

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE.
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE SAAD DAHLEB -BLIDA 1-



FACULTE DE MEDECINE.
DEPARTEMENT DE MEDECINE DENTAIRE.

LE POINT SUR LES BIOMATÉRIAUX ADHESIFS EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE.

Mémoire de fin d'étude

Présenté en vue de l'obtention du diplôme de docteur en médecine dentaire

Session : 04 juillet 2023

Présenté par :

-AROUS RIHAB.

-BEGHDADI SOUMYA.

-BELKACEMI IKRAM.

-BALOUT SAIDA.

-CHETIOUI SIHEM.

-KANOUN ZINEB

Promoteur :

-Dr. CHARIF HIND.

Maitre assistante en odontologie conservatrice

Membres du jury :

- président : Dr. Zaidi.

Maitre assistante en odontologie conservatrice

- examinateur : Dr. Bouakaz.

Maitre assistante en odontologie conservatrice

Année universitaire : 2022/2023

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE.
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE SAAD DAHLEB -BLIDA 1-



FACULTE DE MEDECINE.

DEPARTEMENT DE MEDECINE DENTAIRE.

LE POINT SUR LES BIOMATÉRIAUX ADHESIFS EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE

Mémoire de fin d'étude

Présenté en vue de l'obtention du diplôme de docteur en médecine dentaire

Session : 04 juillet 2023

Présenté par :

-AROUS RIHAB.

-BEGHDADI SOUMYA.

-BELKACEMI IKRAM.

-BALOUT SAIDA.

-CHETIOUI SIHEM.

-KANOUN ZINEB.

Promoteur :

-Dr. CHARIF HIND.

Maitre assistante en odontologie conservatrice

Membres du jury :

- président : Dr. Zaidi.

Maitre assistante en odontologie conservatrice

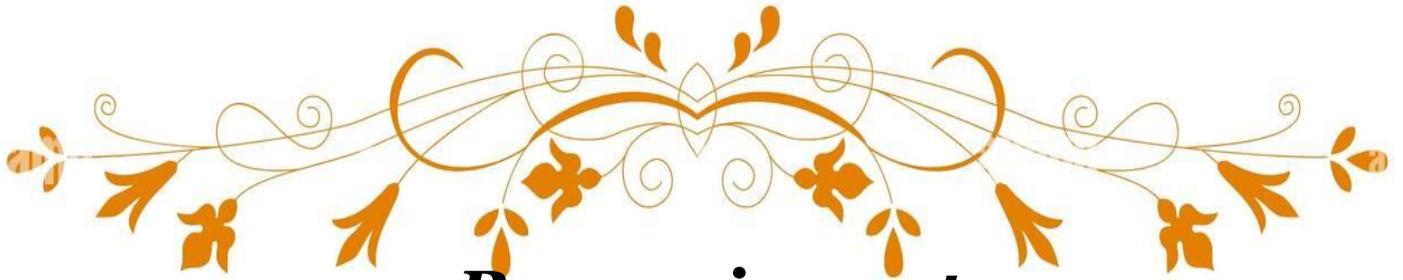
- examinateur : Dr. Bouakaz.

Maitre assistante en odontologie conservatrice

Année universitaire : 2022/2023

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ
" وَقُلْ رَبِّ زِدْنِي
عِلْمًا "

سورة طه -114-



Remerciement

*Après avoir rendu grâce à **DIEU** le tout puissant et le miséricordieux de nous avoir donné la santé, la force, et la volonté d'entamer et de finir ce mémoire,*

*La présentation de ce modeste travail nous offre l'occasion d'exprimer notre profonde gratitude à madame **Charif Hind maitre assistante en odontologie conservatrice**, qui a bien voulu dirigé ce travail.*

Nous vous remercions pour la qualité de votre encadrement exceptionnel, votre patience, votre rigueur, et votre disponibilité durant notre préparation de ce travail et sans oublier votre accueil et vos conseils.

*On remercie également le **dr. Zaidi maitre assistante en odontologie conservatrice** d'avoir bien voulu accepter de présider le jury de thèse et que le **dr. Bouakaz**, maitre assistante en odontologie conservatrice trouve ici l'expression de notre gratitude pour avoir consacré son temps à lire, corriger et juger ce travail.*

*On ne peut finir sans remercier également tous les **Maitres assistants, assistants, résidents, le personnel paramédical et administratif** pour leur disponibilité permanente et leur soutien au cours de nos stages.*

Nous tenons à les remercier profondément pour l'aide efficace qu'ils nous ont toujours apporté.



DEDICACES



C'est avec une profonde gratitude et sincères mots, que je dédie ce travail de fin d'étude à :

Ma très chère mère,

Mon très cher père,

Qui ont sacrifié leur vie pour ma réussite et m'ont éclairé le chemin par leurs conseils judicieux, votre amour a fait de moi ce que je suis aujourd'hui. J'espère qu'un jour, je pourrai vous rendre un peu de ce que vous avez fait pour moi, que dieu vous prête bonheur et longue vie.

Mes frères et sœurs,

Puisse dieu vous donner santé, bonheur, courage et surtout réussit.

Tous les membres de ma famille,

Qui m'ont toujours soutenu et encouragé durant ces années d'études.

Une spéciale dédicace à :

Mes amies de groupe,

Pour ce travail, votre patience et compréhension tout au long de ce projet, qui nous a permis de créer des souvenirs mémorables que je garderai en Cœur. Je vous souhaite plein de bonheur et plus de succès.



Soumya. B

DEDICACES



*Je voudrais remercier tout d'abord, mon dieu pour m'avoir donnée la santé,
la capacité et la patience d'aller jusqu'au bout de mon rêve.
Merci de me guider et d'être toujours avec moi.*

A ma mère bien aimée ;

*Que dieu lui fasse miséricorde. Tu as toujours voulu me voir devenir un
médecin avec succès.
Comme je voulais que tu partages cette joie avec moi.
Comme je voulais ta présence en ce jour à mes côtés.
Je te dédie ce succès et je suis sûre que tu es fière de moi. Je t'aime ma chère
maman.*

A mon très cher père ;

*Tu as toujours été à mes côtés pour me soutenir et m'encourager.
Que ce travail te traduise ma gratitude et mon affection.*

A mon cher mari ;

*Merci d'avoir été à mes côtés tout au long de ces années, merci pour ton
soutien ta compréhension. Je te dédie ma réussite tant attendue.*

A mes enfants bien sûr, Wail et Racha ;

Qui sont la source de mon bonheur et ma force.

A mes chères sœurs, et mes chers frères ;

*Votre soutien, votre amour et votre encouragement one été pour moi d'un
grand réconfort. Je vous dédie ce travail, l'expression de mon amour et mon
affection indéfectible.*

A toute ma famille ;

*Pour leur aide, leur soutien et pour être l à chaque moment de ma vie.
Je vous aime de tout mon cœur.*

A mes amies, Siham, Soumya, Rihab, Ikram, Saida ;

*Merci tout simplement d'avoir croisé mon chemin, ce fut un bonheur de vous
rencontrer.*



Zineb. K

Dédicaces



*Tout d'abord, je tiens à remercier **dieu** de m'avoir donné la force et le courage de mener à bien ce modeste travail.*

A mes parents (ma chère mère et mon cher père) ;

Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour et l'estime que j'ai toujours eu pour vous et ma reconnaissance envers les efforts que vous n'avez cessé de faire pour moi depuis ma naissance jusqu'à aujourd'hui.

*Vous représentez pour moi le symbole de bonté par excellence.
Ce travail est le fruit des sacrifices que vous avez consentis pour mon éducation et ma formation.*

A mes chers frères et ma chère sœur ;

Les mots ne suffisent guère pour exprimer l'attachement, l'amour et l'affection que je porte pour vous. Je vous dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de santé et de réussite.

A ma grand-mère ;

Toi qui as toujours été une deuxième mère pour moi qui m'a accompagné par ses prières. Que dieux t'accorde une longue vie paisible pleine de santé.

A tous les membres de ma famille, petits et grands ;

Veillez trouver dans ce modeste travail l'expression de mon affection.

A mon groupe ;

***Soumya, siham, zineb Ikram et Saida** avec qui j'ai passé une excellente année, ce fut un énorme plaisir de partager cette année ainsi que ce travail avec vous.*



Rihab. A

DEDICACES



*Tout d'abord, on remercie dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.
Je dédie cet humble et modeste travail avec grand amour, sincérité et fierté à :*

Mes très chers parents ;

Ma source de tendresse, de noblesse et d'affection, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leurs prières tout au long de mes études.

Mes chères sœurs ;

Pour leurs encouragements permanents et leur soutien moral.

Mon cher frère Hicham ;

Ma source de joie et de bonheur.

Mon mari Raouf ;

Pour ton appui, ta patience et le soutien dont tu as fait preuve tout au long de mon parcours universitaire.

Tous les membres de ma famille et ma belle-famille.

Toutes mes amies, sans oublier mes amies de groupe (Soumya, Rihab, Zineb, Ikram et Saida) ainsi, que tous mes professeurs.

Merci d'être toujours là pour moi



Sihem. C

DEDICACES



First, I thank God the almighty who helped me and allowed me to follow this university course which opened the doors to my future.

To my dear mom ; *The one who gave me life, who raised me from the moment I became your daughter, God had a great plan for my life, he brought us together, we were meant to be mom and daughter and I couldn't ask for anything better. You are the one who made sacrifices to always put us first, who painted the word a rainbow when it was filled with broken dreams, who explained it all so clearly when nothing was what it seemed. What way is there to thank you for your heart, your sweat, your tears, for ten thousand little things you did.*

Thank you for accepting all our flaws, for not loving us because you had to but loving us « just because », for never giving up on me, for always being proud of me.

Thank you for your existence my eternal love.

To my dear dad ; *The one who can fix anything with tools, thank you for your unconditional love, encouragement and support, you will always be the first man I loved and the first hand I ever held.*

To my two brothers ; *Who has always pushed me towards success, you who never stoped praying for me. No words could express all the feelings I have for you, you are my strong shoulder and my understanding watchful eyes.*

To my four sisters ; *I just want to let you know you mean the world to me, no matter the number of arguments and dispute we have, my heart shall forever love ans cherish you until the day it stops beating.*

To my lovely nephews and nieces ; *Having you as a family is one of the greatest blessing of my life.*

To all members of the 6th year dentisyery promotion ;

To all the teachers in my courses ;

I hope i have given you back through this modest work some of gratitude and pride that you have brought me.



Ikram. B



DEDICACES

سبع سنين مرت. البعض منها كانت عجاف ومتعبة والبعض الاخر كان هين وممتع.

هذه ليست النهاية. انها فقط البداية لمشوار يحتاج الكثير من التطبيق. البحث والعمل يا خلاص
وضمير.

اهدي هذا العمل الذي شاركت فيه مع زميلاتي الى

اولا الى نفسي وأقول لها شكرا على صمودك وعلى مجهودك.

بممكنك فعل الكثير.

الى والدي والى اميري.

الى اخواتي واخوتي

شكرا.



سعيدة. ب

TABLE DES MATIERES DETAILLEE

Remerciements.....	
Dédicaces.....	
Liste des abréviations.....	I
Liste des figures	III
Liste des tableaux	VII
Introduction	01
CHAPITRE I : RAPPEL SUR L'ORGANE DENTAIRE.....	
I-L'organe dentaire :.....	
I-1- généralités	03
I-2- définition.....	03
I-3- rappel embryologique.....	03
I-4- l'odonte.....	04
I-4-1- l'émail.....	04
I-4-2- la dentine.....	07
I-4-3- la pulpe.....	11
I-5- le parodonte.....	14
I-5-1- le cément.....	14
CHAPITRE II : LES ADHESIFS.....	
I-historique et développement des adhésifs.....	16
II-les adhésifs selon les générations	17
III-quelques notions relatives aux adhésifs et au collage.....	19
III-1- les adhésifs.....	19
III-2- le collage.....	19
III-3- L'adhésion.....	19
III-4- la résine tags.....	19
III-5- la boue dentinaire.....	20
III-6- la couche hybride.....	20
III-7- l'étanchéité.....	20
III-8- le mordantage.....	20
III-9- le primer.....	20
III-10- l'agent de couplage.....	21
IV- paramètre intervenant dans le phénomène d'adhésion.....	21
IV-1- l'énergie de surface.....	21
IV-2- le mouillage.....	22
IV-3- l'angle de contact.....	23
IV-4- la tension de surface du liquide/viscosité.....	23
V-le mécanisme d'adhésion.....	24
V-1- liaison mécanique.....	24
V-2- liaison physico-chimique.....	24
V-3- l'absorption.....	25
V-4- la diffusion.....	25
V-5- théorie électrostatique.....	25
VI- rôle des adhésifs.....	27

VI-1- la rétention de la restauration.....	27
VI-2- réduction de la pénétration des fluides buccale.....	27
VI-3- réduction des caries récidivantes.....	27
VII- les types d'adhésifs.....	28
VII-1- les adhésifs totaux	28
VII-2- adhésifs auto-mordançants.....	30
VII-3- les adhésifs sélectifs.....	32
VIII- les matériaux utilisés.....	32
VIII-1- composition et principe d'action des agents de préparation.....	32
VIII-2- composition et principe d'action des agents de liaison.....	34
VIII-3- la résine adhésive.....	34
VIII-4-les monomères utilisés dans la matrice résineuses.....	35
IX- adhésion à la dent.....	40
IX-1- au niveau de l'émail.....	40
IX-2- au niveau de la dentine	41
X- la nouvelle classification des adhésifs	43
X- 1- selon le principe d'action.....	43
X-2- selon le nombre de séquence.....	43
X-3- critères de choix des adhésifs.....	47
XI- paramètres et critères requis de l'adhésif.....	57
XI-1- la biocompatibilité.....	57
XI-2- l'étanchéité.....	58
XI-3- la durabilité	58
XI-4- simplicité et fiabilité de mise en place	58
XII- les étapes de pose de l'adhésif.....	58
CHAPITRE III : LES BIOMATERIAUX ADHESIFS	63
I-1-définition des biomatériaux.....	63
I-2- structure des biomatériaux	63
I-3-les différents types de liaisons et leurs caractéristiques	64
I-3-1-liaison inter atomique.....	64
I-3-2-liaison inter moléculaire.....	65
I-4- classification des biomatériaux.....	65
I-4-1-origine non vivante.....	65
I-4-2- origine vivant.....	66
I-5- propriétés des biomatériaux.....	66
I-5-1- propriétés mécaniques.....	66
I-5-2- propriétés physiques	71
I-5-3- propriétés rhéologiques.....	72
I-5-4- propriétés biologiques.....	74
II-le composite dentaire.....	75
II-1-définition.....	75
II-2- classification.....	75
II-2-1- en fonction de la viscosité.....	75
II-2-2- en fonction du mode de polymérisation de la matrice résineuse	76
II-2-3- en fonction de l'indication clinique.....	79

II-3- composition des composites dentaires.....	79
II-3-1-la résine.....	79
II-3-2- la charge	81
II-3-3- inhibiteur et amortisseur de polymérisation.....	84
II-4- autres type de composite	86
II-5- avantages et inconvénients.....	87
II-6- exemple de restauration au composite.....	87
III-les ciments verres ionomères.....	90
III-1-historique.....	90
III-2-définition.....	91
III-2-1-les différents ciments verres ionomères.....	91
III-3- classification.....	104
III-3-1- selon l'usage du ciment	104
III-3-2-classification internationale.....	104
III-4-application en odontologie concervatric.....	105
III-4-1-lésions du site occlusa.....	106
III-4-2-lésion cervicale.....	106
III-4-3- Lésions radiculaires.....	108
III-4-4-téchnique sandwich.....	108
III-4-5-téchnique ART.....	111
III-4-6- ITR.....	113
III-5-applications en odontologie pédiatrique.....	113
III-5-1-scellement des puits et fissures.....	113
III-5-2-restauration des dents temporaires.....	114
III-5-3-lésion juxtapulpaire.....	114
IV-les céramiques.....	117
IV-1-généralités.....	117
IV-2- définition	117
IV-3-composition.....	117
IV-4- classification	117
IV-4-1-Traditionnelle.....	117
IV-4-2-Actuelle.....	118
IV-4-2-1-en fonction de la composition chimique.....	118
IV-4-2-2-selon le procédé de mise en forme.....	120
IV-4-2-3-selon la microstructure.....	120
IV-5-propriétés.....	120
IV-5-1-propriétés mécaniques.....	121
IV-5-2-propriétés physiques.....	123
IV-5-3-propriétés biologiques.....	123
IV-5-4-propriétés esthétiques.....	123
CHAPITRE IV : LES RESTAURATIONS ADHESIVES.....	
I-Définition d'une restauration.....	125
II-les objectifs.....	125
III-indications.....	125
IV- précautions à prendre face à une restauration adhésive.....	126
V-technique de restauration.....	127
V-1-technique directe.....	127

V-1-1-la restauration esthétique postérieure directe.....	132
V-1-2-la restauration esthétique antérieure directe en résine composite.....	137
V-1-3-scellement des puits et fissures.....	140
V-2-téchnique indirecte.....	140
V-2-1- la restauration esthétique en céramique collée postérieure partielle.....	148
V-2-2-la restauration esthétique en céramique collée postérieure périphérique..	153
V-2-3-l'endocouronne.....	158
VI-les critères de choix de la technique directe et indirecte.....	160
Conclusion.....	VIII
Bibliographie.....	
Résumé.....	

LISTE DES ABREVIATIONS

	Signification
4-Meta	4-méthacryloxyéthyl trimellitate anhydride
10-MDP	dihydrogène phosphate de 10-méthacryloxydécyle
A	Matériaux
Al	Aluminium
Al ³⁺	Ion d'aluminium
AlF ²⁺	Ion Difluoride d'aluminium
AlF ₃	Tri fluorure d'aluminium
AlO ₃	Alumine
AlPO ₄	Phosphate d'aluminium
ART	Technique de restauration atraumatique
B ₂ O ₃	Trioxyde de bore
Ba	Barium
BaO	Oxyde de barium
Bis-GMA	bisphénol A-glycidyl méthacrylate
BHT	2-6-di tertbutyl-4-méthylphénol
BPA	bisphénol A
BTM-Ge	Benzoyltri méthylgermane
Ca ²⁺	ion de calcium
CaF ₂	Fluorite
CaO	Oxyde de calcium
CaOH ₂	Hydroxyde de calcium
CCM	Couronne Céramo métallique
CFAO	Conception et fabrication assistée par ordinateur
CO ²⁻	Groupement carboxylate
COOH	Groupement carboxylique
Cp	Chaleur spécifique
Cq	Camphorquinone
CVI	Ciment verre ionomère
CVIC	Ciment verre ionomère conventionnel
CVIMAR	ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine
DBDEGE	Di benzoyl di éthyl germane
DC	Double conversion
DCAs	Dental company area support
Dwa	le travail d'adhésion
EMA	éthoxylate bisphénol A glycidyl di méthacrylate
FDMA	fluorure de di méthacrylate
GMA	glycidyl méthacrylate
GPDM	glycérophosphate di méthacrylate
H ⁺	Ion d'hydrogène
HAp	Hydroxyapatite
HEMA	hydroxy éthyle méthacrylate
H ₂ O	Molécule d'eau
HCl	acide chlorhydrique
ICDAS	International caries detection and assessment system
ITR	Thérapeutique restauratrice intermédiaire

K ₂ O	Oxyde de potassium
La	Lanthanum
LED	Light emitting diode
Li	Lithium
LiO ₂	Oxyde de lithium
Log-p	Log kow, mesure de solubilité différentielle
MDI	Méthacryloxydecyl dihydrogène phosphate
MEHQ	Monométhylethen d'hydroquinone
MgO	Oxyde de magnésium
Mma	methacrylate de méthyle
MPa	Méga pascal
MR	Mordançage rinçage
NaAlF ₆	Cryolite
Na ₂ B ₄ O ₇	Borax
Na ₂ O	OXYDE DE SODIUM
OH	Hydroxyde
Pa	Pascal
PH	Potentiel hydrogène
Po ₄	L'orthophosphate
PPd	Phényl-1,2-propanedione
PPGDMA	poly propylen glycol dimethacrylate
Ppm	Part par million
RBC	composite à base de résine
RCI	Risque carieux individuel
SAM	Système auto mordançant
SnO ₂	diOxyde d'étain
Si-O ₂	Silicate
Si-OH	silanol (acide ortho silicique)
SiSta	Site stade
Sr	Strontium
TEGDMA	tri éthylène glycol dimethacrylate
TiO ₂	Dioxyde de di titane
TPO	Thyroperoxydase
UDMA	dimethacrylate uréthane
UV	Ultraviolet
V	Vitesse de diffusion
Vs	rétrécissement volumétrique
Ws	sorption d'eau
Wsl	solubilité dans l'eau
Yb	Ytterbium
YbF ₃	Ytterbium-3-fluoride
Yf ₃	Ytterbium-3-fluoride
Yl	Tension superficiel du liquide
Ys	Energie de surface du substrat
Ysl	énergie d'interface solide/liquide
Zn	Zinc
ZrO ₂	Zirconate

LISTE DES FIGURES

figure	Titre	Page
1	Anatomie de la dent	04
2	Structure of adhesive joint and effect of surface energy	22
3	Correlation between contact angle (θ) and roughness	23
4	Illustration of the effects of temperature changes and microleakage. When the coefficient of thermal expansion of a restorative material does not match that of the tooth structure, uneven expansion and contraction occur. In turn, gaps, leakage and percolation occur at the interface of the restoration and the tooth.	26
5	Photograph of several anterior composite restorations. Note the significant staining of the margin of tooth	27
6	Bonding of resin to dentin using an etch-and-rinse technique	29
7	Bonding to dentin using a self-etch primer	31
8	(A) Enamel etched with 37% phosphoric acid-surface topography ($\bullet 1500$). (B) Dentin etched with 37% phosphoric acid-surface topography ($\bullet 1500$). (C) Morphology of adhesive/enamel interface after etching with 37% phosphoric acid ($\bullet 1500$). (D) Morphology of adhesive/dentin interface after etching with 37% phosphoric acid ($\bullet 1500$). (E) Enamel surface topography after treatment with air-abrasion ($\bullet 1500$). (F) Dentin surface topography after treatment with air-abrasion ($\bullet 1500$)	33
9	Molecular structure of different monomers used in RBCs. resin based restorative dental materials characteristics and future perspectives	35
10	Chemicals reaction for synthesis of UDMA	37
11	représentation schématique de l'imbrication des prismes de l'émail	41
12	préparation cavitaire= présence de boue dentinaire (smear layer)	42
13	joint dentine-résine	43
14	système M&R III	44
15	gel de mordantage	44
16	système M&R II	45
17	stratégies des systèmes adhésifs	45
18	système SAM II	46
19	stratégies des systèmes adhésifs (SAM)	47
20	la classification des adhésifs	48
21	étapes du protocole adhésif	49
22	Composition des adhésifs dentaires et comparaison des principaux	50

	monomères structurelles et fonctionnelles	
23	Classement relatif des monomères en fonction de leurs propriétés hydrophile / hydrophobe	51
24	schéma molécule de 10-MDP	54
25	Classement des adhésifs universels en fonction de leur pH	55
26	stratégies des systèmes adhésifs (système universel)	57
27	Récapitulatif des différents systèmes adhésifs	57
28	cavity analysis and rubber dam isolation	58
29	mordançage de l'émail par l'application de l'acide phosphorique (pendant 15-30sec)	59
30	mordançage de la dentine(10-15sec)	60
31	le rinçage	60
32	le séchage	60
33	application de résine adhésive	61
34	light cure (photo polymérisation	61
35	schéma d'un atome	63
36	les trois types de liaison inter atomique	64
37	traction simple : force et allongement	68
38	test de compression	69
39	Les différentes composantes du composite dentaire et de l'interface avec les tissus dentaires.	75
40	Décomposition du peroxyde de benzoyle en présence de N,N-Dimethylptoluidine	77
41	Etape de photopolymérisation pendant la mise en oeuvre d'un composite dentaire.	78
42	Utilisation des différents types de composites en fonction de l'indication clinique – exemples associés (provenance des illustrations).	79
43	Domages (notés en gris) engendrés par le retrait de polymérisation et les contraintes de contraction.	80
44	- Nanoparticules de : a) Silice ; b) Fluorure d'ytterbium ; c) Zircone (provenance des illustrations, Laboratoire de Chimie de l'Ecole Normale Supérieure de Lyon).	83
45	types de structures rencontrées dans le domaine des composites dentaires en fonction de la taille des charges ; la partie en rouge représentel'interphase dans laquelle est engagé l'agent de couplage	84
46	exemple de photo- amorceurs utilisé	85
47	inhibiteurs de polymérisation	86
48	étapes de restauration directe d'une dent antérieure fracturée	88
49	étapes de restauration directe de dent postérieure cariée	89
50	Réaction de prise des cvi	93
51	formation du polyacrylate de calcium et d'aluminium pendant la réaction de prise d'un ciment verre ionomère	94
52	Exemple de cvi poudre/liquide à mélanger manuellement	95

53	Exemple de cvi poudre/liquide prédisposé en capsule	95
54	exemple de la forme pate/pate 3M ESPE ketac nano	95
55	représentation schématique de la couche d'échange ionique. les chaines polyacides déplacent le calcium et le phosphate des tissus dentaires qui se lient et forment une zone enrichie en ions, à l'interface entre la dentine et le cvi.	96
56	lésion cervicale d'origine carieuse	107
57	lésion radiculaire restauré au CVI	108
58	Technique sandwich fermé	109
59	Technique sandwich ouvert	110
60	technique sandwich ouvert	111
61	Technique ART	112
62	vue clinique de 36 chez une patiente de 8 ans avec un RCI élevé avant et après la mise en place d'un CVI fluide	114
63	Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines	122
64	Situation initiale : lésion de site 2 stade 2 sur une première molaire maxillaire sup droite	128
65	Mise en place d'un champ opératoire à l'aide d'une matrice sectorielle et d'un coin en plastique afin d'assurer l'herméticité cervicale	128
66	Remplissage des deux tiers profonds de la cavité à l'aide d'une résine chémo Polymérisable	129
67	Maquillage des sillons profonds	129
68	Mise en place du premier incrément sur le versant interne de la cuspide mésio vestibulaire	130
69	Maquillage des sillons de surface	130
70	Restauration des crêtes proximales	131
71	dépose de la matrice métallique	131
72	finition des embrasures proximales	131
73	résultat final (A) et (B)	131
74	élaboration de la carte chromatique de la dent	133
75	Réalisation de la clé en silicone	134
76	Réalisation des limites de la cavité (biseau vestibulaires, proximaux , palatines)	134
77	Mordançage	135
78	Réalisation de mur palatin	135
79	Mise en place de la matrice en plastique et élaboration des faces proximales	135
80	Réalisation des mamelons dentinaires	136
81	Passage des pointes siliconées blanche,verte, rose	136
82	Préparation de la surface à sceller à l'aide d'un insert ultrasonore(a) et l'aspect de la surface obtenue(b)	138
83	Isolation de la dent à l'aide d'une digue dentaire (gauche), mordançage à l'acide orthophosphorique à 37%(au milieu) et application du sealant à base de résine	139

84	Sealant durant la photo polymérisation (droite) et après(gauche	139
85	Contrôle de l'occlusion et de l'adaptation	139
86	Illustration de différentes options d'inlays et d'onlays	140
87	Les sites 1et 2 de taille large ou très étendue (stade3et4)	141
88	Espace proximal ouvert	142
89	Principe de préparation pour l'inlay/onlay	143
90	Une contre _dépouille de petite taille (a) doit être préférentiellement comblée à l'aide d'un composite directe lors de la préparation (b et c)	144
91	Schémas des différentes situations nécessitant une relocalisation de la Marge	144
92	Spécificités de préparation pour l'inlay	144
93	Spécificités de préparation pour l'onlay	145
94	Deux stratégies de préparation peuvent être envisagées : soit la réalisation d'un onlay en céramique collé directement à la dentine, soit la mise en placed'un substitut dentinaire sur lequel est collé l'onlay	145
95	L'empreinte sectorielle convient généralement aux restaurations esthétiques en céramique collée partielles	146
96	La temporisation unitaire	146
97	Les onlays temporaires en composite plastique	147
98	L'étape d'essayage	147
99	Protocole de collage d'un inlay à l'aide d'un système adhésif M&R	148
100	L'overlay	149
101	La mise en place d'un champ opératoire pour la réalisation d'un overlay	150
102	Curetage et nettoyage cavitaire	150
103	préparation cavitaire avec une fraise calibrée à 2mm	151
104	mise en place d'un overlay provisoire	151
105	Insertion de l'overlay, élimination des excès de colle par balayage puis Photo polymérisation 40 secondes par face	152
106	Vue vestibulaire de la réalisation d'un trottoir cervical	154
107	Vue occlusale de la réalisation d'un trottoir cervicale	154
108	Préparation terminée, visualisation du trottoir cervicale du bandeau périphérique de 2 mm	155
109	Vue occlusale de l'endocouronne après usinage (phase de validation Clinique	156
110	Endocouronne après maquillage et cuisson terminale	156
111	Après application de l'adhésif, mise en place du composite de collage	157
112	Dépose du composite de collage gélinifié avant polymérisation complète	158
113	Arbre décisionnel d'orientation vers des restaurations directes (A) ou indirectes (B)	159

LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Titre	Page
Tableau 1	classification of dental bonding systems by generation	16
Tableau 2	basics proprieties of resin monomers	36
Tableau 3	viscosité, double bond conversion, at an irradiation time of 60s and volumetric shrinkage (vs) of each resin system	39
Tableau 4	flexural strenght (fs), flexural modulus (fm), water sorption (WS) and solubilite of current resin (WSL)	40
Tableau 5	Proposition d'indication des systems adhésifs	47
Tableau 6	Comparaison entres les systèmes adhésifs	48
Tableau 7	: Composition générale des adhésifs universels et données des Fabricants	53
Tableau 8	: Les activateurs à double polymérisation	56
Tableau 9	Mesure de dureté de l'émail et de la dentine	69
Tableau 10	Résistance à la compression de l'émail et de la dentine	69
Tableau 11	Résistance au cisaillement de l'émail et la dentine	70
Tableau 12	Coefficient d'expansion thermique des matériaux d'obturations de la Dent	72
Tableau 13	Principaux matériaux utilisés comme charges	82
Tableau 14	Composition de la poudre	91
Tableau 15	Propriétés mécaniques des CVI conventionnels, valeurs moyennes et Indicatives	97
Tableau 16	Composition d'un ciment verre ionomère modifié par adjonction de Résine	100
Tableau 17	Propriétés mécaniques des CVIMAR, valeurs moyennes et Indicatives	102
Tableau 18	Classification des ciments verres ionomères selon l'utilisation Clinique	104
Tableau 19	Classification selon la réaction de prise	104
Tableau 20	Classification internationale des ciments verres ionomères	105
Tableau 21	Tableau récapitulatif sur l'utilisation des ciments verres ionomères	116
Tableau 22	Tableau de comparaison entre le module d'élasticité de l'émail et de la dentine avec les différentes matières dont les céramiques	122
Tableau 23	La ténacité des différents types de céramique	123
Tableau 24	Evaluation du risque de carie individuel selon les recommandations de bonnes pratiques médicales de la haute autorité de santé	137

Introduction

Introduction :

Au cours des quarante dernières années, les cliniciens ont été confrontés à un renouvellement important et rapide des matériaux adhésifs, cette période a débuté dans les années cinquante avec la commercialisation des premières résines composites. Suivie, dans les années 1950 par l'introduction du concept de traitement chimique de l'émail pour modifier sa surface et faciliter ainsi, l'adhésion des biomatériaux de remplissages aux tissus dentaire. ⁽¹⁾

De nombreuses études ont contribué à l'augmentation de la force de liaison entre l'adhésif et la dent. Toutefois, la perte prématurée de l'adhérence est l'un des problèmes affectant encore la restauration adhésive, cette perte est causée principalement par la dégradation de la couche hybride. ⁽²⁾

L'objectif de notre travail est de mettre le point sur les biomatériaux adhésifs utilisés en odontologie conservatrice. Pour cela notre mémoire est organisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre consiste en un rappel histo-physiologique des tissus durs de la dent, leur compositions et leur processus de formation afin de mieux comprendre le mécanisme de l'adhésion.

Le deuxième chapitre définit les systèmes adhésifs et leurs rôles. Il est important aussi de savoir la classification de ces systèmes selon les générations et l'amélioration des produits qui s'est imposé au fil des années. Aussi, selon le mode de réaction et le nombre de séquences. On a aussi détaillé le mécanisme et le protocole d'application de chaque système.

Le troisième chapitre dévoile les différentes familles des biomatériaux adhésifs utilisés en restauration conservatrice, aussi que leurs différentes propriétés.

Dans le quatrième et dernier chapitre, on parlera des nombreuses restaurations adhésives apparues sans oublier de mentionner leurs indications et protocoles de réalisations.



**Chapitre I : Rappel sur l'organe
Dentaire**

1/organe dentaire

1.1-généralités :

L'organe dentaire est une entité à part entière issue de la papille mésenchymateuse. C'est le tissu le plus dur du corps qui assure par son aspect morpho- fonctionnel la fonction masticatoire et occlusale, il soutient les joues et les lèvres et contribue à l'esthétique du visage ainsi qu'à la qualité de la prononciation⁽³⁾

1.2-Définition : L'organe dentaire est un tissu blanchâtre, composé d'une couronne et d'une ou plusieurs racines implantées dans la cavité buccale et destiné à broyer les aliments. Il se compose de : **l'odonte et le parodonte**

1-L'odonte : comprend la partie coronaire (couronne) et la partie radiculaire (la racine)

2-Le parodonte : c'est l'ensemble des tissus qui entoure la dent (tissu de soutien) Il comprend le cément, le desmodonte, l'os alvéolaire, et la gencive. On distingue deux catégories de dent dans la bouche :

Les dents antérieures : -Les incisives (au nombre de huit), ils servent à couper la nourriture.

-Les canines (au nombre de quatre), servent à déchirer la nourriture.

Les dents postérieure : -Les prémolaires (au nombre de huit), servent à broyer la nourriture

-Les molaires, dont la fonction sert à broyer, ils sont au nombre de douze. ⁽³⁾

1.3-Rappel embryologique :

L'odontogenèse débute pendant les étapes initiales du développement cranio facial. Dans des régions spécifiques des arcs mandibulaire et maxillaire. Trois phases successives contribuent à la formation de la couronne des dents. D'abord, une phase d'initiation où des placodes épithéliales reçoivent des instructions directives de quelques gènes et facteurs De transcription. En réponse à la stimulation initiale, des cellules dérivées des crêtes neurales migrent, prolifèrent et se condensent, contribuant au mésenchyme de la pulpe embryonnaire. La membrane basale joue un rôle essentiel dans les interactions épithélio-mésenchymateuses qui se produisent à ce stade. La deuxième phase est essentiellement consacrée à la morphogenèse de la dent. Cette phase est régulée par un centre organisateur le nœud d'émail, et par des différences de programme de prolifération entre la couche des améloblastes et celle des odontoblastes, contribuant à la formation de plis, donc de cuspides. ⁽⁴⁾

Enfin la cyto différenciation terminale de ces cellules les rend fonctionnelles ce qui entraîne la synthèse, la sécrétion et la minéralisation de l'émail et des différents types de dentines coronaires .La gaine de Hertwig régule la différenciation d'odontoblaste au niveau de la pulpe radiculaire embryonnaire .Donc régit la formation des différentes couches de dentines radiculaires périphériques (couche hyaline de Hopewell-Smith et couche granulaire de Tomes). Ultérieurement, la couche de dentine circumpulpaire qui se pose réduit le volume pulpaire et contribue à l'apexification de la dent sur sa face externe, l'éruption favorise la différenciation de cémentoblaste et la cémentogenèse primaire. ⁽⁴⁾

La cémentogenèse secondaire se traduit par l'apposition sur la couche de dentine radiculaire Selon le temps et le site, de cément acellulaire, cellulaire Ou mixte. ⁽⁴⁾

1.4-L'odonte : il comprend :

1/ l'émail

2 /la dentine

3 / la pulpe ⁽³⁾

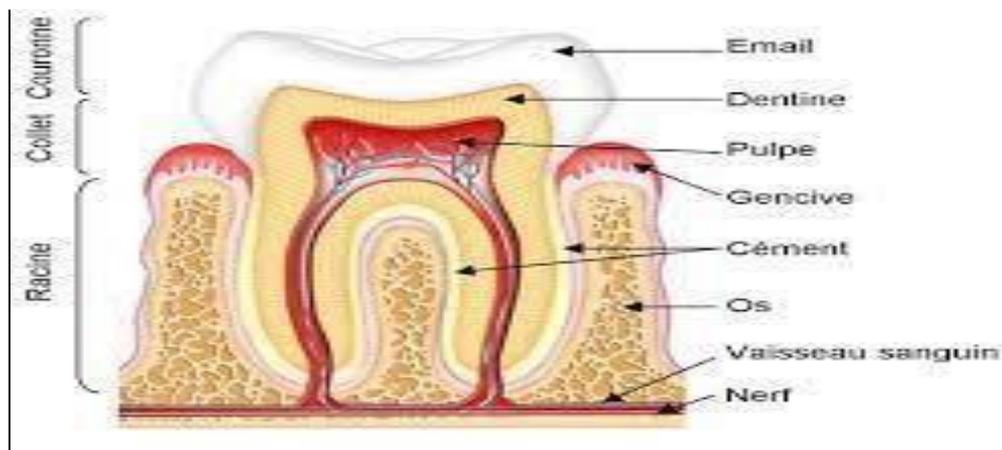


figure1 : anatomie de l'émail ⁽⁵⁾

1.4.1/L'émail :

1-4-1-1- Définition : l'émail tapisse la surface de la couronne dentaire et protège ainsi la dentine et la pulpe sous-jacente. C'est le tissu le plus dur de l'organisme, il est avasculaire, acellulaire donc dépourvu de tout pouvoir de régénération, il n'a aucun moyen de défense. Ce tissu est hautement minéralisé. Il est formé de cristaux d'hydroxyapatite enrobé de matrice

organique et d'eau .l'émail est formé par l'assemblage de milliers d'unités de structures, les prismes de l'émail ; chaque Prisme s'étend de la jonction amélo-dentinaire jusqu' à la surface de la couronne. ⁽⁵⁾

1-4-1-2-La formation de l'émail : Ou amélogénèse, résulte d'une séquence complexe d'évènement .La cellule responsable est l'améloblaste qui est détruite lors de l'éruption de la dent dans la cavité buccale, c'est pourquoi l'émail ne peut pas se régénérer en cas d'altération. L'amélogénèse est la sécrétion et la synthèse des molécules de la matrice de l'émail, La minéralisation de cette matrice et la maturation de l'émail. Sa formation est régie par trois facteurs : ⁽⁶⁾

* une bonne nutrition de l'organe dentaire

* la présence d'enzymes de membrane comme la phosphatase alcaline.

* l'existence de cellules épithéliales différenciées sécrétant la matière organique sur laquelle se fixe le minéral.

Les cellules de l'épithélium adamantin interne sont désignées comme étant des préaméloblastes, après la dernière division ; ils deviennent des améloblastes pré- sécréteurs qui vont devenir des améloblastes après la cyto différenciation. ⁽⁶⁾

1-4-1-3- La composition de l'émail :

L'émail est composé de phase minérale : calcium, phosphate, carbonate, sodium, magnésium, chlore, potassium, et aussi la présence de fluor. ⁽⁵⁾

La phase organique : la distribution protéique de l'émail change en passant de la zone de formation à la zone de maturation. A une composition initiale caractéristique des amélogénines (présentant un fort contenu en proline, acide glutamique et histidine) va succéder un ensemble matriciel contenant moins d'acide glutamique et de proline et beaucoup d'acide aspartique, de serine et de glycine. ⁽⁵⁾

1-4-1-4-La structure de l'émail :

L'émail recouvre la dentine coronaire au-dessus du collet anatomique, son épaisseur est maximale au niveau de la zone occlusale et diminue au fur et à mesure que l'on se rapproche du collet où elle est mince. La structure de l'émail passe par deux types d'organisations : celle de l'émail non prismatique (aprismatique) et celle de l'émail prismatique ⁽⁵⁾

- Email non prismatique : la relation entre la formation d'un email aprismatique et l'absence de prolongement de tomes.
- Email prismatique : il correspond à une structure qui n'apparaît qu'en présence d'un prolongement de tomes .il inclut un réseau continu d'email inter prismatique d'épaisseur et d'organisation variable.

A l'interface entre prisme et inter prisme, on trouve une gaine, fine bordure non minéralisée, riche en matrice organique. ⁽⁵⁾

1-4-1-5-Structure histologique de l'email :

1/ les cristaux d'hydroxyapatite : L'email est constitué de minces cristaux d'hydroxyapatite (bâtonnets), au microscope électronique leur longueur est d'environ 1040 à 2700 Å (Angstrom). Ils ont une structure hexagonale aplatie en coupe longitudinale, ces cristaux sont longs et alignés en rangées correspondants aux améloblastes. ⁽⁵⁾

2/ les gaines de l'email : Les structures prismatiques présentent à leur interface une gaine sous forme des bandes organiques denses et bien individualisées contenant un matériel riche en protéoglycanes. Ces gaines interviennent dans les mécanismes d'élasticité, de résistance de l'email et dans Les phénomènes de diffusion et d'échange. ⁽⁵⁾

3/ l'email de surface : Considéré comme aprismatique à 70% il semblerait que cette structure soit acquise. La surface de l'email se modifie avec le temps car elle est exposée aux conditions alimentaires, flux salivaire et à la plaque bactérienne. ⁽⁵⁾

4/ cuticule de l'email appelée cuticule de Nasmith : Une structure transitoire cohabite quelque temps avec la surface de l'email appelée cuticule, cette cuticule reste présente à la surface des dents ayant fait leur éruption mais elle s'abrase rapidement et disparaît. La pellicule acquise d'origine salivaire s'y substitue. ⁽⁵⁾

5/ Les touffes et lamelles : L'email contient quelques structures non minéralisées, ce sont des inclusions protéiques, Ces structures ou lamelles parcourent l'ensemble de l'email, elles vont présenter un aspect linéaire et sont orientés selon le grand axe de la dent. ⁽⁵⁾

1-4-1-6-Les propriétés de l'email :

L'email est un tissu dur, cassant, radio-opaque (claire à la radio), translucide (laisse passer la lumière) et vulnérable à l'attaque acide, l'email sain est lisse et brillant au moment de

l'éruption de la dent. Les processus de formation de l'émail est achevée mais des changements vont se produire dans les premières années, c'est la maturation adamantine.

La structure de l'émail est conservée mais il y aura acquisition de composés minéraux tel que la salive saturé en ions Ca et phosphate, alimentation, dentifrice, gel) ⁽⁵⁾

1-4-1-7-Changement continu de l'émail (après éruption de la dent) :

L'émail ne contient aucune cellule mais il est pourtant loin de constituer que des structures inertes. Continuellement, des échanges ioniques de calcium, phosphate et de fluor s'effectuent en fonction de leurs concentrations locales et du ph salivaire, en dessous d'un ph de 5,5 la matière minérale peut disparaître aussi bien de la surface que de la partie centrale des cristaux d'apatite, au-dessus d'un ph de 5,5 cette perte peut être compensée par un apport phosphocalcique. ⁽⁶⁾

1.4.2/La dentine :

1-4-2-1-définition : La dentine est un tissu calcifié qui occupe le volume le plus important de la dent. La dentine entoure le tissu pulpaire sauf au niveau des apex. Elle est recouverte au niveau coronaire par de l'émail qui la protège du milieu extérieur et au niveau radiculaire par le cément ou s'ancrent les fibres desmodontales. ⁽⁷⁾

1-4-2-2-La dentinogenèse : C'est la formation de la dentine par les odontoblastes, elle comprend deux étapes essentielles : premièrement la synthèse et la sécrétion de la matrice organique de la dentine, matrice appelée pré dentine ; et deuxièmement, le dépôt du minéral sur la pré-dentine.

-La différenciation des odontoblastes : les cellules périphériques de la papille Ectomésenchymateuse sont situées à une distance de la membrane basale, ce sont des cellules qui vont se différencier en odontoblastes.

Les odontoblastes : ce sont des cellules sécrétoires qui produisent la matrice extracellulaire. Cette matrice extracellulaire est composée de collagène, protéoglycane et de protéines non collagéniques. ⁽⁸⁾

-Maturation extracellulaire de la pré-dentine : La pré-dentine est l'ensemble des produits de la sécrétion des odontoblastes, elle entoure la base des prolongements odontoblastiques. Entre le moment où les précurseurs matriciels sont sécrétés et le début de la minéralisation

s'écoule un certain délai au cours duquel des remaniements biochimiques vont venir modifier la structure ou la composition de ces précurseurs.

Au cours de la maturation de la pré dentine, on observe parallèlement une densification des fibres de collagène par augmentation des liaisons inter et intra-moléculaires. Ces fibres forment un réseau qui entoure les prolongements odontoblastiques. ⁽⁸⁾

-La minéralisation de la dentine : C'est le résultat de l'imprégnation du substrat matriciel par les sels de phosphate de calcium qui cristallisent sous forme d'hydroxy-apatite $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$ et le passage de la phase ionique à la phase cristalline suppose un enrichissement préalable en Ca et PO_4 .

La formation de la dentine se fait par couches successives avec des périodes de repos laissant des traces sous formes de stries ou lignes de VON EBNER dont les plus accentuées Portent le nom du contour d'OWEN. ⁽⁸⁾

1-4-2-3-La composition de la dentine : La dentine est constituée de 70% de substance inorganique sous forme de cristaux d'hydroxyapatite ; la matière organique représente 20% de la dentine essentiellement du collagène, peu de protéines et 10% et d'eau. ⁽⁷⁾

1-4-2-4-Les propriétés de la dentine :

- **Les propriétés physiques :**

C'est une substance translucide, blanche jaunâtre est plus dure que l'os et moins dure que l'émail. Sur les radiographies, elle apparaît moins opaque que ce dernier. ⁽⁹⁾

- **Les propriétés chimiques :**

Elle est constituée par 70% de matériel minéral, 20% de substance organique et 10% d'eau situé à la surface des minéraux et dans les interstices entre les cristaux ⁽⁹⁾

*la substance inorganique : est constituée de cristaux d'hydroxyapatite. A ceux-ci S'adjoignent parfois des carbonates, sulfates et phosphates de calcium ainsi que des traces de fer, cuivre, plomb, zinc, strontium, magnésium, sodium, chlore et fluor.

*la fraction organique : renferme 90% de collagène ainsi que des citrates, lactates, phospho-Protéines, protéoglycanes, glycoprotéines, protéines plasmatiques, phospholipides, glycérol Cholestérol et acides gras libres. ⁽⁹⁾

1-4-2-5-Variétés de la dentine : Quelle que soit la variété du pôle apical de l'odontoblaste pulpaire part un prolongement cytoplasmique qui circule dans le tubule dentinaire. Ce prolongement émet dans les canalicules accessoires des expansions latérales qui peuvent s'anastomoser avec celles d'odontoblastes voisins.

En microscopie à balayage, après fracture de la dent et extirpation de la pulpe, les odontoblastes restent collés à la dentine. Ils sont de forme cylindrique avec pôle basal conique, ils émettent par leur pôle apical le prolongement cytoplasmique qui s'enfonce dans la dentine. ⁽¹⁰⁾

1/ la dentine primaire : elle constitue la majeure partie de la dent. sa portion périphérique appelée mante dentine, est la première sécrétée par les odontoblastes au tout début de leur différenciation. Elle a une épaisseur de 150µm, et elle diffère des autres types de dentine par la constitution de sa matrice organique. Comme celle de la papille dentaire dont elle dérive, elle manque de phosphorine et de fibrilles de collagènes épais. D'autre Part, elle est moins minéralisée que les autres types. ⁽¹⁰⁾

2/la dentine secondaire : apparue plus tard après la formation complète de la racine Elle s'accroît lentement, mais ses lignes d'accroissement et sa structure tubulaire sont en continuité avec celles de la dentine primaire. Elle siège en périphérie de la chambre pulpaire et s'accumule en plus grande abondance sur le toit et le plancher de cette chambre. Elle entraîne ainsi une diminution asymétrique du volume de la pulpe et de ses cornes. Dans les restaurations dentaires, ses tubules paraissent s'oblitérer plus vite que ceux de la dentine primaire, la perméabilité dentinaire ainsi réduite protégerait la pulpe. ⁽¹⁰⁾

3/la dentine tertiaire : réactionnelle : Elle est encore dénommée dentine réactionnelle, dentine réparatrice ou dentine secondaire Irrégulière.

Elle exprime un mode de réaction à divers stimuli nocifs. Elle apparaît au contact d'une carie ou à la suite de procédés de restauration dentaire. Ce type de dentine, moins perméable que les dentines primaires et secondaires aurait un rôle protecteur de la pulpe. ⁽¹⁰⁾

4/prédentine : c'est la matière organique dentinaire non minéralisée située entre cellules odontoblastiques et dentine minéralisée. Elle est constituée de fibres de collagènes et de substance fondamentale. Pendant la durée de la dentinogenèse, son épaisseur reste constante car les dépôts de matrice et minéralisation se font en même rythme. Son élaboration se poursuit durant toute la vie de la dent adulte. ⁽¹⁰⁾

1-4-2-6-Histologie de la dentine primaire : La dentine primaire n'est pas homogène. Elle est creusée sur toute son étendue par un réseau de tubule, les tubules dentinaires, séparés les uns des autres par la dentine inter tubulaire et tapissés par une dentine intra tubulaire.

On y trouve des zones de moindre calcification (dentine inter globulaire), qui siègent au niveau des lignes d'accroissement de von Ebner ainsi qu'à la jonction dentine-cément radiculaire (couche granuleuse de tomes).⁽⁹⁾

***Les tubules radiculaires** : ils traversent toute épaisseur de dentine depuis la pulpe jusqu'à la jonction amélo-dentinaire et cémento-dentinaire. Leur diamètre s'accroît au voisinage de la pulpe. Ils ont un trajet sinueux en S. Ils se prolongent jusqu'à la base de l'émail. Ces tubules assurent les échanges entre prolongements de tomes et de dentine, de matériaux et de drogues utilisées dans les techniques de restaurations dentaires.⁽⁹⁾

***la dentine intra tubulaire** : L'intérieur du tubule est tapissé par un anneau de dentine hyper minéralisée. (Renferment 40% de minéraux supplémentaire)

***la dentine sclérotique** : C'est l'obstruction des tubules par un matériel calcique réduisant ainsi la perméabilité de la dentine. Cette occlusion est favorisée par :

-dépôt de dentine minéralisée dans la lumière du tubule.

-minéralisation diffuse entourant un prolongement odontoblastique vivant.

.-calcification du prolongement cytoplasmique et du contenu tubulaire.⁽⁹⁾

***La dentine inter tubulaire** : Elle est localisée entre les tubules et représente le premier produit sécrété par les odontoblastes au cours de la dentinogenèse. Elle est constituée d'un réseau de fibrilles de collagènes (type 1) et de cristaux d'apatite. La substance fondamentale qui enrobe ces structures sont constituées de protéines.

***la dentine inter globulaire** : C'est une dentine hypo minéralisée. Elle siège habituellement dans la dentine circumpulpaire sous la mantle dentine. Elle est traversée par des tubules dépourvus de dentine intra tubulaire.⁽⁹⁾

***Jonction émail-dentine** : C'est une ligne festonnée avec parfois passage de tubule dans l'émail (aiguilles de l'émail)

En microscopie à balayage, on y voit une série de crêtes qui accroissent l'adhérence entre dentine et émail. Ces crêtes sont plus développées dans la couronne du fait des forces occlusales que subit cette région. ⁽⁹⁾

***jonction dentino-cémentaire :** En périphérie de la couche granuleuse de tomes séparant la dentine du ciment. C'est une fine couche homogène. ⁽⁹⁾

1-4-2-8-Vieillessement de la dentine : deux phénomènes s'observe

-obturation des tubuli dentinaires par un tissu hautement minéralisé ce qui entraîne une diminution de la susceptibilité de la pulpe aux stimuli externes.

-dépôt de dentine tertiaire réduisant ainsi le volume de la chambre pulpaire. ⁽¹¹⁾

1.4.3/La pulpe :

1-4-3-1-Définition : La pulpe est le tissu conjonctif lâche spécialisé qui est présent au centre de la dent. Entourée au niveau coronaire et radulaire par la dentine, elle est confinée dans un espace presque totalement clos, divisé en portion large située à l'intérieur de la couronne qui est la chambre pulpaire, et une portion plus étroite située à l'intérieur de la racine qui est le canal radulaire.

La chambre pulpaire présente des cornes plus ou moins larges situées sous les cuspidés. Au niveau de l'apex, situé à l'extrémité de la racine, subsiste un orifice appelé le foramen apical, par lequel arrivent les éléments assurant la vascularisation et innervation du tissu. A côté du canal principal, le tiers apical de la racine contient souvent des canaux accessoires, secondaires ou latéraux, qui contiennent des diverticules pulpaires.

Les principales fonctions de la pulpe sont la formation de la dentine primaire, secondaire et réactionnelle par les odontoblastes embryonnaires, la formation de la dentine réparatrice par les odontoblastes de remplacement, et le maintien de la structure du tissu pulpaire. ⁽¹⁰⁾

1-4-3-2-La formation de la pulpe : Elle succède chronologiquement à la papille ectomésenchymateuse du germe dentaire. La transition papille-pulpe a lieu à la fin du stade de la cloche, lorsque les cellules périphériques de la papille dentaire se différencient pour former les odontoblastes primaires, ceux-ci déposent la première couche de prédentine.

A ce stade il y a également la différenciation en fibroblastes des cellules ectomésenchymateuse de la papille centrale. L'augmentation progressive de la densité des

fibres de collagène dans la matrice extracellulaire et la pénétration des fibres nerveuses dans la pulpe. ⁽¹⁰⁾

1-4-3-3-la composition de la pulpe : La pulpe est composée de cellules dispersées dans une matrice extracellulaire hydratée peu dense. ⁽¹⁰⁾

1-4-3-3-1-Les cellules : La répartition des cellules dans la pulpe n'est pas uniforme, on distingue une région Périphérique dite « dentinogénique », et une région centrale. La région dentinogénique est classiquement divisée en trois zones :

1/une zone périphérique est constituée principalement de cellules hautement différenciées ce sont les odontoblastes

2/une zone sous-odontoblastique dépourvue de cellules, apparente au niveau des cornes pulpaire

3/ une zone de faible épaisseur riche en cellules qui contient principalement des cellules fibroblastiques, des cellules mésenchymateuses indifférenciées et des cellules dendritiques ^(X)

La région centrale contient principalement des fibroblastes, des cellules mésenchymateuses indifférenciées, des cellules immunocompétentes, des vaisseaux Sanguins et des nerfs de gros diamètre. ⁽¹⁰⁾

1-4-3-3-2-La matrice extracellulaire : Elle est composée essentiellement de :

1/ collagènes : représentent 34% de l'ensemble des protéines pulpaire.

2/ les glycosaminoglycannes : ils représentent environ la moitié des molécules matricielles pulpaire, ils sont les molécules les plus importants de la matrice extracellulaire.

3/ les glycoprotéines : les plus abondants dans la pulpe sont les fibronectines synthétisées par les fibroblastes pulpaire, il permet l'adhésion des cellules au réseau collagénique pulpaire ^(X)

4/ élastine : des fibres élastiques sont présentes dans la pulpe autour des artérioles pulpaire, elles sont responsables de l'élasticité des parois vasculaires.

5/ Métalloprotéases matricielles : ils sont des enzymes zinc-et calcium-dépendants qui sont impliqués dans la dégradation des composants de la matrice extracellulaire des tissus conjonctifs. ⁽¹⁰⁾

6/ les lipides : les lipides sont également présents dans la matrice extracellulaire pulpaire associés aux fibres de collagène. ⁽¹⁰⁾

1-4-3-4-Aspect histologique : On distingue 4 zones dans la pulpe

*zone odontoblastique : en périphérie

*la zone acellulaire de Weil : immédiatement sous-jacente et très apparente au niveau de la pulpe coronaire.

*la zone cellulaire : très riche en cellules.

*la zone centrale : avec de gros vaisseaux et nerfs ⁽⁹⁾

1-4-3-5-La vascularisation et innervation :

1-4-3-5-1-vascularisation : Les vaisseaux sanguins pénètrent dans la pulpe par le foramen apical sous la forme d'une ou deux artérioles, qui progressent dans la racine au centre du canal. D'autres vaisseaux de taille inférieure, peuvent pénétrer dans la pulpe par des canaux accessoires latéraux.

Le retour veineux se fait également par le foramen. Il est assuré par des veinules post-capillaires qui se regroupent pour former des veinules collectrices cheminant dans la partie centrale du canal radiculaire au voisinage des artères. ⁽¹⁰⁾

Il existe également un réseau lymphatique dans la pulpe. Des petits vaisseaux lymphatiques naissent à la périphérie pulpaire, le drainage s'effectue vers les ganglions sous-mentonniers et sous-mandibulaires, puis vers les ganglions cervicaux. ⁽¹²⁾

1-4-3-5-2-innervation : L'innervation de la pulpe dérive des branches maxillaires et mandibulaires du trijumeau par des fibres sensibles et des fibres motrices.

La pulpe est un tissu richement innervé, des terminaisons nerveuses pénètrent dans ses tubulis et s'enroulent autour des fibres de tomes sous forme d'un réseau dense appelé « Plexus de rachkov » ⁽⁹⁾

1-4-3-6-Sensibilité dentinaire : La dentine est sensible au contact, toute irritation de la dentine se traduit par une perception douloureuse. Plusieurs théories subsistent au mécanisme de transmission de la douleur, parmi ces théories, on cite ⁽¹⁰⁾

1/ la théorie de la conduction nerveuse : existence d'une innervation intra-dentinaire fonctionnelle.

2/la théorie hydrodynamique : (Brannstrom) Stimulation des fibres nerveuses par le mouvement du fluide dentinaire.

3/ la théorie de la transduction : l'odontoblaste est un récepteur sensoriel ⁽¹²⁾

1-4-3-7- la réaction de la pulpe face aux biomatériaux : Lorsqu'un matériau adhésif dentaire est utilisé pour une restauration lors d'une lésion carieuse, Il peut y avoir une réaction pulpaire, qui dépend de plusieurs facteurs, tels que la composition Chimique de ce matériau, la technique d'application, l'étanchéité du matériau et la qualité de la préparation de la dent. Les monomères non polymérisés des résines composites et des systèmes adhésifs peuvent diffuser jusqu'à la pulpe et présenter des effets cytotoxiques sur les cellules pulpaires. Dans certains cas, une réaction pulpaire peut se produire en raison d'une exposition prolongée ou d'une application inadéquate. Les symptômes d'une réaction de la pulpe peuvent inclure une douleur persistante, une sensibilité accrue et/ou une inflammation du tissu pulpaire. Il est important d'effectuer une évaluation appropriée de la santé pulpaire avant de procéder à une restauration dentaire avec un matériau adhésif. ⁽¹²⁾

1.5-Le parodonte :

1.5.1-Le ciment :

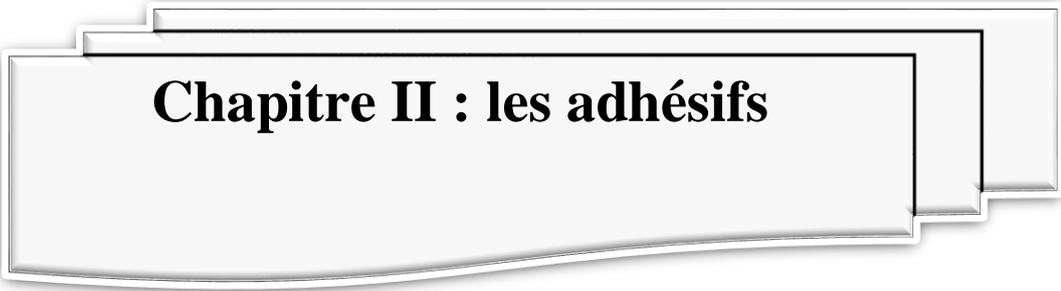
1.5.1.1-définition : Le ciment est un tissu conjonctif minéralisé (calcifié) spécialisé comme l'os il recouvre la racine et des petites portions de la couronne dentaire ; et sert de pôle d'insertion aux fibres du ligament desmodental. Il est ni vascularisé, ni innervé. ⁽⁹⁾

1-5-1-2-Histologie du ciment : Histologiquement, le ciment est constitué des cellules, fibres et substance fondamentale. Il existe trois types du ciment :

1/ le ciment acellulaire ou primaire : il apparait le premier pendant le développement embryologique de la racine, et l'éruption de la dent. C'est une mince couche de tissu minéralisé lamellaire recouvrant les deux tiers cervicaux de la racine. ⁽⁹⁾

2/cément acellulaire ou secondaire : Il se forme après l'éruption de la dent, il se présente au tiers apical de la racine, au niveau des furcations et parfois à l'apex. Il est moins calcifié que le ciment acellulaire. ⁽⁹⁾

3/le ciment acellulaire afibrillaire : Il est composé d'une matrice minéralisé dépourvue de collagène, localisé à la partie la plus cervicale de la racine à la jonction émail-cément. Il ne participe pas à l'ancrage de la racine dans l'alvéole. ⁽⁹⁾



Chapitre II : les adhésifs

I-Histoire et développement des adhésifs

L’histoire des adhésifs dentaire a commencé dès 1949, lorsque Dr. Hagger, un chimiste suisse qui travaillait pour amalgam dental company, a dit seul la dentine était le substrat initial pour le collage et non l’émail, Hagger a fabriqué un matériau « cavity seal » a utilisé en combinaison avec la résine à durcissement chimique « seviton », en 1951. Ce produit contenait un adhésif appelé di méthacrylate d’acide glycérophosphorique, qui a été polymérisé à l’aide d’un initiateur d’acide sulfinique, plus tard connu sous le nom de « serviton cavity sceller ». Cet adhésif repose sur des monomères acides capablent de s’attaquer et d’interagir au niveau moléculaire avec les surfaces dentaire afin de former des liaisons physique/chimiques avec la restauration de la dent. Le concept de Hagger a été rapidement adopté par d’autres chercheurs et différentes générations d’adhésifs dentaires ont évolué par la suite. ⁽¹³⁾

Le concept de génération a été utilisé en raison de la complexité des agents de liaison, la variété des classifications fait référence à quand et dans quel ordre ce type d’adhésif a été développé par l’industrie dentaire. La dentisterie adhésive a commencé en 1955 par Buonocore sur les avantages du mordantage à l’acide. Avec l’évolution des technologies, les adhésifs dentaires sont passés de systèmes sans mordantage à des systèmes à mordantage total (4^e et 5^e générations) à automordançants (6^e, 7^e et 8^e générations) ⁽¹³⁾

Tableau 1 : Classification of dental bonding systems by generations. ⁽¹³⁾

G	Number of steps	Surface pre-treatment	Components	Shear bond strength (MPa)
1 st	2	Enamel etch	2	2
2 nd	2	Enamel etch	2	5
3 nd	3	Dentine conditioning	2–3	12–15
4 th	3	Total etch	3	25
5 th	2	Total etch	2	25
6 th	2	Self-etch adhesive	2	20
7 th	1	Self-etch adhesive	1	25
8 th	1	Self-etch adhesive	1	Over 30

II- Les adhésifs selon les générations :

La première génération a été publiée par Buonocore en 1956, qui a démontré que l'utilisation de résine contenant du di méthacrylate d'acide glycérophosphorique (GPDM) se fait sur l'émail uniquement. Ces agents de liaison ont été conçus pour la liaison ionique à l'hydroxyapatite ou pour la liaison covalente au collagène. Cependant l'immersion dans l'eau réduit fortement cette liaison. Dans l'ensemble cette génération conduit à des résultats cliniques très médiocres ainsi qu'à une faible force de liaison. ⁽¹³⁾

La deuxième génération a été introduite à la fin des années 1970 et cherchait à améliorer les agents de couplage qui étaient utilisés dans la première génération d'adhésif. Mais le potentiel d'adhérence de cette liaison reste néanmoins faible à la rétention procurée par l'émail mordancé (15-20 MPa) ⁽¹³⁾

La troisième génération a été introduite en fin des années 1970 et au début des années 1980, ainsi les agents de couplage de cette génération ont été présentés et ont apporté de très importants changements, ⁽¹³⁾ elle utilise une étape de conditionnement de la dentine ainsi qu'un primer intermédiaire en conjonction avec un agent de liaison. Ces agents avaient un rôle soit de modifier ou d'enlever la boue dentinaire ce qui permet de libérer les tubules dentinaires avant la mise en place du primer et des résines adhésives après que l'acide a été complètement rincé. ⁽¹⁴⁾

Bien que cette méthode ait permis d'obtenir une plus grande adhérence, elle était considérée comme controversée en dentisterie car, il a été montré que la dentine ne devait pas être mordancée et que la résine non chargée ne pénétrer pas efficacement la boue dentinaire selon Tao et Al, en 1988 ⁽¹⁴⁾

Des tentatives ont été faites pour lier chimiquement l'agent avec le calcium de la dentine. Bowen les a développés et a utilisé un conditionneur dentinaire à 2.5% d'acide nitrique ou d'oxalate ferrique, qui a été remplacé après par de l'oxalate d'aluminium ⁽¹⁴⁾

La quatrième génération : dans les années 1980 et 1990, les matériaux de cette génération ont été les premiers à réaliser une élimination complète de la boue dentinaire, les trois principaux composants (acide, primer et adhésif) sont conditionnés séparément et appliqués de manière séquentielle, l'émail et la dentine sont mordancés en même temps avec de l'acide phosphorique (H_3PO_3) pendant une période de 15 à 20 s, cependant la surface doit être laissée humide «wet bonding» ⁽¹³⁾, ce concept a été introduit par Kanca et Gwinnett et Al.

L'application de primer hydrophile à base d'acétone sur la dentine déminéralisée, induit une diffusion de l'eau dentinaire dans l'acétone pendant que l'acétone se diffuse dans la matrice dentinaire déminéralisée, cette déshydratation chimique du réseau de collagène augmente le module d'élasticité.⁽¹⁴⁾

Le primer infiltrait dans le réseau de collagène exposé forme la couche hybride, qui donne des forces de liaisons élevées et procure un meilleur scellement⁽¹⁴⁾

La cinquième génération, dans les années 1990 et dans la décennie en cours, le système d'adhésion a été simplifié en réduisant les étapes cliniques, ce qui se traduit par une réduction du temps de travail, ceux-ci se distinguent par le fait qu'il s'agit d'un système « en deux étapes ». De plus une méthode améliorée était nécessaire pour prévenir l'effondrement du collagène de la dentine déminéralisée, voire éliminé totalement la sensibilité post opératoire. Cette méthode consiste à combiner le primer et l'adhésif dans un seul flacon appliqué sur l'émail et la dentine simultanément avec 35 et 37 % d'acide phosphorique pendant 15 à 20 s⁽¹³⁾, ce qui favorise la dissolution des cristaux d'émail créant ainsi des microporosités qui sont remplies par des agents de liaison puis suivis d'une polymérisation de la résine. Dans ce cas, le traitement à l'acide phosphorique expose un réseau de collagène carrément dépourvu d'hydroxyapatite. La liaison se produit par diffusion et infiltration de la résine dans le réseau de collagène, formant une couche hybride sur les agents de liaison. Cette couche hybride fournira une rétention micromécanique à la restauration.⁽¹⁴⁾

La sixième génération a été introduite à la fin des années 1990 et au début des années 2000, également connus sous le nom de système auto mordant, il a été cherché à éliminer l'étape de mordantage, ou à l'inclure chimiquement dans l'une des autres étapes. Le primer et l'acide était appliqué en premier, suivis de l'adhésif, une goutte de chaque liquide est mélangée et appliquée sur la dent⁽¹³⁾. Après l'avoir étalé dans la cavité en comprimant de l'air doux, il est polymérisé.⁽¹⁵⁾ Évidemment, ces systèmes de collage se caractérisent par la possibilité d'obtenir une bonne liaison à l'émail et à la dentine. Le plus grand avantage est que leur efficacité semble être moins dépendante de l'état d'hydratation de la dentine que le système de mordantage totale.⁽¹³⁾

La septième génération a été introduite au début des années 2005, elle représente la dernière simplification du système adhésif, tous les ingrédients nécessaires au collage sont placés et délivrés dans un seul flacon. Cela simplifie grandement le protocole de liaison car l'affirmation était qu'il était possible d'obtenir des forces de liaison constantes tout en

éliminant complètement les erreurs qui pourraient normalement être introduites par le dentiste.⁽¹³⁾

Par rapport aux systèmes adhésifs classique, les systèmes en une seul étape contiennent des monomères ioniques non polymérisés qui entrent en contact direct avec le composite. Ces monomères acides n'ayant pas réagi sont en partie responsables de l'inadéquation entre les systèmes adhésifs en une seul étape et les composites autos polymérisables. De plus, ces systèmes ont tendance d'agir comme des membranes semi-perméables, entraînant une dégradation hydrolytique de l'interface résine-dentine. Ces adhésifs contiennent généralement des monomère de résine à structure organophosphoré et carboxylate, car ils doivent avoir une acidité suffisante pour déminéralisé l'émail et dissoudre la boue dentinaire⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾

La huitième génération, en 2010 Voco America a introduit Voco futura bond DC en tant qu'agent de liaison, qui contient des charges nanométriques, d'une taille de particule d'environ 12 nm qui sont incorporées dans ces nouveaux systèmes. Ces nano charge facilite une pénétration accrue des monomères de résines et l'épaisseur de la couche hybride qui à son tour, améliore les propriétés mécanique des systèmes de liaison. De plus, les solutions d'agents de nano liaison avec des nano charges produisent une meilleure force de liaison de l'émail et de la dentine, une absorption des contraintes et une durée de conservation plus longue. Ces nouveaux agents issus des générations auto mordancantes possèdent des monomères hydrophiles acides qui peuvent facilement être appliqués sur l'émail humidifié et mordancé. ⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾

III- Quelques notions relatives aux adhésifs et au collage :

III-1-LES ADHESIFS : les adhésifs amélo-dentaires sont des biomatériaux d'interface. Ils contribuent à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et les biomatériaux de restauration. ⁽¹⁷⁾

III-2- le collage : procédure qui consiste à unir une substance à une autre, par le biais d'un agent de couplage appelé système adhésif.

III-3-ADHESION : ensemble des interactions qui contribuent à unir deux surfaces entre elles et donc s'opposent à leur séparation ⁽¹⁸⁾

III-4- Resin tags : les extensions adhésives en résine dirigées/coulant dans les tubules dentinaires ouverts sont appelées « étiquettes en résine. La structure de ces étiquettes varie selon la technique d'application de l'acide, l'épaisseur de la dentine restante,

Lorsque la dentine pré tubulaire est retirée de la paroi tubulaire par le processus d'acidification, la résine adhésive se diffuse dans la matrice déminéralisée. Après polymérisation, la résine tags est attachée à la paroi du tubule par hybridation. Des marqueurs de résine submicroniques se forment lorsque la résine adhésive s'infiltré dans les canaux tubulaires latéraux. ⁽¹⁵⁾

III-5-La boue dentinaire : ou smear layer, c'est une couche de débris organique l'humidité de la surface et la structure de la dentine résultant de la préparation d'une cavité dentaire. Elle apparaît comme une couche rugueuse qui tapisse la surface dentinaire et qui oblitère les orifices tubulaires. Elle contient peu de porosité, et elle est constituée d'une matrice formée d'un mélange de collagène dénaturé et d'eau d'origine dentinaire, dans laquelle sont incorporés des cristaux d'hydroxyde-apatites arrachés lors du fraisage. D'autres éléments d'origine exogène sont différemment présents tels que la salive, du sang et des micro-organismes. Son épaisseur varie de 0.5 à 1.5 Um. ⁽¹⁷⁾

III-6-La couche hybride : couche d'intrication micromécanique entre la résine du système adhésif et le collagène dentinaire, obtenue après déminéralisation de la surface dentinaire par un conditionneur acide. Celui-ci expose le réseau des fibrilles de collagènes et permet la pénétration des monomères hydrophiles de faible viscosité du système adhésifs ainsi que la liaison avec le composite sus-jacent. ⁽¹⁵⁾

III-7- étanchéité : qualité de ce qui est étanche. L'interface entre une paroi dentinaire et un matériau de restauration est dite étanche lorsque le joint matériau/dent s'oppose à toute infiltrations de fluides et/ou de bactéries. ⁽¹⁵⁾

III-8- Le mordantage : acide- mordantage ou conditionneurs est utilisé pour préparer la surface de la dent. La couche d'émail est légèrement rendu rugueuse et crée des microporosités dans lesquelles la résine non chargé ou l'agent de liaison dentinaire peut pénétrer. Cela améliorera la liaison et augmentera la rétention. Les matériaux de gravure à l'acide phosphorique sont disponibles sous forme de gel, de pâte, de liquide. ⁽¹⁾

III-9- le primer : ils sont utilisés comme agents de renforcement de la liaison et sont constitués de monomères hydrophiles dissous des solvants organiques tels que l'eau, l'acétone et l'éthanol. Ils facilitent l'infiltration du monomère dans les cavités du réseau de collagène. En d'autres termes, le primer harmonise la dentine hydrophile avec la résine adhésive hydrophobe

III-10-l'agent de couplage : Un composant essentiel des résines composites est l'agent de couplage permettant d'obtenir une liaison entre les particules inorganiques et la phase organique continue. L'agent de couplage habituel est le γ -méthacryloxypropyle triméthoxysilane ou silane. Cette silanisation va non seulement augmenter les propriétés mécaniques du composite, mais permet également de réduire la perte des particules due à la pénétration de l'eau entre résine et charges, améliorant sa longévité. Grâce aux méthodes douces de préparation des charges par la nanotechnologie, il est possible actuellement de créer directement des charges organo minérales. ⁽¹⁹⁾

IV- Paramètre intervenant dans le phénomène d'adhésion :

IV-1-Energie de surface : l'énergie de surface est une propriété physique qui permet de déterminer si l'adhésif va établir un contact intime avec le substrat, ainsi qu'une liaison forte. L'interaction entre l'adhésif et le substrat ne concerne pas uniquement la zone de contact entre ces deux matériaux appeler « zone adhésif », elle concerne également l'état de l'adhésif au voisinage de la surface du substrat appeler « zone de transition ».

Plus l'énergie de surface sera grande, plus la capacité d'adhérence est grande. Et par conséquence les qualités adhésifs d'un solide donnée, peuvent être réduits par toute impureté de la surface. ⁽²⁰⁾

-Le concept état de surface, énergie de surface et adsorption : pour mieux comprendre le mécanisme de l'adhésion, il est nécessaire de redéfinir certain notion d'état de surface qui incluent toutes les interactions qui permettent de relier deux corps principaux, il faut distinguer entre la notion de cohésion, qui contribue à lier entre deux corps et l'adhésion, qui correspond à la force et l'énergie de séparation d'un assemblage⁽²⁰⁾

Les composants (atomes, ions, molécules) entre la surface et les internes n'ont pas le même numéro. Il en résulte un déséquilibre : la distance entre les atomes est supérieure à celle de l'équilibre, différents niveaux d'électronique ; et un état énergétique plus élevé que celui à l'intérieur du corps. ⁽²⁰⁾

Ces caractéristiques expliquent la réactivité particulière de la surface à son environnement. Par conséquent, l'énergie de surface doit être définie, ce qui équivaut au travail requis (W) pour former une nouvelle unité de surface du matériau (A). ⁽²⁰⁾

$$dw = YdA \text{ Où } Y \text{ est représenté par } J/m^2$$

À l'interface liquide/gaz, l'énergie de surface correspond à la tension superficielle. Conformément à la loi de la thermodynamique, la Surface cherchera naturellement à réduire ses niveaux d'énergie. Les composants qui composent la surface solide n'ont pas la même liberté de mouvement que la surface liquide. Ces liaisons d'interface sont associées à l'adsorption et réduisent l'énergie de la surface en échangeant des liaisons avec l'environnement externe.

Dans ce cas, l'adsorption physique comprend des liaisons faibles (2–42 kJ/mol) telles que van der Waals ou liaison hydrogène ;

Considérant que la chimio sorption comprend une forte liaison par transfert électronique aux interfaces telles que des liaisons ionique et covalentes (100-1000 kJ/mol).

Toutes les propriétés chimiques, structurales et topographiques de la surface du matériau sont combinées dans l'état de surface. En pratique, la surface est toujours pleine de défauts et d'hétérogénéité. ⁽²⁰⁾

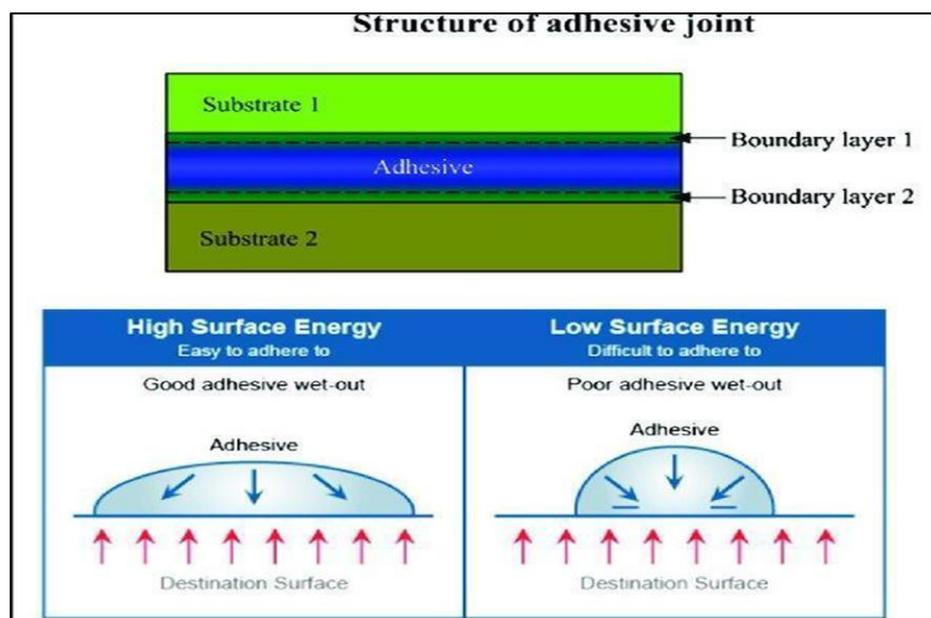


Figure 2 : Structure of adhesive joint and effect of surface energy. ⁽²⁰⁾

IV-2-Le mouillage : c'est l'aptitude qu'a un liquide a occupé la plus grande surface possible lorsqu'on le dispose sur cette surface solide, si le liquide adhésif ne mouille pas la surface du fait de sa faible énergie, l'adhérence est négligeable ou inexistante, ce paramètre est influencé par certain facteurs comme la propreté de la surface.

L'étalement du liquide correspond au mouillage et dépend de trois énergies :

- l'énergie de surface du substrat γ_s . ⁽²⁰⁾

- l'énergie de surface en saturation de vapeur de liquide (tension superficielle du liquide) γ_l .
- énergie d'interface solide liquide γ_{sl} .⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾

Le mouillage pour le liquide et la mouillabilité pour le substrat sont inversement proportionnel à γ_l et γ_s respectivement.

L'adhérence est gouvernée par la loi de Dupré : $w_a = \gamma_l + \gamma_s - \gamma_{sl}$

IV-3-Angle de contact θ : c'est l'angle formé par l'adhésif avec le substrat à leur interface.

L'angle de contact doit être défini à l'équilibre. Ceci sera enregistré par l'angle de contact en fonction du temps.

La rugosité a une influence positive sur l'adhésion lorsque l'angle de contact est inférieur à 90° et a une influence négative lorsque l'angle est supérieur à 90° ⁽²⁰⁾

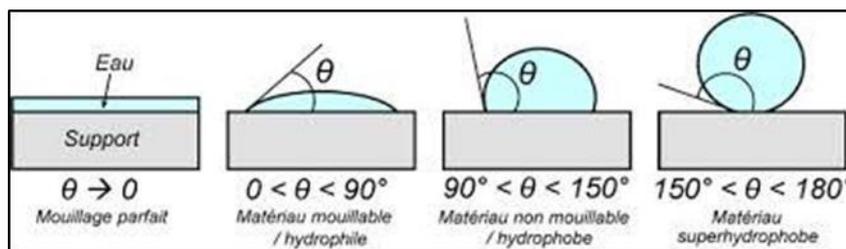


Figure 3 : Correlation between contact angle (θ) and roughness ⁽²⁰⁾

IV-4-Tension de surface du liquide/viscosité : il est évident qu'un adhésif liquide humidifiera la surface plus rapidement qu'un adhésif à haute viscosité, l'importance de cette cinétique de diffusion est relative, car le débit de la plupart des résines adhésives sur un émail mordancé est de plusieurs centimètres par seconde. La viscosité n'affecte donc qu'un mouvement très rapide.

En conclusion, pour achever une adhésion efficace, la distance entre l'adhésif et la surface dentaire doit être minimale, il est possible que l'adhésif mouille la surface quand l'énergie de surface du substrat est supérieure de la tension superficielle de l'adhésif. Quand l'angle entre l'adhésif et la surface du substrat est proche du zéro, l'adhésif peut mouiller cette surface, en d'autres termes. Si l'angle est égal à zéro, il est judicieux d'assumer que l'adhésif a complètement mouillé la surface dentaire et de ce fait augmenter le potentiel d'adhésion. ⁽¹⁵⁾

V- Le mécanisme d'adhésion :

Une adhésion est établie quand différentes molécules se lient entre eux due à leur rapprochement par des forces d'attraction ⁽¹⁴⁾ Pour choisir un bon adhésif, il est nécessaire de comprendre son mécanisme d'action ⁽²⁰⁾

V-1-Liaison mécanique : la composante mécanique joue un rôle essentiel dans l'adhésion au tissu dentaire calcifié ⁽¹⁹⁾. Au niveau microscopique, cette liaison est basée sur la pénétration du liquide adhésif dans les rugosités ⁽¹⁵⁾ et irrégularités qui présentent des contre-dépouilles de la surface dentaire. ⁽²¹⁾ La liaison mécanique dépend de deux facteurs :

Un facteur géométrique qui est représenté par les rugosités au niveau de la surface dentaire ⁽¹⁵⁾, si ces porosités sont de quelque micromètre, alors le processus est connu sous le nom de « d'attachement micro mécanique » qui est différent des « attachement macro mécanique » qui sont considérés comme la base de la rétention et pénétration de l'adhésif. ⁽¹⁴⁾

Un facteur rhéologique (écoulement visqueux) qui est représenté par la pénétration du liquide à l'intérieure de ses porosités du à ses propriétés liquide et à s'accrocher aux parois avec rétrécissement du produit. ⁽¹⁵⁾

Ces deux facteurs sont considéré comme essentiel dans la formation d'une forte liaison et rendra le produit adhésif plus retenti. ⁽¹⁵⁾

V-2- liaison physico-chimique : Un matériau de collage doit s'étaler à la surface du substrat sur lequel il est appliqué pour s'unir à lui. Cette mouillabilité est nécessaire pour espérer avoir une adhésion chimique. ⁽¹⁹⁾

L'adhésion physique est la condition essentielle pour obtenir une adhésion chimique de l'adhésif à la surface du substrat.

On distingue deux types de liaisons chimiques ; les liaisons primaires ou interatomiques et les liaisons intermoléculaires ou secondaires.

Les liaisons primaires fortes regroupent les liaisons covalentes, les liaisons ioniques et les liaisons métalliques. Ces trois types de liaisons interviennent sur de très courtes distances (inférieures à 0,3 nm) d'où l'intérêt de la mouillabilité et correspondent à une mise en commun ou à un échange électronique. Pourtant à l'heure actuelle, il n'a pas été possible de mettre en évidence des liaisons fortes à l'interface tissu dentaire-adhésif. Elles n'ont pu être observées qu'au niveau de l'interface base céramique silanisée-adhésif.

Les liaisons intermoléculaires regroupent les forces de Van Der Waals et les liaisons hydrogènes. Elles sont toujours présentes à l'interface tissu dentaire biomatériaux. ⁽¹⁹⁾

En conclusion, l'adhésion chimique est principalement obtenue par des liaisons primaires, entre les atomes des surfaces qui ont différentes structures et l'adhésion physique due aux liaisons inter moléculaires entre les différentes structures des surfaces⁽²⁰⁾, ces structures sont attirés par des forces d'attachements générant des interactions bipolaires, c'est un processus rapide et réversible car ses liaisons sont dégradées par la pénétration d'eau donc incapable d'assurer une liaison à long terme⁽²¹⁾

V-3-L'absorption : se produit grâce aux liaisons chimiques entre l'adhésif et le substrat dentaire. ⁽¹⁵⁾

V-4- la diffusion : cette théorie est illustrée par l'adhésion polymère polymère, la diffusion de résine conventionnelle dans un autre polymère a augmenté la capacité adhésive au degré d'adhérence. BROWN a mis l'accent sur cette interaction.

–**critère thermodynamique** : les molécules doivent être compatibles en termes d'hydrophobicité

- **critère dynamique** : les macromolécules doivent avoir une mobilité suffisante, de plus le diamètre de la molécule et la distance de l'espace intermoléculaire doivent être compatibles. Par conséquent, l'importance du milieu de diffusion, du solvant et de la viscosité du matériau sont également à discuter, c'est la théorie du principe de la couche hybride dentaire.⁽²⁰⁾

V-5- théorie électro statique : la base de cette théorie est la différence dans l'électronégativité des matériaux adhérents.

La force adhésive est attribuée au transfert d'électron à travers l'interface créant des charges positives et négatives qui s'attirent entre eux.

Les forces électrostatiques expliquent la résistance à la séparation de l'adhésif et substrat.

La surface d'un substrat présente une pluralité de sites polaires, qui ont l'acidité du donneur d'électrons et /ou l'alcalinité de l'accepteur d'électrons. Ces sites peuvent être liés à l'activité de polarité inverse des adhésifs. Par conséquent, la connexion polaire résultera du transfert de charge entre la position donneur de base et la position accepteuse d'adhésif, et vice versa. ⁽²⁰⁾

Ses critères basiques qui sont nécessaires pour établir une forte adhésion, sont obtenus par l'application d'un acide, l'émail et la dentine sont sujets au processus d'acidification. Après

cette étape, la surface dentaire est prête à recevoir le primer et l'agent de liaison (adhésif). La surface de contact des tissus dentaires avec l'adhésif est appelée « interface » c'est là où se déroule le phénomène d'adhésion.

VI- Rôle des adhésifs :

VI-1-La rétention de la restauration :

L'adhésion est communément utilisée pour permettre à la restauration de rester en place, les autres liaisons mécaniques ne sont pas nécessaires quand le système adhésif est utilisé. Parfois, les adhésifs sont utilisés pour lier un faible matériel de restauration comme la porcelaine aux tissus durs restant de la dent, pour que cette dernière, en fin de traitement, puisse supporter la faible restauration.

Les adhésifs sont aussi utilisés pour attacher les brackets orthodontiques et autres matériels qui peuvent être appliqués sur la surface dentaire. ⁽²¹⁾

VI-2-Réduction de la pénétration des fluides buccale :

Ce processus consiste à l'infiltration et l'écoulement des fluides oraux et bactéries (acide produit par le métabolisme bactérien) dans l'interface ou jonction entre la restauration et la surface dentaire. Grace au système adhésif, ce phénomène est réduit. ⁽²¹⁾

Cette pénétration augmente le risque d'apparition de carie récidivante et la sensibilité post opératoire, cette sensibilité est causée par le mouvement des fluides et bactérie à l'intérieur et l'extérieur de l'interface. Si la pulpe est atteinte par ces mouvements, alors, la sensibilité post opératoire se manifeste par des douleurs dentaires⁽²¹⁾.

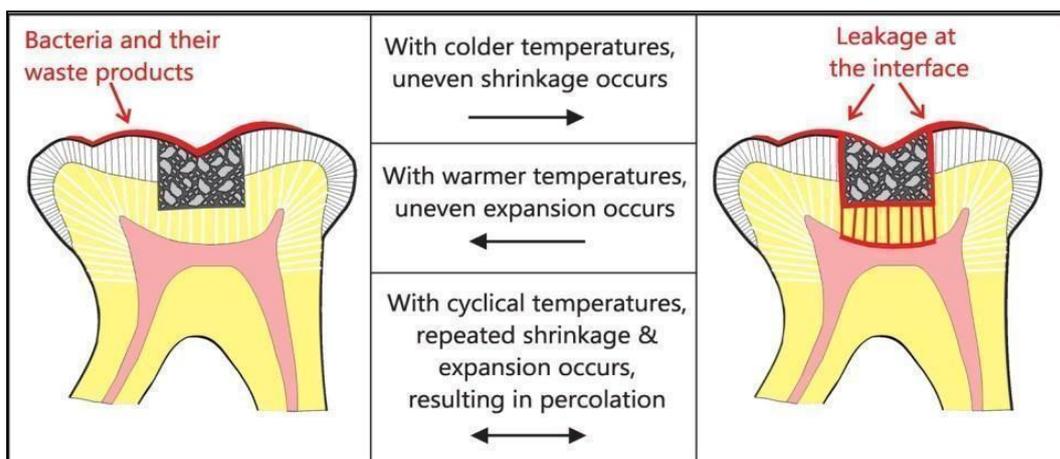


Figure 4 : Illustration of the effects of temperature changes and microleakage. When the coefficient of thermal expansion of a restorative material does not match that of the

tooth structure, uneven expansion and contraction occur. In turn, gaps, leakage and percolation occur at the interface of the restoration and the tooth. ⁽²¹⁾

Quand la dent est soumise à des variations de température par la consommation de nourriture et boisson chaudes/froides, des expansions et contractions se produisent, si le coefficient d'expansion thermique du matériau de restauration ne s'accorde pas avec le coefficient de la dent, il se produit des contractions et expansions à différents niveaux et à différentes vitesses. La répétition de ces phénomènes engendre à l'absorption et la poussée des fluides aux bords marginaux de la restauration. Ce phénomène est nommé « percolation » ou « phénomène d'infiltration ». ⁽²¹⁾

L'adhésion réduit aussi l'apparition de tache sombre au niveau des marges de la restauration dentaire induite par le phénomène d'infiltration. ⁽²¹⁾



Figure 5 : Photograph of several anterior composite restorations. Note the significant staining of the margin of tooth. ⁽²¹⁾

VI-3-Réduction des récives de caries :

La raison la plus importante à la réduction de la pénétration des fluides oraux est la minimisation de l'apparition et du développement des caries secondaires. Ces caries sont localisées aux bords marginaux des restaurations dentaires.

Le scellement, ainsi, de ces bords empêche la colonisation et la prolifération des bactéries. ⁽²¹⁾

VII- Les types d'adhésifs :**VII-1-Les adhésifs totaux (mordançage rinçage) :**

Cette méthode est caractérisée par une étape initiale de mordançage avec acide suivi par un rinçage qui est responsable de l'élimination complète de la boue dentinaire, simultanément, l'acide favorise la déminéralisation de la dentine à une profondeur de 3-5 μm , ainsi exposant l'ensemble du collagène fibrillaire qui sont presque dépourvue d'hydroxyapatite. ⁽²²⁾

L'étape suivante consiste à l'application d'un primer contenant des monomères spécifiques avec des propriétés hydrophiles, tel que le 2-hydroxyéthyle méthacrylate (HEMA), dissous dans un solvant organique qui peut être l'eau, l'acétone ou l'éthanol.

Tandis que l'HEMA est responsable de l'amélioration de la mouillabilité et de promouvoir la ré-expansion du réseau de collagène, les solvants sont capables de déplacer l'eau des surface dentinaire, donc préparer le réseau à l'étape suivante. ⁽²²⁾

Dans l'étape de couplage, un solvant libre de résine adhésive est appliqué sur la surface préparée, conduisant à la pénétration du monomère hydrophobe, non seulement dans l'espace inter fibrillaire du réseau de collagène mais aussi dans les tubules dentinaires. Après leur infiltration, ce monomère est polymérisé, résultant l'apparition d'une couche hybride, qui en combinaison avec la résine tags à l'intérieur des tubules procure une rétention micro mécanique avec le composite de restauration. ⁽²²⁾

Comme résultat, on observe une formation de lacunes vides qui peuvent être localisés en dessous/à l'intérieur de la couche hybride, laissant, ainsi, des fibres de collagènes exposées et non protégées, donc plus susceptible à la dégradation dans le temps. ⁽²²⁾

Dans la majeure partie, la sensibilité de ce type d'adhésion est apparentée à l'étape de mordançage. Il a été clairement dit que la déminéralisation du réseau de collagène doit être librement arrangé durant l'étape d'adhésion, pour autoriser la bonne pénétration de la résine monomère.

Actuellement, une certaine quantité d'eau est décisive pour prévenir l'écroulement du réseau de collagène, alors qu'une surface excessivement humide peut contribuer négativement à une liaison efficace à la dentine. Dans des conditions « trop humide », l'excès d'eau qui est incomplètement retiré de la surface provoque une séparation entre les composants hydrophobes et hydrophiles, résultants en la formation de vide semblable à des globules à l'interface dentine/résine. En outre une humidité excessive sur le substrat adhérent est

responsable à diminuer le degré de conversion du monomère de résine, réduisant ainsi, les propriétés mécanique de la couche adhésive. ⁽²²⁾

Les systèmes adhésifs qui contiennent des primers hydrophiles dissous dans l'acétone produisent de forte liaison lorsque la dentine conditionnée était laissée visiblement humide, un protocole utilisé appelé « technique de collage par voie humide », donne de très bonnes résultats.

Il est intéressant de noter, que les primers à base d'eau ont montré un effet d'auto humidification potentiel sur la dentine séchée à l'air. Leur teneur en eau semble suffisante pour réhydrater ou humidifier à nouveau le collagène dégradé et le transformer en un ensemble de collagène bien organisé qui permet au primer hydrophile de diffuser à l'intérieur de ce réseau. Par conséquent, contrairement aux adhésifs contenant de l'acétone, les adhésifs à base d'eau semble être moins sensible aux variations de protocole de liaison en ce qui concerne l'humidité de la dentine mordancée. ⁽²²⁾

Toutefois, il convient de souligner que les restes des solvants à la surface dentaire doivent être évaporée par séchage à l'air du primer, le solvant non évaporé peut compromettre la polymérisation du monomère de résine. Néanmoins, il est difficile de réaliser une évaporation complète du solvant, en particulier dans les adhésifs à base d'eau. Pour faciliter leur évaporation, l'éthanol et l'acétone peuvent être utilisé en conjonction à l'eau comme Co-solvant, résultant en un mélange azéotropique. Ceci implique la formation de liaison hydrogène entre l'eau et l'éthanol/acétone, induisant un solvant plus facile à évaporer. ^(XXII)

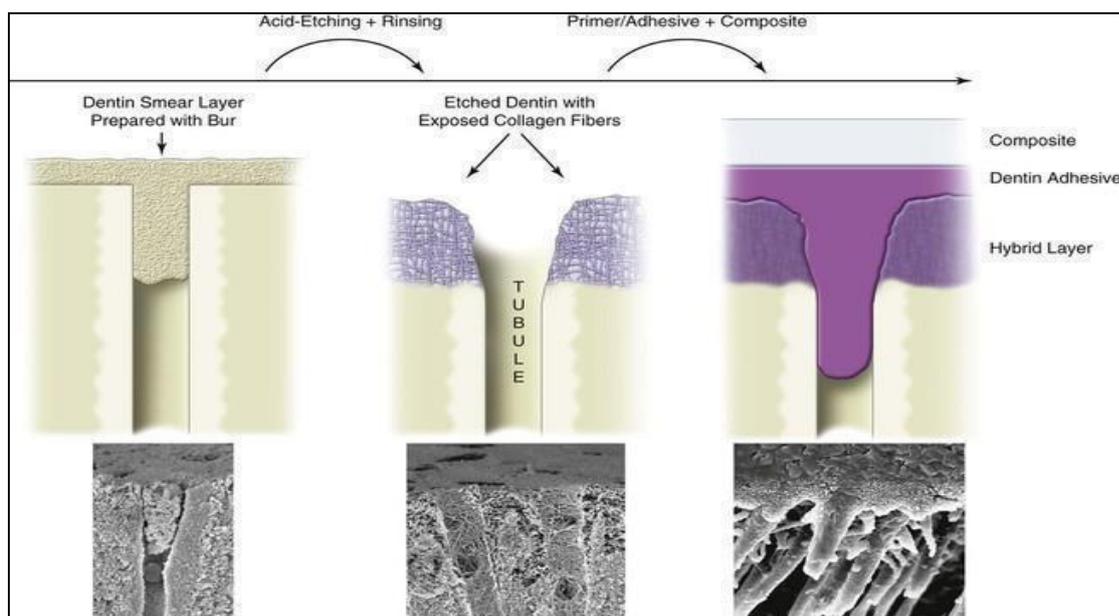


Figure 6 : Bonding of resin to dentin using an etch-and-rinse technique. ⁽²⁴⁾

VII-2-Adhésifs auto mordançants :

Contrairement à leurs homologues mordançage et rinçage, les adhésifs ne nécessitent pas une étape de mordançage distincte, car ils contiennent un acide monomère qui simultanément mordance et prépare la surface dentaire.

En raison de ces caractéristiques acides, les adhésifs auto-mordançant sont capables de dissoudre la boue dentinaire et de déminéraliser la couche émail/dentine sous-jacente. Par conséquent, cette approche a été revendiquée comme étant plus simple et assure une sensibilité post opératoire moindre, ce qui se traduit par une performance cliniquement fiable.

Cependant, de nos jours, beaucoup de préoccupations ont été soulevées au sujet de l'efficacité du collage par système auto mordançant, surtout en ce qui concerne leur durabilité, bien qu'elle puisse dépendre du matériel. Certains d'entre eux ont fait leur preuve au niveau clinique et en laboratoire. ⁽²²⁾

Les caractéristiques morphologiques de la couche hybride produite par des adhésifs auto-mordançant dépendent d'une grande mesure de la capacité de leurs monomères fonctionnels à déminéraliser le substrat dentaire. Par conséquent, selon leur acidité ou l'agressivité de leur mordançage, ils peuvent être classés comme forte (ph inférieure à 1), intermédiaire (ph proche de 1.5), doux (ph proche de 2), et ultra doux (ph supérieur ou égale à 2.5). L'échelle du ph arbitraire dépend du substrat à traiter, lorsqu'on travaille sur l'émail des acides forts à intermédiaire sont utilisés et sur la dentine des acides doux à ultra doux sont privilégiés. ⁽²³⁾

Les caractéristiques ultra morphologiques promues par ses adhésifs sur les substrats dentaires ressemblent à celle du système totale, malgré le fait que les produits issus de la déminéralisation ne sont pas rincés.

D'autre part, les adhésifs automordançants doux ne déminéralisent que partiellement la dentine, laissant une quantité substantielle de cristaux d'hydroxyapatites autour des fibrilles de collagène. Cela reste disponible pour une éventuelle interaction chimique supplémentaire.

Ce double mécanisme de liaison (micromécanique et chimique) est considéré comme avantageux en termes de liaison et de durabilité. ⁽²³⁾

La couche hybride formée par cet adhésif est d'une profondeur ne dépassant pas 1µm et les tags sont difficilement observés. Néanmoins, ni l'épaisseur de la couche hybride ni la longueur de ses tags ne semblent être importants pour l'efficacité et la stabilité du collage.

^(XXII) La liaison chimique souhaitable présentée par certains adhésifs est liée à la présence de monomères fonctionnels spécifiques dans leur composition, tel que le 10-MDP, le 4 META et le phényle-P.

Ces monomères contiennent des groupes carboxyliques et phosphates capables de se lier ioniquement avec le calcium dans les cristaux d'hydroxyapatites. ⁽²²⁾ Cependant, il a été démontré que la liaison chimique favorisée par le 10-MDP est non seulement plus efficace mais aussi plus stable dans un environnement aqueux que celui fourni par le 4-META et le phényle-P.

Un facteur qui peut interférer avec l'efficacité de liaison d'un adhésif auto-mordant est le type de couche de boue dentinaire produite sur le substrat dentaire.

Selon la technique et l'instrument utilisés pour la préparation de la cavité, la couche de boue dentinaire peut varier en épaisseur, densité et degré de fixation aux structures dentaires sous-jacentes. ⁽²²⁾

Comme ces types d'adhésif interagissent avec la couche de boue dentinaire plutôt qu'en l'éliminant, le potentiel acide peut être tamponné par la teneur en minéraux dans une couche épaisse et dense. Cela peut donc entraîner une mauvaise interaction avec le substrat sous-jacent. Évidemment, moins l'adhésif est acide, plus la couche de boue dentinaire peut interférer avec le collage. Par conséquent, les techniques et instruments qui produisent une plus fine et moins compacte couche doivent être préférées pendant la préparation de la cavité. La finition des parois de la cavité avec une fraise diamantée extra-fine entraîne une formation de couche plus mince, qui peut donc favoriser une meilleure interaction entre les adhésifs doux et ultra-doux et le substrat dentaire. ⁽²²⁾

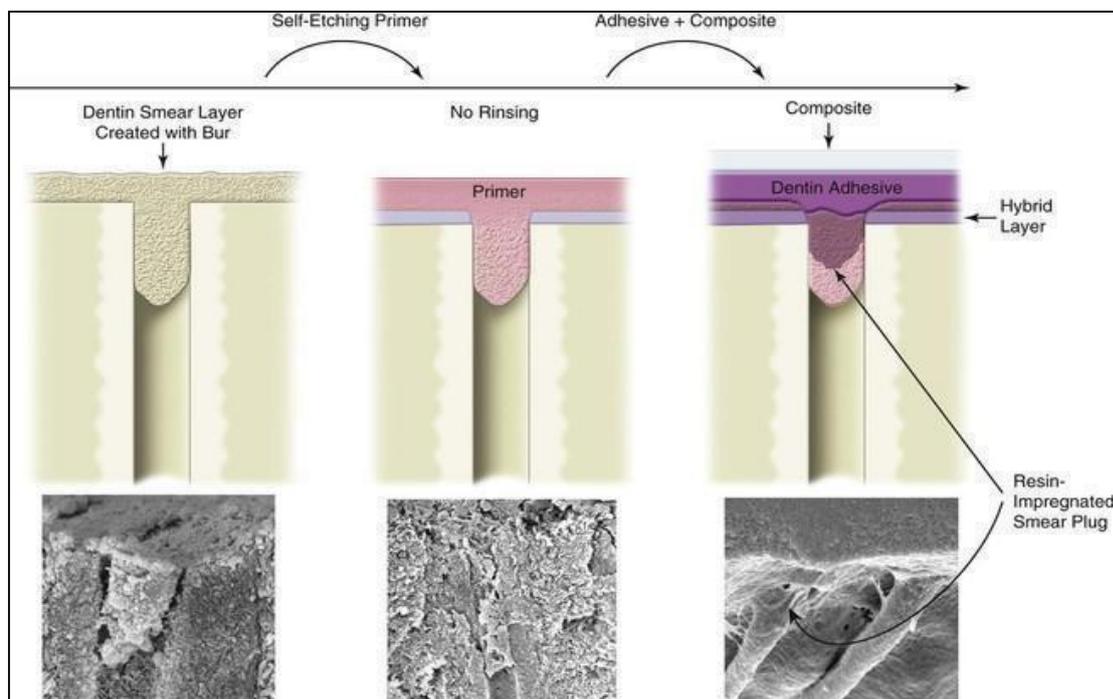


Figure 7 : Bonding to dentin using a self-etch primer. ⁽²⁴⁾

VII-3-Adhésion sélective :

Cette technique correspond à un mordantage conventionnel à l'acide phosphorique de l'émail périphérique d'une préparation sans traiter la dentine avant de rincer à l'eau. Après séchage la dentine est conditionnée à l'aide d'un adhésif SAM 2 ou SAM 1. La boue dentinaire est solubilisée mais pas éliminée et les surfaces ne sont pas rincées à l'eau après l'application d'un primer. Cette méthode peut également être considérée comme une méthode de mordantage rinçage amélaire associée à une méthode d'auto-mordantage de la dentine. Cette technique utilisée à l'origine avec les adhésifs anciens (type 3ème génération) a connu un regain d'utilisation avec les adhésifs auto-mordantants et les nouveaux adhésifs universels. ⁽²⁵⁾

VIII- Les matériaux utilisés :**VIII-1- Composition et principes d'action des agents de préparation :****VIII-1-1- Acide ortho phosphorique :**

L'acide ortho phosphorique est l'agent de préparation le plus répandu en orthodontie, il agit sur l'émail en provoquant une dissolution des cristaux d'hydroxyapatite selon la réaction suivante⁽¹⁹⁾ :

$$8\text{H}^+ + [\text{Ca}^{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2] \rightarrow 10 \text{Ca}^{2+} + 6\text{HPO}_4^{4-} + 2\text{H}_2\text{O}$$

Ce traitement de surface va aboutir à une surface rugueuse plus étendue avec une plus grande énergie de surface permettant l'ancrage de l'adhésif sous forme de brides résineuses.

Trois types d'attaque ont d'ailleurs été décrits par Silverstone, ce qui explique l'inégale action du mordantage. ⁽¹⁹⁾ Cet acide existe sous deux formes : gels colorés et solutions. Le gel permettra une meilleure visualisation lors de l'application. Il est préconisé de l'utiliser à une concentration de 37 % avec un temps d'attaque de 30 s afin d'obtenir une adhésion suffisante.

Il faut garder à l'esprit que le mordantage amélaire à l'acide ortho phosphorique est une technique efficace mais agressive car il entraîne une perte d'émail conséquente (jusqu'à 160 µm pour Diedrich) ainsi qu'une pénétration de résine à travers le substrat, persistante à la dépose des attaches et pouvant provoquer des colorations particulièrement disgracieuses au niveau du secteur antérieur. ⁽¹⁹⁾

Pour éviter cette agression du tissu amélaire, certains auteurs ont proposé comme alternative au mordantage la micro-abrasion amélaire par sablage à l'alumine. Les résultats en termes de force d'adhésion furent décevants, nettement inférieurs à ceux obtenus lors d'un collage classique. ⁽¹⁹⁾

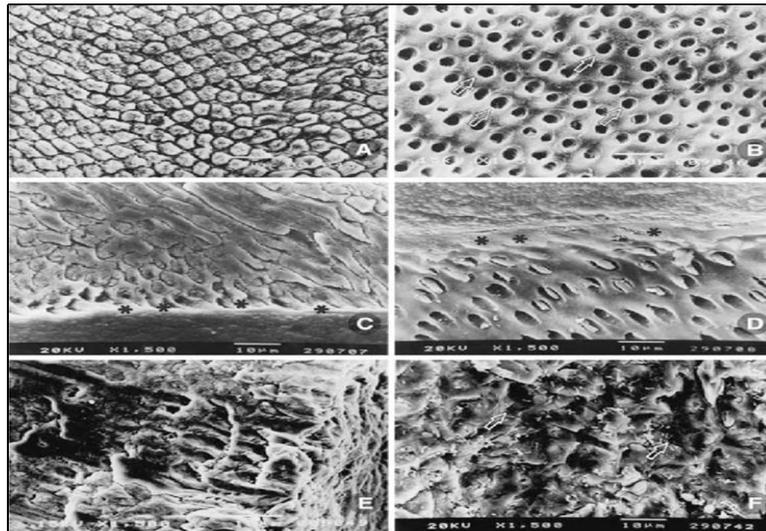


Figure 8 : (A) Enamel etched with 37% phosphoric acid-surface topography ($\cdot 1500$). (B) Dentin etched with 37% phosphoric acid-surface topography ($\cdot 1500$). (C) Morphology of adhesive/enamel interface after etching with 37% phosphoric acid ($\cdot 1500$). (D) Morphology of adhesive/dentin interface after etching with 37% phosphoric acid ($\cdot 1500$). (E) Enamel surface topography after treatment with air-abrasion ($\cdot 1500$). (F) Dentin surface topography after treatment with airabrasion (1500) ⁽²⁵⁾

VIII-1-2- Acide polyacrylique :

L'acide polyacrylique est un acide faible de haut poids moléculaire qui ne déminéralisera pas la surface du substrat mais permettra d'abaisser la tension superficielle de la surface dentaire et d'augmenter la mouillabilité de cette surface, ce qui favorisera l'adaptation de matériaux de remplissage. L'intérêt de la préparation à l'acide polyacrylique réside dans l'économie tissulaire qu'il procure par rapport au mordantage à l'acide ortho phosphorique. Cet agent de préparation doit être considéré comme un agent de conditionnement et non comme un agent de mordantage. Cet acide est utilisé sous forme de solution à une concentration de 10 %, conjointement à l'utilisation des ciments verres ionomères. ⁽¹⁹⁾

VIII-1-3- Acide fluorhydrique :

Il trouve son intérêt dans le collage sur les surfaces céramiques. Le gel d'acide fluorhydrique à une concentration de 10 % appliqué pendant 2 min réalise alors le mordantage de la surface de la céramique et crée des microporosités, assurant ainsi une adhésion mécanique. Son utilisation doit être prudente et demande une isolation méticuleuse de la zone de travail car l'acide fluorhydrique provoque une lésion des muqueuses en cas de contact. ⁽¹⁹⁾

VIII-2- Composition et principes d'action des agents de liaison :**VIII-2-1- Les adhésifs hydrophobes :**

Cet agent est une résine non chargée contenant principalement des monomères hydrophobes – bis-GMA (bisphénol méthacrylate de glycidyle ou matrice de Bowen) ;

– esters di méthacryliques ; TEGDMA (tri éthylène glycol di méthacrylate), UDMA (di méthacrylate uréthane) Le préalable à l'utilisation de ce type d'adhésif est une surface non affectée par la présence d'eau ou d'humidité, permettant la formation de brides résineuses.

(19)

VIII-2-2- Les adhésifs hydrophiles :

La base de ce type d'adhésif reste identique à celle de l'adhésif hydrophobe, à laquelle ont été ajoutés :

– des monomères amphiphiles (HEMA, hydroxyéthyle méthacrylate) ;

– un solvant (eau, acétone ou alcool) miscible à l'eau.

L'acétone va imprégner le réseau de collagène et le pénétrer. Il lui redonne son volume et empêche son effondrement. Son rôle est essentiel notamment dans la création de la couche hybride. (27) Cette association améliore le mouillage et l'infiltration de la résine sur un substrat humide (transformation d'une surface humide en surface hydrophobe). Elle permet d'obtenir une adhérence acceptable lors d'un collage sur un substrat contaminé par la salive.

(19) Ils sont l'équivalent des adhésifs « mono composants » utilisés en odontologie conservatrice pour les collages au substrat dentinaire associant primer et résine adhésive dans un seul flacon. (19)

VIII- 3- la résine adhésive :

C'est la dernière étape avant l'application du matériau de remplissage, et va se polymériser avec le primer. Il s'agit d'une molécule organique ou organominérale.

Cette résine va pénétrer les tubuli dentinaires et s'infiltrer au sein du réseau déminéralisé de la dentine péri et inter tubulaire. Il y'a donc la création de tags de résine à l'intérieur des tubuli et d'une couche hybride. Au niveau de l'émail, il y'a également formation de tags de résine, que l'on trouve sous deux formes : des « **macro** » tags remplissent les espaces inter prismatiques, tandis que des très nombreux « **micro** » tags sont retrouvés au sein de l'émail

intra prismatique enveloppent de manière individuelle les cristaux d'hydroxy apatites dénudés par le mordantage. ⁽¹⁹⁾

VIII-4- les monomères utilisés dans la matrice résineuses :

Depuis leur première application en dentisterie dans les années 1962, les traitements dentaires à base de méthacrylate photo polymérisable ont été largement utilisés en clinique en raison de leurs avantages, tels que l'excellente propriété esthétique et une manipulation facile. ⁽²⁸⁾

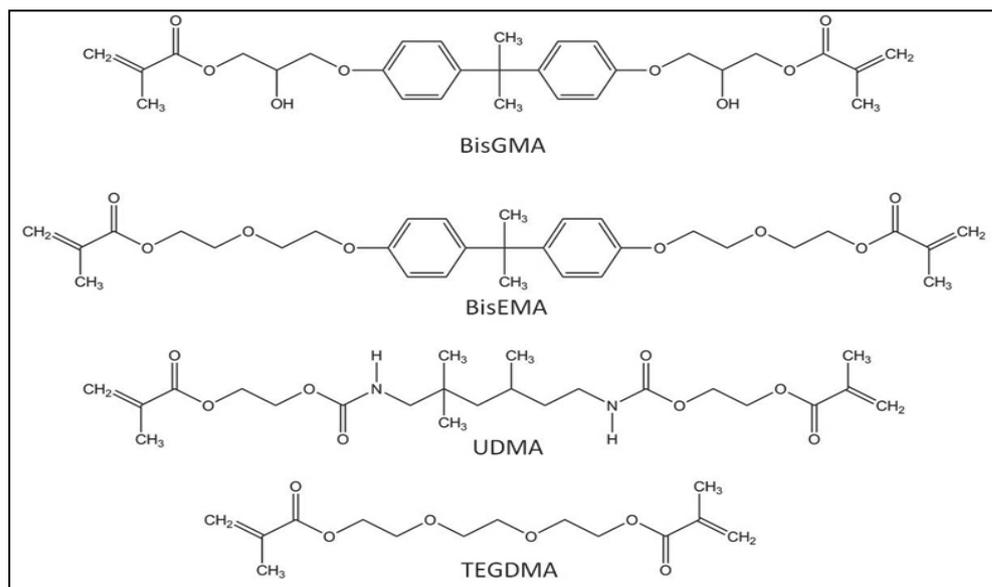


Figure 9 : Molecular structure of different monomers used in RBCs. ⁽²⁸⁾

VIII-4-1- le Bis-GMA (Bisphénol A-Glycidyl methacrylate) :

Le Bis-GMA, synthétisé par BOWEN en 1960 ⁽²⁹⁾, est un monomère prédominant. Il est synthétisé à partir du bisphénol A (BPA) et le glycidyle méthacrylate (GMA).

Le BPA a été signalé pour la première fois en 1891 par un chimiste russe ALEKSANDR P. DIANIN par la réaction chimique a été synthétisé en 1905 par ZINCKE par condensation de l'acétone avec deux équivalents de phénol, en présence d'un acide catalyseur tel que l'acide chlorhydrique (HCl) ou l'acide sulfurique. Le BPA $(\text{CH}_3)_2\text{C}(\text{C}_6\text{H}_4\text{OH})_2$ est un composé solide, cristallin, organique et synthétique incolore appartenant au groupe des dérivés du bisphénol et du méthane di phénylique ayant deux groupes hydroxy phényle. ⁽²⁸⁾

Il est peu soluble dans l'eau, mais assez soluble dans divers solvants organiques. Bis-GMA à noyau central rigide de l'anneau du phényle et deux groupes hydroxyles qui sont responsable

d'une viscosité extrêmement élevée (1200 Pa.s) et une mobilité moindre. Ces deux groupes augmentent la capacité de sorption de l'eau, le noyau central du cycle phénolique a une forte liaison hydrogène. ⁽²⁹⁾

L'avantage de son utilisation par rapport aux autres type de monomère, comme le méthacrylate de méthyle (MMA) comprennent moins de retrait. En raison sa faible volatilité et moindre diffusion dans les tissus, on observe un module élevé et une toxicité réduite.

Afin de traiter la haute viscosité, le Bis GMA a été mélangé avec un monomère plus flexible comme le TEGDMA. Due aux fortes liaisons hydrogènes entre les groupes hydroxyles, le monomère Bis-GMA présente une force d'impact assez élevée, même s'il présente une hétérogénéité morphologique du polymère. ⁽²⁹⁾

Cependant, il a été prouvé que le Bis-GMA est un type de Perturbateur endocrinien qui peut causer plusieurs problèmes de santé, bien qu'il ait été dit que le Bis-GMA ne pourrait pas s'hydrolyser en BPA, il a tout de même été détecté d'être libéré hors du Bis-GMA. Dans le but de minimaliser l'exposition humaine au BPA, l'utilisation de monomère de méthacrylate qui n'est pas dérivé du BPA pourrait être un moyen efficace.

Dans le cadre de préparer un monomère Bis-GMA sans BPA, LIANG et ses collègues ont synthétisé un produit contenant du monomère de di-méthacrylate sans Bisphénol A et l'ont appliqué dans la matrice résineuse, ce produit présentait des avantages comme une conversion à double liaison plus élevée, un rétrécissement volumétrique et une sorption d'eau plus faible, en dépit de cela, cette matrice résineuse présentait une résistance à la flexion et un module beaucoup plus faible. ⁽²⁸⁾

Tableau2 : Basic properties of resin monomers. ⁽²⁹⁾

Monomère	Poids moléculaire E	Concentration de double liaison (mol/kg)	Viscosité (pa.s)	Indice de réfraction	La densité
Bis-GMA	512.59	3.9	700	1.5497	1.16
EMA	540	3.7	3	1.532	1.12
TEGDMA	286.3	6.99	0.05	1.46	1.09
UDMA	470	4.25	8.5	1.485	1.12
HEMA	130.14	.	.	1.452	1.07
PPGDMA	600	.	0.09	145	1.01

VIII-4-2- l'UDMA (Urethane dimethacrylate) :

L'UDMA qui est un autre type de monomère de méthacrylate est considéré comme étant utilisé pour remplacer ce dernier comme résine de base des matériaux dentaires. ⁽²⁸⁾

L'UDMA a été développé par FOSTER et WALTER en 1974, il a été synthétisé à partir de réaction de méthacrylate hydroxy alkyle et de 1, 6-bis (methacrylyloxy-2-ethoxy-carbonyl amino) -2,4, 4 trimethylhexane. L'absence d'un anneau de phénol dans la chaîne de structure du monomère conduit à une plus grande flexibilité et ténacité par rapport au Bis-GMA. ⁽²⁸⁾

En raison de la viscosité significativement plus faible et donc une plus grande mobilité de l'UDMA, Bis-GMA a été remplacé partiellement ou totalement par ce monomère.

L'UDMA présente une viscosité plus élevée que le TEGDMA et le bis-EMA, due à la liaison hydrogène entre les groupes -NH- et carbonyle, qui cependant, est beaucoup plus faible que celle du bis-GMA. ⁽²⁸⁾

L'UDMA contient un groupe aliphatique entre les méthacrylates, mais présente une température de transition vitreuse relativement haute, en raison de la présence des groupes uréthane (-NHCOO-) qui contiennent des doubles liaisons rigides quasi-conjuguées et forme également des liaisons hydrogène.

Malheureusement les résines à base d'UDMA ont un taux de polymérisation et un degré de conversion très élevé par rapport au Bis-GMA⁽²⁹⁾, il présente un défaut dans le rétrécissement volumétrique. Ce rétrécissement plus élevé pourrait conduire à un plus grand écart marginal entre la dent et la restauration, entraînant une plus grande possibilité à la formation de carie secondaire ⁽²⁸⁾, il montre aussi une faible mobilité, réactivité et degré de conversion lorsqu'il est mélangé avec du Bis-EMA. ⁽²⁹⁾

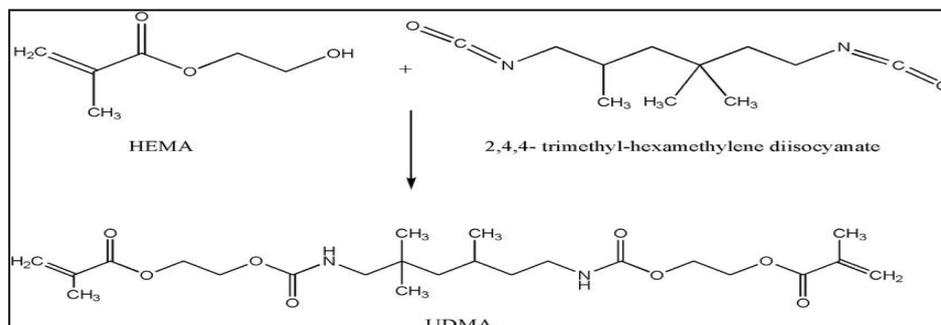


Figure 10 : Chemicals reaction for synthesis of UDMA ⁽²⁹⁾

VIII-4-3- Bis-EMA (Ethoxylated bisphénol a glycol di méthacrylate) :

En remplaçant le groupe hydroxyle du Bis-GMA par un époxy spécie ($\text{CH}_2\text{-CH}_2\text{-O-}$), il devient un Bis-GMA éthoxylé connu comme Bis-EMA, un monomère hydrophobe analogue au Bis-GMA, utilisé en beaucoup de matériaux de restauration dentaire.

Pour la réaction d'éthoxylation, éthylène oxyde qui est une molécule très réactive, est généralement utilisé.

Le Bis-EMA a comme avantages une faible viscosité, une bonne sorption d'eau et un faible rétrécissement pendant la polymérisation qui l'attribue à être diluant dans la matrice de résine à la place du TEGDMA. Son degré de conversion de double liaison est amoindri malgré sa faible viscosité naturelle. ⁽²⁸⁾

VIII-4-4- HEMA (Hydroxyethyl methacrylate) :

HEMA est le monomère hydrophile le plus fréquent présent dans le système adhésif. ⁽³⁰⁾ Il peut être synthétisé à partir de l'acide méthacrylate par une réaction de trans estérification de l'éthylène glycol ou par réaction entre l'oxyde d'éthylène et l'acide méthacrylate. ⁽²⁹⁾

En raison de son faible poids moléculaire, HEMA agit comme co-solvant, minimisant la phase de séparation et augmentant la miscibilité de l'hydrophobie et des composants hydrophiles dans la solution.

Toutefois, la formation de gel aqueux et instable a été observée en utilisant un adhésif à base d'HEMA, ceci est susceptible à la dégradation hydrolytique. Certaines études ont montré que le retrait d'HEMA des adhésifs auto-mordants réduirait la sorption d'eau, tandis que d'autres ont observé que 10% d'HEMA pourrait être bénéfique pour la bonne performance de l'adhésif.

Des monomères de di-méthacrylate de surfactant ont été ajoutés pour maintenir l'hydrophilie, ce sont des exhausteurs de solubilité qui facilitent la pénétration de composants hydrophobes dans la dentine déminéralisée humide, réduisant ainsi la phase de séparation. L'avantage de ces monomères est qu'ils résultent en la formation de polymère à double liaison plus stable. ⁽³⁰⁾

VIII-4-5- TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate) :

L'oxydation de l'éthylène en présence du catalyseur d'oxyde d'argent (AgO_2) à haute température forme l'oxyde d'éthylène qui après hydratation donne le TEG comme produit de

réaction. L'acide méthacrylique quand il réagit avec le tri éthylène glycol (TEG) forme le TEGDMA, dans cette phase réaction, les groupes méthacrylate se lient à chaque extrémité du TEG.

Il est fréquemment utilisé comme diluant dans les composites dentaires en raison de sa faible viscosité, parce que l'interaction des liaisons polaires entre les chaînes du TEGDMA est faible et la structure de base est assez flexible. ⁽²⁹⁾

Toutefois, les principaux inconvénients de l'ajout du TEGDMA à la matrice de résine sont :

- une forte sorption d'eau.
- des propriétés mécaniques réduites.
- une faible stabilité des couleurs.

Lors de la polymérisation, le Bis-GMA et le TEGDMA forment des liaisons acryliques stables avec des particules de remplissage inorganique grâce aux agents de couplage greffés sur ces particules, un réseau tridimensionnel qui possède de bonnes caractéristiques mécaniques et chimiques est ainsi formé. ⁽²⁹⁾

Il a été reporté que les polymères contenant des fluorocarbures présentent plusieurs avantages, notamment une hydrophobicité élevée, une excellente résistance à une vaste gamme de produits chimiques, une résistance potentielle à l'attachement microbien et une bonne biocompatibilité. En outre, plusieurs recherches ont montré que les propriétés mécaniques pourraient être améliorées en introduisant du fluor dans un monomère dentaire, toutes ses propriétés rendent les polymères fluorés très attrayants pour l'application dentaires.

Dans cette recherche un nouveau monomère di méthacrylate avec fluor (FDMA) a été synthétisé et appliqué à la résine. Une résine dentaire non chargée a été préparé en mélangeant l'FDMA et le TEGDMA. ⁽²⁸⁾

Tableau 3 : Viscosity, double bond conversion at an irradiation time of 60 s (DC60s) and volumetric shrinkage (VS) of each resin system. ⁽³¹⁾

Resin Formulation	Viscosity (mPa·s)	DC60s (%)	VS (%)
Bis-GMA/TEGDMA	164.7 ± 1.5 ^A	53.8 ± 2.1 ^a	9.2 ± 0.8 ^a
FDMA/TEGDMA	201.7 ± 1.5 ^B	65.4 ± 3.7 ^b	7.8 ± 0.9 ^b

A, B Different upper case letters indicate statistical differences with a column by the Student's *t*-test ($p < 0.004$); ^{a,b} Different lower case letters indicate statistical differences with a column ($p < 0.05$).

Tableau 4 : Flexural strength (FS), flexural modulus (FM), water sorption (WS), and solubility (WSL) of cured resins. ⁽³¹⁾

Resin Formulation	FS (MPa)		FM (GPa)		WS (%)	WSL (%)
	Before Water Immersion	After Water Immersion	Before Water Immersion	After Water Immersion		
Bis-GMA/TEGDMA	100.3 ± 6.0 ^{a,A}	77.6 ± 5.3 ^{a,B}	2.38 ± 0.05 ^{a,C}	1.83 ± 0.10 ^{a,D}	4.08 ± 0.05 ^a	0.83 ± 0.08 ^a
FDMA/TEGDM A	96.5 ± 4.6 ^{a,A}	88.6 ± 4.5 ^{b,B}	2.33 ± 0.08 ^{a,C}	1.99 ± 0.13 ^{a,D}	3.85 ± 0.04 ^b	1.14 ± 0.09 ^b

A, B Different lower case letters indicate statistical differences with a column ($p < 0.05$); ^{A,B,C,D} Different upper case letters indicate statistical differences between FSs or FM of the same cured resin before and after immersion ($p < 0.05$).

IX- L'adhérence à la dent : Le principe fondamental de l'adhésion des systèmes adhésifs modernes est largement basé sur la rétention micromécanique sur une surface amélaire et dentinaire préalablement déminéralisée par un acide

IX-1- Au niveau de l'émail : l'attaque acide permet d'obtenir une déminéralisation de la matrice inter prismatique (sur une profondeur de 02 à 14µm) ainsi qu'une dissolution plus importante du cœur de prismes conférant à l'émail mordancé un faciès caractéristiques dit en «corail » , macroscopiquement l'émail semble poreux et prend un aspect crayeux , en créant des micro-anfractuosités propice à l'infiltration de monomères qui après polymérisation forme une interface adhérente et idéalement étanche entre tissus dentaires et le biomatériau de

restauration. Email mordancé après traitement avec de l'acide phosphorique à 38% pendant 60sec , selon *Jean-françois Roulet et Michel Degrange * L'acide augmente la surface de contact avec l'adhésif , Le protocole idéal est l'application d'acide ortho-phosphorique à 37% durant 15secondes , son effet principale est l'augmentation de la rugosité de surface de l'émail à un niveau microscopique , rendant possible l'adhésion à cette surface par une liaison micromécanique , son effet secondaire est l'augmentation de l'énergie de surface ce qui permet d'améliorer la capacité de la résine à s'adapter de façon intime à la surface d'émail mordancé mais uniquement si la surface est parfaitement séchée , les valeurs optimales de résistance des collages sont observées quand les prismes d'émail sont sectionnés perpendiculairement à leur grand axe .

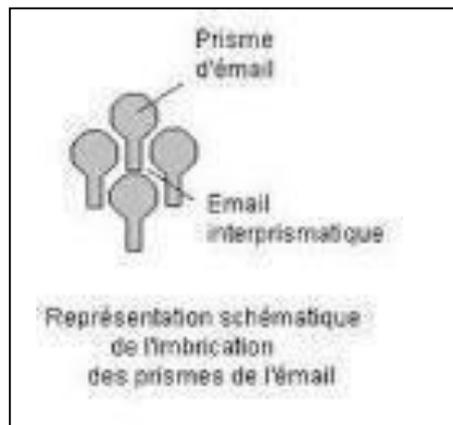


figure 11: représentation schématique de l'imbrication des prismes de l'émail (32)

IX-2-Au niveau de la dentine : La dentine présentant une structure et une composition totalement différente de celle de l'émail, les principes de son adhésion avec l'adhésif sont complexes, et peuvent être expliqués par :

-La dentine est hydrophile alors que la plus part des adhésifs sont hydrophobes, la dentine est hétérogène, la surface dentinaire préparée est recouverte d'une boue dentinaire et des résidus organo-minéral créés après fraisage, la clef de l'adhésion dentinaire réside dans la possibilité de pénétrer les tubuli dentinaires par l'adhésif, ces prolongement intra tubulaires vont ancrer mécaniquement la résine à la dentine.

-L'amplitude de l'attaque dépend du pH et de la force de l'acide employé (pour le gel d'acide phosphorique à 35-40% , il est conseillé de ne pas prolonger le temps de contact au delà de 15s).

-Un contact intime avec la dentine ne peut être obtenu que si la couche de boue dentinaire ait au moins en partie dissoute, dissolution sélective et incorporée à la couche d'adhésif ou totalement éliminée. En prélude à l'étude de l'adhérence sur les différents types de dentines, il semble essentiel de décrire 2 des facteurs principaux de l'adhésion dentinaire ; la boue dentinaire et la couche hybride. ⁽³⁴⁾

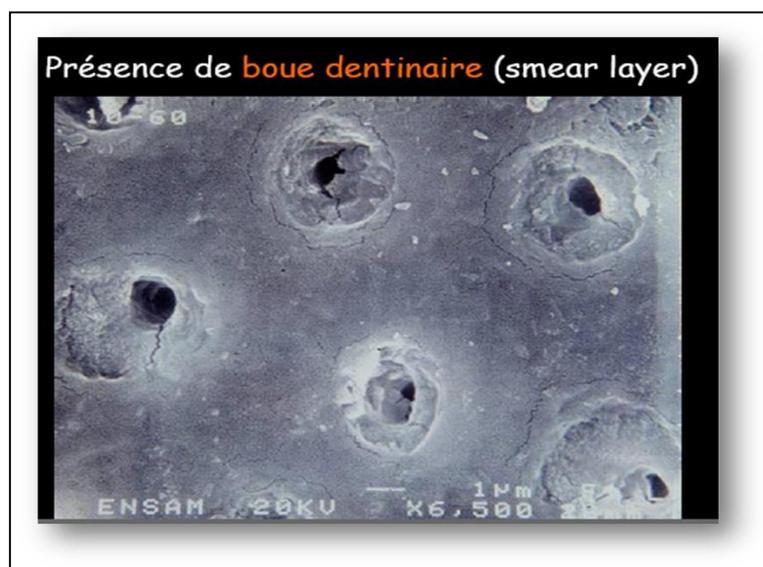


Figure 12 : préparation cavitaire= présence de boue dentinaire (smear layer) ⁽³³⁾

-Le mordantage élimine la boue dentinaire et les bouchons mais, en même temps, déminéralise la dentine intertubulaire et péri-tubulaire sur une profondeur de 5 à 15 µm, en exposant les fibres de collagène. Ce réseau de fibre de collagène privé de son soutien naturel formé par les cristaux d'hydroxyapatite, se trouve dans des conditions d'instabilité et de faible mouillabilité. L'application de solution appelées primaire ou primer, est indispensable pour soutenir les fibres de collagène et augmenter la mouillabilité La pénétration et la polymérisation de la résine adhésive entre les fibres de collagène conduisent à la formation de ce qu'on appelle **la couche hybride** (elle est une zone de pénétration, on considère qu'elle représente le joint d'étanchéité d'où son importance dans la pérennité de l'obturation dans le temps) ⁽³⁵⁾



Figure 13 : joint dentine-résine ⁽³³⁾

X- La nouvelle classification des adhésifs : (Degrange, 2005 : ozer et Blatz, 2013 : Pashley, 2004 : Sezinado, 2014 : Soderholma, 2007)

Au fil des années, les systèmes adhésifs dentaires ont fait l'objet de nombreuses classifications par les autorités. Les chercheurs ont établi cette classification en fonction des étapes de la pratique clinique et des stratégies adhésives modernes, parfois par génération.

Au fur à mesure de l'évolution de la dentisterie adhésive, les systèmes adhésifs sont passés de l'absence d'application d'acide ; au mordantage (full-etch) « génération 4 et 5 », puis à l'auto-mordantage (self-etch) « génération 6 et 7 et 8 ». Chaque génération a tenté de minimiser les étapes de la procédure permettant aux cliniciens de réaliser des restaurations en moins de temps et avec moins de préparation technique. En outre, l'amélioration des structures chimiques des adhésifs dentaires ont permis d'améliorer l'adhérence. ⁽¹⁵⁾

X-1- Selon le principe d'action : proposé par Meerbeek en 1999, basé sur les principes de traitement de la boue dentinaire, deux groupes d'agents de collage peuvent être distingués, les adhésifs qui éliminent complètement la boue dentinaire (adhésif total ou MR) et adhésifs qui éliminent partiellement la boue dentinaire (adhésif auto-mordant ou SAM) ⁽¹⁵⁾

X-2- Selon le nombre de séquence : - Il existe deux grandes classes d'adhésifs (classification de Degrange, 2005) :

Les systèmes avec mordantage et rinçage préalable en 2 ou 3 étapes (M&R II, M&R III) Les systèmes auto-mordant sans traitement préalable en 1 ou 2 étapes (SAM I, SAM II) ⁽³⁷⁾

X-2-1- Les systèmes M&R: (systèmes adhésifs à mordantage et rinçage préalable):

- Le mordantage à l'acide phosphorique est la 1ère étape commune à ce type d'adhésif. Il est préférable de l'utiliser sous forme de gel pour contrôler visuellement son positionnement correct. ⁽³⁸⁾

X-2-1-1-M&R III: (systèmes adhésifs avec mordantage préalable à trois étapes

Figure 14 : système M&R III ⁽³⁸⁾

Le mordantage :

Figure 15 : gel de mordantage ⁽³⁸⁾

Application d'un gel d'acide phosphorique 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine, suit cela un épisode de rinçage et séchage. A ce stade, la surface de l'émail est déminéralisée (aspect blanc givré). La boue dentinaire est totalement éliminée, les orifices tubulaires de la dentine sont ouverts avec une déminéralisation de la dentine péri tubulaire. La dentine contient $\frac{1}{4}$ de fibrilles de collagène dans $\frac{3}{4}$ d'eau. La surface dentinaire est donc hydrophile et l'évaporation totale de l'eau par le séchage entraîne un collapsus de ces fibrilles, contraire au principe d'ancrage micro mécanique et défavorable à la réalisation de la couche hybride.

Le primaire (« primer » en anglais) : Application sur toute la surface dentaire puis un Séchage doux. Il joue un rôle essentiel dans l'adhésion à la dentine. C'est un liquide qui contient de l'eau, des monomères hydrophobes et des solvants organiques. Il va permettre de maintenir suffisamment poreux le réseau collagénique et de provoquer sa ré-expansion s'il a

été collapsé lors du séchage. Après évaporation des solvants, la surface dentinaire devient hydrophobe et propice à la pénétration de résine. Le primaire le plus employé est l'HEMA (hydroxy-éthyle-méthacrylate), totalement soluble dans l'eau.

La résine adhésive : Application de la résine adhésive sur toute la surface dentaire puis polymérisé. Elle va pénétrer dans la surface rugueuse de l'émail et au niveau de la dentine inter et péri-tubulaire. Après copolymérisation avec le matériau d'assemblage, on aboutit à la formation de la couche hybride composée de fibres de collagène et de macromolécules de l'adhésif.⁽³⁸⁾

X-2-1-2- M&R II : (systèmes adhésifs avec mordantage préalable à deux étapes)



Figure 16: système M&R II ⁽³⁸⁾

- C'est un produit présenté en un seul flacon contenant à la fois le primaire et la résine adhésive. L'étape d'application du primaire est donc supprimée. Il contient ainsi des monomères hydrophiles, des solvants, des monomères hydrophobes, des charges et des amorceurs de la polymérisation. La difficulté de cette technique réside dans l'étape du séchage de la dentine après mordantage. En effet, un excès d'eau ou un séchage trop intense peuvent compliquer l'infiltration de la résine dans la dentine.



Figure 17 : stratégies des systèmes adhésifs

X-2-2- Systèmes adhésifs automordants (SAM) : Ces systèmes ont été introduits d'une part pour faciliter le protocole d'adhésion en éliminant l'étape de rinçage, et d'autre part pour contrôler la sensibilité à l'humidité. Ils sont en effet plus tolérants puisqu'ils sont composés d'eau nécessaire pour activer le potentiel d'ionisation des monomères acides qu'ils contiennent. Ces derniers déminéralisent et infiltrent simultanément l'émail et la dentine. Les SAM présentent différentes acidités et peuvent être ainsi classés en fonction de leur pH : doux ($\text{pH} \geq 2$), intermédiaire ($\text{pH} = 1,5$) et fort ($\text{pH} < 1$).

X-2-2-1- SAM 2 : (systèmes adhésifs automordants en deux étapes) :



Figure 18 : système SAMII ⁽³⁸⁾

- C'est un protocole d'application successive de deux produits, sans rinçage qui commence par l'application du primaire acide pendant 20 à 30 secondes. Il permet de déminéraliser et d'infiltrer simultanément l'émail et la dentine. Le séchage permet l'évaporation de l'eau qu'il contient. Ensuite, l'application de la résine adhésive hydrophobe et photo polymérisé. Cette deuxième couche permet d'obtenir une bonne copolymérisation avec la matrice des colles. ⁽³⁸⁾

X-2-2-2-SAM 1 ou « all-in-one » : (systèmes adhésifs automordants à une étape) :

C'est un protocole d'application d'un seul produit unique, sans rinçage, contenant l'agent de mordantage, le primaire et la résine adhésive, cette simplification extrême avait pour but de limiter les erreurs pratique. Il contient donc de l'eau, des monomères hydrophiles, des solvants et des monomères hydrophobes. Leur avantage premier est de simplifier le protocole par une application unique suivi d'un séchage et d'une photopolymérisation. ⁽³⁷⁾

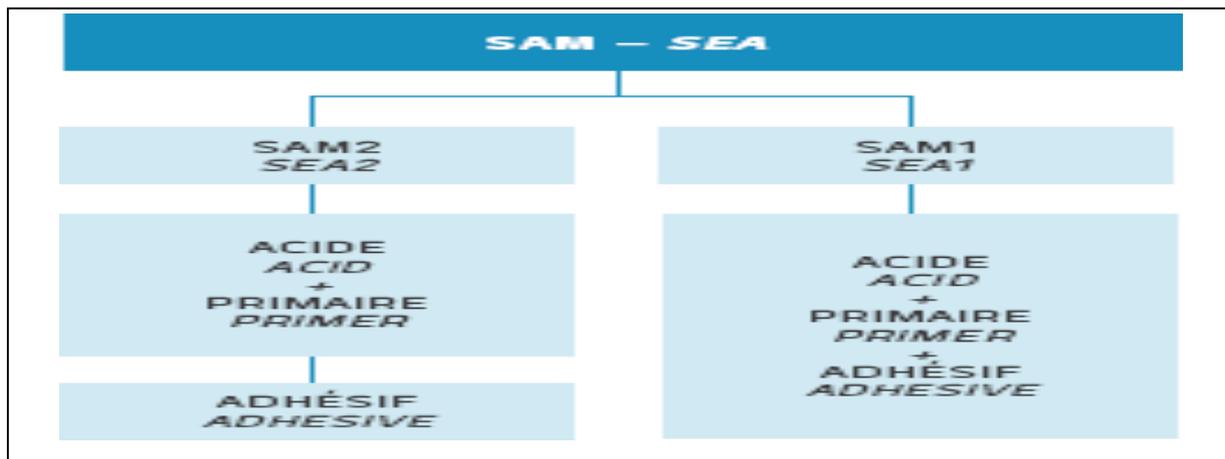


Figure 19 : stratégies des systèmes adhésifs (SAM) ⁽³⁷⁾

X-3- critères de choix cliniques :

* MR :

- Si l'émail résiduel est plus important.
- Si on est loin de la pulpe.

* SAM :

- Si la dentine résiduelle est plus importante.
- Si on est à proximité de la pulpe (éviter sensibilités postopératoires).
- Si on est à proximité de la gencive (éviter saignement). ⁽³⁵⁾

Tableau 05 : Proposition d'indication des systems adhésifs ⁽³⁷⁾

SITUATION CLINIQUE :	SYSTÈME ADHÉSIF RECOMMANDÉ :
Présence d'émail	M&R/Système adhésif universel avec mordantage préalable
Dentine sclérotique	M&R3
Dentine cariée	M&R/Système adhésif universel avec mordantage préalable
Restaurations antérieures	M&R/Système adhésif universel avec mordantage préalable
Restaurations postérieures	SAM/Système adhésif universel sans

	mordançage préalable
Risque de contamination par le sang ou la Salive	SAM/Système adhésif universel sans mordançage préalable
Risque de sensibilités postopératoires (cavités profondes, dentine jeune)	SAM/Système adhésif universel sans mordançage préalable
Lésions cervicales non carieuses	M&R3
Lésions cervicales carieuses	SAM/Système adhésif universel sans mordançage préalable

Tableau 06 : comparaison entre les systèmes adhésifs.⁽³⁵⁾

Récapitulatif des systèmes adhésifs :

Adhésifs	Avantages	Inconvénients
MR	<ul style="list-style-type: none"> • recul clinique • parfaite étanchéité • fortes valeurs d'adhésion sur l'émail 	<ul style="list-style-type: none"> • sensibilités postopératoires • séchage délicat après rinçage • protocole long
SAM	<ul style="list-style-type: none"> -protocole simple • peu de sensibilités postopératoires • résultat reproductible 	<ul style="list-style-type: none"> • valeurs d'adhésion sur l'émail plus modestes (20 MPa)

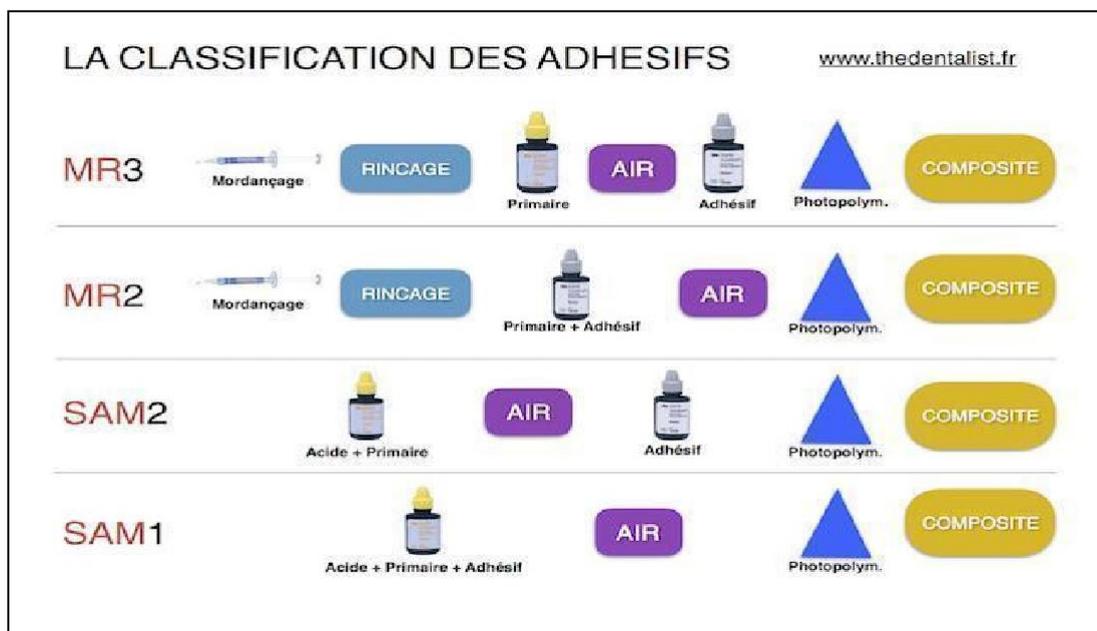


figure 20 : la classification des adhésifs ⁽²⁶⁾

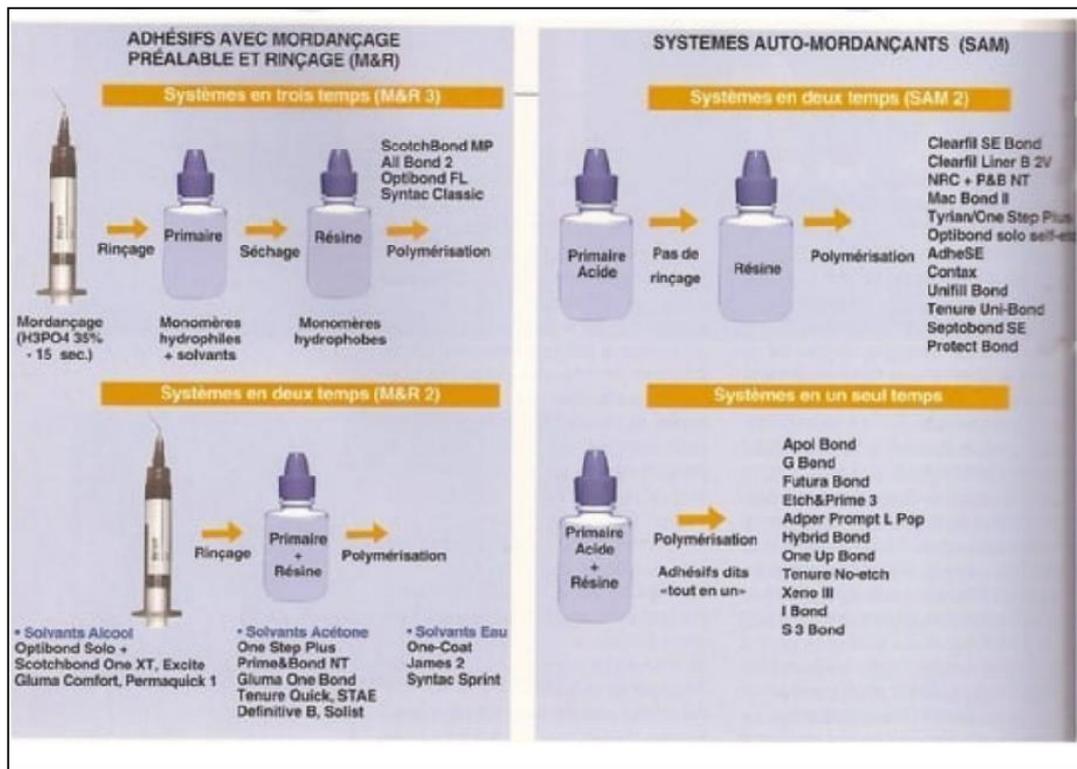


Figure 21 : étapes du protocole adhésif ⁽³⁵⁾

X-3- le système adhésif universel : (D'après Chen et Coll, 2015)

X-3-1-introduction : Une nouvelle classe d'adhésif a fait son apparition dernièrement : les adhésifs universels. Ils s'apparentent à un adhésif SAM1 mais peuvent faire l'objet d'un mordantage total ou sélectif et ainsi, être utilisés comme un MR2. Ce système d'adhésif a été introduit dans la pratique depuis 2011. Il ne semble pas y avoir dans la littérature de définition précise de ce qu'est des adhésifs universels ; mais, Ces systèmes ne doivent pas être confondus avec les systèmes adhésifs auto mordançants, dit « tout en un » correspondant à la septième génération, mêmes s'ils ont la même composition chimique, car ils présentent beaucoup plus d'indications que ces derniers, tout en utilisant un seul flacon de solution, il est important de noter que la signification du terme universel diffère d'un fabricant à l'autre. Universel se rapporte généralement à ses différents paramètres :

- compatibilité avec les techniques de mordantage total et d'auto-mordantage (des systèmes polyvalents : en fonction des situations cliniques, ils peuvent être utilisé comme des M&R ou des SAM).

- ils sont indiqués pour les obturations directes et indirectes.
 - ils sont compatibles avec les résines photo polymérisables ou auto polymérisables (chémo polymérisables) et les résines fluides à prise duale (chimique et photonique). Selon certains fabricants, ces systèmes adhésifs adhèrent aux résines composites, aux métaux précieux et non précieux, au zircon et aux céramiques à base de silice. des études cliniques font défaut. Ils sont moins sensibles à la technique d'utilisation. Cependant, si ces systèmes représentent la tentative des fabricants d'élaboration d'un produit polyvalent dans la conception, de fait ils ne représentent pas la meilleure efficacité dans toutes les situations cliniques. De plus il est important de rappeler la classification en fonction du pouvoir acide des adhésifs auto-mordançants selon Van Meerbeek en 2003, qui est appliqué aux systèmes universels mais qui n'est plus totalement adapté : Strong (Fort) $\text{pH} < 1$, Intermediate Strong $\text{pH} 1,5$, Mild (Doux) $\text{pH} > 2$, Extra mild $\text{pH} > 2,5$

X-3-2-composition : Ces adhésifs comportent essentiellement des monomères fonctionnels et des monomères de structure dans des solvants.

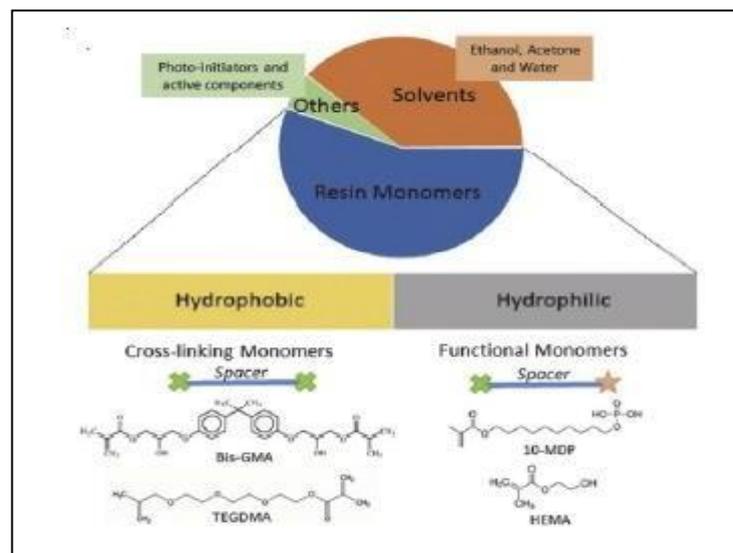


Figure 22 : Composition des adhésifs dentaires et comparaison des principaux monomères structurales et fonctionnelles (26)

X-3-2-1-Monomères fonctionnels : Les monomères fonctionnels ont au moins un groupe polymérisable et un groupe fonctionnel qui permet la mouillabilité et la déminéralisation du substrat. Le 10-MDP est un ester de phosphate possédant un groupe méthacrylate hydrophobe

à une extrémité qui permet l'adhésion avec les résines méthacrylates et les ciments, et à son autre extrémité, un groupe phosphate hydrophile permettant l'adhésion aux tissus dentaires, métaux et oxyde de zirconium. Il présente un coefficient de partage « logP » de 4,1 (cette valeur permet d'appréhender le caractère hydrophile ou hydrophobe d'un produit, soit le plus hydrophobe des monomères fonctionnels utilisés. Cette tendance hydrophobe est due en grande partie à son long squelette carboné central (10 atomes de carbone) et il permettra de lutter contre la dégradation hydrolytique de l'interface adhésive au cours du temps. Cela lui permet aussi d'être stable en solution, ce qui est important en termes de durée de conservation.

Le GPDM (logP = 2) présent uniquement dans l'OptiBond eXTRa Universal et OptiBond Universal à la place du 10-MDP, possède aussi un groupe phosphate. Il rend la dentine traitée plus hydrophile, et la liaison entre l'hydroxyapatite (HAp) et GPDM est plus faible qu'avec le 10-MDP. Par ailleurs le 3D-SR de chez Tokuyama, Le PENTA (logP= 2,6) et le MTU-6 sont aussi des monomères fonctionnels avec un groupe phosphate. Le 4-META devenant après hydrolyse le 4-MET (logP = 1,7) chez GC, le MCAP, et le Vitrebond copolymère de 3MESPE possèdent un groupe carboxyle pouvant se lier chimiquement. L'HEMA (caractère hydrophile, logP = 0,26) permet la mouillabilité et l'infiltration de l'adhésif dans la dentine par son groupe hydroxyle, il agit aussi pour ralentir la séparation de phase à l'intérieur du flacon et permet la miscibilité des composants entre eux. Néanmoins, l'HEMA peut poser des problèmes de toxicité au niveau cutanée, ainsi que sur l'étanchéité à long terme au niveau de l'interface, c'est pour cela qu'il ne faut pas dépasser les 10 % de concentration pour l'HEMA si on veut éviter les effets délétères. Seuls deux fabricants ont réussi à l'éliminer de leur composition (GC et Dentsply Sirona). Le GDMA possède 2 groupes hydroxyle.

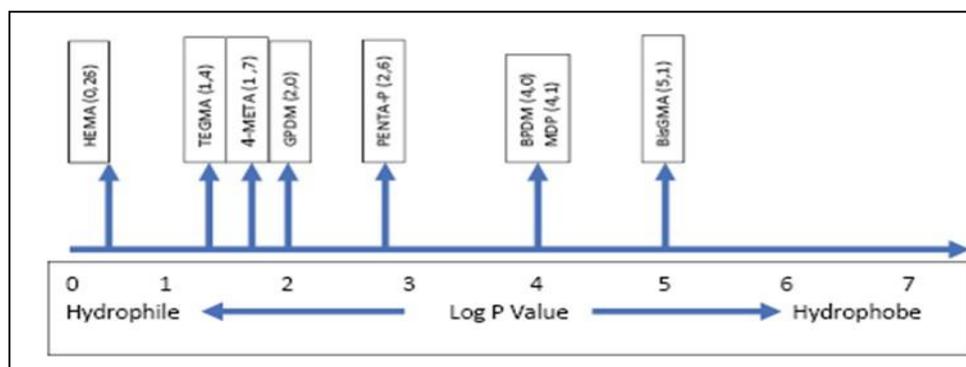


Figure 23 : Classement relatif des monomères en fonction de leur propriétés hydrophile / hydrophobe ⁽²⁶⁾

X-3-2-2-Monomères de structure (méthacryliques ou di-méthacryliques) : Ils permettent de former après polymérisation une structure tridimensionnelle conférant de meilleures propriétés mécaniques, on les retrouve majoritairement dans les résines composites et ont un comportement plutôt hydrophobe. BIS-GMA (caractère intermédiaire, $\log P = 5,1$), TEGDMA (caractère hydrophile, $\log P = 1,4$), D3MA, UDMA.

X-3-2-3- solvants : Ils augmentent la mouillabilité de l'adhésif, ils solubilisent et transportent les monomères dans le collagène. Les solvants principaux sont l'acétone, l'éthanol et l'eau, présents en différentes proportions souvent non précisées. L'eau est présente dans tous les adhésifs universels car elle est indispensable à l'ionisation des monomères acides, mais sera plus compliquée à « sécher / évaporer » comparativement à l'acétone.

X-3-2-4- initiateurs :

Photo-initiateur : système camphroquinone, CQ Initiateur chimique :

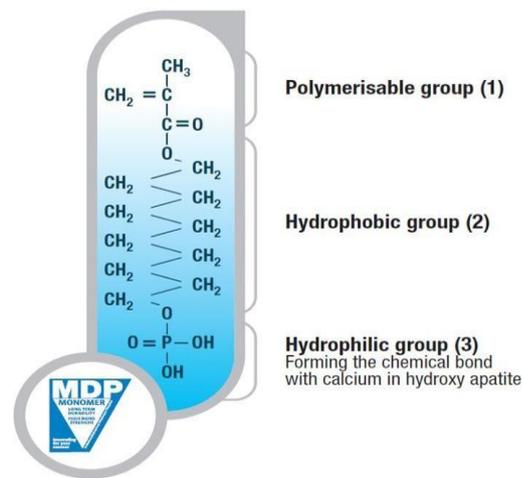
Acryl sulfinate (sel de sodium de l'acide sulfonique) qui est présent uniquement dans le Futurabond U et l'Optibond eXTRa U et U. Le Palfique Universal bond présente le seul système sans amine tertiaire.

X-3-2-5-les Charges : Elles permettent de modifier la viscosité et la résistance de l'adhésif après polymérisation mais les renseignements donnés par les fabricants sont pauvres. La différence majeure entre les adhésifs universels va dépendre de la présence ou non de certains monomères et de certains solvants. Néanmoins les proportions de chaque composant ne sont bien souvent qu'approximative. Ceci va influencer sur le comportement et les performances de l'adhésif.

Tableau 07 : Composition générale des adhésifs universels et données des fabricants (26)

ADHESIFS	MONOMERES		pH	SOLVANTS	ADDITIFS
	Fonctionnel	Structure			
G Premio Bond (GC) <i>procédure: 25s en SAM, 50s en MR, sélectif</i> Intermediaste Strong	10-MDP (3-7 %), 4-MET, MDTP, GDMA Pas HEMA	BIS GMA, TEGMA	1,5	Acétone (10-30 %) Eau	Initiateurs, quantité élevée de charges : particule de SiO ₂ (Dioxyde de silicium)
Peak Universal (Ultradent Products) Intermediaste Strong	Monomères non communiqués HEMA (<16 %)	Acide methacrylique (< 6 %)	1,9	Ethanol (< 20 %) Eau	7,5 % de charges, Chlorhexidine diacétate 0,3 %
Futurabond U (Voco) 2 composants à mélanger avant application MILD	10-MDP modifié, HEMA	HEDMA, UDMA, urethane, BIS-GMA	2,3	Ethanol , Eau	Catalyseur (initiateur) : « Aryl sulfinate » ; Charges : SiO ₂
Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray) MILD	10-MDP, HEMA (2,5-10 %) Monomère amide hydrophilique	Bis-GMA (10-25 %)	2,3	Ethanol (20 %), Eau	Initiateurs : (CQ), Sel de Sodium ; Accélérateur, Charge : SiO ₂ ; Silane
OptiBond eXTRA Universal / Univ. (Kerr) 2 flacons / 1 flacon Ultra -MILD	GPDM, GDMA, HEMA	Non Connue (NC)	2,4/3,4 2,5/3,0	Acétone , Ethanol , Eau	« Aryl sulfinate »

Adhese Universal (Ivoclar vivadent) Tetric N-Bond Universal (autre pays) Ultra -MILD	10-MDP, MCAP (2,5-10 %), HEMA (10-25 %)	BIS-GMA (10-25 %), D3MA (1-2,5 %)	2,5/ 3	Acétone , Ethanol , Eau	Initiateurs, Charges : SiO ₂
Prime & Bond active (Dentsply Sirona) Ultra -MILD	10-MDP, PENTA PAS HEMA	NC	2,5	Isopropanol, Eau	Initiateur, stabilisant
ScotchBond Universal (3M ESPE) Single bond universal (autre pays) Ultra -MILD	10-MDP (1-10 %), PAC (1-5 %), HEMA (15-25 %)	DMAEMA (5-15%) BIS-GMA(15-25%), EDMAB	2,7	Ethanol (10-15 %), Eau (10-15 %)	Initiateurs (CQ), Charge; Silane (5 -10%)
One Coat 7 Universal (Coltene Whaledent) Ultra -MILD	10-MDP, HEMA	UDMA	2,8	Ethanol , Eau	Photo-initiateurs (CQ)
Prelude ONE (Danville Materials) Ultra -MILD	10-MDP, HEMA	Résines diméthacrylate	2,8	Ethanol , Eau	Initiateurs
All-Bond Universal (Bisico) Ultra -MILD	10-MDP, HEMA	BIS-GMA, résines diméthacrylate	3,2	Ethanol , Eau	Initiateurs
Palfique Universal Bond (TokuyamaDental) Autopolymérisable 2 composants à mélanger avant application	3D-SR, MTU-6, HEMA	Bis-GMA TEGDMA	NC	Acétone , Isopropanol, Eau	Initiateur : Borate, peroxyde ; γ-MPTES (Silane)

X-3-3-Spécificité du monomère fonctionnel 10-MDP⁽¹⁰⁾ :**Figure 24 : schéma molécule de 10-MDP⁽²⁶⁾**

- Le monomère 10-MDP breveté en 1981 par Kuraray, est tombé dans le domaine public , en 2011. Les monomères fonctionnels ont été classés en fonction de leur potentiel d'adhésion chimique et le 10-MDP a été identifié comme étant capable d'établir une interaction chimique très forte et stable avec l'hydroxyapatite. Les sels de MDP-Ca insolubles dans l'eau contribuent à la protection des fibres de collagène. Cependant, les impuretés et les autres monomères peuvent réduire les forces d'adhérence lors de l'utilisation de systèmes adhésifs. L'interaction chimique intense établie entre le MDP et l'hydroxyapatite est attribuée à la dissolution superficielle de l'hydroxyapatite, induite par l'adsorption du MDP et au dépôt ultérieur de sels de MDP-Ca. Ces derniers ont une solubilité inférieure à celle des sels produits par d'autres monomères fonctionnels. Il possède de nombreuses caractéristiques importantes comme la capacité de se lier chimiquement aux métaux, à l'oxyde zirconium, aux tissus dentaires par la formation de sels de calcium insolubles. Cependant, des différences d'adhésion entre les systèmes adhésifs commerciaux sont observées en fonction à la fois du substrat dentaire et des autres composants inclus dans les formulations d'adhésifs. Certains adhésifs universels se sont révélés produire de mauvaises interfaces adhésives en étant moins concentrés en 10 MDP, ce qui suggère qu'une concentration et une pureté optimale de 10-MDP dans les adhésifs auto-mordant et les adhésifs universels sont impératives afin que le potentiel maximal de ce monomère fonctionnel soit atteint.

X-3-4 Adhésifs simplifiés et pH (incompatibilité intrinsèque) : Les adhésifs simplifiés posent de nombreux problèmes liés à leur pH et leur hydrophilie provoquant en particulier une incompatibilité entre l'adhésif acide et les résines composites autopolymérisables ou duales. La principale raison de l'incompatibilité est due au fait que l'amine tertiaire du système de polymérisation du composite est désactivées, par la réaction «acide-base» entre les monomères acides de la couche inhibée par l'oxygène de l'adhésif polymérisé et l'amine tertiaire de la résine composite. La conséquence est l'absence de polymérisation au niveau de l'interface adhésif/composite. Cette interaction délétère à la qualité du joint adhésif / résine autopolymérisable ou duale se produit à la base avec la plupart des systèmes adhésifs MR2 et SAM1 qui contiennent un taux important de monomères fonctionnels hydrophiles et acides en surface.

ULTRA-mild pH>2,5	pH=7 pH= 3,1 pH= 3 pH=2,8 pH=2,8 pH=2,8 pH= 2,8 pH=2,7	OptiBond eXTRa univ. Kerr All Bond univ. Bisco Zipbond. SDI Adhese Universal. Ivoclar vivadent One Coat 7. Coltene Prelude One. Danville Iperbond ultra. Irena Scotchbond universal. 3M
MILD pH≈ 2	pH=2,5 pH=2,4 pH=2,3 pH=2,3	Prime&bond active.Dentsply OptiBond Universal. Kerr Clearfil Universal bond quick Kuraray Futrabond U
Intermediately STRONG pH 1-2	pH=1,7 pH=1,5	Ibond Universal. Kulzer G-premio Bon.GC
STRONG pH<1	pH= 1 pH = Non connu	Peak Universal. Ultradent Palfique bond U. Tokuyama

Figure 25 : Classement des adhésifs universels en fonction de leur pH ⁽²⁶⁾

- A l'heure actuelle aucune étude spécifique sur la compatibilité des adhésifs universels n'est apparue, mais les adhésifs universels sont des SAM 1 avec leurs inconvénients. Pour pallier à ce problème d'incompatibilité, on fera le choix d'un adhésif le moins acide possible (pH élevé) ; le choix de l'OptiBond eXTRa Universel est plutôt intéressant par son pH neutre après polymérisation. Une autre possibilité réside dans l'utilisation des Dual Cure Activator = activateur dual (DCAs). Cependant, cette interaction chimique défavorable n'est que partiellement responsable de l'incompatibilité. L'autre facteur responsable de compromettre l'adhésion est l'observation des adhésifs en une seule étape qui se comportent comme des membranes semi-perméables après la polymérisation.

X-3-5-Les activateurs à polymérisation duale (DCA) et autres systèmes : Les adhésifs universels sont en fait des adhésifs simplifiés de type SAM, et sont donc acides ou hydrophiles dans la couche inhibée avec les mêmes conséquences en pH et perméabilité. Ils présentent donc un risque d'incompatibilité des résines autopolymérisables ou duales. Une solution réside dans l'utilisation d'un DCA qui contient un initiateur spécifique. Il existe un certain nombre de DCA associés aux adhésifs universels pour chaque fabricant.

Tableau 08 : Les activateurs à double polymérisation (DCA) ⁽²⁶⁾

<p>One Coat 7.0 Activator à mélanger avec l'adhésifs avant application Iperbond Ultra Activator idem Prime&Bond active Self Cure Activator non conseillé pour AU Futurabond M+ DCA conseillé pour le M+ car le U est a priori compatible Clearfil DC Activator G-Premio BOND Dual Cure Activator Scotchbond Universal Dual Cure Activator</p>
--

- Mais nous n'avons pas d'information sur les compositions précises des DCA sur les « Safety Data Sheet » des fabricants, de plus les dénominations des fabricants peuvent être trompeuses, une même dénomination pouvait définir autant un activateur à polymérisation dual qu'autopolymérisable. Cet initiateur spécifique est le sel de sodium de l'acide aryle sulfonique, qui contribue à former des radicaux libres phényles ou aryle sulfonyles, assurant ainsi une autopolymérisation non perturbée. Le Sel de sodium d'acide aryle sulfonique est un activateur en flacon séparé ou un additif de certains adhésifs, soit sous la forme de sel de sodium d'acide p-toluenesulfinique soit sous la forme de sel de sodium d'acide benzène sulfonique.

Il existe aussi des systèmes sans amine tertiaire pour amorcer la réaction, comportant un initiateur et un accélérateur à base de borate qui, en milieu acide, donne un borane donnant lui-même des radicaux libres. C'est le mécanisme de polymérisation du Palfique Universal Bond en deux flacons qui est autopolymérisable. All-bond U grâce à son pH de 3,2 est compatible, selon le fabricant, avec les résines autopolymérisables et duales sans activateur.

(26)

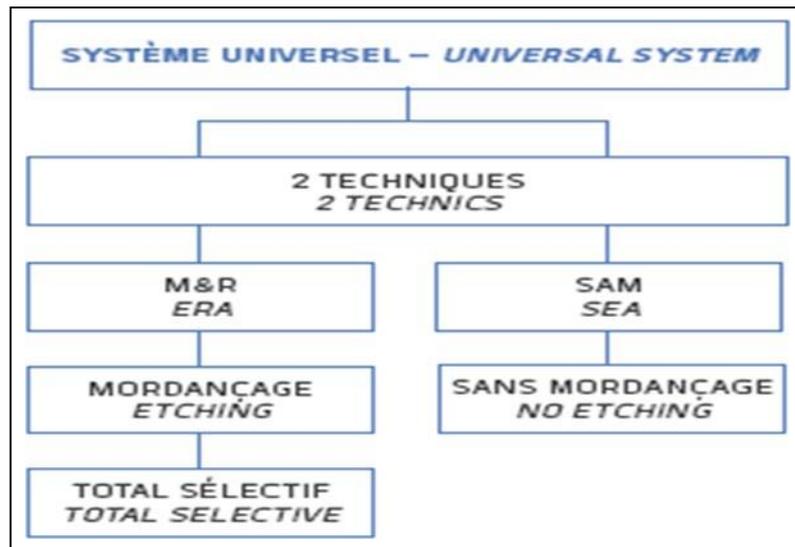


Figure 26 : stratégies des systèmes adhésifs (système universel) ⁽³⁷⁾
 (Sofan et Al, An Stomatol Roma 2017 Jul)

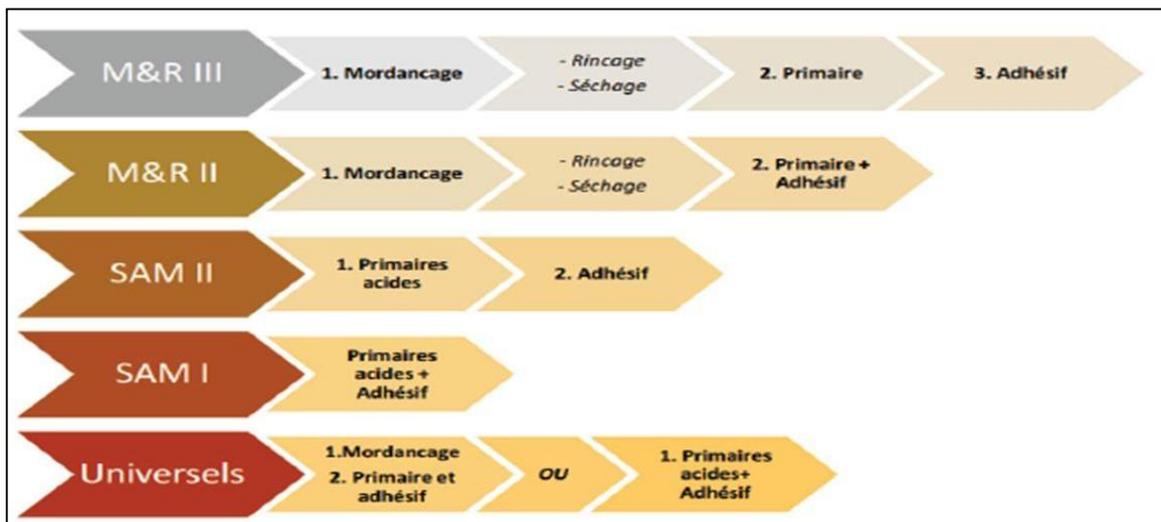


Figure 27 : Récapitulatif des différents systèmes adhésifs ⁽³⁸⁾

XI – paramètres et critères requis des adhésifs :

XI-1-La biocompatibilité : Définie comme la capacité d’un matériau à provoquer une réponse biologique appropriée dans une application donnée, constitue à l’heure actuelle un élément essentiel dans l’exercice de l’odontologie, donc un adhésif

- ne doit pas induire de réaction néfastes ni pour son utilisateur, ni pour son destinataire.- ne doit pas être allergisant ni toxique.
- ne doit pas avoir de potentiel mutagène.
- sur le plan local, il ne doit pas être cytotoxique pour la pulpe.
- idéalement, il doit promouvoir la cicatrisation dentino-pulpaire.

XI-2-L'adhésion et L'étanchéité : La préservation du complexe pulpo-dentinaire est le facteur clé pour obtenir une interface étanche, les systèmes adhésifs doivent permettre :

- d'obtenir une adhésion immédiate de la restauration aux tissus dentaires. (Suffisamment fort pour s'opposer aux contraintes de polymérisation du composite qu'on applique à sa surface).
- de constituer une barrière étanche, empêchant la percolation de débris, fluides et bactéries afin de protéger la dentine et la pulpe sous-jacente, et d'éviter les sensibilités postopératoires ou le développement de caries secondaires.

XI-3- Durabilité : Les qualités d'adhérence et d'étanchéité doivent non seulement être immédiates mais durables pour éviter :

- Les colorations marginales.
- Les caries récurrentes.
- Les sensibilités.
- La perte de la restauration.

Une adhésion durable à l'émail est assez bien établie. Cependant au niveau de la dentine, les adhésifs restent sensibles à l'hydrolyse de la couche hybride. ⁽³⁹⁾

XI-4-Simplicité et fiabilité de mise en œuvre : Tout praticien devrait idéalement pouvoir espérer des résultats thérapeutiques fiables et reproductibles La technique adhésive est très sensible à la manipulation.

De petits écarts dans la procédure de mise en œuvre sont susceptibles de compromettre la durabilité du collage. ⁽⁴⁰⁾

XII-Les étapes de pose de l'adhésif :

-L'isolation : Le préalable à toute procédure de collage est l'isolation du substrat à coller de toute source d'humidité



Figure 28 : cavity analysis and rubber dam isolation ⁽⁴²⁾

*L'émail : Le collage à l'émail requièrent théoriquement une surface sèche pour permettre aux agents photopolymérisbles hydrophobes d'être attirés par capillarité dans les puits créés par l'application de l'acide.

* La dentine : On peut distinguer deux types d'humidité pour la dentine, interne et externe. L'humidité d'origine interne est causée par les fluides pulpaire et le fluide dentinaire. Le développement de nouvelles formules d'adhésifs hydrophiles et mouillables paraît mieux à s'adapter à l'humidité interne de la dentine. L'humidité externe est liée à l'humidité environnante. Elle présente des conséquences néfastes sur la réaction du collage à la dentine. L'adhésion dentinaire apparait meilleure au maxillaire qu'à la mandibule où la contamination par la salive est moins facilement contrôlable. Il est donc nécessaire d'isoler correctement les dents ; l'utilisation de la « digue » reste cliniquement le meilleur moyen de control de l'humidité. (41)

-Le Mordançage :

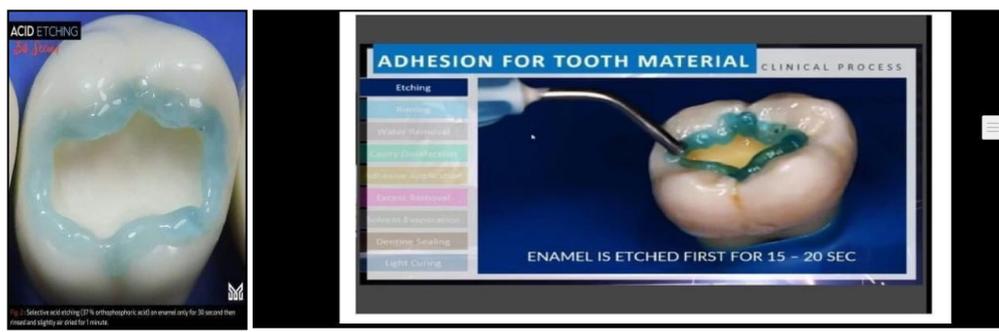


Figure 29 : mordançage de l'émail par l'application de l'acide phosphorique (pendant 15-30sec) (42)

*le mordançage à l'émail : A pour but de déminéraliser de façon sélective les prismes d'émail et de créer des micro rétentions au niveau de cette surface ce qui permet d'augmenter l'adhésion avec les structures amélaire ainsi que la diminution de l'infiltration marginale .

-Le mordançage s'effectue par l'application de l'acide (ortho phosphorique de concentration de « 32-37% » pendant 15-30 secondes voir 60 secondes selon le type d'adhésif .

*le mordançage à la dentine : Selon le concept mordançage total s'effectue par le même aide pour une période de 15 secondes. Le but de ce mordançage c'est l'élimination de la boue

dentinaire (the smear layer) et de déminéraliser la dentine péri-tubulaire et inter-tubulaire exposant le réseau collagénique qui va participer à la formation de la couche hybride (KANKA1991).

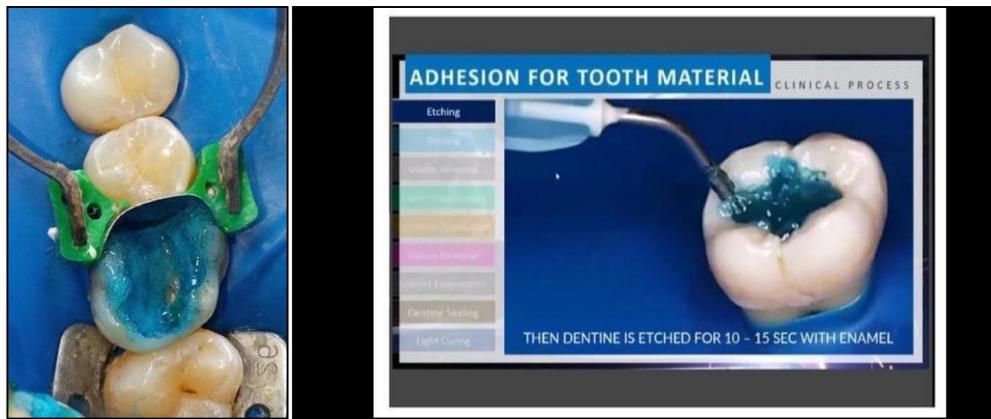


Figure 30 : mordantage de la dentine (10-15sec) (42)

-Le rinçage : Il sert à éliminer les cristaux d'hydroxyapatite libérés par l'acide de mordantage ainsi que les résidus colloïdal qu'il contient.

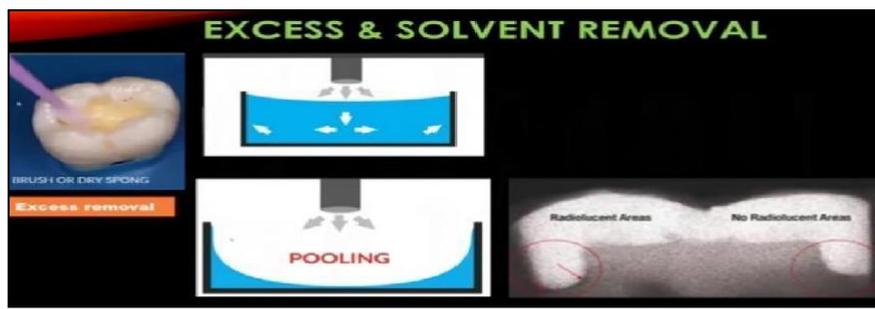


Figure 31 : le rinçage (42)

-Le séchage : Avec la nouvelle génération des adhésifs, le séchage complet n'est pas recommandé. Plutôt un séchage léger afin d'éliminer l'excès d'eau tout en conservant l'émail et la dentine humide

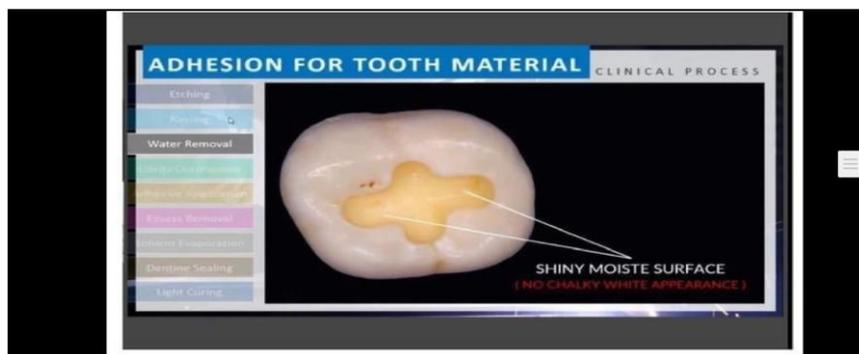


Figure 32 : le séchage. (42)

- **L'application de primaire** : Il doit être appliqué avec précaution ; pendant plus de 15 secondes pour assurer son infiltration. L'application de primaire doit être toujours complétée par un séchage court et doux afin de volatiliser tout excès de solvant avant l'application de la résine adhésive.

- **Application de résine adhésive** : - La résine adhésive doit être déposée de façon abondante sur la surface à coller ; puis elle est établie à l'aide d'un applicateur dans le but d'avoir un lien entre la surface préparée et le composite.

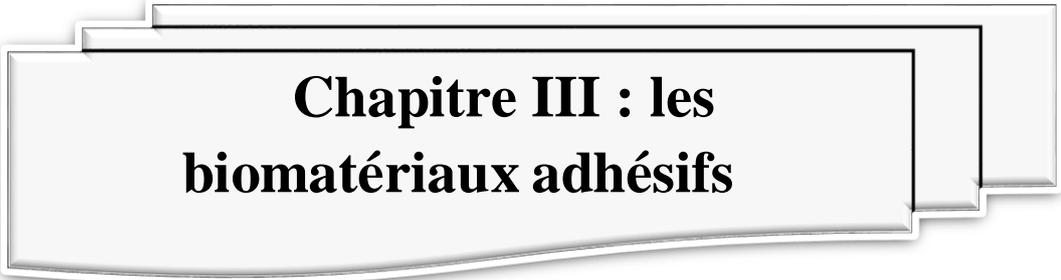


figure33 : application de résine adhésive (42)

- **La photo polymérisation** : Il est important de photo polymériser la résine adhésive selon les recommandations du fabricant. Pour éviter ainsi de créer une compétition entre la contraction de polymérisation du composite et l'établissement d'un lien adhésif. (43)



Figure 34 : light cure (photo polymérisation) (42)



**Chapitre III : les
biomatériaux adhésifs**

I-Les biomatériaux :**I-1-Définition d'un biomatériau :**

Matériau non vivant, destiné à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer un tissu, organe ou fonction du corps. Il doit répondre aux règles générales des biomatériaux :

- Ne pas modifier l'environnement,
- Ne pas être modifié par l'environnement,
- Etre chimiquement inerte, Ne pas déclencher de réactions inflammatoires, · Ne pas être cardiogénique,
- Supporter les contraintes mécaniques,
- Etre d'une manipulation aisée, tant pour sa mise en œuvre que pour son application clinique⁽⁴⁴⁾

I-2-Structure des biomatériaux :

I-2-1- Les composants de la matière : La matière est composée d'atomes, eux-mêmes composés d'électrons tournants autour d'un noyau.

I-2-1.1. L'atome: Le plus petit élément, simple et stable, de la matière, or on sait à présent qu'un atome est composé de particules plus petites des électrons, des protons et des neutrons. Les protons et les neutrons, appelés nucléons, forment le noyau de l'atome et sont eux-mêmes composés de particules encore plus élémentaires : **les quarks.**

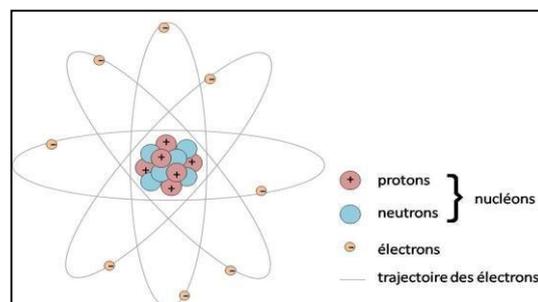


Figure 35 : schéma d'un atome ⁽⁴⁵⁾

I-2-1.2. La molécule : Les atomes sont électriquement neutres, à la périphérie du nuage d'électrons ou il reste quelques forces disponibles qui conduisent des électrons des couches les plus externes à « cohabiter » avec leurs semblables d'autres atomes. Deux ou plusieurs atomes

en se rapprochant ainsi les uns des autres vont former des molécules. Par exemple deux atomes d'hydrogène et un atome d'oxygène constituent une molécule d'eau.

I-2-1.3. L'objet ou le matériau : Les molécules liées entre elles forment un objet ⁽⁴⁵⁾

I-3- Les différents types de liaisons et leurs caractéristiques : On distingue deux types de liaisons : les liaisons interatomiques et les liaisons intermoléculaires.

I-3-1- Les liaisons interatomiques : Les liaisons entre atomes assurent la cohésion du matériau et en particulier sa déformabilité, sa conductivité (thermique, électrique...), ses propriétés magnétiques, sa fragilité, sa densité...etc.

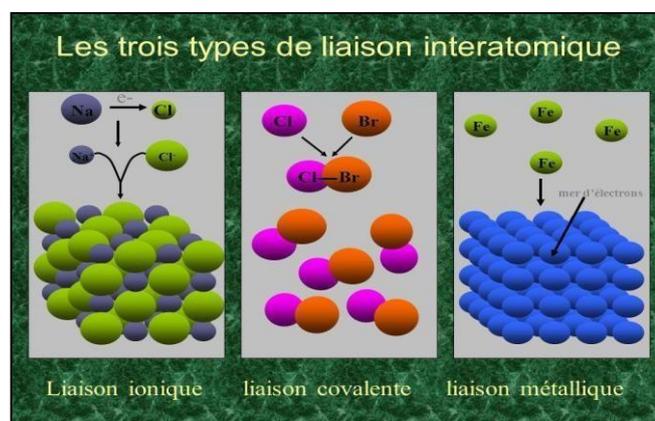


Figure 36: les trois types de liaison inter atomique ⁽⁴⁶⁾

On distingue différents types de liaisons selon la nature de l'interaction concernée

- **Liaisons ioniques :** Liaisons chimiques fortes qui apparaissent suite au transfert complet d'un ou plusieurs électrons d'un atome à un autre. Le principe repose alors sur une attraction entre particule chargées différemment : elle unit des ions de charge électrique opposée.

-**Liaisons covalentes :** Liaisons fortes obtenues par « paires d'électrons » c'est-à-dire que les deux atomes ont deux électrons en commun, les matériaux covalents ne possèdent pas d'électrons libres, ils sont donc de mauvais conducteurs thermiques et électriques. On parle de liaison homopolaire si les atomes sont de même nature, et de liaison hétéro-polaire s'ils sont de nature différente.

-**Liaisons métalliques :** Les éléments métalliques possédant un faible nombre d'électrons sur la couche externe faiblement liés au noyau, la mise en commun d'un ou de plusieurs de ces électrons dans un nuage « délocalisé », forme la liaison métallique. Les métaux externe faiblement liés au noyau, la mise en commun d'un ou de plusieurs de ces électrons dans un nuage « délocalisé », forme la liaison métallique. ⁽⁴⁶⁾

Les métaux sont donc un assemblage d'ions positifs dans un « gaz d'électrons » qui assure leurs conductivités électrique et thermique élevées, ainsi que l'éclat métallique et le caractère brillant (interactions entre électrons et photons) et les propriétés mécaniques (plasticité). L'or qui possède la densité électronique la plus élevée est le plus brillant de tous les métaux

I-3-2. Les liaisons intermoléculaires : Une liaison intermoléculaire correspond à une liaison qui s'établit, comme son nom l'indique, entre deux molécules, de manière à maintenir une certaine cohésion entre celles-ci. On en distingue deux types :

- **Liaisons hydrogènes :** La liaison hydrogène ou pont hydrogène est une force intermoléculaire impliquant un atome d'hydrogène et un atome électronégatif comme l'oxygène, l'azote ou le fluor. L'intensité d'une liaison hydrogène est intermédiaire entre celle d'une liaison covalente et celle des forces de Van der Waals.

-**Liaisons de Van Der Waals :** Liaisons dues à des forces électrostatiques beaucoup plus faibles que celles entrant en jeu dans les liaisons précédentes : ce sont les forces de Van der Waals. Ces liaisons sont provoquées par l'apparition de moments dipolaires et s'établissent entre des molécules asymétriques électriquement, soit en permanence, soit de façon occasionnelle, en fonction du mouvement des électrons autour de leur noyau ⁽⁴⁶⁾

I-4- Classification des biomatériaux : Les principaux biomatériaux ont été classés comme suit :

I-4-1. Biomatériaux d'origine non vivante :

I-4-1.1. Biomatériaux céramiques :

-**Céramiques bio-inertes :** Céramiques à base d'oxydes, céramiques à base de carbure et de nitrures, carbones.

- **Céramiques bioactives:** Céramique à base de sels de calciums, céramique à base de phosphate tricalcique, bio-verres et vitrocéramiques.

- **Autres biomatériaux céramiques :** Composites céramo-céramiques et céramo-métalliques⁽⁴⁷⁾

I-4-1.2. Biomatériaux à base de polymères de synthèse :

- **Elastomères :** silicone, polyuréthane.

- **Plastiques :** thermodurcissables (résines epoxy), thermoplastiques (polyéthylène, PMMA).

- **Bio-résorbables :** polydioxanone ⁽⁴⁷⁾

I-4-1.3. Biomatériaux composites de synthèse : Biomatériaux organo-organiques, minéralo-minéraux, organo minéraux.

I-4-2. Biomatériaux d'origine vivant (biologique) :

- **Origine végétale** : bois et dérivés, cellulose ...

- **Origine animale** : dérivés tissulaires allogéniques ou xénogéniques, à base d'ivoire, collagène, nacre...

I-4.3. Biomatériaux à composites mixtes : Biomatériaux d'origines vivantes associés à des biomatériaux d'origine non vivante⁽⁴⁷⁾

I-5- Propriétés des biomatériaux dentaires et biocompatibilité :

I-5-1. Propriétés mécaniques : Dans le milieu buccal, les matériaux sont sollicités mécaniquement dans des conditions physiologiques (mastication, déglutition) ou pathologiques (bruxisme). Les propriétés mécaniques sont directement en relation avec la résistance des matériaux mais également avec leur capacité à transmettre des contraintes aux tissus dentaires calcifiés de la dent concernée mais aussi des dents proximales ou antagonistes. Les restaurations doivent donc posséder des qualités de résistance à ces sollicitations.⁽⁵¹⁾

Pour pouvoir utiliser raisonnablement les matériaux de restauration en clinique, il est essentiel de déterminer les conditions de déformation et de rupture des matériaux. Afin de caractériser le comportement mécanique d'un ou de plusieurs matériaux soumis à des forces extérieures qui engendrent des contraintes et des déformations, on a recours à un certain nombre d'essais mécaniques⁽⁵¹⁾ :

- **Les essais peu liés au temps** (dans lesquels la déformation provoquée est peu liée à la durée d'application de la force):

- **L'essai de traction**, de compression ou de flexion, détermine l'aptitude à la déformation d'un matériau soumis à un effort progressif.⁽⁵¹⁾

- **L'essai de dureté** fournit des renseignements sur la résistance à la pénétration d'une pièce dure soumise à un effort constant. L'essai de résilience caractérise la résistance au choc.⁽⁵¹⁾

- **Les essais fortement liés au temps** (dans lesquels la déformation provoquée dépend de la durée d'application de la force):

- **L'essai de fatigue** étudie le comportement du matériau vis à vis de sollicitations alternées bien inférieures à la contrainte nécessaire pour le rompre.

-**L'essai de fluage** mesure la déformation, en fonction du temps, du matériau sous charge constante.⁽⁵¹⁾

*** Contraintes et déformations :**

L'effet des forces sur différents matériaux est expliqué par Robert HOOKE (1635-1703), de façon empirique à l'échelle macroscopique : un matériau à l'état solide ne résiste à une force appliquée qu'en se déformant sous l'action de cette force. Les matériaux sont élastiques. Il établit une règle, la loi de HOOKE, selon laquelle l'allongement est toujours proportionnel à la force appliquée. Cette loi n'est rigoureusement vraie que pour les céramiques, le verre, la plupart des minéraux et les métaux les plus durs. La considération des conditions qui règnent en chaque point d'un matériau soumis à des forces mécaniques conduit aux notions de contrainte et de déformation. La définition claire et utilisable de ces deux notions est due à Augustin CAUCHY (1789-1857). Quand on soumet un corps à l'action de forces extérieures, des contraintes s'établissent par réaction, à l'intérieur de ce corps. À ces contraintes sont associées des déformations. ⁽⁵¹⁾

- **La contrainte** détermine avec quelle intensité les atomes du matériau sont écartés les uns des autres ou comprimés les uns sur les autres. Cette contrainte est, pour une traction simple, la force qui agit sur une unité de surface du matériau.

$$\sigma = F/S \text{ Elle se mesure en Pascal (Pa).}$$

Les trois principales contraintes sont la traction, la compression et le cisaillement qui sont définies plus loin. ⁽⁵¹⁾

- **La déformation** indique dans quelles proportions les liaisons inter atomiques (à l'échelle microscopique) et la structure elle-même (l'objet, à l'échelle macroscopique) ont été déformées. La déformation, pour une traction simple, est le rapport de l'allongement à la longueur initiale. $\epsilon = (L-L_0)/L_0$, L'allongement est sans unité. ⁽⁵¹⁾

- L'essai de traction simple :

L'essai le plus fréquemment utilisé afin de déterminer le comportement mécanique d'un matériau est l'essai de traction. Cet essai est caractérisé par sa facilité de mise en œuvre et par la richesse des informations fournies. On exerce une force de traction sur un barreau de

dimension standardisée, jusqu'à sa rupture, en suivant un processus de mise en charge à une vitesse de déformation constante. L'éprouvette d'essai est prélevée dans le matériau à caractériser et usinée à des dimensions normalisées

L'application d'une force provoque initialement une déformation élastique de l'éprouvette. Cette déformation élastique est réversible. Si la contrainte est annulée, l'éprouvette revient instantanément à sa forme initiale. Cette déformation élastique est suivie d'une déformation irréversible (permanente) appelée déformation plastique. ⁽⁵¹⁾

-Le module d'élasticité E (ou module de YOUNG) : Si l'on raisonne, par simplification, sur un corps parallélépipédique supposé à une seule dimension dans un essai de traction dans un seul axe (uni-axiale, selon l'axe des x), l'éprouvette subit un allongement, pour les petites déformations, il existe une relation linéaire entre la contrainte et la déformation :

$$\sigma = E \cdot \epsilon = E \frac{\Delta L}{L_0} = E \frac{(L - L_0)}{L_0},$$

E est le module d'élasticité ou module de YOUNG ⁽⁵¹⁾

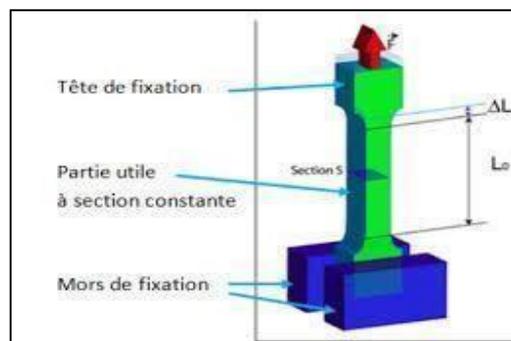


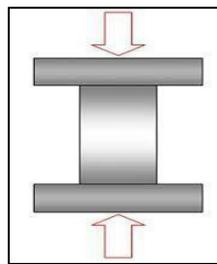
Figure 37 : traction simple : force et allongement ⁽⁵¹⁾

- L'essai de dureté : La dureté peut être définie comme une mesure de la résistance à la déformation plastique localisée. Les méthodes de mesure de la dureté sont basées sur la pénétration forcée d'un indenteur à la surface d'un matériau. Les tests de dureté les plus utilisés en odontologie sont les mesures de micro-dureté Vickers ou Knoop. Le principe de ces tests consiste à mesurer l'empreinte réalisée par un pénétrateur en diamant à base carrée (Vickers) ou losange (Knoop) sur la surface d'un matériau sous une charge définie. La dureté va influencer la résistance à l'abrasion, la transmission des contraintes occlusales au sein du matériau et à la dent traitée de même qu'aux dents antagonistes, et l'aptitude au polissage ⁽⁵¹⁾

Tableau 9 : mesure de dureté de l'émail et de la dentine ⁽⁵¹⁾

	Dureté knoop (kg / mm ²)
Email	343
Dentine	60

- **Essai de compression** : L'essai de compression consiste à soumettre une éprouvette de forme cylindrique, placée entre les plateaux d'une presse, à deux forces axiales opposées. La résistance à la compression est la valeur de résistance maximale enregistrée lors de la rupture d'un échantillon cylindrique soumis à une contrainte uni-axiale en compression. Si le matériau étudié est ductile, la rupture ne peut être atteinte avec ce test. L'essai de compression est surtout utilisé pour déterminer la contrainte de rupture des matériaux fragiles (comme les céramiques) qui sont difficiles à usiner pour un essai de traction. ⁽⁵¹⁾

Figure 38 : test de compression ⁽⁵¹⁾Tableau 10 : résistance à la compression de l'émail et la dentine ⁽⁵¹⁾

	Email	Dentine
Résistance à la compression (MPA)	384	297

- **Essai de flexion** : L'essai de flexion 3 points permet également de mesurer la résistance à la rupture d'un matériau. Une barrette du matériau à tester est placée sur deux appuis et l'on applique au centre de la barrette une force croissante jusqu'à rupture. Comme l'essai de compression, l'essai de flexion ne permet généralement pas d'atteindre la rupture des matériaux ductiles. L'essai de flexion est surtout adapté aux matériaux fragiles. Cet essai se caractérise par la simplicité du montage de l'éprouvette et sa géométrie simple (peu ou pas d'usinage). Lors du test, la partie supérieure est en compression et la partie inférieure en traction. Il existe d'autres types d'essais de flexion comme le test de flexion 4 points, similaire à l'essai de flexion 3 points avec l'avantage de ne pas positionner l'appui au niveau de la zone

de rupture. Ceci est en effet une limitation du système à trois points où l'appui central peut endommager l'éprouvette et fausser ainsi les résultats en entraînant une rupture précoce de celle-ci. L'essai de Charpy (essai de résilience) est également un essai de flexion où l'éprouvette est brisée par un choc. Il est décrit plus loin.⁽⁵¹⁾

- **L'essai de cisaillement** : À la différence d'un essai de traction ou de compression, un essai de cisaillement implique que toutes les sollicitations soient tangentielles à la surface d'application et qu'elles soient parfaitement égales en tous points de cette surface. Il ne doit y avoir aucune sollicitation perpendiculaire à cette surface. Un essai de cisaillement est très difficile à réaliser sans qu'il apparaisse des forces parasites qui faussent les résultats. Les contraintes en cisaillement s'exercent essentiellement à l'interface tissu dentaire/matériau de restauration des reconstitutions collées.⁽⁵¹⁾

Tableau 11 : résistance au cisaillement de l'émail et la dentine ⁽⁵¹⁾

	Résistance au cisaillement (MPa)
Email	90
Dentine	138

- **L'essai de fatigue** : On appelle fatigue une sollicitation mécanique alternée, souvent mais pas nécessairement périodique, et de faible amplitude. Lorsque l'on soumet un matériau à des cycles répétés d'efforts, il subit des modifications de microstructures regroupées sous le terme général d'endommagement par fatigue. Cet endommagement ne se signale par aucune modification macroscopiquement décelable et la rupture peut intervenir à des niveaux de contraintes peu élevés, souvent inférieurs à la résistance à la traction ou même à la limite d'élasticité. Le processus de fatigue implique l'apparition d'une fissuration qui se développe progressivement sous l'action de la répétition des sollicitations. Les contraintes exercées sur les restaurations dentaires ne sont pas constantes, mais varient en fonction du temps. Il s'agit en fait de cycles de contraintes qui vont induire la propagation de fissures au sein du matériau. Ces contraintes peuvent s'exercer en compression, flexion, cisaillement ou associer plusieurs types de contraintes. C'est une des raisons qui rend difficile la modélisation de ce type de dégradation in vitro. Les essais les plus simples consistent à imposer à des séries d'éprouvettes (cylindriques ou rectangulaires) des cycles d'efforts périodiques sinusoïdaux soit par charge axiale soit par flexion rotative. Ce sont les surfaces de l'échantillon qui

subissent la contrainte maximale et vont donc être le siège de l'amorçage de la rupture, d'où la nécessité d'un état de surface particulièrement soigné. ⁽⁵¹⁾

- **L'essai de fluage** : L'essai de fluage consiste à appliquer un effort F à l'échantillon (traction ou compression) et à enregistrer son allongement ou sa réduction DL en fonction du temps. La différence de principe entre essai de traction et essai de fluage en traction réside donc dans le fait que c'est une vitesse de déformation qui est appliquée dans le premier cas et une contrainte dans le second. La température à laquelle un matériau commence à fluer dépend de sa température de fusion ou de sa température de transition vitreuse. ⁽⁵¹⁾

I-5-2. Propriétés physiques : Les propriétés physiques des matériaux dépendent essentiellement de la nature des atomes dont sont constitués ces matériaux. Parmi ces propriétés, nous distinguerons :

-**La densité** : La densité d'un matériau est une de ses propriétés fondamentales. L'unité indiquée pour un matériau sera sa masse volumique.. La densité permet de s'affranchir de l'unité puisqu'on rapporte la masse volumique d'un matériau à celle de l'eau qui par définition possède une densité de 1. ⁽⁵⁰⁾

-**Propriétés thermiques** : Les propriétés thermiques du matériau interviennent à deux niveaux. Dans le comportement du biomatériau en bouche, et d'autre part, lors de l'élaboration d'une prothèse où les conditions thermiques seront plus élevées. ⁽⁵⁰⁾

- **Expansion thermique** : A proximité du 0 absolu, les atomes sont immobiles. Lorsque la température est élevée, cet apport d'énergie est transmis aux atomes sous forme d'énergie cinétique. L'agitation atomique qui en résulte entraîne un éloignement des atomes les uns par rapport aux autres. Ceci se traduit macroscopiquement par une dilatation du corps. Cette dilatation, lorsque la température est élevée, ou contraction lorsque celle-ci s'abaisse. Elle est exprimée par le coefficient d') expansion thermique (CET) lié à la nature du corps étudié. ⁽⁵⁰⁾

Tableau 12 : coefficient d'expansion thermique des matériaux d'obturation de la dent⁽⁵⁰⁾

Matériau	CET
Amalgame d'argent	20 à 30
Résine acrylique	90
Composite	30 à 40
Porcelaine feldspathique	6 à 8
Ciment de verre ionomère	10
Sealant	70 à 100
Email	11.4
Dentine	8

I-5-3-Propriétés rhéologique :

- **La viscosité:** La viscosité est définie comme la résistance à l'écoulement d'un liquide. Beaucoup de matériaux utilisés par les dentistes passent de l'état liquide à l'état solide dans la bouche du patient. Leurs propriétés à l'état liquide sont importantes à connaître afin d'ajuster leur comportement à leur application. Sous l'influence de forces faibles, comme celle de la gravité, certains matériaux vont pouvoir s'écouler : ce sont les liquides. La gravité a permis de rompre les forces liant les molécules. Ces mêmes forces se rétablissent ensuite lorsque le système sera à nouveau en équilibre. ⁽⁴⁹⁾

- **La viscoélasticité:** De nombreux matériaux ont un comportement intermédiaire entre solide et liquide. Pour la plupart des solides, la relation entre contrainte et déformation est indépendante du temps. La déformation est quasi instantanée à l'application de la force. Quelque soit le temps d'application de celle-ci, à l'instant où elle cesse d'agir, le retour est immédiat et complet. Ceci est un comportement élastique. ⁽⁴⁹⁾

*** Propriétés optiques et esthétiques :**

Le choix de la couleur a une importance majeure dans la réussite d'un traitement en odontologie. Pendant toute la durée de notre exercice, nous essayons d réaliser des restaurations qui ne devront pas se distinguer de la dent naturelle. Pour aider le praticien à établir son choix, les fabricants proposent des teintiers dont l'utilisation est plus ou moins simple, en fonction de leur agencement et de leur progressivité. Aujourd'hui, nous commençons à disposer de quelques appareils électroniques basés sur la colorimétrie pour aider à déterminer une couleur. ⁽⁴⁸⁾

- Les caractéristiques de la couleur :

-La luminosité : La luminosité correspond à la quantité de lumière réfléchi. Si tout le spectre de la lumière du jour est réfléchi, l'objet observé est blanc. Si rien n'est réfléchi, l'objet est noir. Dans cet intervalle, en fonction de la quantité de lumière l'objet apparaît plus ou moins gris. La difficulté dans le choix de la luminosité est de faire abstraction de la teinte et de la saturation en teinte. Les cellules spécialisées dans la luminosité sont les bâtonnets. ⁽⁴⁸⁾

-La teinte : Elle se définit comme la qualité permettant de distinguer les différentes familles de couleurs. On parle de tonalité chromatique de la couleur. Cette teinte est exclusivement liée à la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchi par un objet perçu par l'observateur dans le spectre du visible, Elle donne la sensation colorée que l'œil perçoit ⁽⁴⁸⁾

- La saturation : C'est la quantité de la teinte dans le matériau.. Pour diluer une teinte, il suffit d'y ajouter du blanc. Elle n'est présente que lorsqu'il y'a teinte ce qui n'est pas le cas pour la luminosité, qui se fait indépendamment de la teinte. Une couleur intense dénote une saturation élevée. La couleur est donc l'association de ces trois caractéristiques la luminosité, la teinte et la saturation. ⁽⁴⁸⁾

-La translucidité : La translucidité peut se définir comme la capacité d'un corps à laisser passer la lumière sans permettre la distinction précise des contours du ou des objets perçus. Un matériau est dit «translucide» lorsqu'une partie de la lumière peut le traverser. Une partie de la lumière est absorbée, une partie est diffusée et une partie transmise. ⁽⁴⁸⁾

- La fluorescence : Elle se caractérise par l'aptitude d'un corps à absorber des photons d'une lumière ultraviolette, pour les transformer en lumière émise dans le spectre du visible. Cette lumière émise correspond à des longueurs d'ondes allant du blanc intense au bleu léger. ⁽⁴⁸⁾

- L'opalescence : Elle se caractérise comme la capacité d'un corps à se comporter comme l'opale lorsqu'elle est exposée à de la lumière, c'est-à-dire à réfléchir les longueurs d'ondes courtes (bleu-violet) et à transmettre les longueurs d'ondes plus longues (rouges-orangé). Cette propriété particulière est due à la structure prismatique de l'émail, formé de cristaux d'hydroxyapatites. L'opalescence est donc responsable du halo gris-bleu observé le plus souvent au niveau incisal. ⁽⁴⁸⁾

- L'indice de réfraction Doit se rapprocher de celui des tissus dentaires avoisinants, condition d'un effet esthétique direct, quand les faisceaux lumineux passent d'un milieu transparent à un autre, elle change de direction. L'indice de réfraction (n) d'un milieu est

défini comme le rapport de la vitesse de la lumière dans le vide (c) par la vitesse de la lumière dans ce milieu (v) $N=c/v$,⁽⁴⁸⁾

- **l'aptitude au polissage** : L'état de surface après polissage conditionne le résultat esthétique, le risque de récurrence carieuse, la résistance à la corrosion des amalgames, le confort du patient. La surface du matériau doit apparaître lisse, brillante, afin d'éviter tout risque de rétention de la plaque ou de modification de résines des composites.⁽⁴⁸⁾

I-5-4 .Propriétés biologiques :

I-5-4.1. Biocompatibilité : La biocompatibilité a été définie de façon consensuelle sous l'égide de la société (European Society for Biomaterials), comme la «capacité d'un matériau à induire une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique».

La biocompatibilité intègre l'ensemble des phénomènes mis en jeu dans un environnement biologique : Absence de toxicité du matériau pour l'organisme et absence de dégradation du matériau par l'organisme. Ainsi biocompatible signifie d'une part que le matériau n'est pas à l'origine de phénomènes locaux ou systémiques néfastes pour la santé du receveur (toxicité, carcinogénicité) et d'autre part que les tissus du receveur et les fluides physiologiques ne sont pas susceptibles d'altérer le matériau au détriment de ses qualités intrinsèques ou au risque de générer des produits de dégradation toxiques.⁽⁵⁰⁾

Quelle que soit sa qualité, un biomatériau reste un corps étranger et son introduction dans l'organisme, entraîne une réaction plus ou moins importante du tissu environnant. La réaction tissulaire constitue une réaction inflammatoire. Cependant la biocompatibilité est différente de la tolérance à un matériau car elle suppose une réponse appropriée de l'hôte.⁽⁵⁰⁾

Biodégradation d'un biomatériau et Vieillesse : Les caractéristiques d'un biomatériau définissent sa biocompatibilité, c'est-à-dire son aptitude à remplir pleinement la fonction pour laquelle il a été conçu et développé (notion de biofonctionnalité), sans porter atteinte à la vitalité du milieu biologique dans lequel il est inséré (notion de biosécurité). Il apparaît donc que la dégradation des caractéristiques d'un biomatériau dans son milieu biologique peut se traduire :

- soit par une altération de sa biosécurité (par exemple par libération de composants aux effets néfastes);⁽⁵⁰⁾

- soit par une altération de sa biofonctionnalité. Dès son insertion dans son environnement biologique, le biomatériau offre une surface prête pour la colonisation. Les couches atomiques

superficielles interagissent instantanément avec l'environnement biologique. Macromolécules, bactéries et cellules tissulaires se disputent des domaines de surface à l'interface réactive.

I-5-4.2. Bioactivité :

La bioactivité est définie comme la propriété d'un biomatériau de réaliser une liaison chimique avec les tissus environnants sans interposition de couche fibreuse. Les matériaux résorbables et à surface réactive sont concernés par ce phénomène (Loty et al, 1998). Elle a été attribuée à un matériau capable de former une couche d'hydroxyapatite carbonatée à sa surface, quand il est exposé à un fluide biologique. A titre d'exemple : Les CVI libèrent des ions fluorures dans la salive et vers la dent, et ce, pendant et après leur prise. ces propriétés confèrent aux CVI le qualificatif de bioactif. ⁽⁵⁰⁾

II- le composite dentaire :

II-1- définition :

Un composite dentaire est par définition un biomatériau d'obturation organo-minéral Constitué d'une matrice résineuse dans laquelle sont dispersées des charges principalement minérales. La liaison de ces dernières avec la matrice est assurée par un agent de couplage. Les composites sont fixés aux tissus dentaires via un adhésif. ⁽⁵³⁾

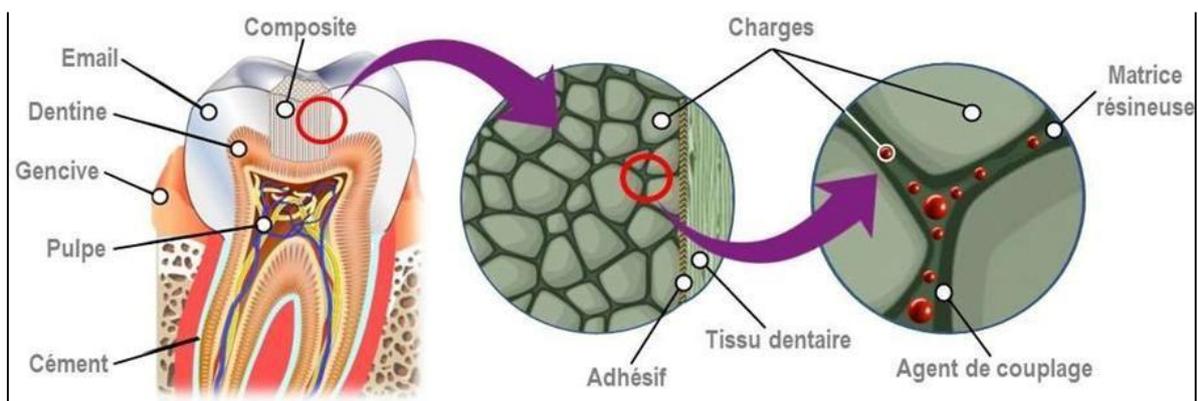


Figure 39 : Les différentes composantes du composite dentaire et de l'interface avec les tissus dentaires. ⁽⁵³⁾

II-2- Classification :

II 2.1 Classification 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 :

II- 2.1.1 Les composites de viscosité moyenne : Ces composites (microhybrides) de maniement aisé 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 et 60% en volume.

II-2.1.2 Les composites fluides 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).

II- 2.1.3 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. ⁽⁵³⁾

II-2.2 Classification en fonction du mode de polymérisation de la matrice résineuse :

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 :

- L'amorçage chimique après décomposition thermique ou redox d'un amorceur
- L'amorçage photochimique après décomposition photochimique d'un amorceur On distingue ainsi 2+1 classes de composites.

II -2.2.1 Les composites à matrice chétopolymérisable 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 oeuvre 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 tert-butyle) et d'amines tertiaires (N,N-Diméthyl-p-toluidine, l'acide 4- (Diméthylamino)phényl acétique) sont les plus courants. ⁽⁵³⁾

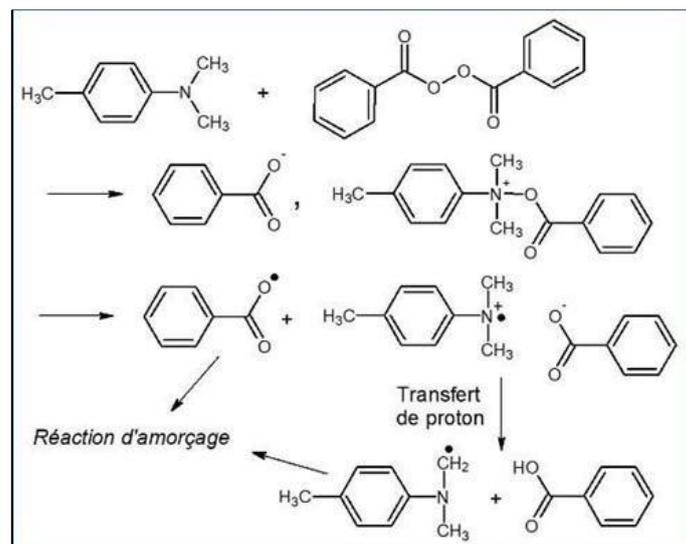


Figure 40 : Décomposition du peroxyde de benzoyle en présence de N,N-Diméthylptoluidine ⁽⁵³⁾

Les composites à matrice chétopolymérisable 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 matériau (l'oxygène étant inhibiteur de polymérisation). Après mélange le temps d'utilisation du composite est limité.⁽⁵³⁾

II -2.2.2 Les composites à matrice photopolymérisable Dans ces composites la génération des radicaux primaires est initiée photochimiquement. 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, $\lambda_{max}=466,5nm$). Cependant la camphorquinone, seule, ne peut photoinitier 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.⁽⁵³⁾

Parmi les donneurs les plus réactifs figurent, en effet, les amines aliphatiques tertiaires (hydrogène en de l'azote). 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⁽⁵³⁾



Figure 41 : Etape de photopolymérisation pendant la mise en oeuvre d'un composite dentaire. ⁽⁵³⁾

II- 2.2.3 Les composites à matrice duale : Dans ces composites la génération des radicaux primaires est initiée photochimiquement 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 ⁽⁵³⁾

II- 2.3 Classification en fonction de 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.

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 (« sealant » en anglais) - Photopolymérisation (1 couche) - Polissage éventuel 	
Obturation secteur antérieur	<ul style="list-style-type: none"> - Composites universels nano-hybrides - Modelables - 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 de chaque incrément - 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» modelable. ou - association composites «Bulk Fill» fluide nano-hybride 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 	
Reconstitution de moignon	<ul style="list-style-type: none"> - Composite «Bulk Fill» fluide dual. ou - Composite «Bulk Fill» modelable. 	<ul style="list-style-type: none"> - 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 	

Figure 42 : Utilisation des différents types de composites en fonction de l'indication clinique – exemples associés (provenance des illustrations). (53)

II-3 Compositions des composites dentaires :

II- 3.1 La résine :

En faible proportion comparée aux charges minérales, cette composante indispensable est à l'origine de la dégradation de certaines propriétés mécaniques du composite (résistance à l'usure par exemple). Elle est également à la source du retrait Indication clinique Type de

composite Mise en œuvre Exemple de polymérisation et des contraintes qu'il engendre. Dans les composites dentaires photopolymérisables, les plus couramment utilisés, la matrice résineuse est obtenue par polymérisation de monomères diméthacrylate. La présence de deux fonctions polymérisables portées par la même molécule permet de générer un réseau organique dont la densité de réticulation est élevée. ⁽⁵³⁾

- **Polymérisation des méthacrylates** : Les méthacrylates polymérisent suivant une réaction de polymérisation en chaîne («chain polymerisation » en anglais) par voie radicalaire. Le mécanisme se déroule en trois étapes : amorçage, propagation, terminaison. De la nature du monomère dépendront différents facteurs. Plus la masse molaire du monomère est faible et moins sa structure est rigide, plus son taux de conversion final sera élevé. La conversion de monomères libres en macromolécules puis en un polymère engendre une diminution de volume du milieu réactionnel appelée retrait de polymérisation. Pour une même valence, plus la masse molaire du monomère est élevée et/ou plus la molécule est encombrée, moins le retrait sera important. Au contraire, plus le taux de conversion est élevé, plus le retrait sera important. Etant donné que le composite dentaire est, au moins en partie, lié à son environnement à travers l'adhésif dentaire, le retrait de polymérisation entraîne l'apparition de contraintes. Ces deux phénomènes dont les conséquences sont détaillées sur la figure 43, font partie des principales sources d'échec des restaurations .

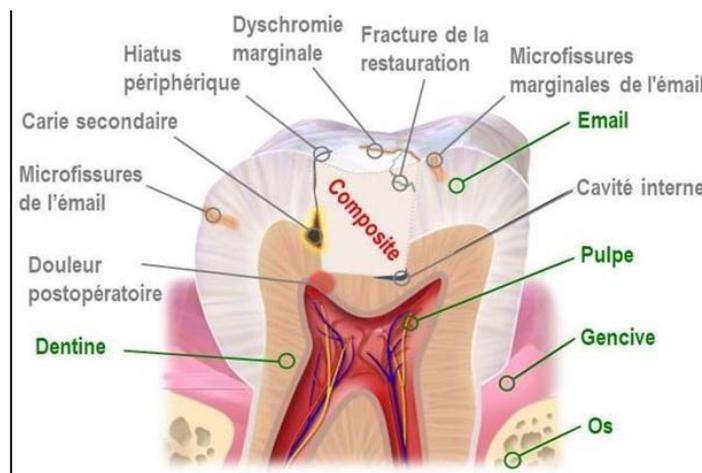


Figure 43 : Dommages (notés en gris) engendrés par le retrait de polymérisation et les contraintes de contraction. ⁽⁵³⁾

L'apparition et l'intensité de ces contraintes sont liées à l'évolution des propriétés du matériau en formation au cours du processus de polymérisation. Ce processus peut être découpé en trois phases. Au cours de la phase pré-gel, les molécules et macromolécules sont mobiles dans

un milieu liquide dont la viscosité dépend initialement du mélange de monomères. Le réseau continue de s'étendre jusqu'à former un macro gel qui couvre toute l'étendue du composite déposé. Le point de gel est alors atteint (à taux de conversion égal à 5% pour les méthacrylates). Le réseau tridimensionnel formé n'est pas encore rigide, il présente un comportement caoutchoutique. A partir de ce point, le retrait volumique induit des contraintes de contraction. Lorsque le taux de conversion continue de croître jusqu'à une valeur proche de son maximum le réseau devient complètement rigide.

Cette phase est appelée vitrification. Les réarrangements du réseau ne sont quasiment plus possibles. Le retrait volumique généré dans cet état du matériau se traduit par une très forte augmentation des contraintes de contraction. Ainsi, plus le point de gel apparaîtra pour des taux de conversion élevés et plus le matériau formé sera flexible (faible module d'Young), plus les contraintes de contraction seront faibles. L'obtention d'un réseau rigide tridimensionnel dense limite rapidement la mobilité des espèces et empêche la conversion des monomères dans leur intégralité. Ainsi, le taux de conversion maximal, atteint pour les formulations à base de diméthacrylates, utilisées en restauration directe, est de 75%. Les liaisons C=C n'ayant pas réagi (25%) se répartissent, d'une part dans les liaisons pendantes liées au réseau (90%) et d'autre part dans les monomères libres (10%).⁽⁵³⁾

II-3.2 Charges :

Les composites, actuellement disponibles sur le marché, se différencient surtout par les caractéristiques des charges qu'ils renferment. Le rôle de ces charges est de pallier les insuffisances (propriétés mécaniques et thermiques médiocres par exemple) de la matrice d'accueil à laquelle elles sont liées (chimiquement et/ou physiquement). Par ailleurs les charges influent grandement sur la contraction de polymérisation et sur l'absorption hydrique des composites. Ainsi la composition, la taille, la distribution en taille et le pourcentage massique ou volumique des charges au sein de la matrice organique vont définir une large gamme de composites. Le tableau 13 donne un aperçu de la composition de ces charges et précise la terminologie adoptée pour classer ces dernières en fonction de leur taille. L'appellation micro-charge, historique mais inadaptée est très souvent avancée pour désigner des charges dans la gamme de taille 10-100nm.⁽⁵³⁾

Tableau 13: principaux matériaux utilisés comme charges⁽⁵³⁾

nano-charge 1-100 nm	mini-charge 0.1-1µm	mini-charge 1-10µm	macro-charge 10-100µm
-SiO2 colloïdale -ZrO2 colloïdale -YbF3 colloïdal -SiO2 pyrogénique	-verre silicatés, borosilicatés ou fluoro silicatés contenant divers éléments (Li, Al, Ba, Sr, Zn, Yb...) -quartz -SiO2/ZrO2, ZrO2, AlO3, TiO2 -vitro-céramique -charges pré polymérisées -agrégats ou agglomérats de nanoparticules (silice, zircon...) -YbF3, YF3	-verre silicatés, borosilicatés ou fluoro silicatés contenant divers éléments (Li, Al, Ba, Sr, Zn, Yb...) -quartz -SiO2/ZrO2, ZrO2, AlO3, TiO2 -vitro-céramique -charges pré polymérisées -agrégats ou agglomérats de nanoparticules (silice, zircon...) -YbF3, YF3	- verres - -quartz - charges pré polymérisées - charges poreuses

Les charges sont élaborées par différentes techniques que la taille visée peut imposer. Pour cela deux approches peuvent être considérées : l'approche dite descendante (« top-down » en anglais) et l'approche dite ascendante (« bottom-up » en anglais).

L'approche « descendante » est de loin la plus ancienne et la plus éprouvée pour la préparation de poudres. Elle consiste, à fragmenter progressivement un matériau massif (préalablement concassé si cela est nécessaire), jusqu'à atteindre des dimensions nanométriques, à l'aide de broyeurs dont l'efficacité s'est fortement améliorée avec le temps. Les particules grossières subissent dans le broyeur d'énormes sollicitations mécaniques (chocs, frottements, cisaillements, compression) qui ont pour conséquences l'apparition de défauts (distribution en taille large, pollution, contours anguleux) qui peuvent être gênants. Par ailleurs ces techniques souvent longues sont réservées aux matériaux fragiles et ne permettent pas le contrôle de la morphologie⁽⁵³⁾

L'approche « ascendante » vient des laboratoires de recherche et s'est grandement sophistiquée avec l'avènement des nanosciences. Elle consiste à construire les matériaux atome par atome, molécule par molécule ou cluster par cluster. L'assemblage des atomes, des molécules ou des clusters s'effectue de façon parfaitement contrôlée. Le procédé sol-gel ou la synthèse colloïdale par exemple, représentants de la « chimie douce » et de l'approche ascendante, sont des techniques matures pour l'élaboration de charges. La figure 44 montre des exemples de nanoparticules de silice, de fluorure d'ytterbium et de zircone, préparées par synthèse colloïdale. ⁽⁵³⁾

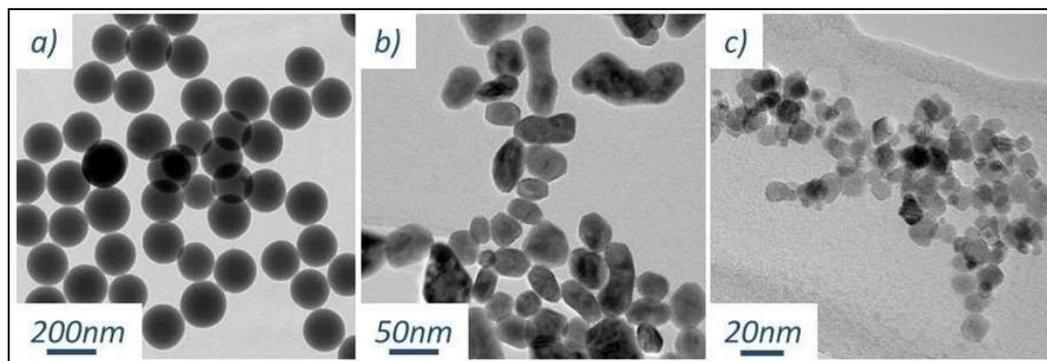


Figure 44 - Nanoparticules de : a) Silice ; b) Fluorure d'ytterbium ; c) Zircone (provenance des illustrations, Laboratoire de Chimie de l'Ecole Normale Supérieure de Lyon). ⁽⁵³⁾

La dispersion des charges dans les monomères est une étape clef dans l'élaboration d'un composite. Lors de la formulation d'un composite, il est important de ne pas le surcharger, car le mouillage de la surface de l'ensemble des particules est un point essentiel et d'autant plus difficile que les charges sont de petites tailles. Un matériau ne contenant que des charges partiellement mouillées présenterait des propriétés physiques et mécaniques médiocres. Cette étape d'intime mélange entre charges et monomères est réalisée à l'aide d'outils complètement différents suivant la nature des charges. Ainsi les charges les plus petites (nanométriques) sont, dans les cas les plus favorables, introduites dans le mélange de monomères sous forme de solutions colloïdales .

La figure 45 présente l'évolution des micro (nano) structures des composites au cours du temps en fonction des charges incorporées. Les choix faits concernant les charges incorporées dans les matériaux finaux ont été largement motivés par la disponibilité de ces charges au moment de la fabrication des composites. Ainsi les premiers composites dits « macrochargés », utilisaient des charges de tailles importantes dont l'espace interparticule était occupé par la

matrice polymère. Cette mauvaise gestion de l'optimisation granulaire conduisit à de médiocres propriétés du composite. Ainsi un mélange de charges de taille contrôlée et de nature différente cimentées par la matrice polymère permet d'obtenir des composites aux performances exigées par le domaine dentaire. ⁽⁵³⁾

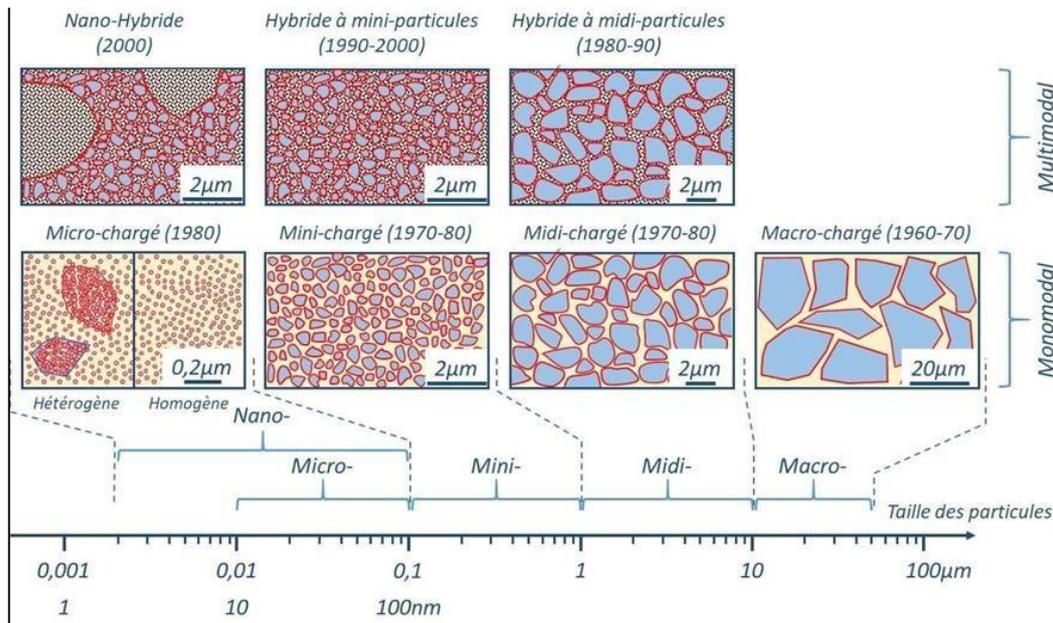


Figure 45 : types de structures rencontrées dans le domaine des composites dentaires en fonction de la taille des charges; la partie en rouge représente l'interphase dans laquelle est engagé l'agent de couplage.⁽⁵³⁾

II- 3.3 Amorceurs et inhibiteurs de polymérisation :

Seuls seront évoqués, dans ce paragraphe les amorceurs photoactivables. Dans la formulation des composites, ils représentent un pourcentage massique compris entre 0,1 et 1%. Pour être efficace, ils doivent satisfaire à un certain nombre de critères. Ils doivent notamment présenter :

- Une forte absorption dans le domaine d'émission de la source lumineuse utilisée,
- Une durée de vie courte pour l'état excité réactif afin d'éviter une réaction parasite avec d'autres molécules, un rendement quantique de formation des radicaux élevé,
- Une grande réactivité des radicaux formés vis-à-vis des monomères. ⁽⁵³⁾

Les tous premiers matériaux d'obturation dentaire photopolymérisables contenaient des amorceurs ultra-violet (UV). La polymérisation au moyen de rayonnements UV présente plusieurs inconvénients notables. Les rayons UV peuvent, notamment, endommager les

muqueuses ou les yeux des patients, et sont par ailleurs fortement diffusées par les charges minérales de sorte que pour les résines composites teintées, les profondeurs de polymérisation sont inférieures à 1mm. Afin de remédier à ces inconvénients, des résines composites contenant des -dicétones en tant que photoamorces ont été développées, lesquelles sont durcies à l'aide d'un rayonnement visible. Le benzile (BZ), la 1-phényl-1,2-propanedione (PPD) ou la camphorquinone (CQ) sont des exemples de -dicétones commercialement disponibles. Du fait de ses propriétés (optiques, toxicité) la CQ est presque la seule - dicétone utilisée en dentisterie. Elle a besoin d'un co-amorceur (amine tertiaire) pour former des radicaux. Ces systèmes CQ-amine ont été énormément étudiés, seuls ou en combinaison avec d'autres photo-amorceurs (Lucirin TPO, Irgacure 819, photoamorces cationiques...) .

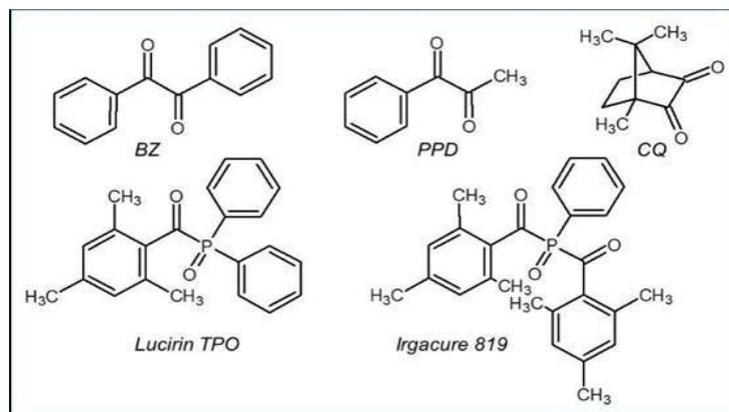


Figure 46: exemple de photo- amorceurs utilisé⁽⁵³⁾

inconvénients dont :

- Un rendement quantique de conversion de la CQ par photon absorbé extrêmement faible
- Une coloration des résines composites (oxydation des molécules d'amine restantes).
- Un coefficient d'absorption molaire de la CQ faible ($\epsilon = 28 \text{ L.mol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ à $\lambda_{\text{max}}=467\text{nm}$),
- Une toxicité des amines utilisées. Afin d'éliminer certains de ces inconvénients, diverses substances ont été étudiées, par exemple, des substitués aux amines. Des molécules comme alternatives à la CQ ont également été évaluées (Irgacure 819, titanocène, complexe colorant cationique/anion borate). type acylgermane. Parmi ces composés fonctionnant sous lumière visible le benzoyltriméthylgermane (BTMGe), le dibenzoyldiéthylgermane (DBDEGe) ou l'Ivocerin sont des photo-amorceurs très efficaces pour les résines méthacrylates. En plus des photo-amorceurs des molécules inhibitrices sont ajoutés (200 à 1000 ppm) dans les composites dentaires pour stabiliser les monomères. Ces molécules ont

pour rôle de stopper, en piégeant les radicaux primaires formés (lumière, chaleur), tout départ de polymérisation spontanée au cours du stockage. Ainsi, la polymérisation des méthacrylates ne pourra réellement se déclencher que lorsque la quantité totale d'inhibiteur aura été consommée. Les inhibiteurs les plus courants dans le domaine des composites dentaires sont des dérivés du phénol : le monométhyléther d'hydroquinone (MEHQ) ou le 2,6-di-tert-butyl-4-méthylphénol (BHT).⁽⁵³⁾

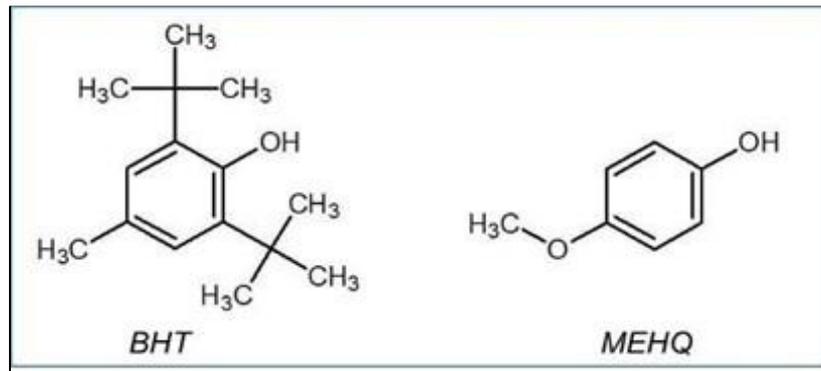


Figure 47 : inhibiteurs de polymérisation⁽⁵³⁾

L'oxygène de l'air est un puissant inhibiteur de polymérisation. Ainsi, la couche superficielle du composite après irradiation n'est que partiellement polymérisée. Cette couche est riche en doubles liaisons qui pourront dans le cas d'une restauration par incréments assurer la liaison chimique entre chaque incrément. En revanche c'est un inconvénient majeur pour la polymérisation de couches très fines de restauration. Ainsi, pour éviter le contact avec l'air, certains praticiens prennent le soin de déposer une fine pellicule de glycérine sur la surface de la restauration avant l'étape d'irradiation.⁽⁵³⁾

II-4 Autre type de composite :

- Composites antérieurs.
- Composites Postérieurs.
- Composites Fluides.
- Composites Universels.
- Composites Auto polymérisables.
- Composites Bulk Fill.
- Composites d'orthodontie.

- Composites de macro remplissage. ⁽⁵²⁾

II-5 Avantages et inconvénients du composite :

II-5-1- Les avantages :

- Ne relargue pas de mercure, contrairement à l’amalgame.
- Esthétique.
- Permet d’être davantage conservateur dans le traitement par rapport à l’amalgame.

⁽⁵²⁾

II-5-2- Les inconvénients :

- Nécessite l’utilisation de la digue dentaire (le matériau ne tolère pas la contamination) et normalement d’un mordançage préalable.
- Nécessite une meilleure hygiène de la part du patient.
- Risque d’intolérance, surtout au niveau gingival ; risque d’inflammation.
- Contraction de polymérisation (photo-amorcée) qui crée une marge non étanche (récidive de carie possible).
- Surface difficile à polir, ce qui peut être inconfortable pour le patient.
- Au niveau de la santé concernant les composites dentaire : instabilité ionique, relargage de bisphénol A (composite sous bisphénol A) ⁽⁵²⁾

II-6 Exemples de restaurations au composite :

Restauration de dent antérieure : quelques étapes représentatives de la restauration d’une dent antérieure fracturée par technique de stratification ⁽⁵³⁾



Situation initiale



Test du guide en silicone en position



Nettoyage de la dentine touchée (fraise céramique).



Application d'un adhésif universel
(émail et dentine)



mise en place de l'émail palatin



« Email » palatin après
photo polymérisation



Façonnage du composite mimant
l'émail dentine



application de l'émail vestibulaire



photopolymérisation de
vestibulaire



définition de l'anatomie
vestibulaire



étape de polissage de la
Restauration



résultat final
après 1semaine

figure 48: étapes de restauration directe d'une dent antérieure fracturée ⁽⁵³⁾

Restauration de dent postérieure : quelques étapes représentatives de la restauration de dents postérieures cariées ⁽⁵³⁾



situation initiale



suppression des restauration
anciennes



étape de mordantage



application d'adhésif



montage de la paroi distale
en composite émail



état après polymérisation



pose du composite mimant la
mimant la dentine



façonnage du composite mimant
la dentine



pose du composite
l'émail



façonnage du composite
mimant l'émail



finition diverse après
polymérisation de l'émail



résultat finale après
restauration complète

Figure 49 : étapes de restauration directe de dents postérieures cariées (53)

III- Les ciments verres ionomère :

III-1. Historique :

La mise au point des ciments verres ionomères est issue d'une longue expérimentation qui a été menée à partir des ciments silicates. Les silicates étaient les matériaux de premier choix pour les restaurations antérieures, avant les années 1950. Ils avaient une certaine opacité, pouvaient libérer du fluor, mais leur résistance à l'érosion était médiocre, leur adhésion aux tissus dentaires mauvaise, ce qui pouvait entraîner une irritation pulpaire susceptible d'aller jusqu'à la nécrose. Les travaux de Smith permirent la création du premier ciment adhérent aux tissus dentaires par adhésion chimique : le ciment polyacrylate. Celui-ci fut obtenu en remplaçant l'acide phosphorique des ciments phosphate de zinc par de l'acide polyacrylique. Ainsi, sur la base des travaux de Smith, Wilson et son équipe tentèrent alors de développer un nouveau ciment ayant les avantages des ciments silicates sans leur inconvénients. Ils proposèrent un matériau utilisant le liquide des ciments poly carboxylates de zinc, l'acide polyacrylique et la poudre des silicates, les verres fluorés alumino-siliciques. Le ratio aluminium/silicate, contenu dans la poudre, dut être modifié deux cent fois avant que le ciment ne soit utilisable. Ce fut la naissance d'une nouvelle classe de biomatériaux : les ciments verres ionomères, ⁽⁵⁴⁾

En 1975, le premier ciment verre ionomère fut commercialisé sous le nom d'ASPA II (alumino-silicate polyacrylic acid) par la société De Trey. Il avait la capacité d'adhérer spontanément aux tissus dentaires et de libérer du fluor. Au fil des années, d'autres améliorations virent le jour, notamment au niveau de la formulation du matériau et permirent de multiplier les indications cliniques : ciments de scellement, ciments d'obturation, ciments intermédiaires (ou de temporisation). À la fin des années 80, le ciment verre ionomère évolua. On y incorpora une petite quantité de monomères résineux et d'initiateurs, impliqués dans la réaction de polymérisation. Ainsi naquit le ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR). Ses propriétés mécaniques sont globalement supérieures à celles des CVI conventionnels et leur manipulation est plus aisée⁽⁵⁴⁾

Depuis quelques années les ciments verres ionomères condensables ont fait leur apparition. Ils sont principalement utilisés en pédodontie et en dentisterie humanitaire.

III-2-DEFINITION :

Un CVI est un ciment composé de verres basiques et d'un polymère acide à réaction de prise entre les composants s'effectue selon une réaction acide-base, caractérisé par une libération continue de fluor, une bonne adhérence et une faible cytotoxicité. ⁽⁵⁴⁾

III-2-1- Les différents ciments verres ionomères :**III- 2.1-1- Ciment verres ionomères conventionnels**

Les ciments verres ionomères conventionnels (CVI) sont composés d'une poudre et d'un liquide à mélanger. Au cours du mélange, une réaction acido-basique se produit au sein de laquelle le liquide est l'acide et la poudre est la base. ⁽⁵⁴⁾

III-2.1-1-1 Composition

-La poudre : Elle est constituée de verre de fluoro-alumino-silicate, de composition chimique générale : $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaF}_2$ (alumine, silice, fluorite). La poudre est obtenue par une procédure de fusion puis de frittage. L'alumine et la silice sont passées dans un flux de fluorure de calcium, d'aluminium et de sodium. Le mélange est chauffé entre 1100 et 1500 °C jusqu'à la fusion, la température varie selon la composition du verre. Il est ensuite refroidi brutalement dans de l'eau froide, puis broyé en fines particules n'excédant pas 45 µm pour les verres ionomères de restauration⁽⁵⁴⁾

Tableau 14 : composition de la poudre⁽⁵⁴⁾

Éléments	Propriétés
Di-oxyde de Silice (SiO ₂)	
Alumine	
Fluorite (CaF ₂)	- Diminuer la température de fusion du frittage = rôle de fondant
Trifluoride d'aluminium (AlF ₃)	
Phosphate d'aluminium (AlPO ₄)	

Cryolite (Na ₃ AlF ₆)	- Diminuer la température de fusion du frittage - Rendre le verre plus translucide
Strontium (St)	- Rendre le CVI radio-opaque (Wren et coll., 2008 ; Smith, 1998 ; Shahid et coll., 2014)
Barium (Ba)	
Lanthanum (La)	

Notons que les ions fluorures modifient le PH du ciment, permettant ainsi d'augmenter le temps de travail et de réduire le temps de prise du ciment. La composition et la proportion des composants de la poudre du CVI peuvent varier d'un matériau à un autre, selon les fabricants.

(54)

-Le liquide : C'est une solution aqueuse d'acide polyalkénoïque, de haute masse molaire compris entre 10 000 et 30 000, avec des copolymères d'acide acrylique et d'acide itaconique (environ 50% de la composition du liquide). On y retrouve également de l'acide tartrique (environ 5 %). Celui-ci possède trois propriétés. Il permet d'augmenter le temps de travail en formant du tartrate de calcium, de diminuer le temps de prise en libérant des cations métalliques (les ions fluorures jouent le même rôle) et d'augmenter la dureté du ciment.

Le liquide comporte aussi des adjuvants comme de l'acide maléique ou de l'acide carboxylique, qui ont également pour rôle d'accélérer la prise et de durcir plus précocément le matériau. L'acide polyacrylique possède des groupements carboxyliques COOH (COO- pour la forme ionisée) qui sont les sites réactifs de la réaction de prise. (54)

III-2.1.1.2 Principe de réaction :

Le liquide attaque le verre produisant une libération d'ions aluminium, calcium et fluorures. Ceux-ci vont se lier aux groupements carboxyliques des copolymères acides et produire des polyacrylates de calcium et d'aluminium.

Une libération d'acide silicique s'effectue en parallèle. Cet acide silicique entoure les particules de verre d'un gel de silice. (54)

La réaction se déroule en deux grandes phases. Une phase de dissolution est observée tout d'abord, suivie d'une phase de gélification. ⁽⁵⁴⁾

- **Phase de dissolution** : Le liquide, composé d'eau distillée et des polyacides, attaque la couche de surface des particules de verre. Cette action entraîne la libération d'ions calcium Ca^{2+} , aluminium Al^{3+} et de composés fluorés. La concentration en ions calcium va augmenter plus rapidement que celle en ions aluminium. Une partie des ions calcium et aluminium vont s'associer. Aux ions fluorures AlF^{2+} , AlF^{2+} , CaF^+ . Après l'attaque acide, il restera très peu d'ions fluorures libres dans la poudre.

- **Phase de gélification** : Au départ, les ions calcium⁽⁵⁴⁾ présents sont les plus mobiles. Ils vont former un réseau de réticulation. L'arrangement spatial du polyacide se modifie. En effet, de nombreuses forces intermoléculaires présentes au sein de la molécule favorisent une configuration tridimensionnelle sphérique. Puis, au fur et à mesure de la libération d'ions, la molécule de polyacide devient de plus en plus polaire et adopte une configuration plus linéaire. Ceci permet aux ions métalliques d'avoir un accès aux groupements carboxyliques. Ainsi, les ions Ca^{2+} se lient aux groupements carboxylate CO_2^- du polyacide et forment des polyacrylates de calcium. En trois heures, les ions Ca^{2+} sont entièrement liés. Ces liaisons entraînent une diminution de la mobilité des chaînes de copolymères. C'est le début de la phase de gélification. Durant les 48 heures suivant cette prise initiale, une phase de maturation se produit où ce sont les ions aluminium, moins mobiles, qui vont se lier aux groupements carboxyliques. Ceci aboutit à la formation de polyacrylate d'aluminium permettant de diminuer encore la mobilité des polyacides. ⁽⁵⁴⁾

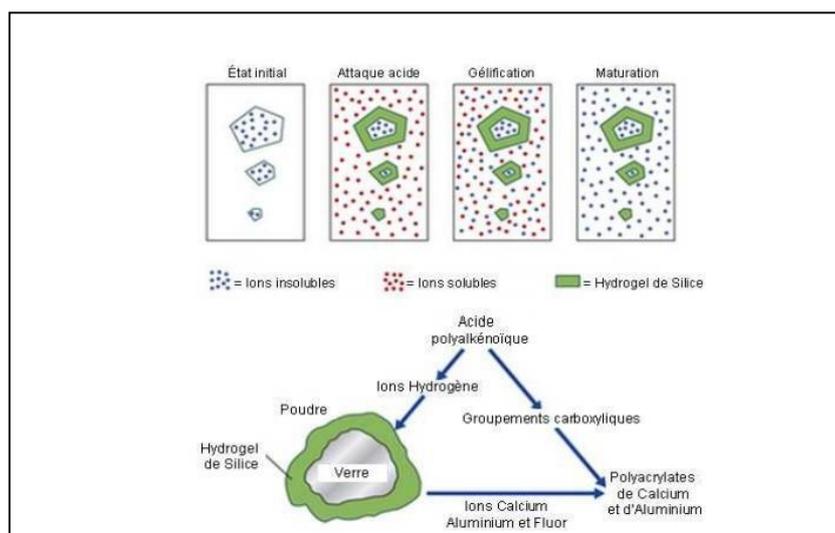


Figure 50 : réaction de prise du cvi⁽⁵⁴⁾

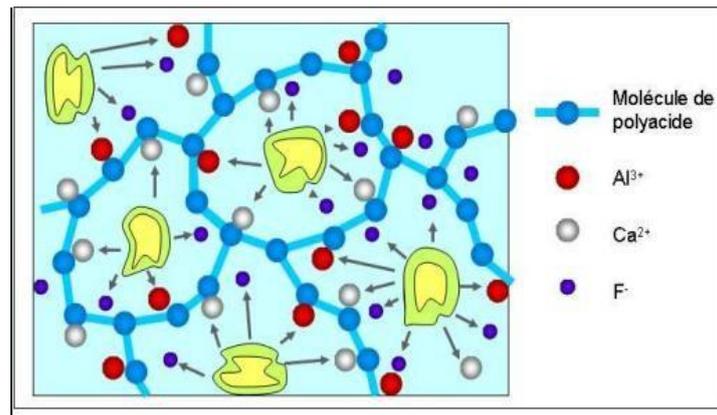


Figure 51 : formation des polyacrylates de calcium et d'aluminium pendant la réaction de prise d'un ciment verre ionomère. ⁽⁵⁴⁾

La structure du produit fini est de type « matrice à cœur ». Du centre vers la périphérie, on trouve :

- les particules de verre non réagi ; pendant la réaction seulement 20 à 30% du verre va se dissoudre, le cœur en verre qui n'a pas réagi a le rôle de charge,
- l'hydrogel de silice entoure le noyau de verre,
- la matrice de polyacrylate. ⁽⁵⁴⁾

III-2.1.1.3 Présentation

Les ciments verres ionomères peuvent se présenter sous trois formes. Dans la forme poudre/liquide, deux versions sont possibles. Dans la première, les deux parties sont séparées. Il faut mélanger manuellement à l'aide d'une spatule la poudre et le liquide selon un ratio poudre/liquide spécifié par les fabricants. Dans la seconde, la présentation est en capsules pré-dosées. Sa manipulation est alors plus aisée car le mélange est fait mécaniquement dans un vibreur selon le temps indiqué par le fabricant. Dans la forme poudre/eau, la poudre peut parfois contenir le verre et le Produit réactif liquide (acide polyacrylique) sous une forme déshydratée. Elle est ensuite, mélangée à de l'eau distillée ou à un mélange contenant de l'acide tartrique. Cela permet de mélanger manuellement plus facilement le produit . Dans la forme pâte/pâte, le mélange de deux pâtes est obtenu par l'emploi d'un pistolet mélangeur. Cette présentation concerne uniquement les CVIMAR. ⁽⁵⁴⁾



figure 52 : exemple de cvi poudre/liquide à mélanger manuellement GC fuji IX GP, 15g de poudre et 6.4ml de liquide. ⁽⁵⁴⁾



figure 53: exemple de cvi poudre/liquide en capsule prédisposées, GC fuji IILC, boîte de 50 capsules, teinte A3. ⁽⁵⁴⁾



Figure 54 : exemple de la forme pate pate 3M ESPE ketac nano. ⁽⁵⁴⁾

III-2.1.1.4 Propriétés

-Adhésion : L'adhésion du ciment verre ionomère est une adhésion chimique. Elle ne nécessite pas de matériau intercalaire assurant le contact intime entre la surface de la dent et le ciment. Des liaisons ioniques vont se créer entre les groupements carboxyles du ciment et les ions calcium de l'hydroxyapatite au niveau des surfaces amélares et dentinaires. Ceci entraîne la création d'une zone intermédiaire de diffusion ionique entre le ciment verre ionomère et l'hydroxyapatite. Cette zone est très fine de l'ordre de quelques micromètres. Les échanges se font entre l'acide polyacrylique qui est adsorbé à la surface de l'hydroxyapatite et les ions phosphate et calcium de la surface dentaire. L'adsorption est un phénomène selon lequel des atomes ou des molécules de gaz ou de liquide, les adsorbats, se fixent sur une surface solide. ⁽⁵⁵⁾

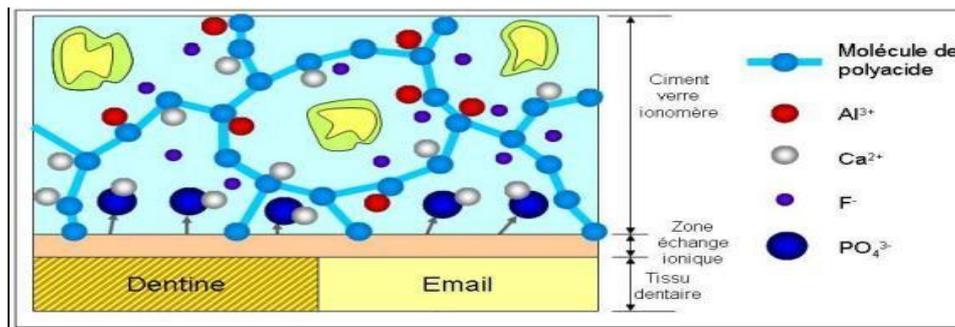


Figure 55 : représentation schématique de la couche d'échange ionique. Les chaînes polyacides déplacent le calcium et le phosphate des tissus dentaires qui se lient et forment une zone enrichie en ions, à l'interface entre la dentine et le cvi. ⁽⁵⁵⁾

Le traitement préalable de la surface dentaire par un acide polyacrylique améliore l'adhésion du ciment verre ionomère. Il est appliqué pendant 15 à 20 secondes selon les recommandations des fabricants au niveau des surfaces dentaires, rincé un temps équivalent au temps d'application, puis séché modérément. Ce dernier va dissoudre la smear layer formée après utilisation des instruments rotatifs lors de l'éviction carieuse, déminéraliser légèrement la surface dentaire et optimiser l'adhésion. ⁽³⁵⁾

- Bioactivité : Le ciment verre ionomère libère des ions fluorures vers la dent et vers le milieu buccal lors de l'application et après la prise du matériau. Durant la réaction entre l'acide polyalkénoïque et le verre, la libération d'ions fluorures est très importante. Elle augmente constamment les 24 premières heures. Pour Karantakis, elle est maximale les 4 premières heures. Elle va ensuite diminuer rapidement entre 24 et 72 heures pour se stabiliser pendant 10 à 20 jours puis enfin décroître lentement dans le temps pendant des mois voire des années. Cette libération de fluor est susceptible de diminuer la déminéralisation des structures dentaires voisines. Elle se fait aussi vers le milieu buccal notamment dans la plaque dentaire où elle va inhiber l'action de certaines bactéries et en particulier leur production d'acide. Certains travaux montrent que l'accumulation de la plaque dentaire à la surface d'une obturation en ciment verre ionomère est moins importante qu'au niveau d'une résine composite. Par ailleurs, grâce à l'apport extérieur de fluor, par le biais du dentifrice, de bouche, de vernis, de gel et de certains aliments, le CVI va pouvoir se recharger en fluor. Il fonctionne alors comme un véritable réservoir qui libèrera plus tard à nouveau les ions nécessaires. Ceci n'est possible toutefois que sur une courte période. ⁽⁵⁵⁾

-Propriétés biologiques : De nombreuses études ont montré qu'un ciment verre ionomère au contact de la dentine n'entraîne pas ou peu de réaction au niveau de la pulpe s'il existe une

certaine distance entre celle-ci et le fond de la cavité. Ainsi, Mount et Hume ont mis en évidence une forte inflammation pulpaire quand le ciment verre ionomère se retrouve au contact de la pulpe de molaires chez le rat. Celle-ci apparaîtrait pendant la réaction de prise. Tobias a également montré une irritation pulpaire in vivo, mais celle-ci était résolutive en 28 jours. En général les ciments verres ionomères venant d'être mélangés ont tendance à provoquer plus de réactions que les ciments ayant achevé leur réaction de prise.

C'est pourquoi lorsqu'il reste moins d'un millimètre entre le fond de la cavité dentinaire et de la pulpe, il apparaît judicieux d'appliquer un fond d'hydroxyde de calcium ou un ciment d'oxyde de zinc eugénol afin de minimiser les effets d'irritation ou d'inflammation durant la réaction de prise du matériau. ⁽⁵⁵⁾

-Propriétés mécaniques : Plusieurs facteurs vont modifier les performances mécaniques des CVI. En particulier, la structure du verre, la structure du polyacide (composition, poids moléculaire) et le rapport poudre/liquide. De nombreuses études en rendent compte.

Différentes propriétés peuvent être explorées comme la résistance à l'usure, à la compression, à la traction, à la fatigue, à la flexion. Les ciments verres ionomères dits condensables (ayant un ratio poudre/liquide plus important) semblent montrer de meilleures propriétés mécaniques par rapport aux CVI dit conventionnels. ⁽⁵⁵⁾

Tableau 15 : propriétés mécaniques des CVI conventionnels, valeurs, moyennes et indicatives. ⁽⁵⁵⁾

Propriétés	Valeurs
Résistance à la compression (MPa)	100-150
Résistance à la traction (MPa)	15-17
Résistance à la flexion (MPa)	20-30
Module d'élasticité (MPa)	20000
Dureté vickers (MPa)	1100
Rugosité de surface après polissage (μm)	0,29

-Étanchéité : L'objectif de toute restauration est d'avoir un joint qui soit le plus étanche possible entre le matériau et les surfaces dentaires. S'il est déficient, le passage de fluide, de

molécules, de bactéries entraîne à terme l'échec potentiel de la restauration. On peut distinguer deux types d'étanchéité. ⁽⁵⁵⁾

. L'étanchéité immédiate, obtenue lors de la mise en œuvre du matériau et l'étanchéité médiate (ou retardée), obtenue une fois le matériau mis en place dans la cavité buccale. L'étanchéité immédiate va dépendre essentiellement de l'adhésion à la surface et des variations dimensionnelles. Elle dépend également de la mise en œuvre proprement dite, notamment la gestion des variations hydriques. Les CVI bénéficient d'une bonne étanchéité immédiate de par leur capacité à adhérer aux tissus dentaires et de par leur faible rétraction de prise. En effet, une faible contraction de prise s'exerce au sein même du matériau et non à l'interface dent/matériau. Par contre, ce sont des matériaux très sensibles aux variations hydriques, leur étanchéité sera bonne s'ils sont manipulés correctement (cf. précaution de manipulation). ⁽⁵⁵⁾

L'étanchéité médiate ou retardée, quant à elle, dépend du coefficient de dilatation thermique et de la solubilité du matériau dans le milieu buccal. Comme les coefficients de dilatation thermique du ciment verre ionomère ($11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), de l'émail ($11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) ou de la dentine ($8.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) sont proches, le risque de rupture au niveau de l'interface entre le matériau et la dent est faible. De plus, Attal a montré qu'à la fin de la réaction de prise, les CVI résistaient bien à l'hydrolyse de l'eau ou des acides présents dans le milieu buccal, ce qui est garant d'une bonne étanchéité médiate. ⁽⁵⁵⁾

-Propriétés optiques : Pour les CVI, la correspondance de couleur initiale avec les tissus dentaires est limitée. Après mise en place, ils sont opaques mais gagnent en translucidité pendant leur phase de maturation. Les améliorations portées aux CVI ont permis d'homogénéiser l'indice de réfraction entre le verre et la matrice afin d'optimiser la translucidité. Ce sont cependant des matériaux qui demeurent opaques et qui sont contre indiqués dans les zones esthétiques en odontologie conservatrice. ⁽⁵⁵⁾

III-2.1.1.5 Précaution de manipulation

Le ciment verre ionomère est un matériau très sensible aux variations hydriques. Sa balance hydrique doit rester équilibrée lors sa prise. Les sels de polyacrylate de calcium et d'aluminium sont vulnérables face à l'humidité. Un surplus d'eau lors de la prise génère potentiellement une hydrolyse du ciment, une libération des ions métalliques du CVI, une diminution des propriétés mécaniques, une diminution de la translucidité ou encore une augmentation de la fixation des colorants. À l'inverse, une perte excessive en eau favorise la

dessiccation et entraîne des contractions au sein du matériau avec la survenue de fêlures et de craquelures. Certaines recommandations sont importantes à suivre. ⁽⁵⁵⁾

Le respect des doses poudre/liquide du matériau et du temps de travail préconisé par les fabricants, l'obtention d'un aspect brillant du matériau avant sa mise en place, l'isolation de la salive de la dent à restaurer, la réalisation un traitement de surface de la dent avec de l'acide polyacrylique avant l'insertion du matériau, l'obtention d'une exposition de la dentine ni trop sèche, ni trop humide, la protection du ciment à l'aide de vernis et la réalisation d'un polissage 24 heures après la mise en place du matériau sont autant de points à privilégier afin d'optimiser les propriétés du matériau. ⁽⁵⁵⁾

III-2-1-2- Les Verres Cermets :

Destinés à pallier aux insuffisances mécaniques des CVIC. Ils contiennent approximativement 40% de particules d'argent frittées au verre. ⁽⁵⁵⁾

III-2-1-2-1- Les propriétés :

- Une prise rapide de l'ordre de 5 minutes
- Faible adhésion due à la présence de particules d'argent.
- Le relargage des fluorures et la toxicité pulpaire sont semblables aux autres CVI.
- La résistance à la compression, à la flexion et à l'abrasion sont augmentées par rapport aux CVIC.
- Le matériau est inesthétique opaque, de teinte gris foncé.
- Très radio opaque car il contient particules d'argent ce qui permet de diagnostiquer précocement une reprise de carie. ⁽⁵⁵⁾

III-2.1.3 CVI condensables/renforcés :

Cette famille de matériaux est développée dans les années 90. Ce sont des CVI dont le rapport poudre/liquide a été augmenté. Ils ont été rendus visqueux par une nouvelle distribution de la taille des particules et par addition d'acide polyacrylique lyophilisé dans la poudre.

Ils sont faciles à mettre en place ce qui les indique dans des situations cliniques difficiles comme en odontologie pédiatrique ou en dentisterie humanitaire. Ces matériaux sont moins sensibles à l'équilibre hydrique que les CVI traditionnels mais il convient tout de même de les

recouvrir d'un vernis. Ils libèrent une quantité importante de fluor. Leur résistance mécanique, en particulier la résistance à l'usure est bien meilleure que celle des CVI conventionnels. ⁽⁵⁶⁾

III-2.1.4- Ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine :

Les CVIMAR apparaissent dans les années 1980. Cette famille de matériaux représente une amélioration du ciment verre ionomère conventionnel. Il en a les avantages comme l'adhésion ou la libération de fluorures, mais ses propriétés mécaniques sont plus intéressantes. ⁽⁵⁷⁾

III 2.1.4.1 Composition : C'est un ciment verre ionomère auquel il est ajouté une petite quantité de monomères résineux, d'initiateurs solubles et d'activateurs photosensibles. Dans le CVIMAR, une petite quantité de hydroxyéthyl-méthacrylate (HEMA) ou de diméthacrylate glycidique de bisphénol A (Bis GMA) à hauteur de 4,5 à 6% est ajoutée, greffée sur les chaînes du polyacide. L'HEMA contient des groupements hydroxyles, le rendant ainsi soluble dans l'eau. Le but est de renforcer la matrice acide-base par une matrice résineuse. ⁽⁵⁷⁾

Tableau 16 : composition d'un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine.
⁽⁵⁷⁾

Poudre	<ul style="list-style-type: none"> • Verre de fluoroaluminosilicate de calcium 	Matrice polyacrylate
Liquide	<ul style="list-style-type: none"> • Solution aqueuse d'acide polyalkénoïque 	
Matrice résineuse	<ul style="list-style-type: none"> • Hydroxyéthyl-méthacrylate (HEMA) • Initiateurs solubles type camphoroquinone • Activateurs photosensibles 	

III-2.1.4.2 Principe de réaction :

De la même façon que le ciment verre ionomère conventionnel, le ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine est mélangé manuellement ou à l'aide d'un vibreur selon les recommandations du fabricant. Deux réactions vont alors se produire :

- une réaction acide-base, identique à celle des ciments verres ionomères traditionnels, s'initie dès le début du mélange ; elle est plus lente que pour les CVI conventionnels car une partie de la solution aqueuse est remplacée par l'hydroxyethyl-méthacrylate.

- une réaction de polymérisation ; elle peut être autopolymérisable ou photopolymérisable ; dans le cadre des traitements en odontologie conservatrice une réaction de photopolymérisation est requise ; sous l'action d'une source lumineuse les monomères vont s'associer pour former un véritable réseau polymère ; c'est cette réaction qui permet la prise initiale du matériau ; la réaction acide-base va, elle, se poursuivre dans le temps consolidant et fortifiant la matrice de polymère. Au final, les matrices de polyacrylate et de résine vont s'interpénétrer. ⁽⁵⁷⁾

III- 2.1.4.3 Propriétés :

-Adhésion : L'adhésion aux tissus dentaires pour un CVIMAR se fait de la même façon que le CVI. Il est fondé sur un échange ionique au niveau de la surface amélo dentinaire où un déplacement des ions calcium et phosphate s'effectue. Un traitement de surface de la dent à l'acide polyacrylique est nécessaire pour obtenir de bonnes performances du CVIMAR. De plus, une sorte de couche hybride a été décrite (Nitta et coll., 1994), montrant qu'il y a également une part d'adhésion micromécanique dans l'adhésion du ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine à la dentine. De façon générale, l'adhérence des CVIMAR est supérieure à celle des ciments verres ionomères conventionnels. ⁽⁵⁸⁾

Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine ont la capacité d'adhérer également aux résines composites. Cela est particulièrement utile dans le cadre de la technique sandwich, où le ciment verre ionomère joue le rôle de substitut dentinaire. Sous l'action de la lumière, dans le CVIMAR, une réaction de polymérisation se fait en profondeur du matériau. Cependant, à la surface elle est inhibée en raison de la présence d'oxygène. À l'application de la résine composite et toujours sous l'action d'une source lumineuse, la réaction de polymérisation se poursuit, par association des fonctions di-méthacrylates des monomères de la résine composite et de ceux du CVIMAR. ⁽⁵⁸⁾

-Bioactivité : Tout comme les CVI, les CVIMAR constituent un réservoir de fluor. Ils ont la capacité de libérer et de se recharger en fluor. La quantité de fluor libérée varie en fonction de, la concentration de fluor initiale, du type de mélange du matériau, de la composition de la poudre, et de la porosité du matériau.

D'après Xu et Burgess, un matériau poreux permet une plus grande diffusion de certains éléments comme le fluor. Ainsi pour les CVI et les CVIMAR, leur porosité intrinsèque majorée par rapport aux résines composites permet une libération ou une recharge facilitée en ions fluor. La libération en fluor des CVIMAR suit le même schéma que celle des CVI. Plusieurs études rapportent une libération très importante pendant les 24 premières heures. Celle-ci diminue dès le deuxième jour et continue de décroître dans le temps, pour se stabiliser à un plateau aux alentours du 7^e jour. De plus, la libération de fluorures des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine permet d'inhiber le métabolisme de certaines bactéries cariogéniques comme par exemple *S. mutans*.⁽⁵⁸⁾

-Propriétés biologiques : Le CVIMAR après photopolymérisation est susceptible de libérer des monomères de HEMA qui peuvent passer par les tubuli dentinaires et atteindre la pulpe. À ce stade, ces résidus provoquent son irritation. Une étude montre que la mise en place du CVIMAR Fuji II LC® dans une cavité avec une épaisseur de dentine supérieure à 0,5 mm, entre la pulpe et le matériau, ne freine pas et n'arrête pas la dentinogénèse. Lorsque l'épaisseur est inférieure à 0,5 mm, la dentinogénèse se retrouve stoppée ou ralentie. S'il y a une exposition pulpaire avec apposition du matériau sur celle-ci, aucune formation de pont de dentine réparatrice n'est observée après 90 jours.⁽⁵⁷⁾ D'autres études mettent en évidence des résultats similaires. Cependant la plupart des études *in vivo* permettent de conclure que les CVIMAR sont des matériaux ayant une bonne biocompatibilité. Les réactions se produisant sous CVIMAR sont qualifiées de faibles à modérées et la dentinogénèse n'y est pas forcément modifiée. Tout comme pour les CVI conventionnels, le facteur le plus critique est l'épaisseur de dentine résiduelle.⁽⁵⁷⁾

-Propriétés mécaniques : Globalement, les propriétés mécaniques des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine sont supérieures à celles des ciments verres ionomères conventionnels, résistance à l'usure mise à part. Leurs performances mécaniques restent néanmoins inférieures à celles des résines composites. De ce fait, leur utilisation reste contre-indiquée dans les zones soumises à des charges occlusales importantes.⁽⁵⁸⁾

Tableau 17 : propriétés mécaniques des CVIMAR, valeurs moyennes et indicatives.⁽⁵⁸⁾

Propriétés mécaniques	Valeurs
Résistance à la compression (MPa)	100-200

Résistance à la traction (MPa)	20-40
Résistance à la flexion (MPa)	30-60
Module d'élasticité (MPa)	16000
Résistance à l'usure en volume perdu (μm)	40-100
Dureté Vickers (MPa)	980
Limite de fatigue en flexion (MPa)	5230
Rugosité de surface après polissage (μm)	0,35

-Étanchéité : Tout comme les ciments verres ionomères conventionnels, ceux modifiés par adjonction de résine ont une bonne étanchéité immédiate. Leur tolérance à la manipulation, facilite également leur mise en œuvre. L'étanchéité médiate est aussi très bonne. Même si le coefficient de dilatation thermique est plus important que celui des ciments verres ionomères conventionnels, en raison de la présence de monomères résineux, il reste compatible avec une bonne étanchéité. Grâce à la polymérisation du matériau, ce dernier est peu sensible aux variations hydriques et résiste bien à l'hydrolyse de l'eau dès les premières heures de sa mise en place. ⁽⁵⁸⁾

-Propriétés optiques : Les propriétés optiques des CVIMAR sont supérieures à celles des CVI conventionnels mais demeurent largement inférieures à celles des résines composites. Une plus grande gamme de couleur est disponible. Cependant plusieurs études montrent que la stabilité colorimétrique du matériau varie dans le temps. Après polymérisation, le matériau présente une translucidité satisfaisante. ⁽⁵⁸⁾

III-2-1-5- les compomères : Cette famille de matériaux a vu le jour dans les années 90. Il combine des propriétés appartenant aux résines composite et aux ciments verres ionomères, ils sont plutôt considérés comme étant des résines composites modifiées par polyacides (ils sont pratiquement abandonnés).

III-3-.Classification: La classification des CVI a été abordée de plusieurs façons

III-3-1-Classification selon l'usage du ciment :

Tableau 18 : classification des ciments verres ionomères selon l'utilisation clinique. ⁽⁵⁸⁾

Classification	Usage du ciment
Type I	Ciments de scellement
Type Iia	Obturation esthétique
Type Iib	Obturation d'aspect métallique
Type IIIa	Liner/base à prise classique ou polymérisant à la lumière
Type IIIb	Produits de reconstitution interne
Type IV	Ciments de scellement pour puits et fissures

III-3-2- Classification selon la réaction de prise :

Tableau 19 : classification selon la réaction de prise. ⁽⁵⁸⁾

Classification	Réaction de prise
Mode I	Acide-base
Mode II	Acide-base et polymérisation
Mode III	Polymérisation et acide-base secondaire

III-3-3- Classification internationale

Elle est proposée par De Moore lors de la First European Union Conference on Glass Ionomer à Coventry en mai 1996. ⁽⁵⁸⁾

Tableau 20 : classification internationale des ciments verres ionomères. ⁽⁵⁸⁾

	famille	Composition de base	Réaction de durcissement
I	CVI conventionnel	- Verre réactif - Polymère acide - Eau	-Acide-base
II	CVIMAR	- Verre réactif - Polymère acide modifié ou non - Eau -Monomères et initiateurs	-acide-base -polymérisation photopolymérisable ou non
III	Compomères ou composite modifié par polyacides	- Verre réactif - Monomère acide - Initiateurs et autres monomères	-acide-base réaction secondaire -photopolymérisation

III-4-Application en odontologie conservatrice :

Au début du XXe siècle, Black énonça ses célèbres principes. Mais, leur application aboutissait à la création de cavités surdimensionnées. À cette époque, la réussite des traitements étaient liés à la possibilité de mise en œuvre des matériaux. Aujourd’hui, grâce aux connaissances actuelles, à l’évolution des techniques et à l’usage de biomatériaux adhérent aux surfaces dentaires, les principes régissant la préparation des cavités ne reposent plus sur le matériau de restauration, mais sur le respect des tissus dentaires. ⁽⁵⁹⁾

Dans le cadre d'une dentisterie adhésive, la classification de Black n'a plus lieu d'être. Mount et Hume en ont proposé une autre en 1997, modifiée en 2000 par Lasfargues, toujours d'actualité. Cette classification décrit trois sites (Si) d'apparition de la carie.

- Le site 1 concerne les lésions occlusales c'est-à-dire, les puits, les sillons et fossettes des surfaces occlusales des dents.
- Le site 2 concerne les lésions proximales.
- Le site 3 concerne les lésions cervicales, c'est-à-dire, le tiers cervical de la couronne ou la racine en cas de récession gingivale. Cinq stades (Sta) d'évolution du site carieux sont différenciés.
- Le stade 0 où la lésion initiale s'étend jusqu'à la jonction amelo-dentinaire. Ce stade est réversible par reminéralisations de l'émail.
- Le stade 1 où des micros cavitations atteignent le tiers externe de la dentine.
- Le stade 2 où la cavité de taille moyenne atteint le tiers médian de la dentine sans affaiblir les cuspides.
- Le stade 3 où la cavité de taille importante atteint le tiers profond de la dentine et peut affaiblir les cuspides.
- Le stade 4 où la cavité atteint la zone parapulpaire et détruit une partie des cuspides.

Cette classification en sites et en stades est appelée classification SiSta. ⁽⁵⁹⁾

III-4-1- Lésions du site occlusal

Dans les cavités occlusales de petite étendue (stade 1), l'utilisation de ciment verre ionomère seul, est possible pour restaurer la dent.

Cependant, les performances mécaniques des CVI et des CVIMAR demeurent insuffisantes par rapport à celles des amalgames et des résines composites. Par conséquent, pour des lésions plus étendues, on utilisera la technique sandwich pour obturer la dent car ces familles de matériaux ne résistent pas aux charges occlusales importantes. S'agissant des compomères, on peut globalement superposer leurs indications à celles des CVIMAR. ⁽⁵⁹⁾

III-4-2-Lésions cervicales :

On retrouve au niveau de la zone cervicale, des lésions pouvant être d'origine carieuse ou non. Les CVI et CVIMAR du fait de leurs propriétés, de leur facilité d'utilisation et de l'absence de charge occlusale directe au niveau de cette zone, sont indiqués dans le traitement de ces lésions cervicales. Les lésions cervicales apparaissent également dans les indications des compomères selon les recommandations des fabricants. ⁽⁵⁹⁾

Lésions cervicales d'origine carieuse :

Diverses bactéries cariogènes, retrouvées dans la plaque dentaire induisent des lésions carieuses. Les streptocoques (*st mutans*, *st sanguis*, *st salivarius*) sont impliqués dans l'initiation de la lésion, les lactobacilles dans la progression de la lésion carieuse. Quant aux actinomyces ils jouent surtout un rôle dans les caries radiculaires. Ces lésions carieuses sont diagnostiquées par une simple observation visuelle et par examen à la sonde (Kidd, 1984). Les examens radiographiques ne sont pas appropriés dans ce genre de lésion. En revanche, ils ne sont pas à négliger pour observer d'éventuelles lésions proximales (Badet et Richard, 2004). Les protocoles opératoires des différents matériaux utilisables restent les mêmes que pour les lésions occlusales. ⁽⁵⁹⁾



Figure 56 : lésion cervicale d'origine carieuse ⁽⁵⁹⁾

Lésions cervicales non carieuses :

Les lésions cervicales non carieuses, également appelés lésions cervicales d'usure ont des étiologies variées. On distingue les lésions d'abrasion, d'érosion et de fragmentation. L'abrasion, d'après Every, est « l'usure de la dent qui résulte de la friction de matériaux exogènes contre les surfaces dentaires lors du fonctionnement des incisives, de la mastication et du serrage des dents ». Le frottement des parties molles et des aliments sur les dents

entraîne une abrasion globale. Quand elle est focale, elle est souvent induite par l'utilisation de dentifrice trop abrasif ou la réalisation d'un brossage traumatique. ⁽⁵⁹⁾

L'érosion est définie comme étant l'usure des dents par dissolution acide et/ou chélation progressive. Ce phénomène ne fait pas intervenir la plaque dentaire.

La fragmentation est caractérisée par l'apparition de disjonctions entre les prismes sous la surface de l'émail sous l'effet cumulatif de la flexion dentaire répétée. ⁽⁵⁹⁾

III-4-3- Lésions radiculaires :

Ces lésions radiculaires sont retrouvées chez les personnes présentant un risque carieux élevé et une hygiène buccale insuffisante. Elles sont également plus fréquemment retrouvées chez les personnes âgées. Elles apparaissent suite à des récessions gingivales ou à partir de caries récurrentes, situées aux limites cervicales de restaurations existantes. Deux ou plusieurs lésions carieuses peuvent fusionner et circonscrire la racine d'une dent. Du fait des particularités tissulaires du site 3, ces lésions sont difficiles à diagnostiquer à un stade précoce car ici les premiers changements concernent la dureté et la texture des tissus avant qu'une dyschromie ne soit visible. Les ciments verres ionomères ou les ciments verre ionomères modifiés par adjonction de résine sont les matériaux de restauration de choix pour ces lésions en raison de leurs propriétés d'adhésion et de libération de fluor. Le protocole opératoire est le même que pour les lésions cervicale. ⁽⁵⁹⁾



Figure 57 : lésion radiculaire restaurer au CVI. ⁽⁵⁹⁾

III-4-4- Technique sandwich :

Dans de nombreuses situations cliniques, la perte de substance dentaire au niveau occlusal ou proximal est importante. Dans la technique sandwich, deux matériaux de restauration adhésifs

sont utilisés pour former une restauration finale. Les ciments verres ionomères et les résines composites sont souvent utilisés à de telles fins. ⁽⁶⁰⁾

L'objectif est « de tirer le meilleur parti des propriétés physiques et esthétiques de chacun des matériaux et en présence d'adhésion, d'obtenir autant que possible une reconstruction monolithique de la dent »⁽⁶⁰⁾

Dans un premier temps, le ciment verre ionomère est mis en place au niveau de la partie profonde de la cavité et joue le rôle de substitut dentinaire. Le CVI répond au cahier des charges d'un matériau substitut dentinaire car il protège le complexe dentino-pulpaire biologiquement et mécaniquement. Il est rapide à mettre en œuvre, et va diminuer le stress de polymérisation au niveau de la résine composite. Dans un second temps, le ciment verre ionomère est recouvert d'une résine composite qui joue le rôle de substitut amelaire. L'intérêt de cette technique est qu'elle permet de diminuer la contraction de prise et le nombre d'incrément de résine composite nécessaire à la restauration du fait de la présence de CVI sous-jacent. ⁽⁶⁰⁾

• **Technique sandwich fermé :**

Elle est indiquée lorsque la perte de substance dentaire est modérée au niveau des puits, sillons et fossettes des surfaces occlusales des dents postérieures, soit le site 1 aux stades 2 ou 3 de la classification SiSta.

Le ciment verre ionomère est injecté au niveau de la partie profonde de la cavité. Il joue le rôle de substitut dentinaire, et est totalement recouvert par la résine composite⁽⁶⁰⁾.

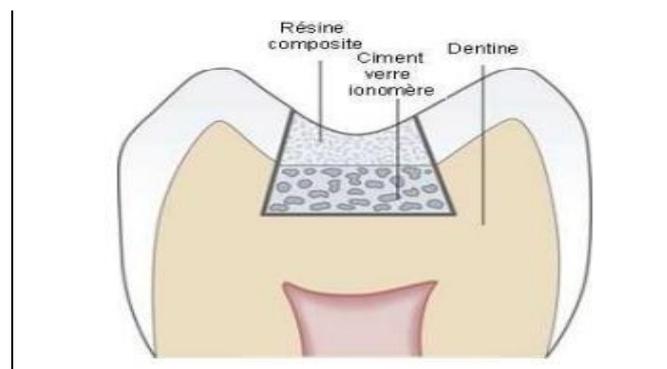


Figure 58 : technique sandwich fermé. ⁽⁶⁰⁾

Technique sandwich ouvert :

Elle est indiquée lorsque la perte de substance dentaire est modérée au niveau des zones de contacts interproximales des dents postérieures, soit le site 2 aux stades 2 ou 3 de la classification SiSta.

Dans ces situations, l'absence d'émail cervical et la difficulté à mettre en place un champ opératoire rendent le résultat d'une restauration adhésive hasardeuse. Le ciment verre ionomère est injecté au niveau de la partie profonde de la cavité, sous le point de contact, pour éviter sa dégradation dans le temps. Il participe à la restauration externe. Une résine composite vient recouvrir le ciment verre ionomère.

Il est préférable d'utiliser les CVIMAR dans le cadre de la technique sandwich ouvert. La présence de monomères résineux au sein de leur matrice permet de poursuivre la réaction de polymérisation avec l'adhésif et la résine composite susjacent. Elle permet d'instaurer une meilleure adhésion entre les deux matériaux qu'avec un CVI conventionnel. ⁽⁶⁰⁾

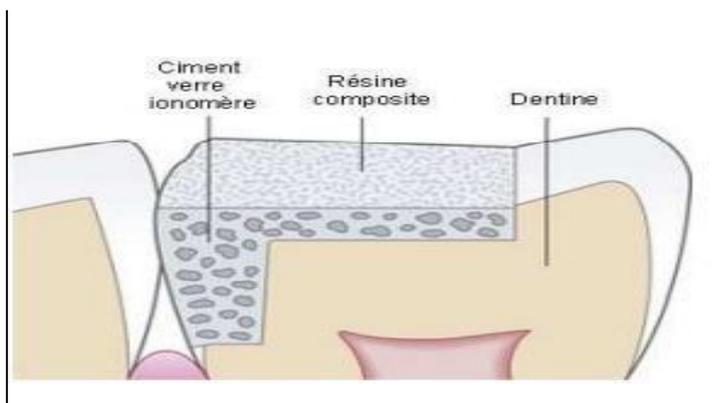


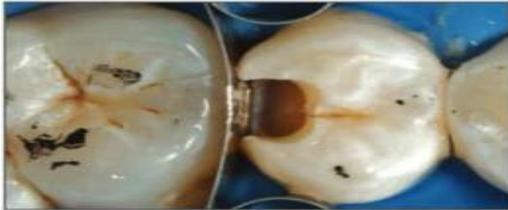
Figure 59 : technique sandwich ouvert. ⁽⁶⁰⁾



a : vue préopératoire



b : mise en place du champ opératoire



c : éviction carieuse



d : mise en place du coin de bois et de la matrice



e : conditionnement tissulaire à l'acide polyacrylique



f : mise en place du CVIMAR

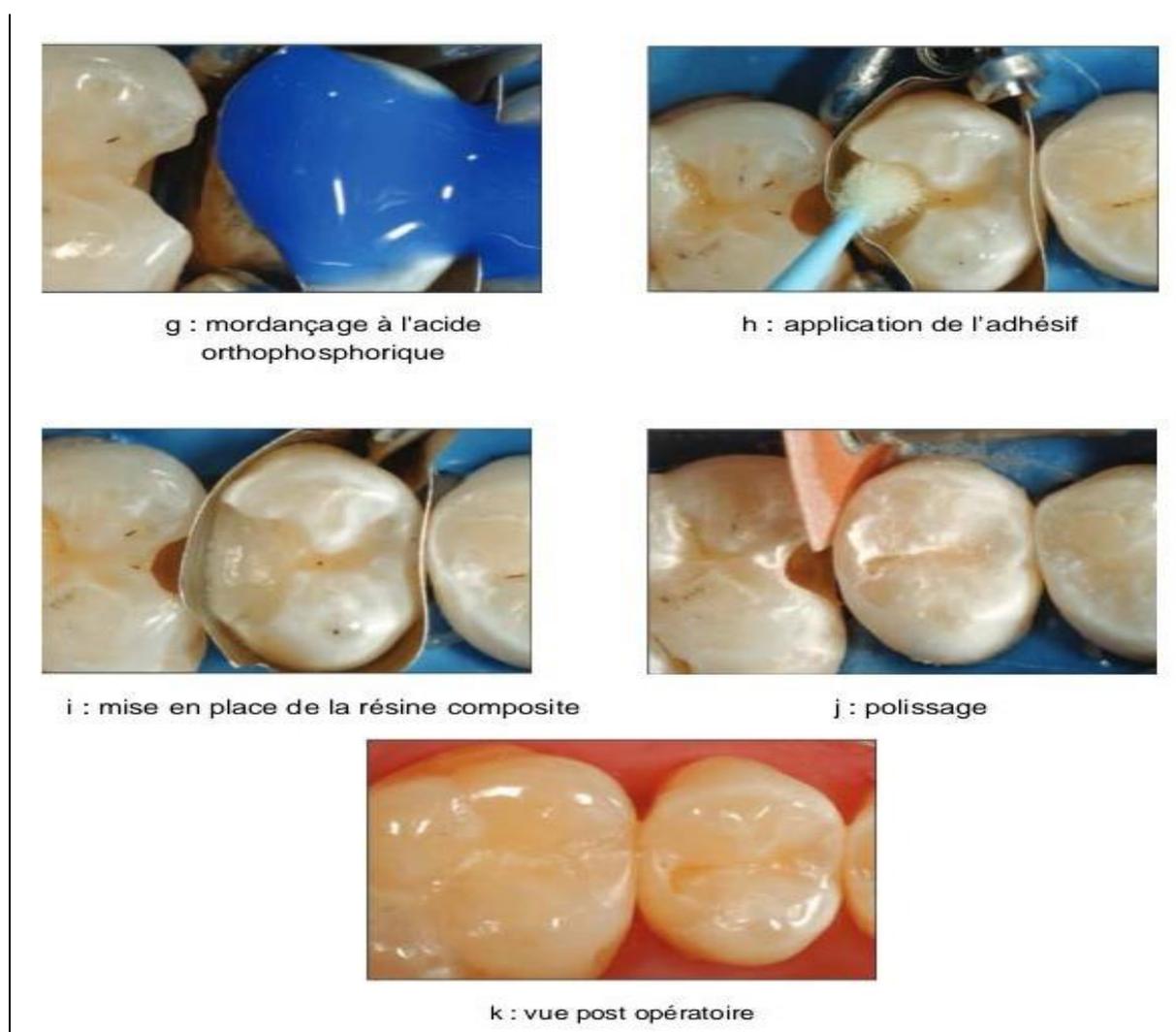


Figure 60 : technique sandwich ouvert. ⁽⁶⁰⁾

III-4-5-Technique de traitement restauratif atraumatique :

La technique « ART », *Atraumatic Restorative Treatment* ou Traitement de Restauration Atraumatique, a été développée dans les années 80 dans les pays sous-développés ou en voie de développement, auprès de populations ne pouvant avoir accès aux soins dentaires. Cette technique a permis de développer la mise en place de méthodes de prévention et de traitements curatifs, notamment auprès de populations habitant dans des zones reculées et/ou dépourvues d'électricité. Elle repose sur l'utilisation d'instruments manuels et de matériaux de restauration adhésifs. Ainsi pour traiter une lésion carieuse, on retire la partie de dentine infectée, à l'aide d'instruments manuels à type d'excavateurs, puis on referme la cavité préalablement nettoyée, en mettant en place un coiffage pulpaire indirect grâce à des matériaux adhésifs. ⁽⁶⁰⁾

Dans cette technique, les ciments verres ionomères ont une place de choix car ils adhèrent aux parois dentaires et libèrent du fluor, ce qui favorise la diminution ou l'arrêt de la lésion dentaire.

L'instrumentation manuelle est peu onéreuse et ne nécessite ni eau ni électricité. Son usage limite la douleur et le besoin de recourir à une anesthésie locale. L'absence d'utilisation d'instruments rotatifs permet de limiter l'anxiété chez les patients à tendance phobique des soins. À ce titre, la technique ART est également d'actualité dans les pays développés chez les patients anxieux, les enfants, les personnes handicapées ou les personnes âgées. ⁽⁶⁰⁾

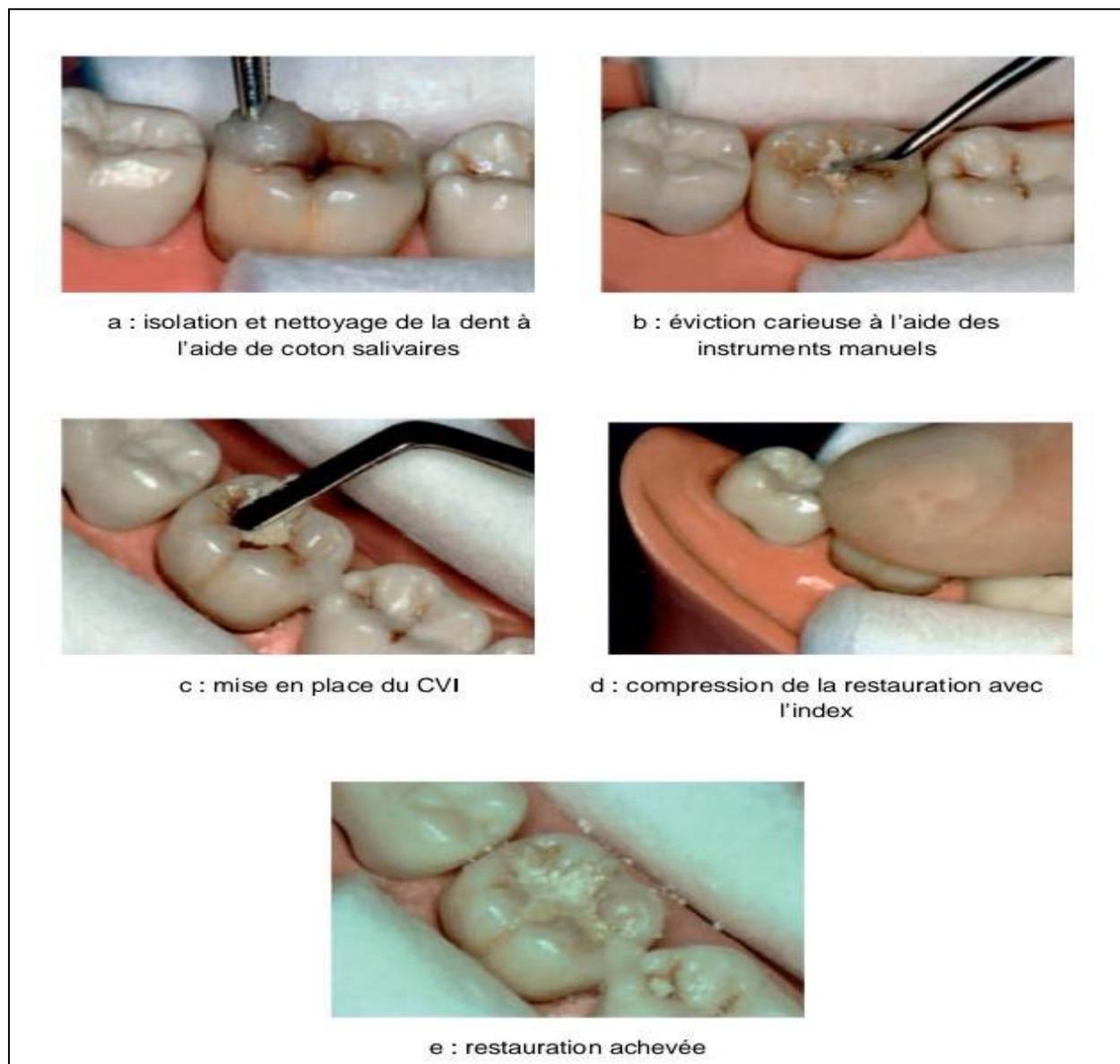


Figure 61 : technique ART. ⁽⁶⁰⁾

III-4-6 Technique de la thérapeutique restaurative intermédiaire :

Les techniques ART et « ITR », Interim Therapeutic Restations, sont similaires mais leurs objectifs diffèrent. La technique ART a un caractère définitif tandis que la technique ITR permet de prévenir et de restaurer de façon temporaire d'éventuelles déminéralisations ou lésions carieuses n'ayant pas atteint le stade de pulpite irréversible ou de nécrose pulpaire. Elle est indiquée chez des patients jeunes, peu coopérants ou dépendants. ⁽⁶¹⁾

Elle s'applique lorsque l'éviction carieuse ou la mise en place du matériau de restauration n'est pas faisable de façon traditionnelle et nécessite d'être différée. Chez des patients présentant de multiples lésions carieuses, elle permet d'abord leur élimination, pour limiter et contrôler leur expansion, avant de mettre en place les restaurations définitives. La technique ITR fait usage d'instruments manuels et de matériaux de restauration adhérant aux tissus dentaires et libérant du fluor tel que les CVI. ⁽⁶¹⁾

III-5- Application en odontologie pédiatrique :

L'émail des dents temporaires a une épaisseur plus importante et est moins minéralisé que celui des dents définitives. La dentine est également plus fine, ses tubuli dentinaires ont un diamètre plus large, ce qui facilite la pénétration bactérienne. La chambre pulpaire est beaucoup plus volumineuse. Ces caractéristiques sont favorables à une progression rapide des lésions carieuses. La préparation des cavités doit donc être la moins délabrante possible pour éviter d'entraîner une effraction pulpaire. De plus, la faible hauteur coronaire, la constriction cervicale marquée, les papilles gingivales volumineuses des dents temporaires, sont des paramètres pouvant être à l'origine de difficultés pour mettre en place un champ opératoire. On comprend alors l'intérêt d'utiliser des matériaux de restauration comme les CVI et CVIMAR en odontologie pédiatrique, puisqu'ils sont étanches, adhésifs, bioactifs et relativement résistants à l'eau. ⁽⁶²⁾

III-5-1 Scellement des puits et fissures :

Le scellement des puits et fissures est recommandé dès que possible sur les premières et deuxièmes molaires permanentes lorsque le risque carieux individuel (RCI) du patient est élevé. L'intérêt du scellement des sillons est double. Il vise à diminuer la fréquence de caries occlusales en cas de RCI élevé et à diminuer la fréquence de caries au niveau des sillons anfractueux. Le CVI peut être utilisé pour le scellement des puits et fissures. Néanmoins, ce matériau possède un taux de rétention plus faible par rapport à une résine composite fluide.

De nombreux auteurs s'accordent pour dire que le CVI ne peut pas se substituer aux matériaux de scellement à base de résine. Cependant, il est préconisé dans la situation où la dent n'a pas encore fait totalement son éruption et que l'isolation de la dent à l'aide d'un champ opératoire pour mettre en place une résine composite fluide ou ultra fluide est imparfaite. ⁽⁶²⁾



Figure 62 : vue clinique de 36 chez une patiente de 8 ans avec un RCI élevé avant et après la mise en place d'un CVI fluide. ⁽⁶²⁾

III-5-2-Restaurations des dents temporaires :

Du fait des contraintes masticatoires généralement moins importantes chez l'enfant⁽⁶³⁾, l'utilisation de matériaux, comme les CVI ou les CVIMAR, peut être intéressante. ⁽⁵⁸⁾ Bien que le matériau de restauration à privilégier soit les résines composites, en cas de mauvaise compliance de l'enfant, on peut lui substituer du CVI condensable, plus résistant mécaniquement par rapport au CVI conventionnel, ou du CVIMAR. Si celui-ci est mis en place sur une dent temporaire aux stades 1 ou 2, il doit alors être considéré comme un matériau de restauration provisoire à changer lorsqu'une meilleure prise en main de l'enfant sera possible. L'indication des CVI, CVIMAR doit être de courte durée, c'est-à-dire entre 2 et 4 ans. Elle concerne des cavités de tailles petites à modérées (stade 1 et 2 de la classification SiSta) en proximal et en occlusal. ⁽⁶³⁾

III-5-3- Lésions juxta pulpaire :

Lorsqu'une atteinte carieuse juxta pulpaire se produit chez un sujet jeune, au niveau d'une dent définitive immature, il faut procéder à un coiffage indirect. Ceci n'est possible que si

l'inflammation pulpaire est réversible. Le coiffage indirect permet de reminéraliser la dentine affectée à proximité de la pulpe et de préserver la vitalité pulpaire. Pendant un coiffage indirect, une fois l'éviction carieuse effectuée, on vient apposer un matériau en fond de cavité qui permet de stimuler la dentinogénèse. Les CVI et CVIMAR semblent être des matériaux de choix car la dentine déminéralisée peut être reminéralisée grâce à la libération des ions fluorures de ces matériaux. De plus, leur adhésion à la dentine permet une bonne étanchéité empêchant la pénétration bactérienne. Le tableau ci-dessous permet de synthétiser les différentes applications des familles de matériaux présentées. ⁽⁶³⁾

Tableau 21 : tableau récapitulatif de l'utilisation des ciments verres ionomères. ⁽⁶³⁾

	Dent temporaire	DENT PERMANENTE
Scellement des puits et fissures	CVI	CVI
SITE1	CVI CVI CONDENSABLE CVIMAR COMPOMERE	Cvimar ou compomère si petite cavité de stade 1 sinon technique sandwich
SITE2	CVI CVI CONDENSABLE CVIMAR COMPOMERE	CVI OU CVIMAR DANS LA TECHNIQUE SANDWICH
SITE3	CVI CVIMAR COMPOMERE	CVI CVIMAR COMPOMERE
ART	CVI CONDENSABLE	CVI CONDENSABLE
ITR	CVI CONDENSABLE	CVI CONDENSABLE
COIFAGE DIRECTE	CVI CVIMAR	CVI CVIMAR

IV-Les céramiques :**1-Généralité :**

Malgré les évolutions des résines composites et des ciments verre-ionomères, les céramiques peuvent encore être considérées comme les biomatériaux permettant l'élaboration des restaurations les plus esthétiques.

Les céramiques ont été longtemps utilisées surtout pour la confection de dents artificielles pour prothèses amovibles et élaboration de couronne et de bridges céramo-métallique (CCM). Cependant depuis les années 80 l'évolution de ces matériaux a permis la conception de facettes. ⁽⁶⁴⁾

2-Définition :

Le terme céramique provient de « keramos » mot grec signifiant argile, elle correspond à un matériau inorganique, fragile et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique. Les céramiques sont des matériaux biphasés et comportent. ⁽⁶⁵⁾

- › Une phase vitreuse, la matrice (désordonnée) qui donne les propriétés optiques esthétiques
- › Une phase cristalline (ordonnée) ;

L'incorporation de cette phase cristalline dans la matrice vitreuse a permis une amélioration significative de la dureté et de la ténacité des céramiques, la nature de cette phase présente dans la céramique conditionne principalement les propriétés physiques, mécaniques et optiques (réflexion lumineuse et couleur) de la restauration finale.

En odontologie les céramiques sont essentiellement employées dans les applications prothétiques.

3-Compositions :

Les céramiques dentaires sont essentiellement composées de silicates complexes. Elles sont réalisées à partir d'un mélange poudre/liquide qui donne une pâte crue de porcelaine. Le liquide est composé d'eau distillée avec éventuellement de la glycérine alors que la poudre est composée d'oxyde métallique de trois catégories : principaux, modificateurs et mineurs.

3-1-Les oxydes principaux :

-La silice SiO_2 qui est le constituant principal, soit sous sa forme vitreuse (verre), soit sous sa forme cristalline (quartz) ; cette dernière forme augmente les propriétés mécaniques.

-L'alumine Al_2O_3 elle aussi sous sa forme vitreuse ou cristalline. Là aussi la forme cristalline augmente les propriétés mécaniques mais diminue les propriétés de translucidité.

3-2-Les oxydes modificateurs :

-les oxydes de cations alcalins monovalents comme le Na_2O , K_2O et LiO_2 . Leurs rôles sont de modifier la composition de la matrice vitreuse, de diminuer la température de ramollissement ainsi que la tension superficielle de la viscosité et enfin, d'augmenter le coefficient de dilatation thermique.

-Les oxydes de cations divalents comme BaO , CaO , MgO qui améliorent les caractéristiques mécaniques de la matrice vitreuse.

3-3-Les oxydes mineurs :

-Les fondants dont les rôles sont de diminuer la température de ramollissement du verre ainsi que la tension superficielle (ex : B_2O_3 , $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7$)

-Les opacifiants comme SnO_2 , TiO_2 , ZrO_2 . Le pouvoir opacifiant provient de la taille des grains et de l'indice de réfraction. Les proportions de la granulométrie des oxydes sont variables selon les couches de céramique.

-Les colorants qui sont des oxydes de métaux de transition. ⁽⁶⁶⁾

4 - Classifications :

Il existe différentes classifications, celles-ci organisent les céramiques selon des critères différents : température de fusion, microstructure, composition chimique, procédé de mise en forme.

4-1-Classification traditionnelle :

Les céramiques sont classées en fonction de la température de frittage (encore improprement appelée température de "fusion" ou de "cuisson")

- › Haute fusion : 1289 à 1390°C (dents artificielles des prothèses amovibles)
- › Moyenne fusion : 1090 à 1260°C (Jackets cuites sur platine)

- › Basse fusion : 870 à 1065°C (émaillage couronnes céramo-métalliques)
- › Très basse fusion 660 à 780°C (depuis 1992) : émaillage du titane, émaillage d'alliage à haute teneur en or, réalisation d'éléments entièrement en céramique et de joints céramique-dent.

4-2-Classification actuelle (sadoun et ferrari) :

Les céramiques dentaires peuvent avoir des propriétés différentes en fonction de leur mise en forme et de leur composition chimique. C'est pourquoi il est important d'analyser et de classer chaque céramique, leurs propriétés en résultant (résistance mécanique, précision d'adaptation, propriété mécanique et microstructure).

Il est donc préférable de classer les céramiques en fonction de la composition chimique, du procédé de mise en forme et de la microstructure. ⁽⁶⁷⁾

4-2-1 En fonction la composition chimique :

4-2-1-1-Vitrocéramiques : Ces matériaux sont formés de verre sous la forme d'une matrice englobant leur composante cristalline. Cette dernière permet à ce groupe de céramique de se cliver en 4 branches :

- › Les Feldspathiques naturelles ou synthétiques (ex : CerecBloc®) : Elles sont constituées de poudres d'oxydes, et de pigments colorés frittés dans une matrice vitreuse.

Elles peuvent être utilisées sans armature pour des restaurations partielles unitaires.

- › Les céramiques renforcées à la leucite (ex : Empress®, Vita MarkII®) : Ce sont des céramiques feldspathiques avec une haute teneur en cristaux de leucite, ce qui augmente leur coefficient de dilatation thermique ainsi que leur résistance.

4-2-1-2 Les céramiques infiltrées (ex : In-Ceram® de Vita®) mécanique.

- › Les céramiques à base de disilicate de lithium (ex : E.max®) : Ce sont des céramiques feldspathiques avec une haute teneur en cristaux de disilicate de lithium, ce qui augmente leur coefficient de dilatation thermique ainsi que leur résistance mécanique. Elles sont alors utilisées sans infrastructure.

- › Les céramiques à base de silicate de lithium (ex : CeltraDuo®, Suprinity®) : Ce sont des céramiques formées de silicate de lithium et de zircon. Cette association de

cristaux permet à la fois de bonnes propriétés mécaniques ainsi que de bonnes propriétés optiques. Ce sont des céramiques formées de cristaux minéraux et de verre. Dans ce type de céramique, les cristaux sont majoritaires par rapport au verre, ce qui leur confère une forte résistance. Leur formation se fait en 2 étapes :

La première étape consiste en l'élaboration d'une structure en céramique pré frittée poreuse, puis la céramique est infiltrée par un verre liquide comblant les porosités. Il existe 3 types de céramiques infiltrées :

- › à base d'alumine : In-Ceram Alumina
- › à base de zircone : In-Ceram Zirconia
- › à base d'aluminium de magnésium : In-Ceram Spinell⁽⁶⁷⁾

4-2-1-3 Les polycristallines : Ce sont des céramiques composées uniquement de cristaux d'alumine ou de zircone, elles ne contiennent pas de matrice vitreuse. Leur structure permet la conception d'infrastructures aux propriétés mécaniques importantes. Étant donné leur opacité importante, ces céramiques devront être, dans la plupart des cas, recouvertes de céramiques cosmétiques.

Synthèse :

Les vitrocéramiques semblent correspondre au matériau qui se rapproche le plus du comportement optique des dents mais elles sont contre-indiquées en cas de dyschromies importantes. En effet, leur caractère translucide ne leur permet pas de masquer de façon efficace une anomalie de teinte importante.

Cependant, les céramiques feldspathiques montrent les meilleurs résultats esthétiques, elles sont donc indiquées pour les facettes avec une armature à matériau réfractaire. Elles permettent d'obtenir un mimétisme avec les dents adjacentes, et se confondent parfaitement avec l'ensemble du sourire.

Les céramiques alumineuses infiltrées sont quant à elles, indiquées pour les dyschromies importantes grâce à leur caractère plus opaque. Néanmoins, elles demandent une préparation dentaire plus importante, ce qui va à l'encontre du principe d'économie tissulaire et possèdent une aptitude au collage plus faible.

Les zircons ne sont pas recommandés pour les facettes car celles-ci sont trop opaques pour être esthétiques. De plus, leur aptitude au collage est trop faible due à l'absence de phase vitreuse sur laquelle se fait le mordantage, nécessaire pour créer une surface micro-rétentive pour l'agent de collage à venir⁽⁶⁷⁾.

4-2-2-Selon le procédé de mise en forme :

Il existe une classification en fonction des procédés de mise en forme pour les couronnes céramo-métalliques (avec armature métallique) ainsi que pour les couronnes céramiques céramiques (sans armature métallique).

4-2-3-Selon la microstructure :

Il existe des céramiques formées :

4-2-3-1-Avec majoritairement une matrice vitreuse et comprenant des cristaux :

› La céramique feldspathique qui est formée d'une phase vitreuse renforcée par la présence de cristaux dispersés (quartz, leucite, albite)

› La vitrocéramique qui est aussi formée d'une matrice de verre mais renforcée par d'autres cristaux qui sont la leucite, le disilicate de lithium (majorité des blocs CFAO).⁽⁶⁷⁾

4-2-3-2-Avec majoritairement une matrice cristalline (80%) et peu de verre (20%) :

Elle se nomme la céramique infiltrée, et sa phase cristalline se compose soit d'alumine soit de zircon ou de spinelle.

4-2-3-3-Avec uniquement des cristaux (alumine ou Y-TZP (zircon tétragonale partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium)) : Cette céramique est dite polycristalline.

5-Propriétés des céramiques :

Afin d'optimiser la conception, la pérennité et l'esthétique de la future prothèse : Cette partie donne les éléments nécessaires permettant de choisir le matériau idéal pour la situation clinique, en tenant compte à la fois des propriétés mécaniques et des propriétés physico-chimiques des céramiques.⁽⁶⁷⁾

5-1-Propriétés mécaniques :

Les céramiques dentaires ont la capacité d'être résistantes face à des contraintes en compression mais beaucoup moins lors de contraintes en traction, flexion et cisaillement. Leur rupture est dite fragile, en effet il n'y a pas de déformation plastique avant la fracture de la céramique. Celle-ci se crée à partir d'une fissure qui se propage via une faiblesse initiale se trouvant à l'échelle anatomique de la céramique.

-le matériau doit être élastique, plus le module de Young est élevé, plus la résistance à la déformation augmente.

Tableau 22 : tableau de comparaison entre le module d'élasticité de l'émail et de la dentine avec les différentes matières dont les céramiques. ⁽⁶⁷⁾

Matières	Module d'élasticité
Email	60-90 GPa
Dentine	18-25 GPa
Alliages nobles	90 GPa
E max	90-110 GPa
Empress	60-80 Gpa
Composé uniquement D'alumine	350-400 GPa
Zircone	200 Gp

-Résiste à la flexion, les céramiques contenant le plus de matrice vitreuse, ont les moins bonnes valeurs de résistance à la flexion.

-doit être Ténace : Plus la résistance est grande, plus la fracture sera tardive et donc plus la restauration sera pérenne dans le temps.

-doit être Dure, La dureté de la céramique est supérieure à celle de l'émail, pouvant aller jusqu'à 460 HVN, contre 340 HVN pour l'émail. ⁽⁶⁷⁾

-Résistant à la compression, les céramiques dentaires ont une résistance à la compression supérieure ou égale à celle de l'émail : 350 à 500 MPa et qui peut atteindre jusqu'à 1000 MPa pour certaines céramiques alumineuses.

.tableau 23 : la ténacité des différents types de céramique. ⁽⁶⁷⁾

Différentes céramiques	Ténacité
Les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium (E.max®)	1-3,5 MPa.m ^{1/2}
Les vitrocéramiques enrichies en leucite (Empress®)	0,7-1,2 MPa.m ^{1/2}
les céramiques polycristallines « InCeram® »	Jusqu'à 8 MPa.m ^{1/2} .

- Les facteurs de la résistance mécanique :

- * le taux de porosité : Plus la porosité est importante, plus la céramique est fragile.
- * la température de cuisson : Plus la température et le temps de cuisson sont élevés, plus la résistance mécanique sera importante grâce à la densification. En revanche, si la cuisson est trop prolongée, les phases cristallines vont se dissoudre et entraîner une diminution de la résistance mécanique.
- * la microstructure et l'état de surface : La résistance mécanique augmente aussi avec la présence de phase cristalline à l'intérieur de la phase vitreuse.
- * la microstructure et l'état de surface : La résistance mécanique augmente aussi avec la présence de phase cristalline à l'intérieur de la phase vitreuse.

La fracture se développe toujours à partir de défauts superficiels, le glaçage qui permet de combler les porosités de surface et d'effectuer une compression de la couche céramique sous-jacente est donc indispensable. ⁽⁶⁷⁾

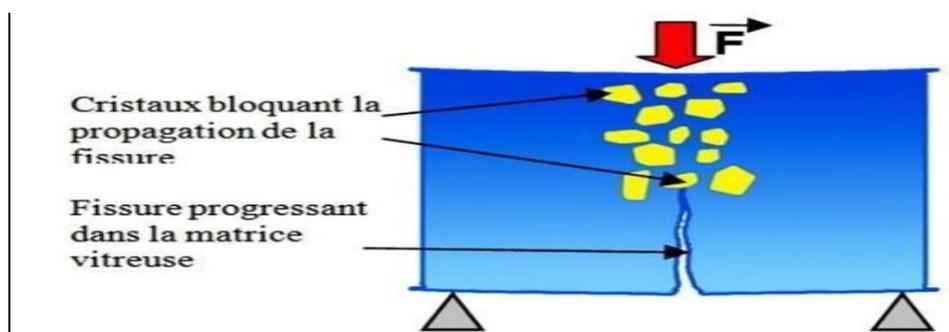


Figure 63 : Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines. ⁽⁶⁷⁾

5-2 Propriétés physiques :**5-2-1-Thermiques :**

Les céramiques sont des isolants thermiques (conductivité = 0,01 J/s/cm² (°C/cm)). Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K₂O du verre.

5-2-2-Électriques :

Le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants électriques. ⁽⁶⁶⁾

5-2-3-Optiques :

-Elles agissent sur la qualité esthétique de la prothèse,

-Les céramiques sont des matériaux isotropes alors que l'émail est anisotrope. Il sera donc impossible d'avoir exactement le même effet, ⁽⁶⁶⁾

-Les céramiques sont translucides (cuites sous vide, elles sont plus translucides que les céramiques cuites à la pression atmosphérique),

-Quant à la couleur, elle reste stable dans le temps mais elle peut varier en fonction de la température de fusion : on peut donc avoir des surprises.

-Enfin, la masse volumique dépend du taux de porosité ; elle varie de 2,4 à 3g/cm³. ⁽⁶⁶⁾

5-3 Propriétés biologiques :

Elles sont excellentes notamment grâce à la faible réactivité chimique et l'absence de corrosion. ⁽⁶⁶⁾

5-4 Propriétés esthétique :

avec le concept du collage, la dent restaurer présente une bonne esthétique. ⁽⁶⁶⁾



Chapitre IV : Les restaurations adhésives

I- Définition : Il s'agit d'une reconstruction de la forme et de la fonction d'une dent, il y a des restaurations coronaires partielles (inlay, onlay, overlay, couronne partielle, bridge sur inlays) ou totales (couronne, bridge) ; une restauration partielle peut être esthétique (céramique, composite) ou non (amalgame) insérée en phase plastique (technique directe) ou réalisée au laboratoire (technique indirecte). ⁽⁶⁸⁾

I- Les objectifs d'une restauration dentaire :

Le fait de combler l'espace empêche la migration des dents voisines.

-Sur le plan psychologique ; la restauration enjolive le sourire du patient, ce qui a un gros impact sur l'humeur générale ainsi que la confiance et son estime de soi.

-Restaurer ou maintenir les fonctions telles que la mastication et l'élocution.

-renforcer la dent : lorsqu'une dent est endommagée par une carie ou à la suite d'un traumatisme, elle devient moins solide et elle est plus à risque de se dégrader davantage, la restauration permet de la solidifier. ⁽⁶⁹⁾

II- Les indications des restaurations adhésives :

III-1- Selon les classifications SI/STA et BLACK :

Dans la classification Sista, ce sont les sites 1 et 2 des stades 3 et 4 qui entrent dans le champ d'indication

Site 1 : carie des puits et sillons, fosse et fossette de toutes les dents.

Site2 : les points de contact de toutes les dents.

Stade 3 : lésion cavitaire étendue, progression dans le 1/3 moyen de la dentaire.

Stade4 : lésion cavitaire atteignant les zones dentinaire para pulpaire.

La technique directe trouve son indication dans la petite perte de substance, tandis que la restauration indirecte est indiquée dans le cas d'une moyenne ou étendue perte de substance (les cavités ou la largeur est supérieur au 1/3 de la largeur vestibulo-linguale et où il y a la perte d'une cuspide (Cl I et II de black).

Cl I : Carie des puits et sillons des M et PM.

Cl II : carie proximale des PM et M.

III-2-Relatives au patient :

- Hygiène buccodentaire correcte
- Exigence esthétique du patient (choix du biomatériau).
- Budget financier du patient.

III-3-Relatives aux conditions locales :

- L'environnement parodontal de la dent à reconstituer doit être sain afin d'éviter tout risque de saignement lors de la phase de collage.
- Il est nécessaire de prendre en considération l'effet d'usure des différents matériaux qui présentent un contact en occlusion
- Il est important que les limites de la reconstitution soient supra-gingivale ou plus juxtagingivale, car toute tentative de collage entraînant un joint sous gingivale serait vouée à l'échec.⁽⁶⁸⁾

III- Les précautions à prendre face à une restauration adhésive : Il est primordial de limiter les agressions du complexe dentino-pulpaire pendant les traitements restaurateurs afin de ne pas altérer le potentiel réparateur.

_Il faut viser à diminuer l'étendue des plaies dentino pulpaire à savoir limiter la taille des cavités et le nombre de tubuli ouverts.

_ Le fraisage des préparations coronaires ou cavitaires doit être réalisé de la façon la plus atraumatique possible.

_Une pression légère en utilisant toujours un refroidissement par spray d'eau multi directionnel avec une vitesse de rotation élevée et des fraises de granulométrie moyenne, stériles et neuves.

_La dessiccation excessive de la dentine doit être évitée pendant toutes les étapes de restauration de la dent afin d'éviter les remaniements liquidiens au sien du tissu pulpaire l'aspiration de noyaux odontoblastiques et la formation d'un oedème pulpaire.

_ La contamination bactérienne doit être empêchée tout au long des procédures de restauration de la dent celle-ci est en effet la cause principale de l'inflammation pulpaire.

_Décontaminer la boue dentinaire, source de germe capable de survivre aux procédures de restauration, avec des solutions de Chlorhexidine à 0,12% soit d'hypochlorite de sodium à 2,5%.

_ Au-delà de 1,5mm d'épaisseur supposée de dentine résiduelle, l'utilisation d'un adhésif amélo-dentinaire s'avère suffisante pour protéger le tissu pulpaire.

_les zones dentinaires juxta-pulpaire supposées inférieures à 0.5 mm doivent être recouvertes ponctuellement par du $Ca(OH)_2$.⁽⁷⁰⁾

IV- Technique des restaurations adhésives :

V-1- Technique directe :

Consiste à placer un matériau en phase plastique dans la cavité résiduelle et de l'y faire durcir, les matériaux utilisés sont : les résines composites photo ou autopolymérisable, les verres ionomères et les compomères

V-1-1-la restauration esthétique postérieure directe :

-Indications : Les indications de ce type de restauration sont limitées aux pertes de substance de petite et moyenne étendues (lésions de sites 1 et 2 stades 2 et 3). Lorsque l'on est face à une cavité complexe de site 2 stade 3 avec un délabrement cuspidien, le recours à des technique indirectes est plus approprié.

Bien que le composite puisse être placé dans la zone profonde cervicale proximale, en supposant que la limite cervicale soit accessible, il est préférable de disposer d'un bandeau amélaire périphérique afin d'améliorer l'étanchéité cervico proximale de notre restauration.⁽⁷¹⁾

-Préparation cavitaire : La préparation cavitaire consiste en l'élimination complète du tissu carieux et à la finition de la zone cervicale .Les principes traditionnels d'extension prophylactiques chez Black sont abandonnés dans un souci évident d'économie tissulaire et en raison des possibilités de rétention offertes par le collage



Figure 64 : situation initial, lésion de site 2 de stade 2 sur un molaire maxillaire sup droite ⁽⁷⁰⁾

-procédure opératoire : quatre étapes sont nécessaires :

- Protocole d'adhésion afin de garantir la biocompatibilité de notre future restauration
- Reconstruction de la paroi proximale en respectant les impératifs anatomiques et physiologiques, notamment avec un point de contact correctement positionné et tonique.
- Remplissage des deux tiers profonds de la cavité.
- Restauration de l'anatomie occlusale afin d'assurer l'esthétique et la fonction. ⁽⁷¹⁾

***Reconstruction de la face proximale :**

- La mise en place d'une matrice sectorielle à l'aide de pince à bouteroller et des coins interdentaires en plastique afin de reproduire l'anatomie proximale.
- un sertissage puissant au niveau de la région marginale cervicale, garant de la future étanchéité d'un point de contact approprié. ⁽⁷¹⁾



Figure 65 : mise en place d'un champ opératoire à l'aide d'une matrice sectorielle et d'un coin en plastique ⁽⁷¹⁾

***Remplissage des deux tiers profonds de la cavité :**

Certains auteurs ont proposé le recours à des techniques dites « sandwich » dont le seul but est de simplifier la procédure clinique en réduisant le temps nécessaire à la réalisation, le nombre d'apport de matériau, en diminuant les contraintes de polymérisation grâce à l'utilisation de matériaux plus adéquats pour cette région délicate.

- Les présentations en seringues « automélangeur » sont préférées, d'un usage rapide, elles évitent les bulles d'air intégrées lors du malaxage ⁽⁷¹⁾

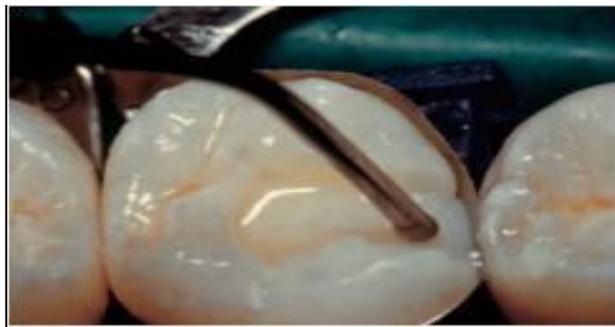


Figure 66 : remplissage des deux tiers profonds de la cavité à l'aide d'une résine chémopolymérisable ⁽⁷¹⁾

- En utilisant une résine fluide chémopolymérisable avec une technique d'injection directe, le remplissage de la cavité jusqu'à la jonction amélo-dentinaire

-lors de la phase plastique on préfigure à l'aide d'une sonde les sillons

- Un maquillage des zones correspondant aux fonds de sillons est indiqué en photo polymérisant des résines colorées. ⁽⁷¹⁾

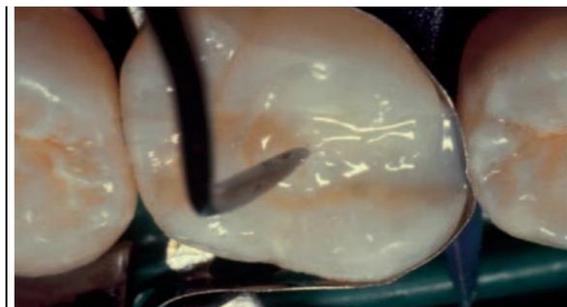


Figure 67 : maquillage des sillons profonds ⁽⁷¹⁾

***Restauration de l'anatomie occlusale : « composite-up »**

On prélève avec une spatule de hollenbach une petite portion de composite de volume choisie selon les proportions du site à restaurer, puis celle-ci est placée et mise en forme au niveau du versant interne cuspidien délabré, en suite photo polymérisée. ⁽⁷¹⁾

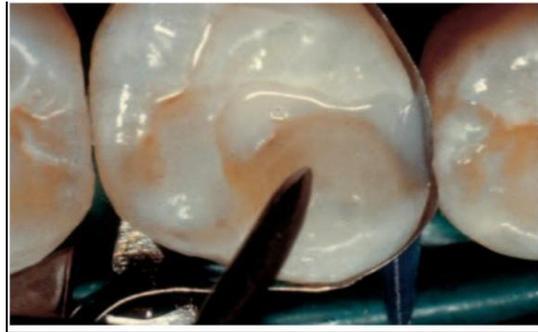


Figure 68 : mise en place du premier incrément sur le versant interne de la cuspidé mésio vestibulaire ⁽⁷¹⁾

Une fois l'anatomie interne des cuspidés vestibulaires et palatines recrée, on procède à la reconstruction d'une zone délicate, la crête proximale. ⁽⁷¹⁾

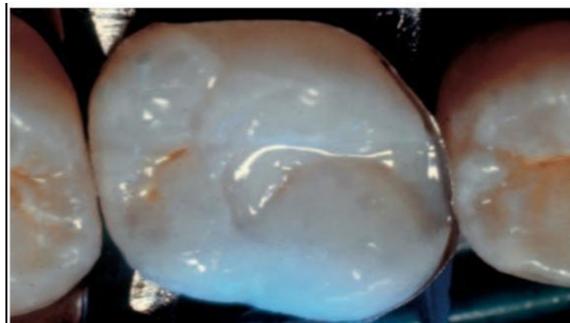


Figure 69 : maquillage des sillons de surface ⁽⁷¹⁾

Le positionnement de la fossette marginale, non pas à l'aplomb du mur proximale, mais généralement en retrait sur la face occlusale. Cette convexité de la crête en direction occlusale est permise par le préformage de la matrice métallique à l'aide d'une pince à bouterolle.

La technique du composite-up permet donc de réduire les différents stress de polymérisation en particulier au niveau de la région cervico-marginale et le long des parois cavitaires ⁽⁷¹⁾



Figure 70 : restauration des crêtes proximales ⁽⁷¹⁾

***étape de finition :** Après avoir déposé de la matrice et des coins en plastique et la digue les petits excès éventuels de composite sont éliminés à l'aide de disque abrasif dans les embrasures vestibulaires et linguales et par le passage d'un strip abrasif sous le point de contact afin d'obtenir un polissage optimal de cette zone réfractaire à toute instrumentation rotative ⁽⁷¹⁾



Figure 71 : dépose de la matrice métallique⁽⁷¹⁾



figure 72 : finition des embrasures Proximales ⁽⁷¹⁾

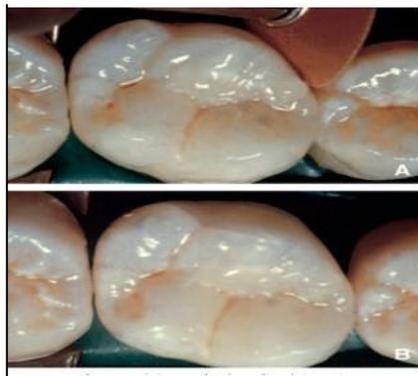


Figure 73 : résultat final⁽⁷¹⁾

V-1-2-la restauration esthétique antérieure directe en résine composite (Stratification) :

-Définition : La stratification est une technique de restauration des pertes de substance dentaire par application de couches successives de matériau composite. Les éléments clé de la réussite de cette technique sont la couleur et la forme, l'intégration d'une restauration antérieure nécessite la connaissance des propriétés optiques de la dent : la couleur, l'opacité, l'opalescence et la fluorescence. Ces propriétés vont permettre de choisir parmi les différents composites (72)

-Indication : Les indications pouvant être retenues pour la réalisation de composite antérieur sont :

- ✓ Lésion carieuse et Fracture coronaire.
- ✓ Modification de la forme dentaire.
- ✓ Fermeture de diastème.
- ✓ Dyschromie dentaire.
- ✓ Usures (73)

-Contre-indications :

- _ Lorsque la mise en place de la digue n'est pas possible ou que la limite de 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 avec des dents très caractérisées ceci limite le recours à la stratification composite (72)

-Protocole opératoire :*** Élaboration 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 particulière, 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 la surface. Cette étape est réalisée avant la mise en place de champ opératoire (digue) afin d'éviter la déshydratation de la dent.

La première étape consiste en la détermination de la couleur communément appelée « choix de teinte ». Elle se fait en fonction des cinq dimensions de la couleur des dents :

La chromaticité, la luminosité, les intensifs, les opalescents et la caractérisation. La carte chromatique permet de relever les cinq dimensions propres à la dent à reconstruire et de faire correspondre les composites à utiliser.⁽⁷⁴⁾



Figure 74 : élaboration de la carte chromatique de la dent ⁽⁷⁴⁾

***Réalisation de la clé en silicone :** Cette étape peut être réalisée de deux manières :

Soit au laboratoire de prothèse : après la prise d'une empreinte, le laboratoire 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

Soit dans la même séance, au fauteuil : la dent est tout d'abord reconstituée en composite non collé, cette reconstitutions doit répondre aux critères anatomo-fonctionnels de la dent (esthétique, fonctionnalité, et phonétique). Le guide en silicone (ou la clé) peut ensuite être réalisé à 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. ⁽⁷⁵⁾

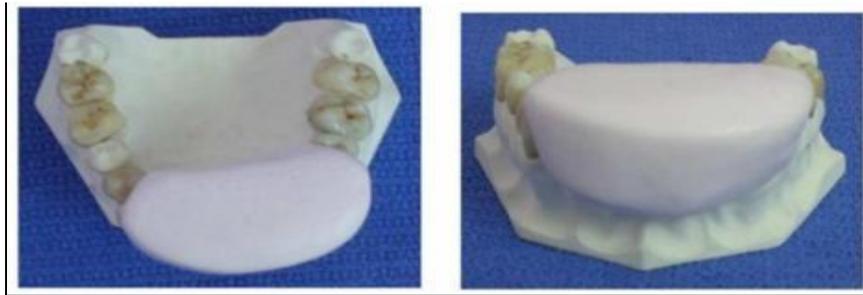


Figure 75 : réalisation de la clé en silicone⁽⁷⁵⁾

***La réalisation d'une anesthésie para-apicale locale⁽⁷⁵⁾**

***Pose du champ opératoire :** Il est indispensable à l'herméticité parfaite dans tous les procédures de collage⁽⁷⁵⁾

***Parage cavitaire et préparation des limites :**

_Un biseau périphérique doit être réalisé sur toute la périphérie de la préparation amélaire, il doit être court (1 mm), ovalaire angulé et épais (de 1 à 3 mm de l'émail) ce biseau sera poli afin d'augmenter la mouillabilité et diminuer les vides au niveau de l'interface⁽⁷⁵⁾



Figure 76 : réalisation des limites de la cavité : biseau vestibulaire, proximaux et palatin⁽⁷⁵⁾

***Mordançage et mise en place du système adhésifs :**

-le mordançage avec l'acide ortho phosphorique est effectué pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine.

-la dent ensuite rincée abondamment puis séchée modérément.

-l'adhésif est ensuite appliqué en respectant les recommandations du fabricant puis photopolymériser.⁽⁷⁵⁾

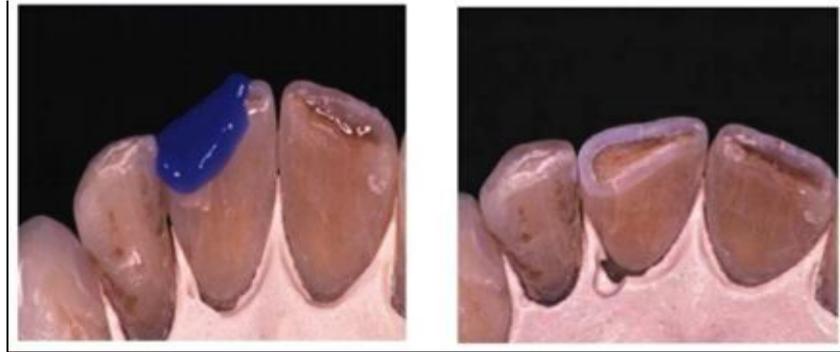


Figure 77 : mordantage ⁽⁷⁵⁾

***La mise en place de la résine composite :**

-Réalisation du mur palatin : La paroi palatine est reconstituée avec un composite de masse "émail" à l'aide de la clé en silicone préalablement préparée. ⁽⁷⁵⁾



Figure 78 : réalisation du mur palatin ⁽⁷⁵⁾

-Réalisation des faces proximales : Afin de réaliser les faces proximales, le praticien met en place la matrice et le coin flexible en plastique (guide proximale), les faces sont réalisées successivement. ⁽⁷⁵⁾

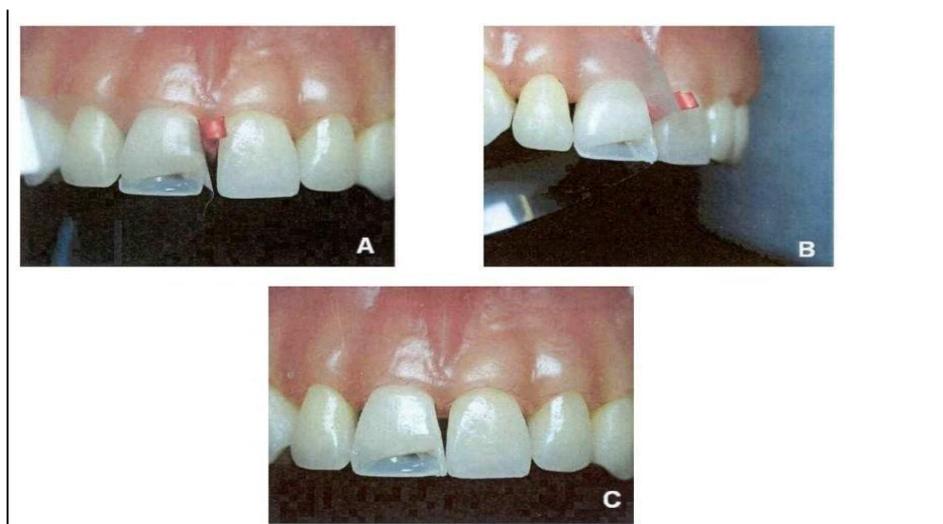


Figure 79 : mise en place de la matrice en plastique et élaboration des faces proximales ⁽⁷⁵⁾

-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. ⁽⁷⁵⁾



Figure 80 : réalisation des mamelons dentinaires⁽⁷⁵⁾

-Réalisation des caractérisations

-Mise en place d'effet : Une résine composite translucide est appliquée dans les espaces laissée par les lobes dentinaire, à ce stade, l'espace restant correspond à l'émail. ⁽⁷⁵⁾

-Mise en place de la dernière couche d'émail :

Une résine composite translucide de masse "émail" est appliquée en dernière couche pour reproduire l'émail vestibulaire, pour la polymérisation, les faces palatines et vestibulaires sont photo polymérisées pendant 40s. ⁽⁷⁵⁾

***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 abrasifs. Des disques en oxyde d'aluminium ont été utilisés pour polir la résine composite ; suivi d'une application de pâte de polissage avec des disques en fêtre pour obtenir une restauration brillante⁽⁷⁵⁾



Figure 81 : passage des points siliconées blanche, verte et rose⁽⁷⁵⁾

V-1-3-Scellement des puits et fissures :

Définition :

Le scellement des sillons est défini par l'HAS comme « un acte non invasif visant à combler les sillons avec un matériau adhésif fluide ,il réalise une barrière physique étanche ,lisse et plane qui s'oppose à l'accumulation de plaque bactérienne au contact de la surface amélaire protégée ,et qui prévient ainsi la déminéralisation acide à ce niveau ». (76)

Indication des scellements :

Après l'évaluation du RCI, celle-ci est indispensable à la prise de décision de sceller, elle se fait par l'intermédiaire de l'interrogatoire de l'enfant et des parents et nécessite un examen clinique minutieux. ceux-ci nous renseignent sur des facteurs de risque individuels, la présence d'un seul de ces facteurs suffit à ranger l'individu dans la catégorie "à risque" de carie. (77)

Tableau 24 : évaluation du risque de carie individuel selon les recommandations de bonnes pratiques médicales de la haute autorité de santé. (77)

Facteurs de risque collectifs	Facteurs de risque individuels
Interrogatoire médicale	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Niveau socio_économique ou d'éducatives basses de la famille 2. Mauvais état de santé bucco_dentaire des parents ou de la fratrie 3. Maladie et handicaps entraînant des difficultés de brossage 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Absence de brossage quotidien avec du dentifrice fluoré 2. Ingestions sucrées en dehors des 3 repas et du goûter (aliments sucrés, boissons sucrées) 3. Prise de médicaments au long cours
Examen Clinique	
<ol style="list-style-type: none"> 1. Présence d'éléments rétentifs (restaurations défectueuses, appareils orthodontiques ou prothétiques) 2. Antécédents de carie 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sillons anfractueux 2. Plaque visible à l'oeil nu 3. Présence des caries (atteinte de la dentine) ou de lésions initiales réversibles (atteinte de l'émail)

_Les contre indications du scellement des sillons :

_l'isolation impossible, qui pourrait compromettre la réussite du traitement .la temporisation par application de fluorure est alors recommandée.

_le scellement des dents temporaires à un stade avancé de rhizalyse.

_les lésions carieuses dentinaires cavitaires atteignant le tiers dentinaire (ICDAS 5 et 6).

Une seule contre-indication absolue est relevée, l'allergie à un des composants du matériau de scellement. ⁽⁷⁸⁾

_Le protocole opératoire :

_Plusieurs protocoles peuvent être envisagés en fonction de la qualité de l'isolation. Si celle-ci est satisfaisante, généralement grâce à la mise en place d'un champ opératoire caoutchouté, le choix d'un matériau de scellement à base de résine s'impose. En cas d'isolation médiocre, le choix peut se porter sur un scellement de verre ionomère.

_nettoyage de la surface à sceller avec une brosette sèche montée sur contre angle à vitesse lent. Une autre solution peut être envisagée, c'est le nettoyage par aéropolissage. ⁽⁷⁹⁾



Figure 82 : préparation de la surface à sceller à l'aide d'un insert ultrasonore⁽⁷⁹⁾

_le mordantage à l'acide ortho phosphorique est effectué pendant au moins 10s. ⁽⁷⁹⁾



Figure 83 : isolation de la dent à l'aide d'une digue dentaire, mordantage à l'acide phosphorique et application du sealant à base de résine⁽⁷⁹⁾

_Il précède un rinçage minutieux d'une durée équivalente.

_Un séchage est alors effectué jusqu'à l'obtention d'un émail blanc crayeux.

_la pose du matériau de scellement.



Figure 84: Sealant durant la photo polymérisation (droite) et après (gauche).⁽⁷⁹⁾

_En cas de débordement .le surplus doit être retiré avant la polymérisation à l'aide d'un embout adapté.

_Après la polymérisation, la rétention est contrôlée à l'aide d'une sonde. ⁽⁷⁷⁾



Figure 85: Contrôle de l'occlusion et de l'adaptation⁽⁷⁹⁾.

V-2- la Technique indirecte :**V-2-1-la restauration esthétique en céramique collée postérieure partielle (Onlay /Inlay) :****-Définition :**

-L'**Inlay** : se définit comme une pièce prothétique partielle, restaurant une perte de substance dentaire intra cuspidienne.

-L'**onlay** : assure la restauration d'une perte de substance dentaire intra coronaire incluant entre une et trois cuspides ⁽⁸⁰⁾

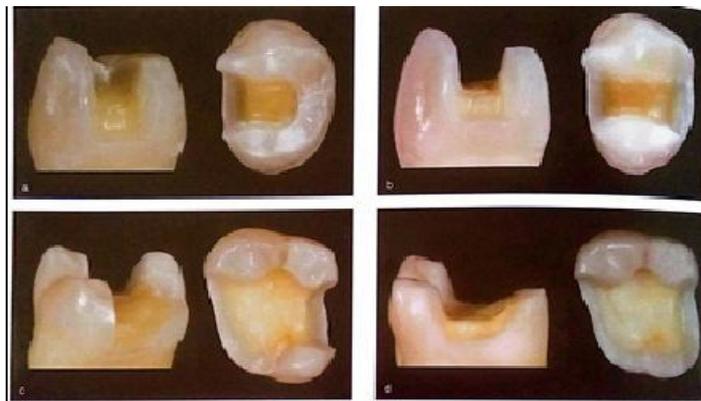


Figure 86: Illustration de différentes options d'inlays et d'onlays.⁽⁸⁰⁾ :

-Lorsque les quatre cuspides sont restaurées par la pièce prothétique le terme « overlay » (ou parfois « couronne partielle ») est justifié. ⁽⁸⁰⁾

-Indication et contre-indications :

-Localisation de la dent et des cuspides concernées : La morphologie occlusale des prémolaires et des molaires tout comme les forces occlusales qui leur sont spécifiques consistaient des paramètres décisionnels importants.

-Volume de la perte tissulaire initiale : Le volume à restaurer par l'inlay ou l'onlay dépend directement de l'atteinte carieuse initiale, qu'elle ait été traitée ou non.

La classification sista permet de classer la perte tissulaire carieuse selon son importance et sa localisation.

_A chaque site et chaque stade correspond une approche thérapeutique minimale appropriée. Dans cette classification, les inlays /onlays en céramique trouvant généralement leurs indications pour les lésions de site 1 ou de site 1 et 2 associés. Dans les stades 3 ou 4. ⁽⁸⁰⁾



Figure 87 : Les sites 1et 2 de taille large ou très étendue (stade 3 et 4)⁽⁸⁰⁾

-Présence de fissures :

_ Lorsque la fissure est cuspidienne et oblique, le recouvrement de la cuspside fissurée est nécessaire et peut être obtenu par la réalisation d'un inlay, voire d'un overlay

_ Lorsque la fissure est verticale et périphérique, le collage assure l'obtention des canaux dentaires ouverts. Face à une fissure verticale et centrale intéressant toute la largeur de la dent, une préparation de type overlay ou couronne associée à un congé périphérique doit être entreprise.

-Situation des limites : La situation verticale des limites périphérique de la restauration esthétique en céramique collée doit être anticipée et analysée après dépose des anciennes restaurations .Tout d'abord parce que la nature amélaire de la limite cervicale conditionne la qualité et donc la pérennité du collage. Il est ainsi rapporté dans la littérature médicale qu'une épaisseur d'émail de 0,5 mm garantit une étanchéité satisfaisante.

-Porte -à- faux proximal :

Les rapports proximaux de la dent à restaurer avec la dent voisine est un autre critère décisionnel. En effet la présence d'un espace proximale excédant 2 mm constitue un risque de fracture de la pièce prothétique. Selon le contexte clinique, il peut être préférable de rapprocher la face proximale voisine (en renouvelant une ancienne restauration par exemple), de traités orthodontiquement la fermeture d'espace ou de laisser un diastème large et pouvant être nettoyé. ⁽⁸⁰⁾

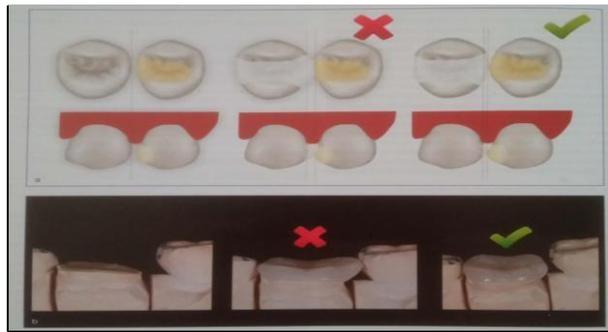


Figure 88 : Espace proximal ouvert⁽⁸⁰⁾

-Restauration des dentures usées : Les restaurations esthétiques en céramiques collées constituent une indication légitime dans le traitement des dents usées, particulièrement lorsqu'il existe une perte de dimension verticale d'occlusion associée.

Dans ce .Contexte l'étiologie de l'usure reste un élément déterminant quant au choix de la restauration esthétique en céramique collée qui s'impose.

-Dent dépulpée : Le recours à des matériaux composites ou hybrides a souvent été proposé comme meilleure solution pour les inlays/onlays sur dent dépulpée, mais le choix des matériaux reste très secondaire par rapport à la forme de la préparation, il est ainsi plus raisonnable de réaliser un overlay sur de telles dents et dans ce cas la répartition des contraintes semble plus en faveur des matériaux en céramique. ⁽⁸⁰⁾

***protocole opératoire :**

Préparations :

Principes communs : Les principes de préparation des restaurations esthétiques en céramique collée partielles sont directement influencés par les propriétés et les contraintes de la céramique et du collage. Aussi, la présentation d'émail pour assurer un collage optimal en particulier sur le pourtour de la restauration, ainsi que le respect de contours adoucis et épais pour la céramique sont ils des impératifs communs, garants de la pérennité clinique. ⁽⁸⁰⁾

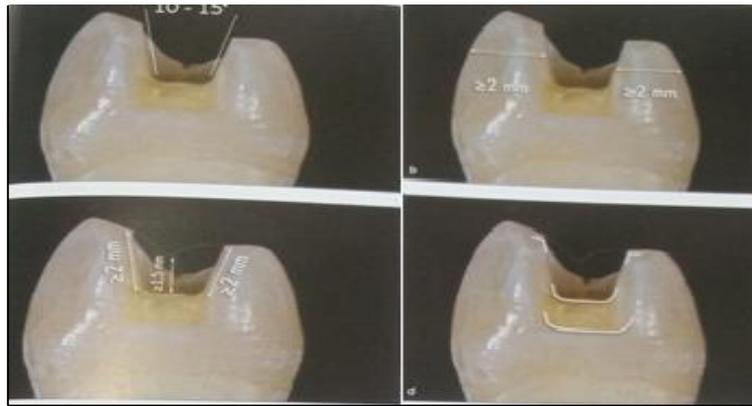


Figure 89 : Principe de préparation pour l'inlay/onlay⁽⁸⁰⁾

Dépouille : la divergence occlusale des parois latérales des restaurations esthétiques en céramique collée partielles doit être augmentée à 10°.

Forme des limites : Les limites externes des préparations doivent être nettes et orthogonales par rapport à la surface dentaire pour éviter une finesse excessive des bords de la céramique.

Situation occlusale des limites : Les contacts occlusaux ne doivent pas se situer au niveau des limites de la préparation ni heurter un plan résiduel susceptible de se fracturer lors de la fonction masticatrice.

Dimensions : Un espacement suffisant par rapport aux dents antagonistes doit être ménagé. Cet espacement est directement dépendant des matériaux constituant la restauration esthétique en céramique collée et des recommandations des fabricants généralement une préparation des parois à 2 mm de hauteur minimum pour les céramiques les plus résistantes.

Points de contact : Dans les zones proximales, l'absence de contact avec la dent voisine permet d'obtenir une empreinte de qualité ; de séparer sans difficulté les dies sur le modèle de travail et de faciliter l'élimination des excès lors du collage.

Contre-dépouilles : Après l'excavation carieuse, les lacunes et les surplombs risquant de se fracturer doivent être préférentiellement reconstitués à l'aide d'une restauration adhésive directe⁽⁸⁰⁾

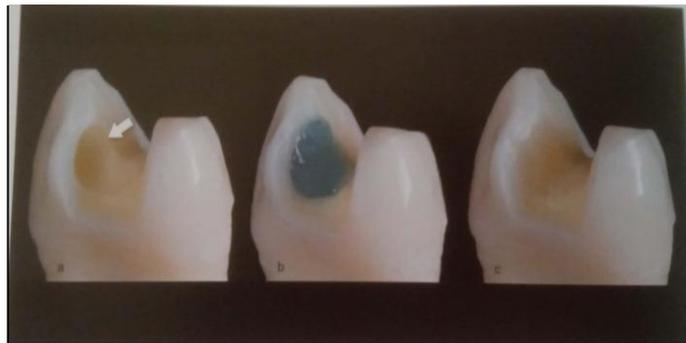


Figure 90 : Une contre _dépouille de petite taille (a) doit être préférentiellement comblée à l'aide d'un composite directe lors de la préparation (b et c)⁽⁸⁰⁾

Limites infra-gingivales :

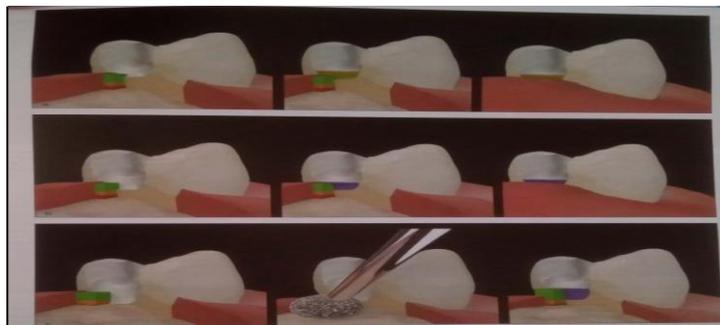


Figure 91 : Schémas des différentes situations nécessitant une relocalisation de la marge⁽⁸⁰⁾:

spécificités des préparations cliniques⁽⁸⁰⁾:

- Pour Inlays :



Figure 92 : Spécificités de préparation pour l'inlay⁽⁸⁰⁾

- pour onlay :

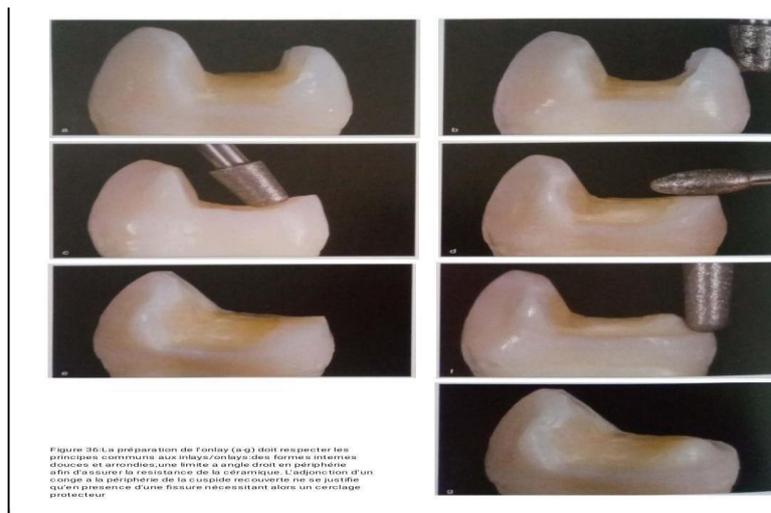


Figure 93 : Spécificités de préparation pour l'onlay⁽⁸⁰⁾

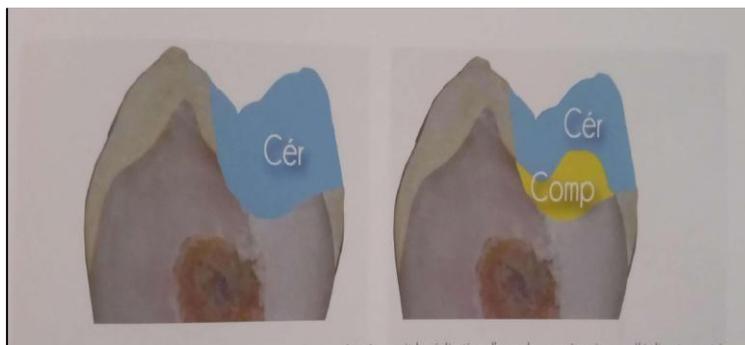


Figure 94 : Deux stratégies de préparation peuvent être envisagées: soit la réalisation d'un onlay en céramique collé directement à la dentine, soit la mise en place d'un substitut dentinaire sur lequel est collé l'onlay.⁽⁸⁰⁾

Empreinte : L'empreinte peut être prise le jour de préparation, mais elle doit être différée Jusqu'à la cicatrisation et la stabilisation gingivale si un geste chirurgicale est réalisé soit numériquement soit à l'aide de silicones par addition en technique de double mélange.

- L'empreinte sectorielle est tout à fait adaptée à ce type de restauration des lors que le collage occlusal est assuré par les dents voisines intactes. Dans le cas contraire, une empreinte globale sera plus précise pour l'occlusion⁽⁸⁰⁾

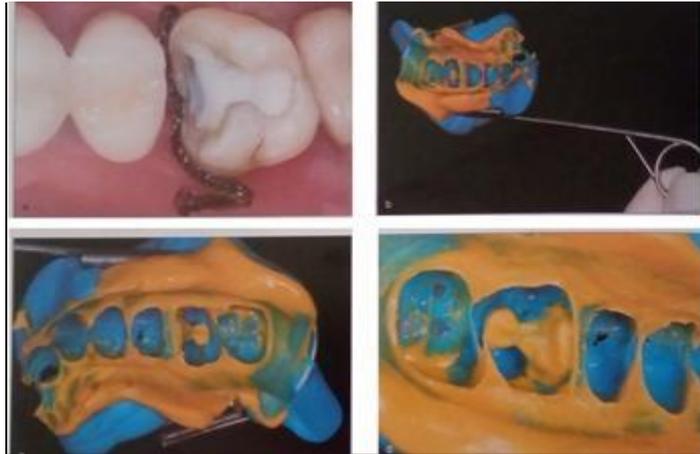


Figure 95 : L'empreinte sectorielle convient généralement aux restaurations esthétiques en céramique collée partielles⁽⁸⁰⁾

Temporisation : Le délai de temporisation doit rester le plus court possible afin de limités tout risque de désagrément pour le patient.

Lorsque les restaurations esthétiques en céramiques collée sont réalisées au laboratoire la temporisation est indispensable.

Il est alors préférable de modeler la face occlusale avant de photo polymériser la résine temporaire. Si celle-ci présente une sur occlusion après polymérisation, les retouches doivent être délicatement effectuées à l'aide d'une fraise de granulométrie fine, sans toucher les tissus dentaires. ⁽⁸⁰⁾

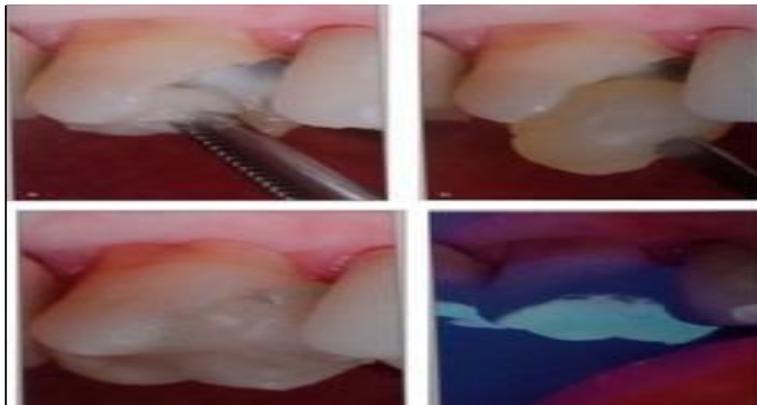


Figure 96 : La temporisation unitaire⁽⁸⁰⁾

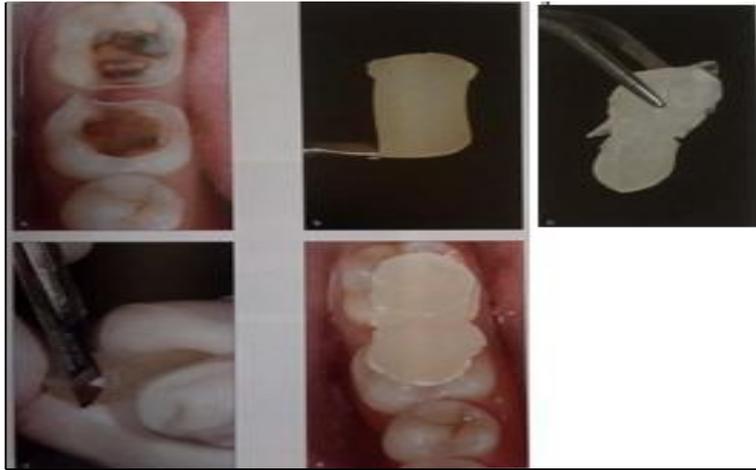


Figure 97 : Les onlays temporaires en composite plastique⁽⁸⁰⁾

Essayage : La séance de collage commence par la vérification de l'adaptation marginale et proximale de l'inlay/onlay sur son modèle de travail, l'obturation provisoire est ensuite déposée et la cavité nettoyée pour éliminer l'infiltrat bactérien ; et tout résidu de ciment ou d'obturation temporaire. Afin de faciliter son insertion et surtout sa désinsertion, la restauration esthétique en céramique collée partielle doit être enduite d'un gel de glycérine. Une fois en place, l'intégration esthétique et l'adaptation marginale sont de nouveau contrôlés. ⁽⁸⁰⁾



Figure 98 : L'étape d'essayage⁽⁸⁰⁾

Collage :

- ❖ Le traitement de la surface céramique est conventionnel et fait appel successivement :
 - Au rinçage du gel d'essayage hydrosoluble.
 - Au séchage puis au mordantage à l'acide fluorhydrique de l'intrados.
 - Au rinçage vigoureux avec le spray air/eau.

- À l'application et au frottement du silane sur l'intrados exclusivement.
 - Au séchage après 1 min d'application du silane.
- ❖ Le traitement de la surface dentaire isolée par le champ opératoire commence par un rinçage soigneux du gel d'essayage hydrosoluble, suivi d'un séchage délicat et d'un micro sablage de la surface. L'air-abrasion à l'aide de particules d'alumine assure une surface propre, rugueuse et facilement mouillable, après on fait un rinçage des particules d'alumine est suivi par un séchage léger. ⁽⁸⁰⁾

La suite du protocole varie selon le système adhésif utilisé.

- Le composite de collage est mélangé puis appliqué sur l'intrados de la restauration esthétique en céramique collée.

- Une fois positionnée, la restauration est insérée sous pression digitale douce puis maintenue à l'aide d'un instrument (fouloir boule). En raison de leur facilité d'accès, il est préférable d'éliminer les excès de composite par une technique d'essayage, puis la photo polymérisation finale.

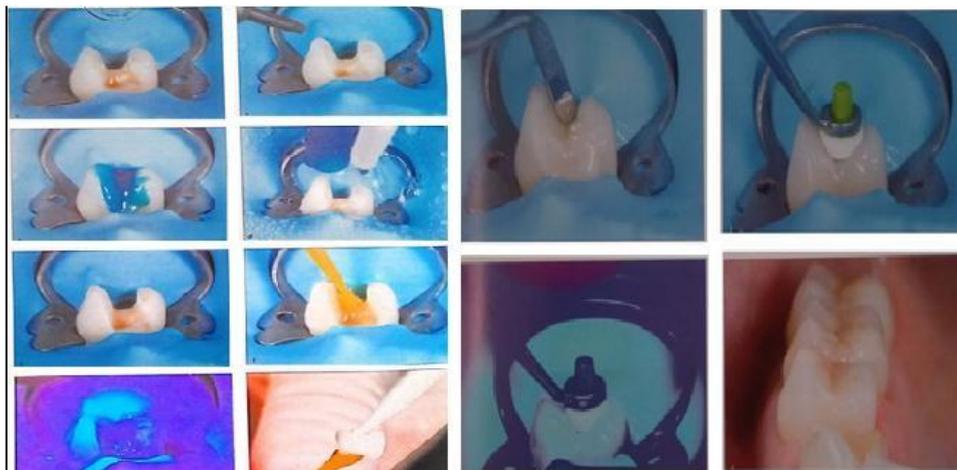


Figure 99 : Protocole de collage d'un inlay à l'aide d'un système adhésif M&R⁽⁸⁰⁾

V-2-2-Restauration esthétique en céramique collée postérieure périphérique (Overlay) :

-Définition : L'overlay est une restauration dentaire fixé recouvrant la face occlusale d'une molaire, réalisé en céramique ou composite, il permet de reconstruire des dents atteintes par des caries ou usées, notamment par le bruxisme. ⁽⁸¹⁾



Figure 100 : L'overlay⁽⁸²⁾

-Indications :

Les facteurs qui indiquent un recouvrement cuspidien partiel ou total sont :

- La présence de corrosion et de fissures.
- Une anatomie occlusale défavorable.
- Une importante hauteur et une faible épaisseur des parois.
- Une occlusion para fonctionnelle.
- L'érosion dentaire.
- Les lésions carieuses.
- Les dimensions verticales insuffisantes.

Les molaires sont plus aptes à recevoir des pièces collées indirectes, même en cas d'importants délabrements. ⁽⁸³⁾

-contre-indications :

- Une coopération faible du patient associée à une négligence de l'hygiène bucco_dentaire.
- Un risque carieux trop élevé.
- La limite est majoritairement infra_gingivale sur le pourtour de la dent.
- Le patient à une ouverture buccale trop limitée.
- Impossibilité de placer un champ opératoire. ⁽⁸⁴⁾

-Le protocole opératoire :

***isolation :** L'isolation est le premier prérequis indispensable au collage, elle procure un gain de vision, de confort de travail, de tranquillité et de sécurité. ⁽⁸⁵⁾



Figure 101 : La mise en place d'un champ opératoire pour la réalisation d'un overlay⁽⁸⁶⁾

***Le nettoyage cavitaire :** Pour obtenir un collage efficace, il faut rechercher une surface dentinaire plus jeune et saine ⁽⁸⁷⁾

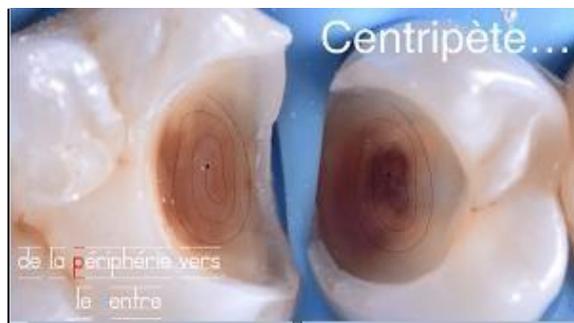


Figure 102 : Curetage et nettoyage cavitaire⁽⁸⁷⁾

***La préparation :** Il existe des principes généraux à connaître mais qui sont propres aux matériaux utilisés et peuvent donc changer à l'avenir :

-**Économie tissulaire** : elle passe par la conservation des tissus infiltrés ou colorés non carieux et l'éventuel comblement des contre-dépouilles au composite.

-**Principes architecturaux** : il faut ménager un espace homogène en épaisseur et en largeur de 2 mm minimum idéalement.

Le fond de la cavité doit être aplani et la préparation arrondie et polie, les parois doivent présenter une dépouille minimale de 10°.

-**Forme de la limite périphérique** : le congé, s'il est nécessaire, doit être large ou sous forme d'épaulement à angle interne arrondi.

-**Situation des limites périphériques** : la situation supra-gingivale des limites permet la conservation d'un pourtour d'émail, une bonne lecture du profil d'émergence, une isolation plus simple lors de l'assemblage et l'élimination aisée des excès.

-Gestion de l'espace inter proximale : si l'espace inter proximal est supérieur ou égale à 2 mm, il existe un risque de fracture du matériau non soutenu dans cette zone. C'est donc l'analyse du volume de la perte de substance des structures résiduelles et des rapports d'occlusion qui guidera notre préparation. ⁽⁸³⁾

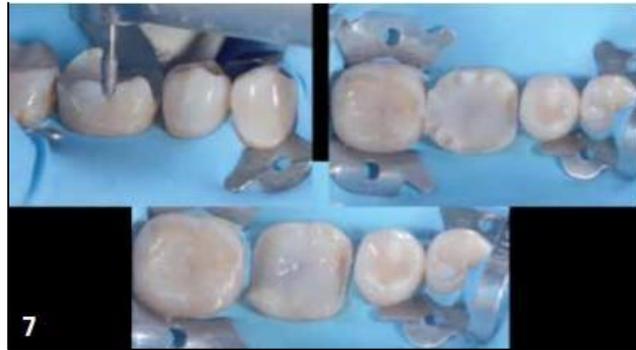


Figure 103 : préparation cavitaire avec une fraise calibrée à 2mm⁽⁸³⁾:

1. Empreinte de l'overlay : il existe 2 types d'empreinte :

- Empreinte physique.
- Empreinte optique. ⁽⁸⁴⁾

2. Restauration provisoire :

Après la prise d'empreinte, il est nécessaire de protéger la préparation avec une restauration provisoire, le matériau de choix est une résine souple, à photopolymériser. ⁽⁸⁴⁾



Figure 104 : mise en place d'un overlay provisoire ⁽⁸³⁾

3. L'usinage prothétique :

Il existe deux types de procédé de fabrication au laboratoire :

- une méthode conventionnelle de fabrication pour chaque type de matériau est réalisée au laboratoire par le prothésiste.
- une méthode assistée par ordinateur (La CFAO).⁽⁸⁴⁾

4. Essayage :

 permet de vérifier

- l'esthétique finale de la restauration.
- l'adaptation au niveau des limites de préparation.
- la présence des contacts proximaux efficaces.⁽⁸⁴⁾

5. Le collage :

 il existe trois groupes de colles selon leurs propriétés adhésives :

- les colles avec potentiel adhésif.
- les colles sans potentiel adhésif.
- les colles auto-adhésives.⁽⁸⁴⁾

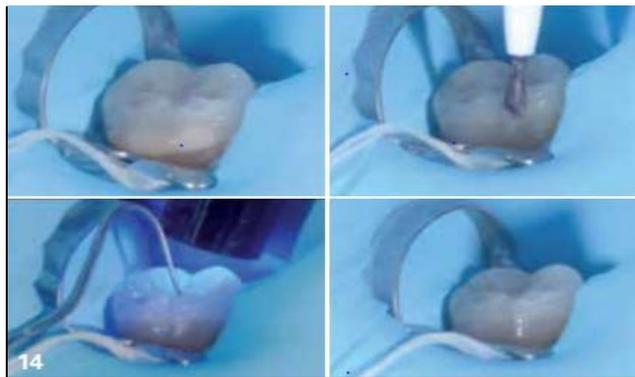


Figure 105 : Inset de l'overlay, élimination des excès de colle par balayage puis photopolymérisation 40 secondes par face⁽⁸³⁾

6. Finition, contrôle de l'occlusion et polissage :

- Une excavation des excédents de colle dans les espaces inter proximaux à l'aide de curette parodontale, si nécessaire.
- Un polissage à l'aide de cupules en silicone.
- Le contrôle de l'occlusion est effectué en dernier lieu en statique et dynamique⁽⁸⁸⁾

V-2-3-l'endocouronne :

-Définition : proposée par Patrick Pissis dès 1995, une endocouronne permet de restaurer le volume coronaire d'une dent dépulpée fortement délabrée par une restauration partielle collée, monobloc, qui doit sa rétention essentiellement aux parois de la chambre pulpaire, et donc sans ancrage radiculaire. ⁽⁸⁸⁾

-Indications et contre-indications :

Il est important de savoir qu'il n'existe pas de recommandation pour poser l'indication de la restauration d'une dent par cette technique. Dans sa réflexion, le praticien doit en premier lieu analyser différents paramètres tels que :

- L'occlusion.
- La profondeur cuspidienne.
- L'éventuel para fonctions.
- Les quantités de tissu coronaire résiduel.
- l'anatomie (profondeur) de la chambre pulpaire.

Une revue de la littérature fait ressortir les éléments suivants :

-Pour autant que les parois résiduelles soient suffisantes, les molaires sont parfaitement indiquées pour ce type de traitement par rapport aux surfaces de collage disponibles et à l'anatomie favorable de leur chambre pulpaire.

-Les dents antérieures, compte tenu du faible volume de la chambre pulpaire, qui plus est très étroite, n'offrent pas de surfaces de collage suffisantes. De plus, elles sont soumises à des forces de cisaillement néfastes aux restaurations collées .Les endocouronnes sont donc contre indiquées sur les dents antérieurs.

-Pour les prémolaires, il n'y a pas de consensus. L'indication est en fonction de la quantité de tissu résiduel, qui dépend souvent de la préparation canalaire, s'il reste 2mm de paroi supra gingivale et une épaisseur de paroi supérieur à 1,5 mm et si l'occlusion du patient est favorable (absence des para fonctions), l'endocouronne peut être indiquée pour les prémolaires.

-d'autant plus que grâce à ce type de restauration, les valeurs de stress sont plus favorables au niveau radiculaire et au niveau du ciment de scellement qu'avec une couronne classique céramique collée sur une reconstitution corono-radiculaire fibrée. ⁽⁸⁸⁾

-Le protocole opératoire***Préparation prothétique de la dent :**

Les éléments clés de la préparation de la dent en vue d'une restauration par endocouronne sont le trottoir cervical et la cavité camérale.

Ces deux éléments doivent être mis en cohérence en respectant les principes conventionnels de prothèse fixée que sont la stabilisation, la rétention et la sustentation.

Chronologiquement, la préparation se divise en quatre étapes :

- 1- Préparation du trottoir cervical.
- 2- Mise de dépouille de la cavité camérale.
- 3- Polissage du trottoir cervical.
- 4- Toilette de la cavité camérale avec dégagement des entrées canalaires.

La position du trottoir est en fonction des tissus dentaires résiduels et du couloir prothétique.

Elle détermine :

- La hauteur de la cavité camérale qui va avoir une incidence directe sur la rétention et la stabilisation de l'endocouronne⁽⁸⁸⁾



Figure 106 : Vue vestibulaire de la réalisation d'un trottoir cervical⁽⁸⁸⁾.

- La largeur du bandeau d'email grâce à laquelle on optimise le collage



Figure 107 : Vue occlusale de la réalisation d'un trottoir cervical⁽⁸⁸⁾

- Le volume laissé à la céramique, dont va dépendre la résistance mécanique de la restauration⁽⁸⁸⁾
- Le trottoir cervical sera orienté parallèlement au plan d'occlusion, pour lui permettre de subir les contraintes dans le grand axe de la dent.
- La largeur minimale du trottoir cervical fréquemment admise est de 1mm(7), il est admis qu'une largeur de 2 mm est requise sur les deux tiers de la circonférence du trottoir cervical.
- Le trottoir peut être réalisé avec une fraise à épaulement droit de gros diamètre.

***La cavité camérale :**

Cette cavité est l'élément essentiel de la stabilisation et de la rétention de l'endocouronne. Elle se divise en trois parties :

- La cavité d'accès.
- La chambre pulpaire.
- Le plancher pulpaire et les entrées canalaires.

La profondeur de la cavité camérale ne doit pas être inférieure à 3mm pour favoriser la pérennité de l'assemblage.

Il est possible d'ajouter des matériaux de substitution type CVI au composite fluide qui supprime le calage et va rendre le profil de la cavité beaucoup plus régulier pour la prise d'empreinte

Une pièce à main à ultrasons est particulièrement indiquée pour la finition de toutes les surfaces de la préparation, le toilettage de la chambre pulpaire et du plancher, afin d'optimiser le collage ⁽⁸⁸⁾



Figure 108 : Préparation terminée ; visualisation du trottoir cervicale du bandeau périphérique de 2 mm⁽⁸⁸⁾

***L'empreinte :**

Dans cette phase, le protocole diffère selon que le praticien travaille :

En technique indirecte, par empreinte surfacique, mise en place d'une couronne provisoire et réalisation de l'endocouronne au laboratoire qui sera assemblée lors d'une deuxième séance

En technique directe, par prise d'empreinte optique et CFAO, sans réalisation de couronne provisoire, avec assemblage de l'endocouronne lors de la même séance si le praticien dispose de l'unité d'usinage ou lors d'une deuxième séance si les données numériques de l'empreinte sont envoyées au laboratoire via internet⁽⁸⁸⁾

***L'usinage prothétique :**

Une fois l'anatomie de la future dent validée la phase de fabrication peut débuter.

Lorsque l'opérateur lance la fabrication, deux fraises diamantées vont usiner le bloc pour lui donner sa forme définitive par technique soustractive, lorsque le fraisage est terminé, la machine s'arrête et la phase clinique de l'essayage de la pièce prothétique peut avoir lieu⁽⁸⁸⁾



Figure 109 : Vue occlusale de l'endocouronne après usinage (phase de validation clinique)⁽⁸⁸⁾

***Le maquillage :** Est une étape rapide, mais néanmoins importante à l'aide d'un pinceau très fin et colorants, des caractérisations seront réalisées, il s'agit le plus souvent de maquiller des fonds de sillons en les rendant plus ou moins discrets, de saturer un collet... etc,

Ensuite un produit de glaçage est passé sur la totalité de l'extrados de la pièce prothétique, soit avec un spray, soit au pinceau.

L'endocouronne ainsi maquillée et glacée est disposée sur un matériau réfractaire, puis mise au four à céramique, après sortie du four et refroidissement lent, la phase clinique de l'assemblage peut avoir lieu. ⁽⁸⁸⁾



Figure 110 : Endocouronne après maquillage et cuisson terminale⁽⁸⁸⁾

***Le collage :** La phase essentielle pour garantir la pérennité de la restauration prothétique qu'elle soit réalisée classiquement ou par CFAO.

Il faut choisir un produit de collage et respecter impérativement les recommandations de fabricant.

Tout d'abord, un champ opératoire doit être mis en place autour de la dent pour assurer l'étanchéité nécessaire au collage, les surfaces sont ensuite préparées en vue du collage en fonction de la technologie du produit d'assemblage utilisé⁽⁸⁸⁾

***Préparation de la dent :**

-Il est conseillé de la sabler pour améliorer son état de surface, il s'agit d'un spray d'alumine et d'eau.

-Application d'acides ortho-phosphorique à 35% sur l'émail (30 secondes) et sur la dentine (20 secondes).

-Rinçage durant 30 secondes et séchages modéré sans déshydrater les tissus.⁽⁸⁸⁾

***Préparation de l'endocouronne :**

L'intrados est mordancé à l'acide fluorhydrique à 10% durant 1 minute puis rincé pendant 1min sous l'eau courante puis dans un bac à ultrasons .

Un silane est appliqué sur l'intrados on attend alors l'évaporation du solvant.⁽⁸⁸⁾

***Mise en place de l'endocouronne :**

Application de l'adhésif sur la dent :

(Mélange de 2 gouttes de Primer A et B) brosser la préparation pendant 15 secondes, laisser agir 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur les dentines, puis souffler



Figure 111 : Après application de l'adhésif , mise en place du composite de collage ⁽⁸⁸⁾

Mélanger les deux composants à l'aide du pistolet auto mélangeur. Le composite obtenu est déposé dans la chambre pulpaire et sur l'intrados de la pièce. On peut également appliquer une fine couche de vaseline sur l'extrados pour faciliter l'élimination des excès.⁽⁸⁸⁾

***Assemblage** : La pièce prothétique est insérée dans son logement et maintenue sous pression digitale afin de faire ressortir tous les excès de composite. Une Brève photo polymérisation (3 secondes) va gélifier les excès qui seront très aisés à éliminer à la sonde à c stade ⁽⁸⁸⁾



Figure 112 : Dépose du composite de collage gélifié avant polymérisation complète⁽⁸⁸⁾

***Photo polymérisation** : De toutes les faces de la restauration durant 40 à 60 secondes à forte puissance (3000 mw/cm^2) il faut en effet que les photons traversent l'épaisse couche de céramique (parfois 6 ou 7mm).

Une lampe à forte puissance est donc conseillée. La colle duale sera polymérisée complètement au bout de quelques minutes.⁽⁸⁸⁾

***Finition** : élimination des excès, polissage avec des fraises à faibles granulométrie bague rouge au jaune, meulettes en caoutchouc et disques à polir, élimination des excès inter proximaux à l'aides de fil dentaire.⁽⁸⁸⁾

VI/ Les critères de choix de la technique directe et indirecte :

Dans le cadre d'un plan de traitement adapté aux caractéristiques de chaque patient, le choix de ce type de restauration ne peut s'établir qu'après avoir examiné les solutions alternatives indirectes. Dans certains cas, la frontière entre ces deux types de restaurations peut être étroite, rendant le choix du praticien délicat. Différents éléments de réflexion clinique peuvent intervenir et plusieurs paramètres peuvent orienter notre choix ⁽⁸⁹⁾

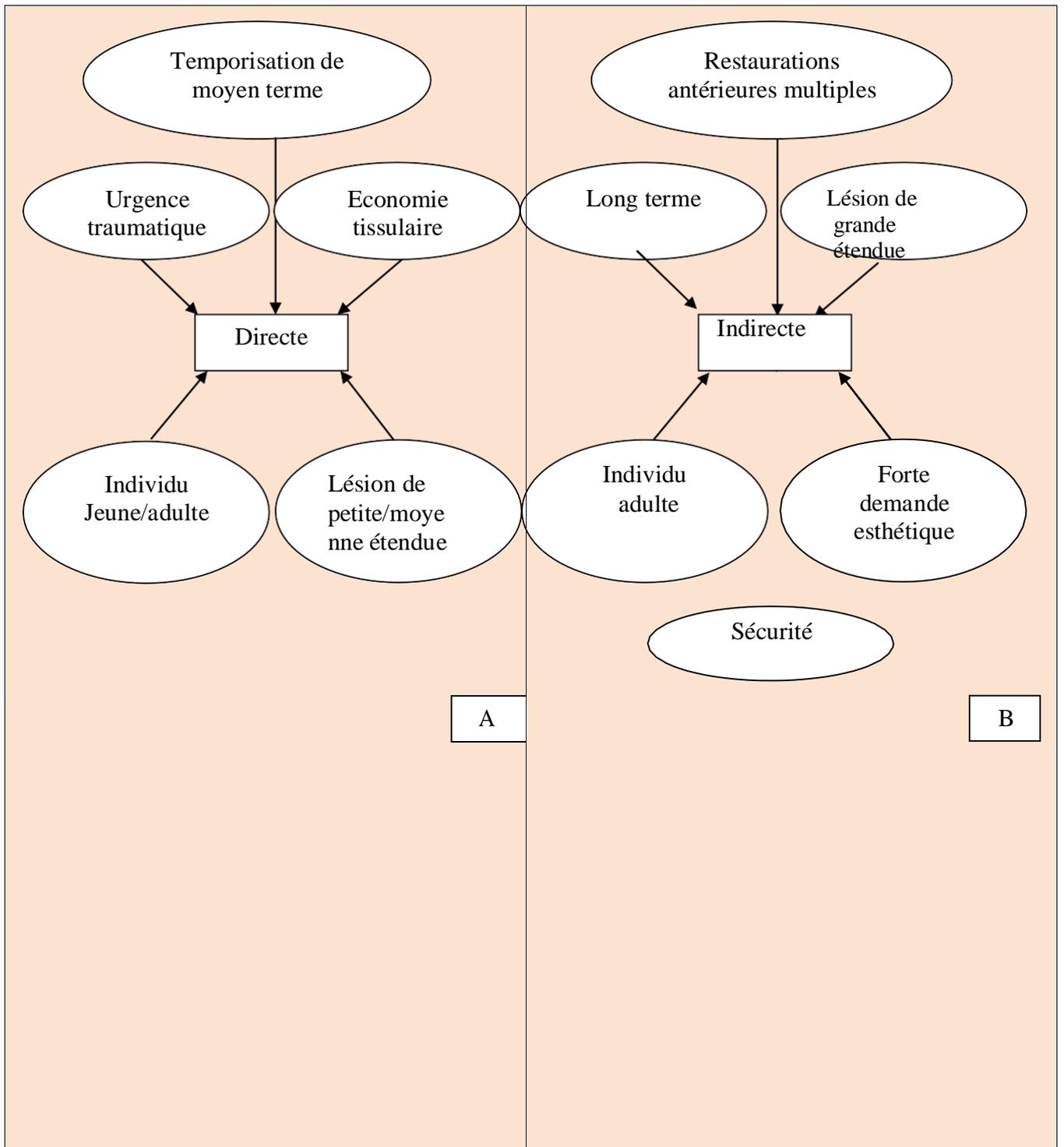


Figure 113 : Arbre décisionnel d'orientation vers des restaurations directes (A) ou indirectes (B) ⁰

Conclusion

Conclusion

Le développement des restaurations dentaires a influencé l'évolution des matériaux, et a permis l'amélioration de leurs compositions, et la simplification de leurs techniques. Ce qui permet d'obtenir des résultats satisfaisants en moins de temps de mise en place.

Un large choix de biomatériaux est maintenant disponible. Le processus de sélection est essentiel et fondamental au travail du clinicien, de sorte que les patients reçoivent des traitements sûrs et fiables qui sont hautement esthétiques et qui répondent à leurs attentes.

Malgré les efforts des chercheurs et les progrès technologiques, la technique et le système d'adhésion idéal, qui est également durable, n'a pas encore été trouvé. Cela peut être attribué à de nombreux facteurs tels que les biomatériaux utilisés, les substrats dentaires et le professionnel en charge de la procédure. Cependant, il est également très important que le collage se fasse dans des conditions idéales.

Les nouveaux systèmes adhésifs permettent de réduire ou d'éliminer la sensibilité post opératoire, de réduire les micro-fuites et de s'assurer que le bio matériel peut bien être appliqué sur les tissus dentaires.

Par conséquent, le succès des restaurations adhésives devrait être soutenu par un suivi clinique visant à évaluer la durabilité à long terme des biomatériaux utilisés sur les dents.

Bibliographie

Bibliographie :

1. KARA-ALI Ilham et DJAFOUR Nassima
Adhésion amélo dentinaire essais in vitro de l'effet de trois solutions thérapeutiques sur l'activité des métalloprotéinases -Mémoire de fin d'étude université telemcen
2. Mandri, María Natalia*, Aguirre Grabre de Prieto, Alicia**, Zamudio, María Eugenia
Adhesive systems in restorative dentistry
3. Anatomie dentaire par A lautrou 1998
4. Université de Paris Descartes , faculté de chirurgie dentaire, EA2496, rue Maurice Arnoux, 92120 Montrouge, France
5. M Goldberg structure classique de l'émail EMC 22-07-A-10
https://cdn.futura-sciences.com/cdn/cgi/image/width=1024,quality=60,format=auto/sources/images/dossier/rte/10219_image002_01.jpg
6. R .benoit lemire C.poilerin Embryologie dentaire introduction à la biologie ddu développement
7. M Auriol, Y le charpentier , le Naour Histologie du complexe pulpo-dentinaire
8. UE Spécifique odontologie – première année commune aux études de santé, année 2012-2013 la dentinogenèse Dr jean -Christophe FARGES professeur des universités – praticien hospitalier
9. M Goldberg le manuel d'histologie et biologie buccale
10. Piette .Goldberg la dent normale et pathologique
11. Vacher Anatomie du vieillissement cranio facial EMC -2004-201-213)
12. Jean – christophe Farges chirurgien hospices civils de lyon - EMC
13. . A. [Eshrak Sofan](#), PhD, [Afrah Sofan](#), PhD, [Gaspere Palaia](#), PhD, [Gianluca Tenore](#), MD, DDS, [Umberto Romeo](#), MD, DDS, and [Guido Migliau](#), MD, DDS Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type
14. Kadali Navyasri ,Rama Krishna Alla, Guduri Vineeth ,Suresh Sajjan MC _ international journal of dental materials 2019
an overview of dentin bonding agents
15. Mağrur KAZAK, Nazmiye DÖNMEZ development of dentin bonding systems from past to present

Bibliographie

16. George Freedman, DDS, DiplABAD, FIADFE, FAACD; Adjunct Professor, Western University of Dental Medicine, Pomona CA
dental adhesive :paste, present, and future
17. Dr. BOUDEN- Les adhésifs amélo-dentinaires. N UNIVERSITE DE CONSTANTINE 3_ FACULTE DE MEDECINE DEPARTEMENT DE MEDECINE DENTAIRE SERVICE D'ODONTOLOGIE CONSERVATRICE / ENDODONTIE
18. Dr KAID/Dr. SID- Les adhésifs dentaires_ Conférence de première année de résidanat
19. Edouard Decrucq, Thomas Devisse, Ouarda Benhammad
-Les matériaux de collage et de scellement
20. Zhilong Zhao,Qihui Wang, Jing Zhao, Bo Zhao, Zhang Ma, Kong Xiao Zhang
Frontiers in materials, **adhesion of teeth**, 11 janvier 2021
21. A. W. van Foreest -Adhesive Dentistry with Direct Restorative Materials, (1998)
22. -Adhesive Materials :-pocket dentistry
23. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry MV Cardoso, A de Almeida Neves, A Mine, E Coutinho ,K Van Landuyt, J De Munck, B Van Meerbeek Catholic University of Leuven, School of Dentistry, Oral Pathology and Maxillo- facial Surgery, Department of Conservative Dentistry, Leuven BIOMAT Research Cluster, Leuven, Belgium-
24. Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects Özcan, Mutlu ; Dündar, Mine ; Erhan Çömlekoğlu, M Zurich Open Repository and Archive University of Zurich Main Library Strickhofstrasse 39 CH-8057 Zurich www.zora.uzh.ch Year : 2012
25. Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion
Jorge Perdigão, Edward J. Swift, Jr. and Ricardo Walte
26. L'utilisation des adhésifs universels dans l'omnipratique Paul Noudea HAL Id: dumas-02978655 <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02978655> Submitted on 26 Oct 2020
27. Analysis of surfaces and adhesive interfaces of enamel and dentin after different treatments - Michelle Alexandra Chinelatti , Silmara Aparecida Milori Corona, Maria Cristina Borsatto, Lilian Faria Ribeiro, Renata Andréa Salvitti de Sá Rocha, Regin Guenka Palma-Dibb- doi: 10.1007/s10856-006-0084-z. Epub 2007 Mar 27.

Bibliographie

28. -Preparation of a Bis-GMA-Free Dental Resin System with Synthesized Fluorinated Dimethacrylate Monomers Shuzhen Luo, Wenbin Zhu, Fang Liu and Jingwei He * College of Materials Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China; top_silly@sina.cn (S.L.); zhu_wb@outlook.com (W.Z.); msfliu@126.com (F.L.) * Correspondence: msjwhe@scut.edu.cn; Tel.: +86-20-8711-2860 Academic Editor
29. **Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives** [Bhanu Pratap](#),^{a, >} [Ravi Kant Gupta](#),^a [Bhuvnesh Bhardwaj](#),^b and [Meetu Nag](#)^c 21 oct 2019
30. Preparation of a Bis-GMA-Free Dental Resin System with Synthesized Fluorinated Dimethacrylate Monomers
Shuzhen Luo, Wenbin Zhu, Fang Liu and Jingwei He * College of Materials Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China; top_silly@sina.cn (S.L.); zhu_wb@outlook.com (W.Z.); msfliu@126.com (F.L.) * Correspondence: msjwhe@scut.edu.cn; Tel.: +86-20-8711-2860
Academic Editor: Ihtesham ur Rehman Received: 16 September 2016; Accepted: 22 November 2016; Published: 1 December 2016
31. **Bond strength of HEMA-containing versus HEMA-free self-etch adhesive systems to dentin**
[Klíssia Romero Felizardo](#)¹, [Letícia Vargas Freire Martins Lemos](#), [Rodrigo Varella de Carvalho](#), [Alcides Gonini Junior](#), [Murilo Baena Lopes](#), [Sandra Kiss Moura](#)
32. https://fr.m.wikipedia.org/wiki/%C3%89mail_dentaire
33. Les systèmes adhésifs: optimiser leurs utilisations cliniques Partie 1
.Dr. Bruno PELISSIER, MCU-PH, S OCE UFR dolge de Montpellier
34. **RÉFÉRENTIEL INTERNAT ~DENTISTERIE RESTAURATRICE**
ENDODONTIE "SOUS L'EGIDE DU COLLÈGE NATIONAL DES
ENSEIGNANTS
EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE" (Raphaël -Devillard, Olivier Romieu Reza Arbab-Chirani, Pierre Colon, Éric Mortier, Dominique Seux)

Bibliographie

35. Mémoire de fin d'études pour l'obtention du diplôme de docteur en médecine dentaire Thème intitulé...**Réussir une restauration esthétique** : les techniques utilisées Présenté et soutenu publiquement le 09-07-2019 par : AMAR GHOULAM Fayssal BOUCHIBANESaïda Manel GATTAF Reguia GUERCH Halima SABOUR Abdennour ZERGAOUINA Ahmed Mostapha _ Promotrice : Dr. GRIBALLAH. M, Maître assistante au service d'odontologie conservatrice
36. **Les adhésifs amélo-dentaires automordants** (THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE) Présentée et soutenue publiquement par SANDOVAL BERTRAND UNIVERSITÉ DE NANTES UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE.
37. RESTAURATIONS ADHÉSIVES MODERNES EFFICACITÉ AU QUOTIDIEN..**Systèmes adhésifs: évolution et efficacité**(R. MAYOU, M. KARAMI, M. JABRI) **RACHIDA MAYOU**: Médecin résidente au service d'odontologie conservatrice/endodontie, au centre hospitalier universitaire Ibn Rochd de Casablanca, Maroc. **MALIKA KARAMI**: Professeur agrégée en odontologie conservatrice/endodontie, au centre hospitalier universitaire Ibn Rochd de Casablanca, Maroc. **MOUNA JABRI** : Professeur de l'enseignement supérieur en odontologie conservatrice/endodontie, au centre hospitalier universitaire Ibn Rochd de Casablanca, Maroc.
38. **Le système adhésif universel est-il devenu le gold standard en matière de collage en restauration directe et indirecte ?** THESE POUR LE DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE_Présentée et soutenue publiquement le : 7 janvier 2022 par (KANKOLONGO TSHITENGE Nathan).
39. **Adhésion et photopolymérisation**: données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère POUR L'OBTENTION DU DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE ...Année : 2013 Thèse N° : 29010 présentée par Laura Métais
40. **LE COLLAGE DES FACETTES EN CERAMIQUES**: DES DONNÉES FONDAMENTALES A LA PRATIQUE, DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE par Arnaud ANSTETT Présentée et soutenue publiquement le 2 Décembre 2011

Bibliographie

41. ACADEMIE d'AIX-MARSEILLE **Le scellement dentinaire immédiat : intérêts et mise en œuvre** THESE Présentée et publiquement soutenue devant la Faculté d'Odontologie de Marseille (Doyen: Monsieur le Professeur Jacques DEJOU) Aix Marseille Université (Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND) Le 17 avril 2018 par MASSICART Jérôme.
42. Post operative sensitivity & introduction to Bonding || Dr. Mostafa Zordok
43. **LE SCHELLEMENT DENTINAIRE IMMÉDIAT: PROTOCOLE CLINIQUE MARIN** POMPERSKI Membre de la Bioteam Paris Pratique privée, Paris MATHILDEJALLADAUD Membre de la Bioteam Paris Pratique privée, Paris GIL TIRLET MCU-PH Université Paris Descartes Fondateur du groupe - Blotcom Paris Pratique privée, Paris
44. J. COLAT-PARROS, F. JORDANA, PH. CHOSSAT : Societe Francophone de Biomateriaux Dentaires (2010-2011).
45. E. Coutinho, T. Jarmar, F. Svahn, A.A. Neves, B. Verlinden, B. Van Meerbeek, H. Engqvist: Ultrastructural characterization of tooth-biomaterial interfaces prepared with broad and focused ion beams dental materials 25 (2009).
46. J.-M. Meyer: Cours Biomateriaux. Biomateriaux dentaires. Université de Genève (2008).
47. J. M. Meyer: Dégradation des biomateriaux, Ecole polytechnique Fédérale de Lausanne,
48. BAILON JP., DORLOT JM. Des matériaux, 3ème éd. Montréal, Presses Internationales Polytechnique, (2000).
49. COUSSOT P., GROSSIORD J.-L. Comprendre la rhéologie, EDP sciences (2001), Les Ulis, France.
50. BAILON JP. DORLOT JM. : Des matériaux. Presses Internationales Polytechniques, (2000).
51. LE MEN A. Propriétés mécaniques des biomateriaux de restauration utilisés en art dentaire, Editions techniques.
52. site internet / composite dentaires
53. Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure. Composites dentaires. Techniques de l'ingénieur. Technologie Biomédicales, 2021, 10.51257/a-v2-med7500. hal-03453706

Bibliographie

54. Baig MS, Fleming GJP. Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *Journal of Dentistry*, 2015, 43(8): 897-912
55. Jonas P, Azzab B, Piccard B. Étanchéité comparative des ciments polyalkénoates conventionnels et modifiés par adjonction de résine. *Journal de Biomatériaux Dentaire*, 1995, 10 : 105-109
56. site internet . wikipédia
57. Antonucci JM, Mc Kinney JE, Stansbury JW. Resin modified glass-ionomer dental cement. US Patent 7160856, 1988
58. Attin T, Vataschiki M, Hellwig E. Properties of resin modified glass ionomer restorative materials and two polyacid modified resin composite materials. *Quintessence International*, 1996, 27: 203-209
59. Saito S. Characteristics of glass ionomer cements and clinical application. II Prognosis of glass ionomer filling materials. *International Journal of Dental Materials*, 10: 1-23
60. Andersson-Wenckert IE, Van Dijken JW, Kieri C. Durability of extensive open sandwich restorations with a resin modified glass ionomer cement after 6 years. *American Journal of Dentistry*, 2004, 17(1): 43-50
61. American Academy of Pediatric Dentistry. Policy on Interim Therapeutic Restorations (ITR). *Pediatric Dentistry*, 2011, 33: 45-4611.
62. Berg JH, Coil TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update *Pediatric dentistry*, 2015, 37(2): 116-124
63. Courson F, Joseph C, Servant M, Blanc H, Muller- Bolla M. Restauration des dents temporaires. *Encyclopédie Médico Chirurgicale*, 2009, 23-410-K-10
64. Dijou J . Les céramiques (cours) : Société francophone des biomatériaux dentaires 2009/2010.
65. Bassac L . Restaurations adhésives en céramiques sur dents antérieures : Cas des facettes [Thèse] Université Claude Bernard-Lyon I, UFR d'odontologie . 2017

Bibliographie

66. Pierre M . Le “ tout-céramique ” en CFAO dentaire directe : concepts actuels et critères de choix en prothèse fixée [Thèse] : Académie de Nancy-Metz . 2017
67. Dr Guerfa , Cours d’odontologie conservatrice 4 éme année ,
68. Soins dentaires , Andrés Gascon (centre dentaire de Laval)
69. Dr Atalia , thérapeutiques restauratrices adhésives
70. S-A.Koubi ,J.-L .Brouillet , C.Pignoly,Restaurations esthétiques postérieures en techniques directe . EMC (Elsevier SAS , Paris), odontologie 2005
71. Anne-Laure Murru 2017 ,résine composite en technique directe
72. Nicolas Lehmanni , les composites antérieures en technique directe 2019
73. Manault Salat , Layers an atlas of composite resin stratification .Quintessence 2012
74. Maud Conti , la stratification des résines composites sur dents antérieures 2010
75. Bénédicte calmet .Scellement des sillons , puits et fissures : etude rétrospective au centre de soins dentaire du CHRU 2014
76. Muller . Bolla ,Lupi-Péguriel,scellement prophylactique des puits et fissures ,département de santé publique , Faculté de chirurgie dentaire de Nice 2006
77. Kuhnish et coll 2010 . Muller Bolla 2018, pédodontie , santé bucco-dentaire par Marie Dacquin Rabany
78. Léa Hilt ,Marc Bolla ,le scellement prophylactique et thérapeutique des puits, sillons et fissures. Science du vivant (q-bio) 2020 hal. 0329824
79. Oliver Etienne , Laure Anckenmann , restaurations esthétiques en céramique collée22 mars 2017
80. Dr Phoebé Kamioner , cabinet dentaire à paris , overlay dentaire céramique
81. <https://us.123rf.com/450wm/giorgiomtb/giorgiomtb1302/giorgiomtb130200109/17852768-gros-plan-pour-onlay-dentaire-sur-une-molaire-montr%C3%A9-sur-un-mod%C3%A8le-en-pl%C3%A2tre.jpg>
82. Chales Toledano ,l’overlay : le successeur de la couronne périphérique 19 octobre 2019
83. Laetitia Péran,l’overlay : une thérapeutique moderne 2021

Bibliographie

84. Learnly Lib , formation dentaire : le collage de Aà Z 27 février 2020
85. : https://www.information-dentaire.fr/wp-content/thumbnails/uploads/2019/10/fig-_4-tt-width-935-height-501-crop-1-bgcolor-f0f2f7-post_id-61950.jpg
86. <https://learnlylib.com/wp-content/uploads/2020/02/onlay-peripherie-centre.png>
87. Marc Bolla , collection dirigée par Patrick Simonet , restaurer la dent dépulpeée11 septembre 2014
88. Vanini L,De Simone F , Tammaro S , indirecte composite restauration in the anterior region : a predictable technique for complexe cases .Pract periodontic Aesthet Dent 1997
89. Koubi S, evolution des concepts dans les restaurations antérieures directes en résine composite

Résumé

Résumé :

Les nouveaux matériaux utilisés en odontologie permettent l'avènement des techniques basées sur le principe d'économie tissulaire et les méthodes de collage permettent de réaliser des restaurations respectant l'anatomie et l'esthétique dentaires tout en s'affranchissant des anciennes méthodes de préparation pour des cavités rétentives. On a ainsi vu apparaître de nouvelles formes de restaurations :

Les restaurations adhésives directes (stratification) sont aujourd'hui à même de satisfaire l'ensemble des objectifs fonctionnels et esthétiques rencontrés dans le secteur antérieur et postérieur.

Les restaurations adhésives indirectes par des incrustation en résine composite ou céramique (Onlay /Inlay/Overlay/Endocouronne), qui sont aujourd'hui une alternative de choix pour le traitement des pertes de substance de moyenne et grande étendue des dents pulpées et dépulpées.

L'adhésion aux tissus dentaires se présentant comme un phénomène physico-chimique, pose le problème de la structure hétérogène de la dent, composée de différents tissus. Le protocole de collage est plus délicat au niveau de la dentine, plus hydratée que l'émail, les résines hydrophobes devant s'infiltrer au sein d'un tissu hydrophile. En outre, sa structure est différente, organisée autour de tubuli hébergeant les prolongements des odontoblastes dont les corps cellulaires sont alignés en périphérie de la pulpe

L'adhésion impose cependant plusieurs contraintes ; elle nécessite une préparation préalable des surfaces de collage par mordantage et application d'un primaire d'adhésion permettant une liaison entre les tissus dentaires et le système de collage, tout en imposant une absence de contamination par la salive notamment.

L'évolution des techniques a laissé apparaître différents systèmes de collage plus faciles à mettre en place et plus polyvalents, tout en garantissant une adhésion de qualité. La dernière génération d'entre eux, connue sous le nom d'adhésifs universels, allie une grande facilité d'utilisation dans des situations cliniques diverses et une économie de temps et de matériel au sein du cabinet dentaire..

Mots clés : biomatériaux, systèmes adhésifs, restauration conservatrice, composite, ciment verre, céramique, adhésifs universels, SAM, M&R, résine.

Summary

Summary :

The new materials used in odontology allow the advent of techniques based on the principle of tissue economy and methods of collage allow to realize restorations respecting the dental anatomy and aesthetic while freeing oneself from the old preparation methods for retentive cavities. We have thus seen the emergence of new forms of restoration

Direct adhesive restorations (stratification) are now able to satisfy all the functional and aesthetic objectives encountered in the anterior and posterior sector.

Indirect adhesive restorations by inlays in composite or ceramic resin (Onlay/Inlay/Overlay/Endocouronne), which are today an alternative of choice for the treatment of medium- and large-scale substance losses of the pulped and depulped teeth.

Adhesion to dental tissues, which is a physical-chemical phenomenon, raises the problem of the heterogeneous structure of the tooth, composed of different tissues. The sticking protocol is more delicate at the level of the dentin, more hydrated than the enamel, hydrophobic resins having to infiltrate into a hydrophilic tissue. In addition, its structure is different, organized around tubuli housing the extensions of odontoblasts whose cellular bodies are aligned on the periphery of the pulp.

Adhesion, however, imposes several constraints; it requires a prior preparation of the bonding surfaces by etching and application of an adhesion primer allowing a bond between the dental tissues and the bonding system, while imposing an absence of contamination by saliva in particular.

The evolution of the techniques has revealed various collage systems that are easier to implement and more versatile, while guaranteeing quality adhesion. The latest generation, known as universal adhesives, combines ease of use in a variety of clinical situations and saves time and equipment in the dental office.

Keywords : biomaterials, adhesive system, conservative restoration, composite, ciment verre, ceramic, universal system, SAM, ER, resin.