et prévisible dès que les conditions de travail sont respectées. Quant à l'adhésion à la dentine, elle représente toujours un défi, car sa structure humide (pour une résine de nature hydrophobe), son vieillissement ou son caractère réactionnel est autant de substrats différents sur lesquels il faut réussir à coller avec la même efficacité. On sait que la qualité de cette adhésion varie également en fonction du système adhésif choisi, mordantage total, auto-mordançant ou mordantage sélectif. Mais cette conférence montre que, quel que soit le système utilisé, il est absolument recommandé de mordancer l'émail. (Aurélié Barsby El Khoder.2015).

Dans le secteur postérieur :

Les échecs majoritairement rencontrés dans les reconstitutions directes sont :

- Des difficultés à adhérer à la dentine donc de longévité du composite.
- Des problèmes de sensibilités postopératoires et de points de contact.

Pour limiter les sensibilités, il faut alors

- Dans premier temps identifier le parcours de la dent (fêlures, fractures, nombre de restaurations reçues) car la dentine change de structure en fonction de son passé.
- Localiser les marges périphériques (sur de l'émail ou du cément).
- Vérifier son instrumentation rotative de façon à éviter un échauffement ou une pression exagérée qui semble modifier également la dentine qui devient alors moins réceptive au collage.
- Le champ opératoire est bien entendu de rigueur, car l'aspiration réalisée par l'assistante ne remplace aucunement une digue capable de prévoir la remontée du fluide sulculaire. En cas de

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

collage sur le ciment, cette digue est aussi indispensable et, pour plus de sécurité, une technique sandwich utilisant un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine permet d'éviter la contamination de la cavité par l'humidité.

- Le respect strict du protocole de collage et de la technique d'insertion du composite supprime les douleurs postopératoires.

-Une application de composite par couche oblique de 2 mm ou une application horizontale en berceau diminuent le stress et les contractions de polymérisation.

- Il convient d'éviter les lampes lasers ou à plasma qui offrent des polymérisations très intenses et courtes, car elles ne permettent pas au composite de former des chaînes de polymérisations et de dissiper les stress.

- La mise en place de composite fluide en fond de cavité permet d'éviter l'incorporation de bulles d'air.

-La création d'un point de contact aux formes et volumes adéquats est tous les jours un défi. Beaucoup de systèmes de matrices existent et chaque praticien devrait en avoir plusieurs afin de s'adapter aux différentes situations cliniques (formes et hauteur de point de contact), le choix du composite n'influençant en rien la qualité du point de contact. (Aurélié Barsby El Khoder.2015).

Dans le secteur antérieur :

Les échecs majoritairement rencontrés dans les reconstitutions directes sont de deux ordres : mécaniques et esthétiques.

Dans le premier cas, la dégradation du composite ou son décollement peuvent être évités grâce au choix judicieux d'un adhésif spécifique au secteur antérieur et un respect rigoureux des procédures cliniques comme déjà expliqué précédemment.

Les échecs esthétiques sont constitués par des problèmes de couleur, de forme, d'état de surface ou encore de visibilité du joint. (Aurélié Barsby El Khoder.2015).

Une analyse préclinique rigoureuse est donc essentielle et un protocole clinique en sept étapes est proposé :

1. L'analyse préopératoire : de la forme, de l'état de surface de la dent : macro et micro-géographie qui modifient la luminosité de la dent, de la couleur (saturation, luminosité, intensifs ou opalescences) et des caractérisations de la dent à restaurer (fêlures et ligne incisale).
2. Le choix des matériaux : de reconstitution ou choix de masse de préférences fluorescentes pour la dentine.
3. L'isolation de la dent : avec mise en place d'une digue clampée au niveau des prémolaires avant même toute préparation pour augmenter le confort et la visibilité du travail.

CHAPITRE IV : RESTAURATION DIRECTE EN RESINE COMPOSITE

4. La préparation de la dent : qui permet entre autres d'assurer les lignes de transition. Un joint à 90° en palatin et en proximal permet une finition nette. La limite vestibulaire doit être chanfreinée à 45° sur 1 à 2 mm sans quoi le composite se dégradera plus rapidement, laissant apparaître une recoloration des joints marginaux.

5. La procédure adhésive : recommandée est un système de mordantage rinçage à l'acide ortho-phosphorique à 37 %, associé à un primer frotté 20 secondes puis un bonding polymérisé pendant 20 secondes. L'utilisation astucieuse d'une bande de téflon placée sur les faces proximales des dents adjacentes permet de les protéger.

6. La stratification anatomique : qui peut suivre les recommandations de techniques de Lorenzo Vanini ou la stratification anatomique de Dietschi.

7. La finition est essentielle. Les strips abrasifs permettent de retoucher les faces proximales sans les aplanir. Les états de surfaces très marqués peuvent être travaillés aux fraises en carbure de silicium sur contre-angle bague verte. Accorder du temps au brillantage et polissage final améliore le rendu définitif.

Enfin, dans les cas de reconstructions antérieures volumineuses, il est conseillé de passer par une étape faisant appel au prothésiste pour la réalisation d'un wax up et d'une clé en silicone. Même si cela paraît un peu fastidieux, il en ressort un gain de temps final, un succès esthétique et une pérennité du traitement assurée(Aurélie Barsby El Khoder.2015).

CONCLUSION

Conclusion

La dentisterie adhésive constitue une nouvelle donne dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste et l'évolution des techniques et des matériaux adhésifs a permis de prouver largement son potentiel clinique et de traiter esthétiquement les différents cas avec un succès hautement prévisible, subvenant à la demande croissante des patients pour avoir un aspect naturel voire esthétique des restaurations et les techniques de prothèse conventionnelles voient donc aujourd'hui leurs indications diminuer au profit de reconstructions plus respectueuses de l'organe dentaire

Aujourd'hui pour obtenir un aspect naturel et restaurer la fonction constituant un défi à relever. Pour répondre à ces exigences les composites ont suivi de très nombreuses améliorations au cours de ces dernières années. Les défauts majeurs ont été largement corrigés : l'usure est devenue proche de celle de l'émail, la rétraction de prise est ramenée à 1,5 %, les propriétés mécaniques sont suffisantes. Cependant les échecs cliniques restent élevés. Une des principales causes est la récurrence de carie qui est en relation avec la rétraction de prise encore trop élevée, le différentiel de coefficient d'expansion thermique, la forte variabilité de l'adhésion dentinaire mettant en évidence le rôle déterminant du praticien. En 2018, dans la revue *Réalités Cliniques*, Romain Chéron, coordinateur d'un numéro sur les composites, débutait ainsi son éditorial : « Peut-on encore créer quand tout a été fait ? », avant de poursuivre : « Le composite ne s'invente plus dans ce domaine de nouveauté fracassante », et de terminer : « L'enjeu d'aujourd'hui n'est ainsi plus de prouver que ça marche, mais de trouver comment faire marcher encore mieux, encore plus beau, encore plus longtemps ».

Les résines composites exigent un travail complexe et soigné, il restent, en effet, très sensibles à la technique de mise en œuvre qui doit être respectée pour permettre au matériau d'exprimer ces qualités intrinsèques. Il est donc très important pour le praticien de sélectionner, parmi le très et même trop large éventail de produits commercialisés, les composites suffisamment performants, de respecter les indications de chaque type de matériau et de contrôler rigoureusement les différentes étapes du processus de collage-pose du composite.

Bibliographie :

- Alexandre Eichelberger. Détermination des coefficients d'absorption de la lumière des couleurs dentines par une résine composite - Signumceramis® - et une céramique dentaire - HeraCeramPress® comparaison de deux méthodes d'évaluation. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010.
- Anne Raskin, Nicolas Lehmann Résines composites en technique directe 01.12.2009
- Aoba T, Fejerskov O. Dental fluorosis: chemistry and biology. Crit Rev Oral Biol Med. 2002
- BEELEY J.A, YIP H.K, STEVENSON AG. Chemochemical caries removal: a review. Br Dent J. 22 avr 2000
- Bertrand M-F, Rocca J-P. Laser Er:YAG et odontologie restauratrice. EMC - Stomatol. juin 2005;1(2):104 115.
- BLANK J.T. Esthetic anterior composite restorations. The academy of dental therapeutics and stomatology 2011
- Bronckers ALJJ, Lyaruu DM, DenBesten PK. The impact of fluoride on ameloblasts and the mechanisms of enamel fluorosis. J Dent Res. 2009
- BURKARD H .Estheticswithresin composite: Basics and techniques .New Malden, Surrey: Quintessence Publishing Co; 2009
- C. MILLET, A. LETERME,JP. DUPREZ.F. PFEFFERRéhabilitation d'un cas de dentinogène imparfaite.Stratégie prothétique janvier-février 2011
- Camille Renard. Restauration du secteur antérieur : critères de choix entre technique directe et indirecte. Chirurgie. 2017.
- Composites «Bulk Fill» Tobias T. Tauböck Thomas Attin 2016
- DECERLE N, TURPIN YL, DESA C, HENNEQUIN M. Le point sur la stratification esthétique des composites. Actualodonto-stomatol. 2011;
- DEGRANGE, L. POURREYRON Les systèmes adhésifs amérodentairesSociété Francophone de Biomateriaux DentairesM.
- DELBOS Y, NANCY J. Carisolv® ou la dissolution chimique de la carie à la portée de tous enfin opérationnelle. Rev D'Odonto-Stomatol. déc 2005.
- DenBesten P, Li W. Chronic fluoride toxicity : dental fluorosis. Monogr Oral Sci. 2011.
- Dentalix /Obturation Bulk Fill, restauration en une seule étape 09/02/2018
- DEVICTOR, H. DE BELENET, G. WEISROCK Les restaurations antérieures en résine composite : une approche simplifiée et efficiente.2018

DIETSCHI D, ARDU S, KREJCI I. A new shading concept based on natural tooth color applied to direct composite restorations. Quintessence Int. 2006

DIETSCHI D. Free-hand bonding in the esthetic treatment of anterior teeth: creating the illusion. J Esthet Dent. 1997;9(4):156-64.

Dietschi, Didier Traitement interceptif de l'usure dentaire par méthode directe 2018

Dr sébastien Trudel LA CARIE DENTAIRE ET SES STADES, 2017

Échecs en dentisterie adhésive : causes et prévention Par Aurélie Barsby El Khoder Publié le 13.05.2015.

Emmanuel d'Incau, Pierre Hadrien Decaup , François Rouzé L'Alzit Étiologie des lésions d'usure amélaire Publié le 25.11.2019.

Esthétique Tribune Edition Française. Retour sur la Journée Conférence avec le Dr Lorenzo Vanini du 9 octobre 2014 à Paris

FERRACANE JL. Resin composite - State of the art. Dent Mater. 2011

FRANCISCO ARROYO Usures dentaires : les étiologies, LE 2 AVRIL 2019

Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, Composites dentaires, Techniques de l'Ingénieur, 2019

G.J.Mount and W.R.Hume Preservation and restoration of tooth structure ,© copyright 1998 Mosby International Ltd

G.N. BERTHAULT, A.L. DURAND, J.J. LASFARGUES, F. DECUP Évaluation et intérêts cliniques pour les restaurations en technique directe.2007

Gilles Gagnot. Les ultrasons en odontologie: Applications thérapeutiques. Wolters Kluwer France; 2008. 148 p.

H. Tassery, J.-L. Victor, G. Coudert , J.-L. Brouillet, S. Koubi ,Dentisterie restauratrice a minima , 2006

Hegde VS, Khatavkar RA. A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. J Conserv Dent JCD. janv 2010;13(1):4 8.

J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup ,Résines composites ,2005

J.P. MICHEL(1) et M. PANIGHI Une application des alliages métalliques : l'amalgame dentaire 1992

Jean-Jacques LASFARGUES et Pierre COLON Odontologie conservatrice et restauratrice Tome 1 une approche médicale globale 2010

Jean-pierre Attal, Michel Goldberg, Youssef Haikel, Bruno Jacquot, Pierre Jonas, Etienne Médioni, Herve Tassery Les matériaux alternatifs à l'amalgame / 2002

JOSEPH SABBAGH, JEAN-CLAUDE FAHD , MAYHAJJ , PAUL NAHAS Les composites en monocouche ou bulk-fill mars 2017

Jürgen Manhart Restauration directe par composite nanohybride. Cas clinique sur une molaire mandibulaire le 20.09.2016

K. VALLAEYS, V. CHEVALIER, R. ARBAB-CHIRANI Traumatisme dentaire 2013

KOUBI S., FAUCHER A. Restaurations antérieures directes en résine composite : des méthodes classiques à la stratification. Encycl Med Chir (Elsevier SAS, Paris), Odontologie 2005;

L Vanini Light and color in anterior composite restorations

La stratification simplifiée par Essentia® Anne-Laure Murru 2017

LEHMANN N., KOUBI S. La révolution esthétique: Matériaux esthétiques et procédés céramo-céramiques. COEFI 2010

Les adhésifs dentaires par professeur sid/kaidi ,14 août 2015

LES MATÉRIAUX DE RESTAURATION CORONAIRE EN ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE : CRITÈRES DE CHOIX par Quentin LEFAURE ACADÉMIE DE NANCY – METZ UNIVERSITÉ DE LORRAINE 2016

L'ozonothérapie en odontologie Présentée et soutenue publiquement le Vendredi 26 février 2016 par Aurélien TIMON

M. GOLDBERG, Manuel d'histologie et de biologie buccale,1989

Magali Porot. Les résines composites d'obturation en masse : les "bulk-fill". Chirurgie. 2019

MAGNE P, BELSER U . Restauration adhésive en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique .Paris :Quintessence Int ;2003

MANAUTA. SALAT. Layers an atlas of composite resin stratification. Quintessence 2012.

Marie-Emmanuelle Franiatte. Les reconstitutions partielles collées : inlays et onlays céramiques et composites. Sciences du Vivant [q-bio]. 2005

Maud Conti. La stratification des résines composites sur dents antérieures. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010

NICOLAS LEHMANN Les composites antérieurs en technique directe 02.07.2019

Nicolas Lehmann Les restaurations composites postérieures Avril 2012

Paul Cattaneo Quels soins dentaires dans le futur ? Publié le 06/12/2013 à 17:16

Pierre-Emmanuel Chaumont. La photopolymérisation des résines composites : données actuelles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2012

RASKIN Les resines composites Societe Francophone de Biomateriaux Dentaires Date de création du document 2009-2010 - © Université Médicale Virtuelle Francophone

S. Koubi, A. Faucher Restaurations antérieures directes en résine composite : des méthodes classiques à la stratification 2005

SERFATY R. Composite antérieur stratifié : à propos d'une nouvelle masse émail. Le fil dentaire. 2010

Seze, Quentin de (2018) Peut-on utiliser les composites Bulk Fill et les composites Dual dans l'indication de la remontée de marge. Thèse d'exercice en Université Toulouse III - Paul Sabatier.

Snejana Ts., Georgi T. Changements morphologiques du tissu dentaire dur préparé par laser Er:YAG. Laser. 2013

Spreafico R, Dietschi D ; Concepts et matériaux modernes pour le traitement conservateur des dents postérieures en technique adhésive ; Réalités cliniques, vol 9, n°3, 1998

Stéphanie JAGER , LES RESINES COMPOSITES FLUIDES : DONNEES ACTUELLES ,2011

Tassery H, Victor J-L, Coudert G, Brouillet J-L, Koubi S. Dentisterie restauratrice a minima. Médecine buccale. EMC. 2008;1 13.

THÈSE pour le DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE Présentée et soutenue publiquement par NAUTE Olivier Le 27 Mars 2014

TIRLET G, Les restaurations partielles adhésives du secteur antérieur : du composite à la céramique . Quintessence 2012 .

TOUATI B. Restaurations en composite en méthode directe: mise en forme et polissage. Inf Dent. 1999;

V Miletic Dental composite materials for direct restorations - 2018

VANINI L, MANGANI F. The five colour dimension of the teeth: a new way of determination and communication of the color in composite resin restorations; Practical Periodontology and Aesthetic Dentistry 2001 ;

VANINI L. Light and color in anterior composite restorations. Practical Periodontology and aesthetic Dentistry. 1996

WEISROCK G, MERZ R, ORTET S, KOUBI S, TASSERY H, FAUCHER A. Clonage artificiel de l'émail : à propos d'un nouveau composite. Inf Dent. 2009

WEISROCK G, MERZ R, ORTET S, KOUBI S, TASSERY H, FAUCHER A. Clonage artificiel de l'émail : à propos d'un nouveau composite. Inf Dent. 2009

Wennerberg A, Sawase T, Kultje C. The influence of Carisolv™ on enamel and dentine surface topography. Eur J Oral Sci. 1 août 1999;107(4):297-306.

LISTE DES ABREVIATION

°C : Degré Celsius

ADN : Acide DésoxyriboNucléique

AL₂O₃ : Oxyde d'Aluminium

APM : Y- AcryloxyPropyltriMéhoxysilane

BF : Bulk-Fill

BHT : Butyl-HydroToluène

Bis-EMA : Bisphénol A diglycidyl Methacrylate Ethoxylate

Bis-GMA : Bisphénol A Glycidyl Méthacrylates

BIS-MA : Bisphenol A dimethacrylate

Bis-PMA : Bisphenol A bisPropylether dimethacrylate

CET : Coefficient d'Expansion Thermique

C-factor : Configuration Factor

CRM : Mesure de l'impédance électrique

CVI : Ciment Verres- Ionomères

CVIMAR : Ciment Verres-Ionomères Modifiés par Addition de Résine

DI : Dentinogenèse Imparfait

DEGMA : Di -Ethylène Glycol di-Méthacrylate

DIFOTI : transillumination numérisée

DMAEMA : Di-Méthyl-Amino-Ethyl-Méthacrylate

DMPT : Di-Méthyl-Para-amino-acétate

EGDMA : Ethylène Glycol Di-Méthacrylate

EMC : Mesure de la conductance électrique

FAS : Fluor AluminoSilicate

FDI : Fédération Dentaire Internationale

FOTI : Transillumination par Fibre Optique

GPa : GigaPascal

GPDM : acide Glycéro-Phosphorique de Di-Méthacrylate

HBD : Hygiène Bucco-Dentaire

HEMA : Hydroxy-Ethyl-MéthAcrylate

ISO : Organisation Internationale de normalisation

JAC : Jonction Amélo-Cémentaire

LED : Light-Emitting Diode / diode électroluminescente

M §R : Mordançage et Rinçage

MMA : MéthAcrylate de Méthyle

Mpa : MégaPascal

MPMA : Y- méthacryloxypropyltriméthoxysilane

NLC : Natural Layering Concept

O₂ : Oxygène

OH : Hydroxyle

OMS : Organisation Mondiale de Santé

PMMA : Poly Méthyl Méthacrylates

POSS-MA : Methacryl polyhedral oligomeric silsesquioxanes

Ppm : Partie par million

QLF : Fluorescence Lumineuse Quantitative

R C : Résine Composite

R* : Radicaux libres

RAC : Restauration Adhésive en Céramique

RC : Restauration Coronaire

RCI : Risque Carieux Individuel

S : Seconde

SAM : Systèmes Auto-Mordançants

Si : Silicium

SiO₂ : Silice

SOC : Spiro-Ortho Carbonates

T : Température

TEGDMA : Tri-Ethylène Glycol Di-Méthacrylate

TiO₂ : Dioxyde de Titane

Tr/min : Tour par minute

UDMA / UEDMA : Uréthan di-Méthacrylates

YbF₃ : Ytterbium tri-bifluorés

ZnOE / ZOE : Oxyde de Zinc Eugénol

LISTE DES FIGURES :

Figure 01 : organe dentaire.....	3
Figure 02 : Diagramme de KONIG (1987).....	7
Figure 03 : les lésions d'usure (attrition, abfraction, érosion, abrasion).....	9
Figure 04 : anomalies de structures (a: amélogénèse imparfaite, b : dentinogénèse imparfaite).....	10
Figure 05 : Représentation schématique d'une résine composite.....	22
Figure6: molécule de bis GMA.....	23
Figure 7: représentation d'une polymérisation par ouverture de cycle.....	25
Figure 8: principes d'action des différents systèmes adhésifs.....	54
Figure 9 : Quelques exemples de résines composites récemment commercialisées.....	57
Figure10 : Évolution de la réduction de la taille des charges.....	61
Figure 11 : technique historique en 2 couches.....	72
Figure 12 : technique historique en 3 couches.....	73
Figure 13 : technique du « Natural Layering Concept ».....	74
Figure 14 : Technique en trois couches selon Vanini avec émail de type HRI.....	74
Figure 15 : la carte chromatique selon LORENZO VANINI.....	76
Figure 16 : Réalisation de la clé en silicone au laboratoire de prothèse.....	78
Figure 17 : Réalisation de la clé en silicone au fauteuil.....	78
Figure18. : Les zones importantes lors du choix de la couleur.....	83
Figure 19 : De petits échantillons de composite posés sur la dent facilitent le choix des masses de composite.....	83
Figure 20 : la masse dentine doit recouvrir une partie de l'émail vestibulaire pour cacher la transition entre la restauration et la dent.....	84
Figure 21 : Situation initiale.....	85

Figure 22 : Vue de la préparation dentaire.....	85
Figure 23 : Conditionnement des tissus dentaires avec un gel d'acide phosphorique.....	86
Figure 24 : Application de la résine adhésive sur la préparation dentaire.....	86
Figure 25 : Élaboration de la paroi palatine à l'aide de la clé en silicone.....	86
Figure 26 : Vue de la paroi palatine nouvellement créée.....	86
Figure 27 : Application de la masse dentine.....	86
Figure 28 : L'utilisation d'un strip transparent pour recréer la face proximale de la restauration.....	86
Figure 29 : mise en place de la dernière couche de composite.....	87
Figure 30 : Prépolissage.....	87
Figure 31 : Polissage de la face proximale de la restauration à l'aide d'un strip abrasif.....	87
Figure 32 : Création de la micro-anatomie de surface.....	87
Figure 33 : Polissage de la restauration à l'aide de cupule silicone.....	87
Figure 34 : Brillantage de la restauration avec une brosette en carbure de silicium.....	87
Figure 35 : Vue vestibulaire à deux semaines postopératoires.....	87
Figure 36 : Vue initiale.....	90
Figure 37 : Mise en place de la matrice du coin interdentaire et de l'anneau de type McKean.....	90
Figure 38 : L'instrument OptraContact permet la réalisation du contact proximal.....	90
Figure 39 : Transformation de la cavité de classe 2 en classe 1.....	90
Figure 40 : Dépose de la matrice et de l'anneau.....	91
Figure 41 : Mise en place du composite de masse dentine.....	91
Figure 42 : Mise en place du composite de masse émail.....	91
Figure 43 : Vue finale de la restauration après polissage.....	91
Figure 44 : Défauts d'adaptation marginale : il existe 4 types d'échec qui peuvent se produire à la limite marginale d'une résine composite.....	96

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Classification des outils diagnostiques modernes en fonction de leurs principes physiques (d'après pretty, 2006).....	17
Tableau 2 : Utilisation des différents types de composites en fonction de l'indication clinique (Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure, 2019).....	39
Tableau 3 : Tableau récapitulatif des résines composites récentes d'après Raskin et coll (2005), réactualisé.....	58
Tableau 4 : Classification des différents monomères (Bethault et Durand, 2007).....	59
Tableau 5 : Avantages et inconvénients des monomères actuellement commercialisés (Bethault et Durand, 2007).....	60
Tableau 6 : Avantages et inconvénients des résines composites conventionnelles (Bethault et Durand, 2007).....	60
Tableau 7 : Les propriétés physico-mécaniques des composites bulk-fill. (JOSEPH SABBAGH, JEAN-CLAUDE FAHD, MAYHAJJ, PAUL NAHAS, 2017).....	93

Résumé :

Ce travail a pour but d'abord de rechercher les restaurations coronaires aux résines composites à savoir notamment leurs compositions, classifications et propriétés, leurs techniques d'obturation et leurs échecs ; ainsi, les différents mécanismes d'action

Depuis plus de 60 ans, les résines composites à usage dentaire n'ont cessé d'évoluer vers des matériaux toujours plus fonctionnels et esthétiques. Toutefois, l'obtention du matériau de restauration idéal présentant des propriétés optimales reste encore aujourd'hui un défi. La nature et la proportion des monomères, le type, la taille et le taux de charges, la qualité des liens entre charges et matrice, apparaissent comme des éléments pouvant influencer ces propriétés. Afin d'avancer dans la compréhension de l'impact de ces différents facteurs, plusieurs études ont été entreprises afin d'évaluer le comportement physico-chimique, mécanique, optique et biologique des matériaux et améliorer la biocompatibilité afin de les rendre bioactifs.

Nous avons vu que les résines composites disponibles actuellement sur le marché présentent des performances impressionnantes mais ils ont encore des limitations qui laissent la place à d'autres matériaux appropriés

Summary :

The primary goal of this work is to research coronary restorations with composite resins, mainly their compositions, classifications and properties, their sealing techniques and their failures ; and the different mechanisms of action

For more than 60 years, composite resins for dental use have continued to evolve towards ever more functional and esthetic materials. However, obtaining the ideal restorative material with optimal properties remains a challenge today. The nature and proportion of the monomers, the type, size and rate of fillers, the quality of the links between fillers and matrix, appear to be elements that can influence these properties. In order to advance in understanding the impact of these different factors, several studies have been undertaken to assess the physico-chemical, mechanical, optical and biological behavior of materials and improve biocompatibility in order to make them bioactive.

We have seen that the composite resins currently available on the market have impressive performance however they still have limitations which give the chance to other suitable materials.