

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
جامعة فرhat Abbas - سطيف
Université Ferhat Abbas - Sétif

THESE

Présentée à la Faculté des Sciences de l'Ingénieur
Département d'Optique et de Mécanique de Précision
Pour l'obtention du Diplôme de

MAGISTER

Option : Optique Appliquée

Par

DERROUICHE NASMA

THEME

Etude des phénomènes de rayure : application dans les couches minces

(Biomatériaux)

Soutenue le / / 2010

devant le jury composé de :

Mr. **Zegadi Rabah**
Mr. **Bouzid Said**
Mr. **Smata Lakhdar**
Mr. **Bouzid Djamel**

Prof. à l'Université de Sétif
Prof à l'Université de Sétif
MC à l'université de Sétif
Prof à l'université de Sétif

Président
Rapporteur
Examinateur
Examinateur

SOMMAIRE

Introduction générale

Chapitre 1 : Les matériaux Dentaires

Introduction.	2
1. Les résines.	2
1.1 Les résines acryliques.	2
1.2 Les résines composites.	3
1.3- Les exigences d'une résine dentaire.	4
1.4 Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine.	5
1.5. Les composites.	5
1.5.1. Composition.	6
1.5.2. Présentation.	6
1.5.3- Le phénomène de la prise et la polymérisation.	6
1.5.4- Classification.	7
1.5.5- Caractérisation des composites.	7
1.6. Les céramiques dentaires.	8
1.6.1 Définitions.	8
1.6.2 Composition.	9
1.6.3 Les porcelaines dentaires.	9
1.6.4 Les avantages et inconvénients des dents en porcelaine.	10
1.7. Amalgames dentaires.	10
1.7.1 Composition des amalgames.	10
1.7.1.2. La réaction d'amalgamation.	11
1.7.1.3 Classifications.	11
1.7.1.4 Les avantages et inconvénients.	11
1.8- Propriétés de Nanoindentation de différents matériaux dentaires.	12
	12

Chapitre 2 : Effets des rayures et cavités dans les restaurations dentaires

2-1- Introduction.	
2.2- Taille et fond de la cavité et des rayures.	14
2.3- Paramètres liés aux méthodes de placement et de manipulation.	14
2.4. Etude des endommagements interfaciaux de restaurations polymérisées.	15
	15

2.4.1. L'étanchéité à l'interface.	15
2.4.2. Critères cliniques.	16
2.5. Restaurations adhésives en résine composites.	18
2.5. 1. Critères théoriques	19
2.5.2. Adhésion :	19
2.5.2. 1-Influence du choix de l'adhésif sur l'étanchéité	20
2.5.2. 2-Problèmes récurrents aux adhésifs	22
2.6. Propriétés mécaniques	22
2.6.1. Charges des composites	22
2.6.2. Résistance à la traction	23
2.6.3. Module d'élasticité	23
2.6.4. Flexion	24
2.6.5. Fluidité	24
2.6.6. Rétraction à la polymérisation	25
2.6.7 Dureté Vickers	25
2.6.8 Paramètres liés aux méthodes de finition	

Chapitre 3 : MATERIAUX ET PROCEDURES

EXPERIMENTALES

3.1- Introduction.	27
3.2 : Moyen utilisés.	29
3.2.1 : Matériaux.	29
3.3. Moyens de caractérisation.	30
3.3. 1-La mesure de transmission par densitomètre.	30
3.3. 2-Camera thermographique.	31
3.3.4- Préparation de la résine Major.	32
3.4 : Partie pratique.	35
3.4.1- Mesure de la distribution des pores dans la résine préparée.	35
3.4.2- Relation entre la porosité et la transmission optique.	36
3.4.3- Interactions entre les pores et fissures.	37
3.4.4. Rayure et cavité des caries dans des dents naturelles.	38
3.4.4. 1. Taille de la cavité.	39
3.4.4. 2. Mode de placement et de manipulation.	39
3.4.4. 4 - Analyse d'image Défauts d'étanchéité dans les interfaces dents/biomatériaux.	39
3.4.4. 4 .1- Analyse des cavités de restauration.	40
3.4.4. 4 .2- Interfaçaux de restaurations dentaires polymérisés.	40
3.4.5. Analyse par thermographie IR les restaurations dentaires.	41
3.4.5.1 : La méthode de mesure.	43
3.4.5.2. Description du problème.	43
3.4.5.3. Effets de rayure sur le phénomène de distribution de température.	46
3.4.5.4. Distribution de la température dans les rayures.	46

3.4.5.5. Mesure de la variation de température dent/biomatériaux de restauration.	48
3.4.5.5.1. Résine composite.	49
3.4.5.5.2. Céramique composite.	49
3.5. Dépôt de couche mince de SIO ₂ par sol gel sur les biomatériaux dentaires.	52
3.5.1. But des essais	52
3.5.2. Procédé Sol-gel	52
3.5.3. Etude expérimentale	53
3.5.3.1. Moyens utilisés	53
3.5.3.2. Préparation de la solution sol-gel	
3.5.3.3. Dépôt des couches minces par la méthode du dip-coating.	54
3.5.4. Résultats et discussion.	57
3.5.4.1. Microographies des biomatériaux dentaires revêtus d'une couche de silice	
3.5.4.2. Observations de la surface par microscopie à force atomique AFM.	59
3.5.4.3. Rugosité surface des biomatériaux revêtus par la couche de gel	61
3.5.4.4. Transmission et brillance des biomatériaux dentaires revêtus .	62
3.5.4.4.1. Mesure de la transmission optique.	62
3.5.4.4.2. Mesure de la brillance ou la (luminance)	64
Conclusion générale.	67
Références.	69

Remerciements

Une des taches les plus agréables qui nous restent à accomplir, est d'exprimer nos remerciements les plus sincères à tous ceux qui, de loin ou de près, ont contribué à l'élaboration de ce modeste travail, pour cela :

Nous tenons à présenter notre profonde gratitude et chaleureuse reconnaissance :

À DIEU qui nous a aidés à réaliser ce modeste travail.

À Mon promoteur Mr. S_ Bouzid pour la confiance qu'il m'a témoignée en nous confiant ce sujet.

Je remercie vivement le professeur R- Zegadi à l'Université de Sétif pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider le jury.

Je tiens à associer mes sincères remerciements aux Maîtres de Conférence : L- Smata et Dj - Bouzid pour avoir accepté de faire partie du jury de soutenance et d'examiner ce travail.

Je suis aussi redevable à tous les enseignants et personnel administratif du département d'optique et de mécanique de précision de l'université de Sétif.

Sans oublier d'exprimer mes sentiments les plus chaleureux à mes parents, qui m'ont donné tout ce dont j'avais besoin pour accomplir mon chemin.



Résumé :

Il existe actuellement une grande variété de matériaux de restauration dentaires dont les principales familles sont: les amalgames dentaires, les résines composites, les ciments verre ionomères et les matériaux hybrides.

Dans ce travail, la distribution et la taille des pores dans les résines ont été étudiés et de mettre en corrélation les effets de pores sur la transmission optique et par conséquent sur la translucidité.

On a également étudié les défauts d'étanchéité dans les interfaces dents/matériaux de restauration (cas de résine composite) par le logiciel de traitement d'image. Les rayures qui ont été provoqué par le rétrécissement pendant la polymérisation des matériaux. Ceci a comme conséquence une entrée des bactéries menant à la décoloration, à l'inflammation de la gencive et des caries.

Pour montrer l'effet du phénomène de la rayure et de cavité dentaire sur l'étanchéité à l'interface entre la dent et les couches de matériaux de restauration, on utilisé la thermographie IR qui nous a permis de déterminer la distribution de température entre la dent et les couches de matériaux composite de restauration et d'analyser quelques thermogrammes afin de détecter des anomalies des échantillons soumis aux radiations thermiques.

Ceci a permis une caractérisation optique et thermique qualitative qui sera une initiation aux travaux futurs.

introduction

Il existe actuellement une grande variété de matériaux de restauration définitives dont les principales familles sont: les amalgames dentaires, les résines composites, les ciments verre ionomères et les matériaux hybrides.

Au cours de ces dernières années, les résines composites ont subi une amélioration importante. Aujourd'hui, elles résistent mieux à l'usure, sont plus esthétiques grâce à l'amélioration importante des propriétés optiques, par l'intermédiaire des techniques de stratification. Elles présentent toujours le problème de rétraction à la polymérisation.

Les composites modernes sont des matériaux esthétiques montrant une très bonne résistance physique. Les composites à base de méthacrylate sont employés de plus en plus en tant que matériaux de restauration dentaires parce que leurs propriétés chimiques, physiques, et mécaniques sont proportionnées pour beaucoup d'applications dentaires.

L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence des rayures des dents naturelles dans les conditions du laboratoire sur les matériaux de restaurations dentaires. Les matériaux de restaurations dentaires « résines composites » sont appliqués dans les rayures et cavités des dents naturelles après le nettoyage par le praticien. L'adhérence de couches des biomatériaux à l'interface dents/résines est assez complexe vu que les rayures et fentes ont différentes formes et présentent des défauts d'étanchéité qui sont difficile à éliminer.

Le thème traite l'élaboration des résines suivant les pratiques du praticien et étudier leurs défauts de structure présentés par la distribution des pores qui ont à leur tour l'influence sur la transmission optique de ces biomatériaux qui est caractérisé par la translucidité (côté esthétique). Ensuite une étude qualitative par la thermographie infrarouge et la microscopie optique sur l'interface des rayures des dents et des couches de matériaux de restaurations.
Le présent mémoire comporte trois chapitres:

- ➡ Le premier chapitre décrit les différents types des biomatériaux dentaires.
- ➡ Le deuxième chapitre traite les effets des rayures dans les couches de matériaux de restauration sur des dents naturelles.
- ➡ Le troisième chapitre résume les travaux expérimentaux sur le dépôt des couches de restauration (résines et céramiques composites) et le dépôt des couches minces sur les dents ainsi que les résultats et discussions de l'application de la thermographie infrarouge pour la caractérisation.

Enfin, on terminera avec une conclusion générale.

Chapitre 1 :

Les matériaux Dentaires

Introduction :

Les matériaux dentaires ont été le centre de la recherche considérable et de développement durant les 50 dernières années. Ils sont désirés avoir les propriétés mécaniques comparables à ceux de l'émail et de dentine, en plus d'une excellente qualité esthétique. Le développement de la chimie des matériaux a conduit à la production des matériaux dentaires de plus en plus performants avec des propriétés physiques remarquables et une bonne stabilité dans l'environnement buccal. Donc les matériaux dentaires sont utilisés en clinique et au laboratoire où ils apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation des pièces prothétiques adjointes partiel ou complètes.

Quatre familles de matériaux sont retrouvées :

- les résines.
- les composites.
- les céramiques.
- les amalgames.

1. Les résines :

1.1. Les résines acryliques:

Les résines dentaires sont couramment utilisées où elles apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation de pièces prothétiques partielles ou complètes. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques qui peuvent être moulés sous diverses formes. Celles-ci sont durcies pour une utilisation commerciale. Les dents en résine sont le plus couramment choisies essentiellement pour leur plus grande facilité d'utilisation et pour leur coût plus faible. Elles présentent quelques inconvénients majeurs que nous préciserons par la suite et qu'il importe de connaître.

Si les premières résines commercialisées composées de chaînes linéaires d'acide acrylique étaient de piètre qualité, les fabricants se sont efforcés de modifier la composition de la résine afin d'en améliorer les propriétés mécaniques [1].

Les résines peuvent être classées selon que la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par la chaleur ou par un agent chimique .On distingue [2]:

- les résines (durcissantes par la chaleur) ou mieux thermo polymérisables
- les résines (durcissantes à froid) ou chémopolymérisables ou encore auto polymérisables.

1.2 Les résines composites:

Les composites modernes sont des matériaux esthétiques montrant une très bonne résistance physique. Les composites à base de méthacrylate sont employés de plus en plus en tant que matériaux de restauration dentaires parce que leurs propriétés chimiques, physiques, et mécaniques sont proportionnées pour beaucoup d'applications dentaires.

Des tentatives tôt ont été faites d'employer des résines comme matériel de restauration en utilisant le méthacrylate méthylique, prévu pour des applications thermodurcissables de couronne et de pont (bridge). Des résines traitées à froid ont été largement répandues au début des années 50 dans des restaurations [3,4,5]. Le marché dentaire est devenu surchargé avec des matériaux de résine, et un certain nombre de problèmes se sont manifestés médicalement.

Le problème principal était leur rétrécissement pendant la polymérisation des matériaux. Ce ça eu comme conséquence une fuite marginale et a permis l'entrée des bactéries menant à la décoloration, à l'inflammation de la gencive et des caries à répétition.

Les imperfections des résines non chargées (résistance mécanique) ont mené à l'utilisation cohérente des ciments de silicate. L'idée est d'améliorer les résines traitantes à froid en les mélangeant aux particules inorganiques de renforcement pour former les premiers composites de résine et de ce fait réduisant le rétrécissement de polymérisation et de dilatation thermique [6]. En plus l'ajout de ces charges a largement amélioré la résistance mécanique de la résine [3]. Dans la recherche d'une résine améliorée, une modification des résines époxydes, connue en art dentaire en tant que "résine de Bowen" ou méthacrylate de glycidyle de bisphénol-A (Bis-GMA résulte de la réaction d'un phénol le bisphénol A avec le méthacrylate de glycidyle), a été présentée [5]. Bowen a combinée la poudre de silice avec du monomère Bis-GMA et a réalisé un matériau de restauration fortement chargé (autour 70% en poids). L'addition des particules de remplissage a amélioré les résines, et la prétendue résine composite présente une résistance accrue, une grande dureté, et une diminution du

rétrécissement de polymérisation. Les qualités supérieures des résines composites en comparaison avec les résines non chargées ont eu comme conséquence l'acceptation universelle des résines composites. Elles ont remplacé les résines non chargées et les ciments de silicate.

1.3- Les exigences d'une résine dentaire:

Les exigences d'une résine dentaire sont :

- Le matériau doit présenter une translucidité de façon à reproduire esthétiquement les dents qu'il doit remplacer [4]
 - . Dans ce but, il doit être teinté (figure 1).
- Il ne doit avoir aucun changement de couleur ou d'apparence du matériau après sa fabrication.
- Une résistance à l'abrasion adéquate pour supporter toute usure normale.
- Imperméable aux fluides buccaux afin de ne pas devenir mal sein de goût ou d'odeur.
- Pas d'adhésion sur la dent en résine ni de la nourriture ni autre matière introduite dans la bouche. Possibilité de son nettoyage de la même sorte que les dents naturelles.
- La résine doit être sans goût, inodore, non toxique.
- Elle doit être complètement insoluble dans les fluides buccaux et toute substance susceptible d'être ingérée.
- Conductibilité thermique élevée.
- La température de ramollissement doit être supérieur à tout élément ou liquide introduit dans la bouche.
- En cas de fracture, il faut pouvoir réparer la résine facilement et d'une façon efficace.

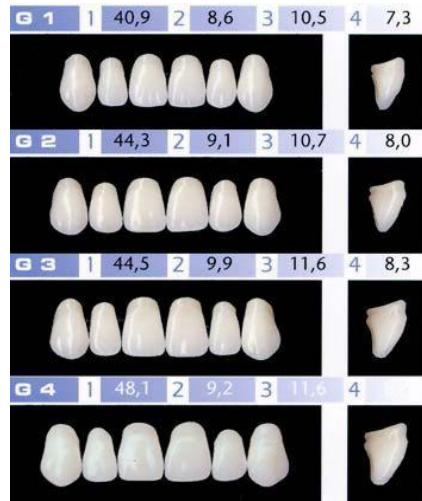


Figure 1.1. Ensemble de dents incisivocanin en résine [4]

1.4 Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine:

1.4.1 Avantages:

La liaison du incisivocanin « Vitapan » est de nature chimique (Figure 1.2), esthétique satisfaisante, absence de risque d'abrasion des antagonistes car elles sont de dureté inférieure à l'émail, aux alliages dentaires et à la porcelaine, équilibration et polissage faciles au cabinet dentaire par la faible résistance mécanique [4,6,7,8].



Figure 1.2: Groupe incisivocanin Vitapan (Vita). [4].

1.4.2 Inconvénients:

La faible résistance à l'usure, les retouches occlusales sont peu précises, la dent en résine se décolore dans le temps du fait des colorants alimentaires et le tabac (sur la figure 1.4, apparition d'une décoloration), dissolution de la résine (phénomène lent mais non négligeable), efficacité masticatoire est plus faible que pour la dent en porcelaine et diminue dans le temps.

1.5. Les composites :

Définition :

Les composites ce sont des matériaux d`obturation organo-minéraux. Un matériau composite constitué d`au moins deux composants non miscibles (qui ne mélange pas) c`est une résine à laquelle on incorpore des charges minérales diverses les deux phases sont liées entre elle par un procédé de couplage appelé (silanisation) [3, 9,10].



Fig. 1.3: Différents composites de restauration [3].

1.5.1. Composition :

a- phase organique : elle représente 25 à 50 % de volume de composite. Elle est constituée par une résine matricielle dont la formule la plus utilisée est celle de BOWEN (la résine BIS GMA). Le BIS GMA possède une grande viscosité ce qui le rend incompatible avec l`usage dentaire on utilise alors un diluant de viscosité qui rend la résine plus flexible et moins cassante [9].

b- phase inorganique :

La charge représente 35 à 71 % du volume de composite. La taille des particules varie entre 0.04 et 100 µm. On distingue :

- les macro charges composées de grosses particules de verre ou de Quartz
- les micros charges constituées de silice et les hybrides (mélange entre les deux)

Les rôles principaux des charges est de compléter au composites ses qualités physiques ou mécaniques [9,11].

c- l`agent de couplage : la liaison entre la matrice et la charge se fait à l`aide d`un silane [9]

1.5.2. Présentation

Commercialisés sous forme des pâtes généralement en tubes ou en capsules près dosées en poudre et liquide. La présentation s`effectue par le mélange en parties égales de deux pâtes contenant l`organo-minérale dont l`un est initiateur et l`autre l`activateur [9].

1.5.3- Le phénomène de la prise et la polymérisation :

Le processus par lequel la pâte de composite se transforme en matériaux dur est du à la polymérisation de la matrice résineuse.

Dans les premiers composite, ce résultat est obtenu en mélangeant pâtes « la base » contient un initiateur et la pâte « catalyseur » contient un activateur.

Dans les composites photos polymérisables c'est la lumière ultraviolette ou visible qui est utilisée pour initier la polymérisation des composites.

Les inhibiteurs de prise des composites sont assujettis les dérivés du phénol et l'oxygène. [9]

]

1.5.4- Classification :

a- En fonction de la composition :

- a-1) composites traditionnels, macro charges conventionnels : contiennent des macro charges d'un diamètre de 1 à 3 μm .
- a-2) composites micro fins, micro particules, micro charges : environ 0.04 μm de diamètre.
- a-3) composites hybrides : contiennent les macro charges des composites traditionnels combinées à des micro charges de silice.

b- Selon le mode de polymérisation :

- b-1) polymérisation chimique.
- b-2) polymérisation par rayons optiques. [4,5]

1.5.5- Caractérisation des composites :

Un composite est caractérisé d'une part, par le type de polymère et de charges entrant dans sa fabrication, mais aussi par la taille, la forme, la répartition et le taux de concentration volumique de ces charges [12]. Les résines d'encapsulation des semi-conducteurs et les résines « underfill » sont chargées par des grains de silice amorphe. L'ajout de ce type de particules rigides (coefficients de dilatation thermique de la silice = 9 ppm/ $^{\circ}\text{C}$) conduit à un grand nombre d'effets désirés sur les résines, à savoir un accroissement de leur rigidité globale, une diminution du coefficient de dilatation thermique du composite (coefficients de dilatation thermique de l'époxy = 100 ppm/ $^{\circ}\text{C}$), et une plus grande résistance à la formation

d'humidité interne [12]. Cependant, du fait de la grande hétérogénéité de ces résines composites, la propagation des ondes ultrasonores est perturbé. Il en résulte une forte atténuation de l'amplitude de ces ondes [13-14].

	Résine acrylique	composite
Module d'élasticité en GPa	Résine : 2,4 Email : 82 Dentine : 18	12-16
Résistance à la compression en MPa	80	230-290
Résistance à la traction en MPa	20	35-55
Adhésion sur émail mordancé en MPa (après 24h dans l'eau à 37°C)	83	83

Tableau 1.1 : Propriétés mécaniques des résines acryliques et des composites [1].

	Résine acrylique	composite
Solubilité dans l'eau après 2 semaines en mg/cm ²	0.23	0.01-0.05
Absorption d'eau après 2 semaines en mg/cm ²	2	0.3-0.7
Retrait volumétrique à la polymérisation en %	5.1	1-1.6
Coefficient d'expansion thermique x10 ⁻⁶ /°C	80-90	26-39

Tableau 1.2 : Propriétés physiques comparées des résines acryliques et des composites. [1]

1.6. Les céramiques dentaires:

1.6.1 Définitions :

Les céramiques dentaires sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines qui permet d'adapter le coefficient de dilatation thermique du matériau. La fabrication se fait en chauffant le mélange au dessus de la température de fusion de la matrice vitreuse et au dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures.

La nature de la phase cristalline présente dans la céramique conditionne principalement les propriétés physiques, mécaniques et optiques (réflexion lumineuse et couleur) de la

restauration finale. Elle s'oppose notamment à la propagation des dislocations et les micros fractures de surface au sein du matériau.

Ces matériaux sont soumis à deux types de défauts, sources de leur fragilité: des défauts de fabrication (inclusion de porosités lors de l'élaboration) et des défauts de surface (différence de contraction entre les deux phases vitreuse et cristalline lors du refroidissement) et aussi des défauts de surface liés aux meulages lors de l'élaboration.

Les céramiques dentaires sont des matériaux composés à 99 % d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, ils ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Ce sont des matériaux fragiles.

[15, 16, 17,18]



Figure 1.4 : Exemple d'un bridge en céramiques.

1.6.2 Composition :

Les composant principale est le feldspath. Il représente une proportion massique de 80 à 98% du composé final. Le kaolin sert essentiellement de liant lors de la préparation des pâtes. La silice sous forme cristallisée (quartz) améliore la résistance mécanique du composé final.

- Feldspath potassique ou orthose: K_2O , Al_2O_3 , SiO_2 .
- Kaolin: Al_2O_3 , $2SiO_2$, $2H_2O$.
- Quartz : SiO_2 .

1.6.3 Les porcelaines dentaires:

La porcelaine dentaire est moins utilisée que les dents en résine malgré ses qualités mécaniques largement supérieures qui permettent d'assurer à long terme la pérennité de la construction prothétique [19,20]. La porcelaine dentaire est dite à haute, moyenne ou basse fusions, selon son intervalle de fusion. En principe, la céramique haute fusion est réservée à la

fabrication des dents artificielles sur le plan industriel. La céramique moyenne fusion sert à la confection des couronnes jacket conventionnelles et la céramique basse fusion à la réalisation des constructions des céramométallique [19]. La céramique dentaire est utilisée en clinique seule ou associée à un élément (où la porcelaine est cuite sur une base ou armature métallique afin de produire une restauration céramométallique à la fois esthétique et résistante à la mastication) pour ses qualités incomparables dans la restauration prothétique des dents.

Elle est utilisée moins que les dents en résine malgré ses qualités mécaniques largement supérieures qui permettent d'assurer à long terme la pérennité de la construction prothétique.

[11]. On classe la porcelaine selon degré de fusion :

- porcelaine moyenne fusion : intervalle de fusion 1100 à 1250 °C
- porcelaine basse fusion : intervalle de fusion 860 à 1005 °C.

1.6.4 Les avantages et inconvénients des dents en porcelaine :

a- avantages :

-esthétique correcte initialement et dans le temps grâce au bon comportement de la céramique en milieu buccal [21]

-résistance à l'abrasion autorisant sa mise en place face à tous les matériaux sans risque d'usure

-conservation de l'efficacité masticatoire grâce à leur rigidité et à la conservation de la morphologie initiale dans le temps

-bien glacées elles sont parfaitement tolérées par les tissus buccaux

-bon isolant thermique

-facile à nettoyer bien polie

-résistance à l'action chimique des fluides buccaux

-dureté et inaltérabilité garantissant la performance de la teinte et du volume

b- inconvénients :

-absence de liaison chimique avec la base en résine acrylique favorisant la coloration de l'interface dans le temps ou la perte de la dent artificielle.

- équilibration des prothèses terminée délicates et difficulté à repolir les dents ainsi modifiées.
- dents sonores pouvant certains patients.
- se rompt sous l'effet de torsion et de cisaillement.
- un refroidissement trop rapide augmente les fissures des surfaces et affaiblit la porcelaine. [21]

1.7. Amalgames dentaires :

L'amalgame dentaire est un mélange de métaux en poudre utilisé dans le traitement des lésions carieuses. Un amalgame dentaire contient environ 50 % de mercure métallique. La poudre d'alliage est constituée dans des proportions variables, d'argent (environ 40 %), de séléinium, de cuivre et, dans des proportions plus faibles, d'autres métaux (zinc...)...

Les amalgames actuellement commercialisés sont dits « non gamma 2 » et présentent des caractéristiques plus intéressantes dans le domaine de la résistance à la corrosion et de la résistance mécanique [22, 23].



Figure 1.5 : Exemple d'Amalgame dentaire

1.7.1 Composition des amalgames :

1.7.1.1. Caractérisation physico-chimique :

Les poudres pour amalgames ne sont pas constituées de métaux purs mais d'une combinaison d'argent, d'étain et de cuivre sous forme de phases binaires.

Après mélange avec le mercure, les phases binaires réagissent partiellement pour donner naissance à de nouvelles phases dont certaines contiennent du mercure.

1.7.1.2 Classifications :

Il existe plusieurs classifications selon la morphologie des poudres, selon la dimension des particules, (10 µm à 30 µm), selon le pourcentage du cuivre (6% à 30%), selon la composition chimique ou selon les phases présentées.

1.7.1.3 Les avantages et inconvénients :

- Les avantages :

- C'est le matériau de restauration le moins cher.
- Il est durable.
- Il est facile à mettre en place. (puisque il s'agit d'un matériau de restauration directe, le traitement peut, presque toujours, se faire en une seule visite.)

- Les inconvénients :

- Sa couleur argentée peut déplaire aux personnes qui veulent que leurs dents aient l'air «naturel».
- Il laisse s'échapper d'infimes quantités de mercure pendant la mastication, ce qui ne cause aucun problème chez la plupart des individus. D'ailleurs, aucune étude n'a révélé que les restaurations à l'amalgame, en usage depuis plus de 150 ans, rendent malade.
- Santé Canada a recommandé aux femmes enceintes d'attendre d'accoucher avant de se faire restaurer les dents à l'amalgame.

1.8- Propriétés de Nanoindentation de différents matériaux dentaires

Le tableau 1.3 récapitule les résultats du module élastique et de la dureté pour chaque échantillon. L'alliage a le plus haut module élastique parmi tous les échantillons. L'émail a un plus haut module élastique que la céramique. La pièce de placage de la structure en céramique, VM9 a un module élastique légèrement inférieur que son noyau, la marque II. Les matériaux en céramique ont les valeurs de dureté les plus élevées presque de 10 et de 7 GPa, qui sont bien au-dessus de celui de l'émail. L'alliage métallique a la plus basse dureté seulement de 4.1 GPa. [22]

Materials	Enamel	Mark II	VM9	Wiron
Elastic modulus (GPa)	105.5 ± 3	78.9 ± 2.94	65.52 ± 2.89	199.54 ± 12.5
Nanoindentation hardness (GPa)	5.58 ± 0.35	10.64 ± 0.46	9.5 ± 0.35	4.1 ± 0.17
Effective hardness (GPa)	5.3	11.5	8.5	4.9

Tableau 1.3 : Résultats du module élastique et de la dureté pour chaque échantillon des biomatériaux dentaires [24]

Chapitre 2 :

Effets des rayures et cavités dans les restaurations dentaires

2-1- Introduction :

L'objectif de cette étude est de présenter la partie théorique qui comporte le problème de rayure, de cavité et d'étanchéité des biomatériaux de restaurations sur les dents naturelles qui ont été dégradé par des caries.

2.2- Taille et fond de la cavité et des rayures :

Les cavités interviennent dans la formation de la fente marginale. La contraction de polymérisation des composites dépend du rapport entre le volume de la cavité à remplir et la surface des parois de la cavité. Plus ce rapport est bas, plus faible est la fente de contraction [25,26].

- Plus le périmètre de la restauration est important, plus le risque les problèmes de fuite marginale est grand, par contre la profondeur de la cavité n'intervient pas.
- les contraintes de polymérisation à l'intérieur d'une cavité sont dépendantes du rapport entre la surface de la restauration en contact avec les tissus dentaires et la surface libre. L'importance du hiatus marginal s'accroît avec la valeur de ce rapport.
- Le fait d'arrondir les contours de la cavité diminue la concentration des contraintes sur les bords de la restauration.

- Les angles internes vifs sont à éviter à l'intérieur d'une cavité car ils favorisent les contraintes au niveau du joint. Dans toutes les formes de cavité, si des bords d'émail trop fins sont laissés, ils risquent d'être fracturés par la rétraction de prise du composite. Les contraintes mécaniques et les charges occlusales sollicitent le matériau de restauration et favorisent la fuite marginale.
- La résistance à la compression peut être optimisée par la présence d'un fond de cavité. En effet, les adhésifs de dernière génération sont aptes à créer une couche dite hybride qui réalise et assure l'étanchéité, ce problème a été étudié par différents auteurs.



Fig.2.1 : Différents cavités dans des dents naturelles [25]

2.3- Paramètres liés aux méthodes de placement et de manipulation :

- La première couche de composites à placer doit être polymérisé.
- Pour diminuer les forces de contraction de la polymérisation des composites, il a été proposé de placer le matériau par couches successives. Plus les couches sont fines plus on baisse la force de contraction.
- En tenant compte de la valeur du rapport : volume à remplir sur surface des parois, il a été constaté que lorsque les couches sont placées obliques, ce rapport est diminué, ce qui réduirait les dimensions de la fente d'étanchéité de 25%.
- La largeur de l'espace créé avec un composite photopolymérisable augmente de façon significative lorsque l'irradiation n'est pas réalisée immédiatement après l'insertion du composite .Ceci est dû à la remontée des fluides dentinaires.

2.4. Endommagements interfaciaux de restaurations dentaires polymérisées :

2.4.1. L'étanchéité à l'interface :

L'étanchéité à l'interface (fig. 2.3), le retrait de polymérisation, le taux de conversion, la contrainte de polymérisation, l'absorption d'eau et la solubilité de résines composites de restauration photopolymérisables sont les facteurs et les caractéristiques qui sont à évaluer in

vitro. L'étanchéité s'évalue selon la pénétration d'un colorant ainsi qu'en microscope électronique à balayage MEB [25,27]. La technique de la déflection de la lame de verre est utilisée pour déterminer le retrait de polymérisation [27,28], la contrainte de polymérisation est déterminée à l'aide d'une machine de traction et le taux de conversion est mesuré en spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier.

L'étanchéité est significativement supérieure pour tous les matériaux à l'interface lamellaire par rapport à l'interface cimentaires. Les retraits de polymérisation sont significativement différents pour tous les matériaux. Le mode de polymérisation affecte significativement les cinétiques de contraction. Les taux de conversions et les contraintes de polymérisation sont significativement différents pour tous les matériaux sans influence du mode de polymérisation [7]. La diminution du facteur C entraîne une diminution des contraintes et de leurs cinétiques. D'importantes différences d'absorption/ solubilité ont été mises en évidence entre les matériaux [29].

La figure 2.3 présente les types de restauration dentaires (a-amalgames, b- restauration résine composite)



a- restauration amalgames



b-restauration résine composite

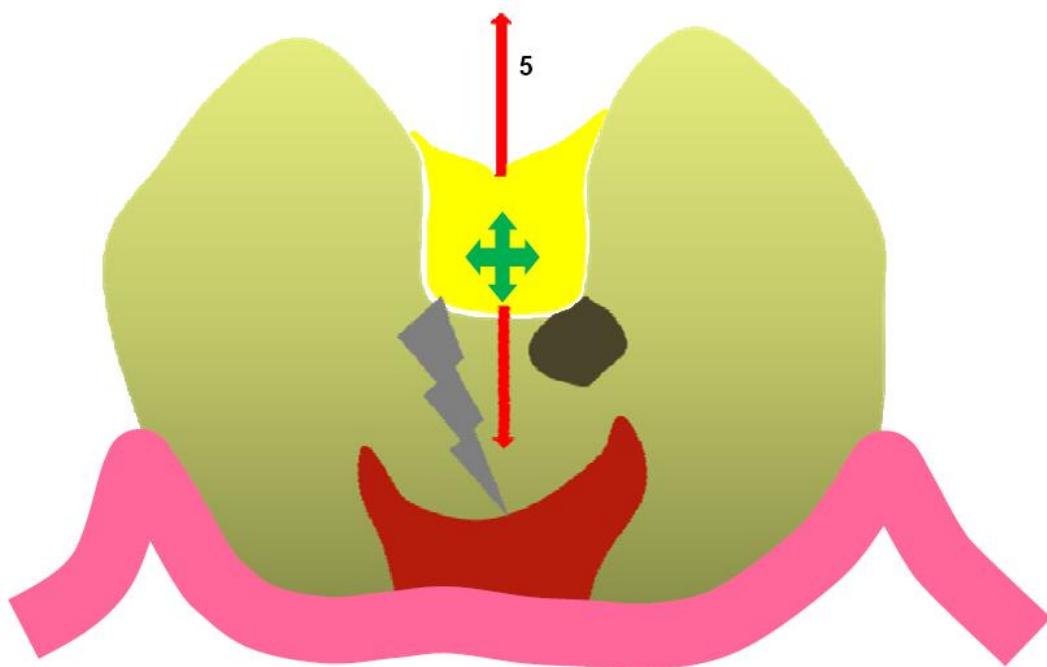
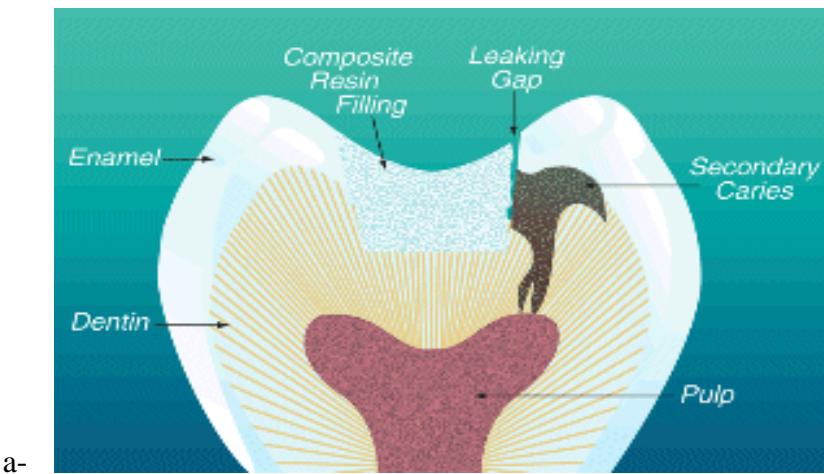
Fig. 2.3: Etanchéité dans restauration dentaire dans des rayures et cavités différentes

2.4.2. Critères cliniques :

Si le défaut d'herméticité crée un espace entre structure dentaire et matériau, ce hiatus permet l'infiltration d'éléments du milieu buccal. Cette micro-infiltration, résultat d'une mauvaise adaptation marginale, est un phénomène biologique. Dans ce hiatus va circuler le fluide buccal. Ainsi, des composants salivaires, ions, molécules, puis des bactéries et les

produits qu'elles libèrent s'infiltrent à l'interface dent/restauration, progressent en profondeur, pénètrent dans les tubulé dentinaires et se dirigent vers la pulpe. Ces espaces peuvent être colonisés par les bactéries, même s'ils ne font que 2 µm de largeur.

Ces micro-infiltrations peuvent avoir des conséquences cliniques, à plus ou moins long terme, qui peuvent entraîner l'échec de la restauration. Les mouvements de fluides, l'infiltration bactérienne aboutissent à des douleurs postopératoires, des discolorations marginales, des caries secondaires et des pathologies pulpaires [27].



b-

Fig.2.3 : schématisation (a et b) des phénomènes potentiels secondaires au placement d'un matériau d'obturation à base de résine dans une cavité dentaire [27].

Les réactions pulpaires par manque d'étanchéité de l'obturation coronaire peuvent aller de la simple sensibilité ou douleur post-opératoire à des inflammations pulpaires avec différents types de pulpites.



Fig. 2.4 : Exemple d'une personne qui présente des inflammations pulpaires par manque d'étanchéité des matériaux de restaurations [27].

2.5. Restaurations adhésives en résine composites :

L'utilisation des restaurations adhésives en résine composites est devenue quotidienne. Leur évolution s'est faite en quelques décennies dans le but de satisfaire aux sourires des patients. Aujourd'hui, malgré des résultats cliniques satisfaisants, il semblait important de s'attacher sur un point essentiel, à savoir :

"Comment assurer l'étanchéité optimale d'un composite qui rendra la restauration durable ?"

L'adhésif doit assurer de manière immédiate un joint adhérant suffisamment fort pour s'opposer aux contraintes de polymérisation du composite que l'on applique à sa surface. Par ailleurs, comme la mise en fonction d'une restauration suit directement le traitement, ce joint doit présenter une résistance précoce suffisante.

Il est admis qu'il doit être étanche à l'échelle du μm qui est celle de la bactérie. En fait, c'est à une dimension bien plus faible (nm) que l'interface adhésif - tissu dentaire doit s'établir pour éviter la pénétration de fluide génératrice de sensibilité post-opératoire

2.5. 1. Critères théoriques :

- Lorsque le matériau de restauration ne réalise pas une restauration parfaite aux parois de la cavité, il se forme une fente, un microespace dynamique entre dent et matériau d'obturation.
- Les fentes peuvent provenir de facteurs multiples : propriétés du matériau, aptitudes du praticien, caractéristiques du patient receveur, localisation des limites cavitaires.

2.5.2. Adhésion :

Elle est réalisée par des biomatériaux d'interface (les adhésifs). Ils contribuent à former un lien idéalement adhérant et étanche entre les tissus dentinaires et les biomatériaux de restauration tels que les composites. Un adhésif doit avant tout coller et ce de manière immédiate



Figure 2. 5: Les types d'adhésifs des biomatériaux d'interface [30]

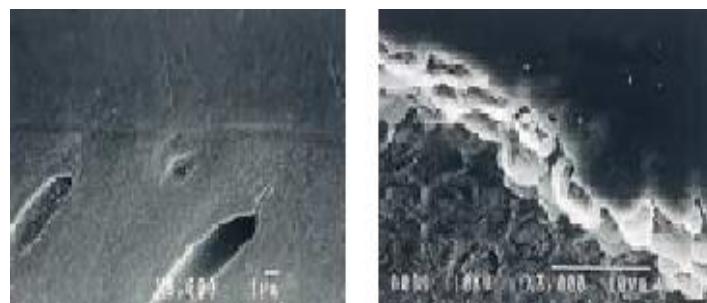
2.5.2. 1-Influence du choix de l'adhésif sur l'étanchéité :

- ◎ Les adhésifs doivent coller de manière immédiate (pour s'opposer aux contraintes de polymérisation et aux contraintes subies immédiatement après la séquence clinique) et de manière durable (colorations, caries récurrentes et sensibilités à éviter).
- ◎ Cette adhésion est donc le paramètre le plus important de l'étanchéité. Les différents systèmes d'adhésion ont leurs avantages et inconvénients.

2.5.2. 2-Problèmes récurrents aux adhésifs :

- La qualité et la durabilité de l'interphase dentine-adhésifs sont toutefois entravés par:
 - La complexité du substrat: présence de dentine carieuse et déminéralisées.
 - La différence entre zone déminéralisées et zone infiltrées: présence de nano fuites.
- La qualité du joint émail/restauration est donc primordiale car elle peut protéger le joint à la dentine.
- De plus le respect des protocoles influe sur la qualité du joint, ce qui impose une formation et entraînement conséquent pour les praticiens.
- Une couche d'adhésif polymérisée avant le placement du composite améliore l'adaptation marginale. Cette constatation est moins importante lors de l'utilisation d'adhésifs de quatrième et cinquième générations, car ils sont compatibles avec les milieux humides, ils sont polymérisés d'emblée avant la mise en place du composite.
- Une résine d'adhésion flexible améliore l'herméticité en compensant la contraction de polymérisation du composite.

La Figure 2. 6 montre les micrographies des interfaces des dentines et email avec l'adhésif.

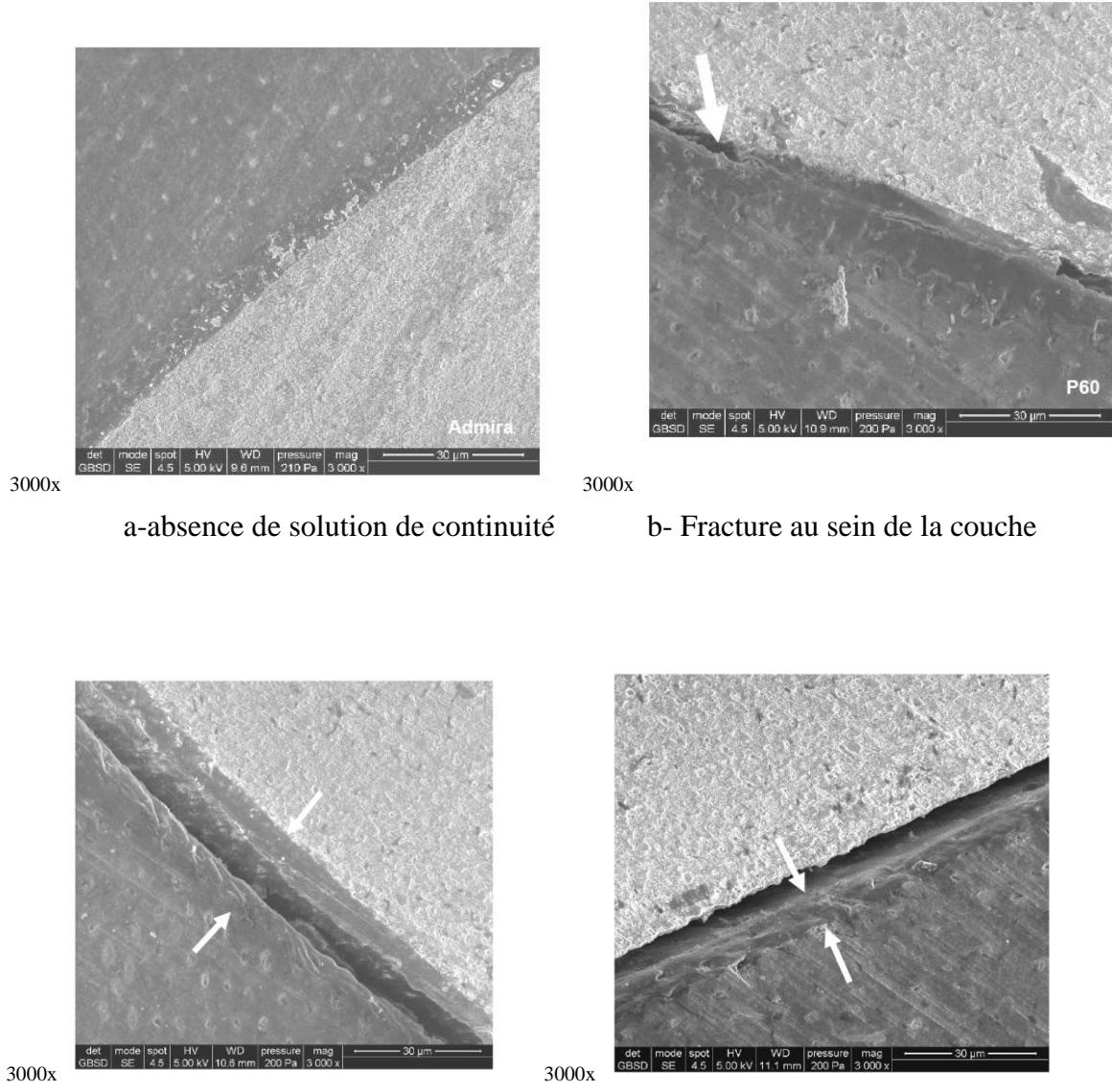


a-interface entre dentine et adhésif b- interface entre émail et adhésif

Fig. 2. 6 : Microographies des interfaces des dentines et email avec l'adhésif [27]

La Figure 2.7 présente la fracture et la décohésion entre le matériau de restauration et la couche d'adhésif :

- a-absence de solution de continuité
- b- Fracture au sein de la couche
- c- fracture au sein de la couche d'adhésif
- d- Décohésion entre le matériau et son adhésif



c- fracture au sein de la couche d'adhésif d- Décohésion entre le matériau et son adhésif

Fig. 2.7 : Fracture et décohésion en le matériau de restauration et l'adhésif [27]

2.6. Propriétés mécaniques :

2.6.1. Charges des composites :

- La quantité, la forme et la qualité des charges influent sur les propriétés mécaniques des composites.
- Une augmentation de la quantité de charges (car diminution de leur taille) améliore les propriétés mécaniques : diminution du coefficient d'expansion thermique et de la rétraction de prise mais lorsque la quantité de charges est augmenté la viscosité est augmenté aussi et le matériau devient vite inutilisable d'où inclusion de charges prépolymérisées dans les composites microchargés.
- La fraction volumique et la composition chimique des charges influent sur la polymérisation qui n'est jamais totale ni uniforme. D'où sous les contraintes mécaniques, il y a risque de fracture de la limite amélaire ou de formation de fente périphérique.
- Les composites fluides se rétractent plus
- La contrainte qui s'exerce à l'interface dent-matériau est l'élément essentiel à prendre en compte, elle dépend du pourcentage de rétraction et de la cinétique de polymérisation [26, 28].

2.6.2. Résistance à la traction :

- Résistance à la compression est bonne et est due aux propriétés du méthacrylate de glycidyle de bisphénol-A (Bis-GMA résulte de la réaction d'un phénol le bisphénol A avec le méthacrylate de glycidyle).
- La stabilité dimensionnelle : Le coefficient de dilatation thermique doit être proche de celui de l'émail et de la dentine. Si celui-ci est supérieur à ceux de l'émail et de la dentine il y a risque de fracture au chaud et au froid.

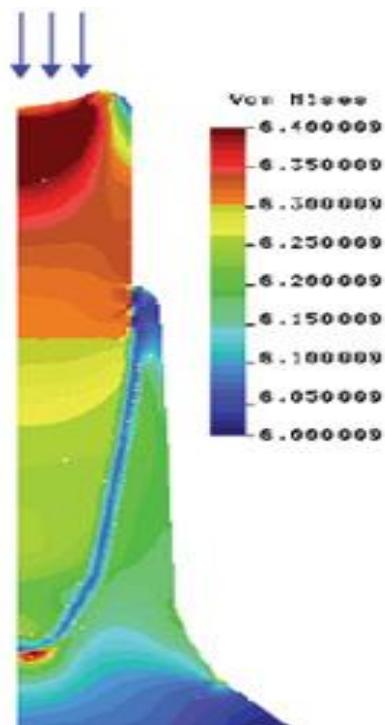


Fig.2.8 : Distribution des contraintes de Von-misses sur la denture [31,18]

2.6.3. Module d'élasticité :

- Il permet d'évaluer la rigidité d'un matériau sous l'effet d'une contrainte.
- Module d'élasticité élevé : composite compactable, hybride à viscosité moyenne
- Module d'élasticité faible : fluide, microcharge
- Module d'élasticité émail= 82,5 GPa et dentine= 18,5 GPa
- Le choix d'un bon Module d'élasticité est donc primordial dans la prévention des percolations et des caries récidivantes.

2.6.4. Résistance à la flexion :

Le test simule certaines contraintes sur les restaurations.

- contraintes élevées par conséquent la résistance à la flexion doit être élevée
- De manière générale, les composites hybrides compactables ont une résistance à la flexion supérieure aux composites des autres familles donc il y a moins de manque d'étanchéité.

2.6.5. Fluidité :

Une pénétration plus loin que la zone mordancée et ainsi englobement total des prismes d'émail augmente la rétention mécanique. La substance faite de résine et de substance interprismatique est appelée couche hybride.

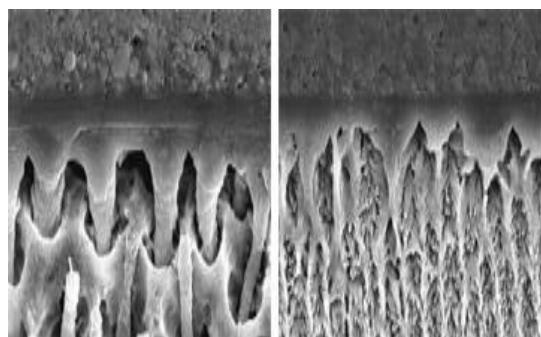


Fig.2.9 : Couche hybride de résine et substance interprismatique d'email [27]

2.6.5. Rétraction à la polymérisation :

La rétraction de prise est un élément important et l'adhésion doit s'opposer à ce défaut. Des matériaux très chargés sont utilisés pour diminuer la rétraction de polymérisation.



Fig.2.10 : Polymérisation du composite avec la lampe ultraviolette [32]

2.6.7 Dureté Vickers :

C'est la résistance qu'un corps oppose à une déformation plastique locale, sous charge.

Dureté (émail) = 240 à 440 HV ; (dentine) = 50 à 87 HV

- La dureté d'un composite est influencée par sa phase organique mais est hautement corrélée à son taux de charges.
- Plus les charges sont augmentées: plus la dureté Vickers est élevé. [33]

2.6.7 Paramètres liés aux méthodes de finition :

- Sous l'effet des contraintes, les procédures de finition ou de polissage peuvent engendrer des petites fractures à la surface des restaurations..
- Certains auteurs préconisent l'utilisation d'une résine fluide photopolymérisable pour remplir et sceller l'interface composite/tissu dentaire.



Fig. 2.11 : Remplissage et scellage à l'interface composite/tissu dentaire [25].

Chapitre 3 :

MATERIAUX ET PROCEDURES EXPERIMENTALES

3.1- Introduction :

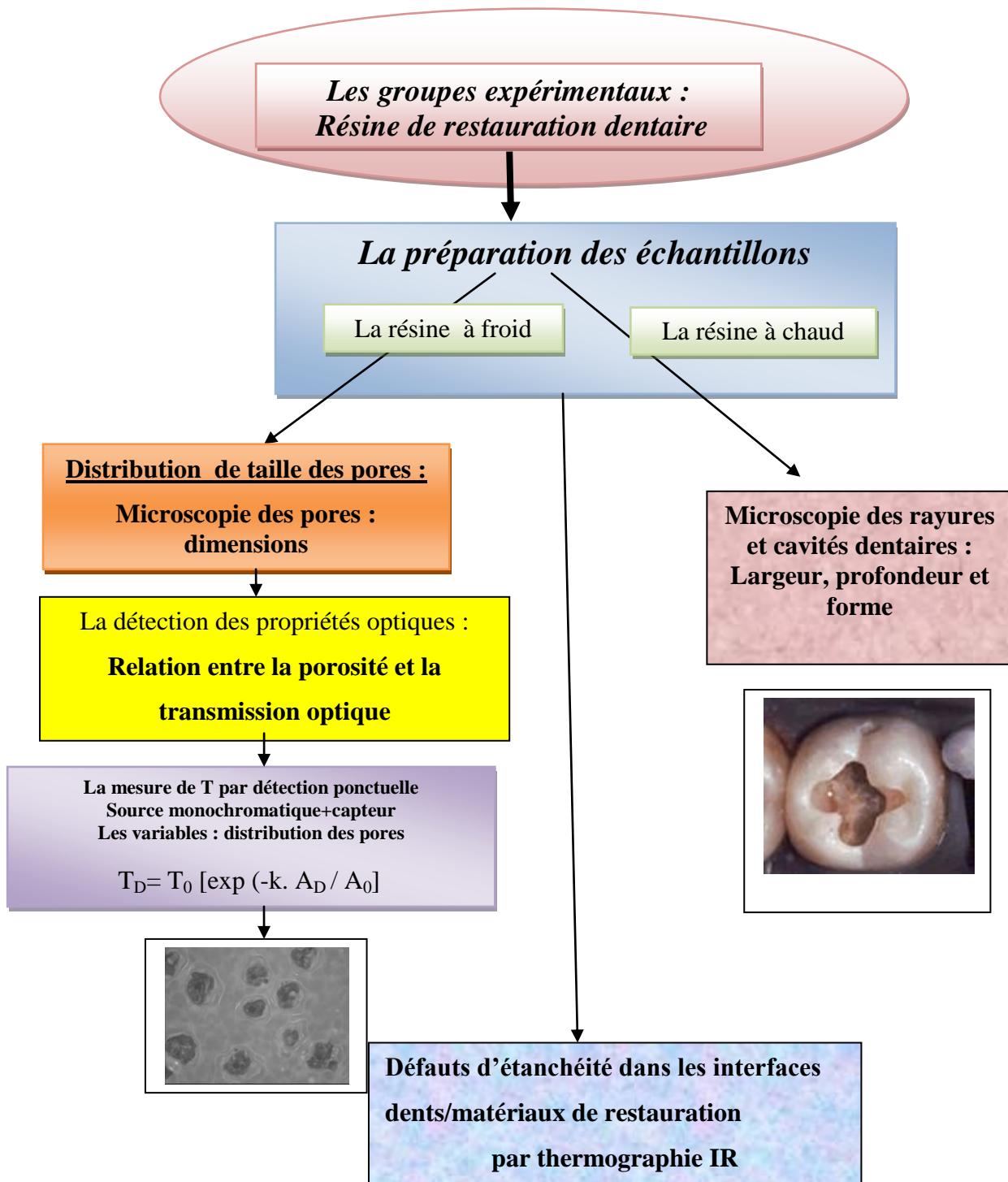
Les biomatériaux largement utilisés dans les restaurations dentaires sont les résines composites et les céramiques composites. Leurs propriétés mécaniques, thermiques et chimiques doivent garantir l'étanchéité qui garantit la durée de vie des restaurations. L'étanchéité à l'interface s'évalue selon la pénétration d'un colorant ainsi qu'en microscope électronique à balayage MEB [27].

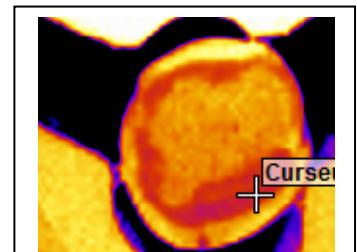
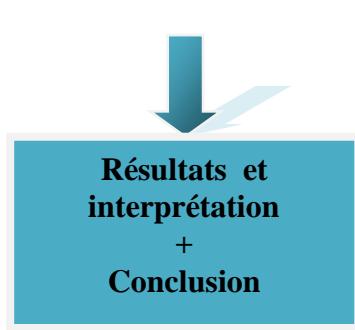
Notre tâche a pour but d'utiliser la thermographie comme moyen optique pour analyser les restaurations de quelques dents qui présentent des rayures et cavités différentes soumises à des différentes températures.

Les tâches à étudier sont les suivantes :

- 1- La préparation et l'élaboration des résines de restauration
- 2- L'étude de la transmission optique des résines.
- 3- Analyse par thermographie infrarouge IR les restaurations dentaires en fonction de la température.
- 4- Dépôt de couche de gel de silice sur les biomatériaux dentaires par sol-gel

Organisation des différentes séquences d'expérimentation





3.2 : Moyen utilisés :

3.2.1 : Matériaux :

Dans cette étude, on a utilisé la résine acrylique, résines composites et céramiques composites pour caractériser les effets thermiques des rayures sur les restaurations dentaires.

1- Résine acrylique :

La résine chémopolymérisables de marque (Major) comme produit de base (c'est un produit sous forme d'un poudre qui se consiste en particules sphériques de poly méthacrylate de méthyle (PMMA) et d'un liquide, composé d'un monomère (acide acrylique; acide méthacrylique), dont la polymérisation se fait à froid.

2- Résines composites :

Une résine composite est caractérisée d'une part, par le type de polymère et de charges entrant dans sa fabrication, mais aussi par la taille, la forme, la partition et le taux de concentration volumique de ces charges [1-3]. Les résines d'encapsulation des semi-conducteurs et les résines « underfill » sont chargées par des grains de silice amorphe. L'ajout de ce type de particules rigides (coefficients de dilatation thermique de la silice = 9 ppm/°C) conduit à un grand nombre d'effets désirés sur les résines, à savoir un accroissement de leur rigidité globale, une diminution du coefficient de dilatation thermique du composite (coefficients de dilatation thermique de l'époxy = 100 ppm/°C), et une plus grande résistance à la formation d'humidité interne [1]. Cependant, du fait de la grande hétérogénéité de ces résines composites, la propagation des ondes ultrasonores est perturbée. Il en résulte une forte atténuation de l'amplitude de ces ondes [4-5].



Fig. 3.1: résine composite en tube sans polymérisation par lampe

3- Céramiques composites :

Les céramiques composites en tube avec polymérisation par lampe (Arabesk Top) sont des matériaux composites céramique-verre microhybrides pour obturations, photopolymérisables. Il contient 77% (en masse) des charges inorganiques (=56% en volume), microcharges (environ 0,05 µm) et charges à particules ultra-fines (taille des particules moyenne d'environ 0,7 µm). Les monomères sont composés de Bis-GMA, UDMA, et TEGDMA. Les céramiques peuvent être polies à reflets. Leur mode de manipulation se fait en appliquant et polymérisant des obturations d'une épaisseur de plus de 2 mm couche par couche (la polymérisation se fait par chaque couche avec un appareil de photo polymérisation pendant environ 40 s. La puissance de la lumière de la lampe à photo polymériser devrait être au minimum avec une radiance 500 mW/cm² pour les lampes halogènes et 300 mW/cm² pour les rayons UV, (Fig.2).



Fig.3.2 : lampe de photo polymérisation et la dent à restaurer

3.3. Moyens de caractérisation :

3.3. 1-La mesure de transmission par densitomètre :

Afin de mesurer la transmission optique des résines, on a utilisé par l'instrument optique qui est le densitomètre optique (Fig.3).



Fig .3.3- Microdensitomètre optique pour la mesure de transmission

3.3. 2-Camera thermographique :

Dans notre étude nous avons utilisé une caméra IR de type : Irisys Multi-Purpose Thermal Imager Iri 4010 (Fig. 4). La réponse spectrale est de $8\mu\text{m}$ à $14\mu\text{m}$.

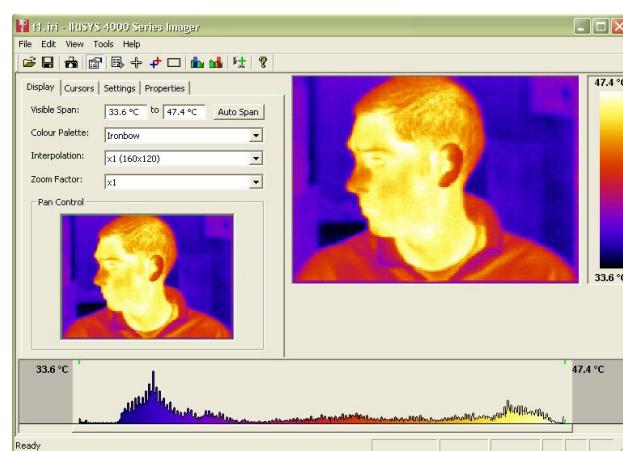




Fig.3. 5 : (a) –Camera IR : Type IRI 4010 Multi-Purpose Thermal Imager et les accessoires,
(b)- Affichage et interface par le logiciel IRISYS 4000 Séries Imager

Essais préliminaires :

3.3.4- Préparation de la résine Major :

La préparation de la résine utilisée dans les applications dentaire correspond au mélange d'une poudre (polymère) avec un liquide (monomère).

a- **La poudre:** elle est constituée essentiellement d'un polymère (poly méthacrylate de méthyle PMMA) accompagné d'un peroxyde de benzoyle (0.5 à 2% en poids) qui joue le rôle de donneur de radicaux (catalyseur).

Cette poudre est formée de particules sphériques de polymère. Parfois on ajoute un plastifiant (phtalate de butyle). Une telle substance abaisse la température de ramollissement par la diminution de la cohésion intermoléculaire. La poudre peut contenir des pigments colorants (oxyde de fer, oxyde de cobalt, graphite,...).

b- **Le liquide:** incolore, il est constitué d'un monomère (acide acrylique; acide méthacrylique) additionné d'un anti-oxydant (hydroquinone) qui joue le rôle d'inhibiteur de polymérisation afin de permettre la conservation.

c- **La formation de la pâte:** le mélange de la poudre avec le liquide donne une masse sableuse qui, au cours du temps, devient pâteuse. La formation de la pâte passe par trois étapes:

- stade de sédimentation: la poudre ajoutée au liquide y sédimente et donne un aspect sableux;
- stade de dissolution: le liquide se diffuse entre les particules de la poudre et donne un aspect mousseux;
- stade de saturation: la poudre a saturé le liquide et donne un aspect pâteux où la viscosité du mélange augmente lentement facilitant une dissolution progressive des fractions de la poudre.

Le mélange est prêt à être moulé dans la forme désirée. Et la polymérisation de la pâte, peut commencer.

Le temps de la formation de la pâte est influée par certains facteurs, tels que: la température, la grosseur des grains de la poudre, le degré de polymérisation, la présence d'un plastifiant dans la poudre et le rapport poudre / liquide .



Fig III-1 : Résine MAJORC-&BV dentine + Liquide PMMA

Préparation de la résine Major C (auto froid)

La préparation préalable d'enrobage d'échantillon de moyenne taille consiste à mélanger 3g de la résine Majors C poudre avec sans liquide auto froid (PMMA), la durée de ce mélange et presque d'une 1 minute jusqu'elle sera pâteuse. La température de refroidissement maximal est de 15 min à une température de l'air de 23°C. Ensuite, en pose cette pâte sur les moules pour obtenir l'échantillon voulu (épaisseur e=2mm, et largeur de 10 mm et une longueur de 15 mm). La Figure 3.6 montre la résine solide qui présent des pores lors de son élaboration.

Ces pores sont indésirables et influent sur les propriétés mécaniques, thermiques et optiques. Cette dernière caractérisée par la transmission optique est mise en relation avec le nombre de pores existants.

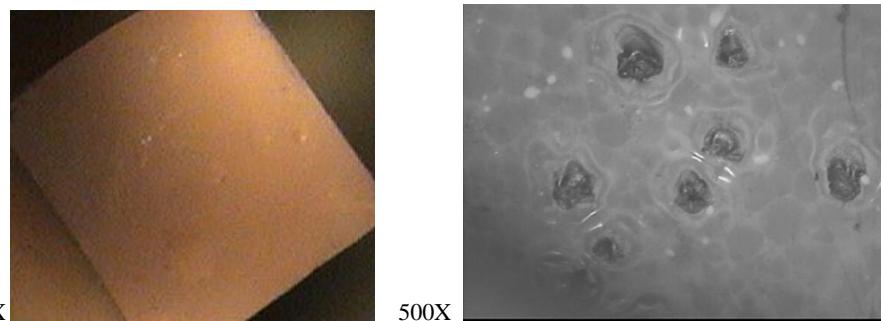


Fig. 3.6 : Micrographie de la résines Major C présentant des pores

3.4 : Résultats et interprétation: étanchéité à l'interface dent/restauration :

3.4.1- Mesure de la distribution des pores dans la résine préparée :

Pendant l'élaboration de résines, on a constaté qu'il présente des pores microscopiques. Ces pores ont un effet négatif sur les propriétés mécaniques, thermiques, chimiques et optiques. Donc on a mesuré la densité des ces pores dans une zone de 1 cm^2 . Pour mettre la relation entre la densité des pores et la transmission optique. La densité est mesuré à l'aide du microscope à projecteur de profil qui permet localiser une zone de 1 cm^2 et de compter le nombre de pores. La Figure 3.7 représente la mesure de la distribution des pores dans la résine préparée.

Des pores et bulles au sein de la couche de ciment de collage sont retrouvées dans la plupart des échantillons ceci est du à la viscosité des colles (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

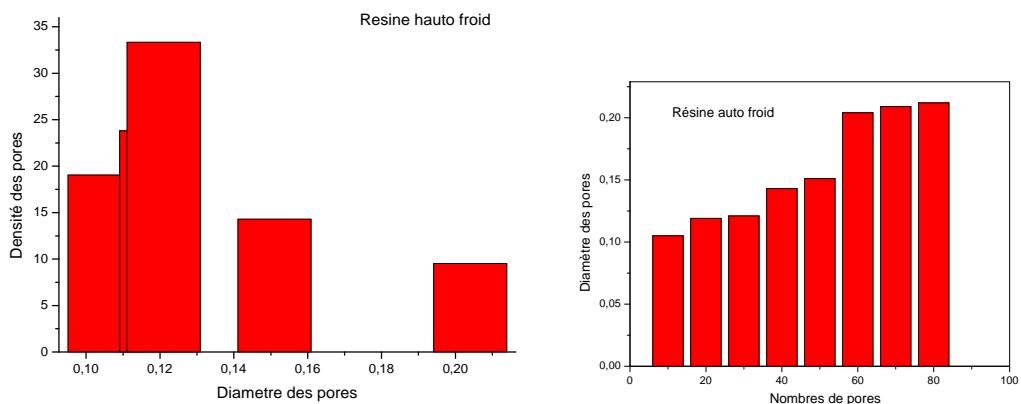


Fig. 3.7: Distribution de taille des pores

On a ensuite mesurée la transmission optique à l'aide du densitomètre optique dont les résultats de la transmission en fonction des nombres des pores sont présentés dans la courbe de la figure 3.8.

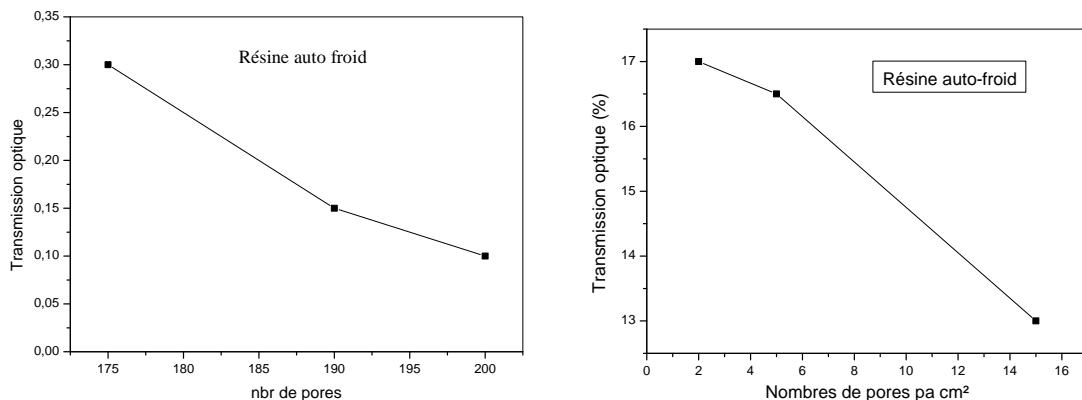


Fig. 3.8: Transmission optique en fonction des nombres des pores

3.4.2- Relation entre la porosité et la transmission optique :

En dentisterie, un composite (ou résine composite) est un matériau utilisé pour obturer et reconstituer les dents. Son avantage principal étant de pouvoir imiter la couleur blanchâtre d'une dent.

Il est bien connu que les pores et les défauts influencent la surface du biomatériaux à travers la perte de transparence. Dans le cas de l'élaboration des échantillons en résine et composites (à froid ou à chaud).

Dans le but d'estimer l'effet des défauts de surface (dans ce cas les pores) sur les propriétés du matériau dentaire, on défini une fonction du facteur de transmission en relation avec le nombre de pores.

Si, le biomatériaux est homogène et que sa surface ne contient aucun pore c'est S_0 . Si le matériau élaboré contient une certaine densité de pores, il est défini comme une surface dégradée variable et c'est S_p . Lorsque le matériau est complètement couvert de pores, il est endommagé.

Donc, l'endommagement est compris entre 0 et 1 et il est désigné par δ tel que : ($0 < \delta < 1$) c'est-à-dire que :

- $\delta = 0$ correspond à une surface sans pores,

- $\delta = 1$ correspond à une surface complètement poreuse,
- Les valeurs intermédiaires de δ correspondent à l'état intermédiaire

Le taux de défaut peut être exprimé par le rapport S_p / S_0 (S_0 est la surface sans pores et S_p la surface avec le nombre de pores). La variable de dégradation δ peut être exprimée comme

$$\delta = S_p / S_0 \quad (1)$$

Partant de l'expression du taux de transmission définie pour une surface non poreuse comme $T = I_t / I_0$ (intensité transmise sur l'intensité incidente), on introduit l'effet de pores quantifiant le rapport de la surface non poreux par $(1-\delta)$. Dans ce cas, la transmission T_p de la surface présentant les porosités peut être exprimée comme :

$$T_p = T_0 (1-\delta) \quad (2)$$

Où T_0 est la transmission optique sans défauts et sans pores.

D'après cette relation :

- Quand δ tend vers 0 (état non poreux), T_p tend vers T_0 ,
- Quand δ tend vers l'unité (état complètement poreux), T_p tend vers 0.

La fonction de la dégradation de la surface du matériau peut être exprimée comme une fonction exponentielle qui a la forme globale suivante. Cette équation décrit l'évolution de la dégradation de la surface du matériau avec le nombre de pores comme suit :

$$\delta = 1 - \text{Exp} (-k \cdot S_p / S_0) \quad (3)$$

k est une constante.

En substituant l'équation (3) dans l'équation (2), on obtient une nouvelle fonction qui permet de décrire l'évolution de la transmission optique T_p du biomatériau en fonction de la surface présentant la porosité:

$$T_p = T_0 [\exp (-k \cdot S_p / S_0)] \quad (4)$$

Dans ces conditions, la transparence est une caractéristique comme les autres propriétés optiques dont dépend la réussite esthétique des matériaux dentaires qui est influencée par les caractéristiques optiques telles que la couleur, la translucidité, l'opalescence, la brillance et l'état de surface.

3.4.3- Interactions entre les pores et fissures :

Les microographies des figures observées au microscope métallographique montrent les résines présentant des pores et des fissures qui se connectent. On observe qu'autour des pores et des défauts la structure de la résine change. Ceux-ci vont changer mécaniquement la résistance de la résine. En effet, la couche infiltrée de résine ne doit présenter aucune porosité ni défaut qui pourrait générer des contraintes fonctionnelles ou permettre l'hydrolyse des matériaux d'apport.

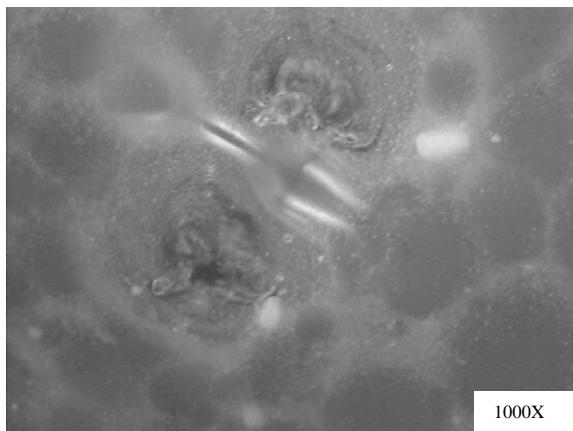
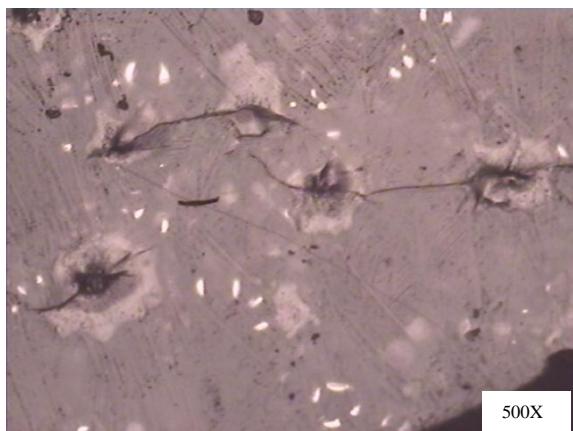


Fig. 3.9: Microographies de la structure de la résine et les interactions entre défauts (pores et fissures)

3.4.4. Rayure et cavité des caries dans des dents naturelles :

3.4.4. 1. Taille de la cavité :

La figure 3.10 montre les différentes tailles et cavité des rayures dans des dents naturelles qui sont à remplir par les résines ou céramiques composites ou par des amalgames. Ces rayures sont nettoyées et supprimer les angles vifs pour éviter des contraintes sur les bords qui cassent le reste des dents.



Fig.3.10 : forme de rayure et cavité dentaires

3.4.4. 2. Mode de placement et de manipulation :

Le mode de placement est le comblement d'un trou laissé suite à une carie par un bloc de matériau correspondant au volume manquant de la dent. Il est fabriqué au laboratoire de prothèse de la couleur de la dent et s'adapte parfaitement à la cavité existante. Le dentiste préservera ainsi plus de matière vivante en respectant la partie de la dent indemne de carie.

Le biomatériau de restauration est déposé couche par couche pour que la polymérisation se fait par partie soit avec la lampe de polymérisation ou sans lampe.

Pour diminuer les forces de contraction de la polymérisation des composites, il a été proposé de placer le matériau par couches successives. Plus les couches sont fines plus on baisse la force de contraction.

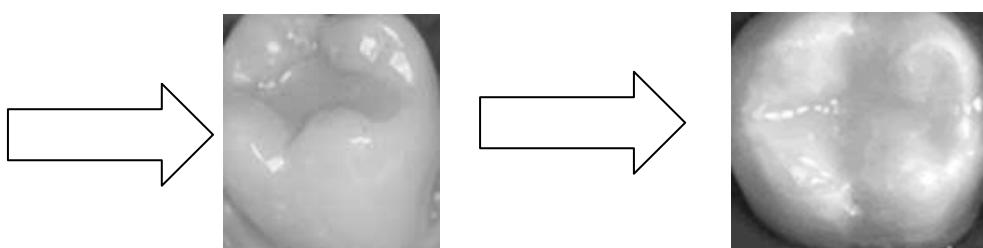


Fig.3.11 : Dent naturelle avant et après restauration avec résine composite

3.4.4. 4 - Analyse d'image Défauts d'étanchéité dans les interfaces dents/biomatériaux :

3.4.4. 4 .1- Analyse des cavités de restauration :

Pour observer les cavités et les rayures dans les dents avant et après la restauration, on a utilisé le logiciel d'analyse d'image image pro-plus IPP, qui nous permet de voir quantitativement les formes obtenus après avoir restaurer la dent par la résine ou céramiques composites.

La figure 3.12 montre la hauteur de la rayure (pixel) en fonction de sa longueur (pixel) dans les cavités dentaires et après dépôt de la résine composite. On remarque que la cavité présente des irrégularités et qu'il existe un pic au centre de la restauration. Ce qui indique que les couches de résine n'ont pas épousé complètement la forme de la cavité et aussi il y a une contraction du polymère au niveau du centre de l'éprouvette. Cette contraction présente dans ce cas un creux qui est la source des dépôts de nourriture et des boissons. Ce qui influence l'étanchéité et la durée de vie des résines de restaurations.

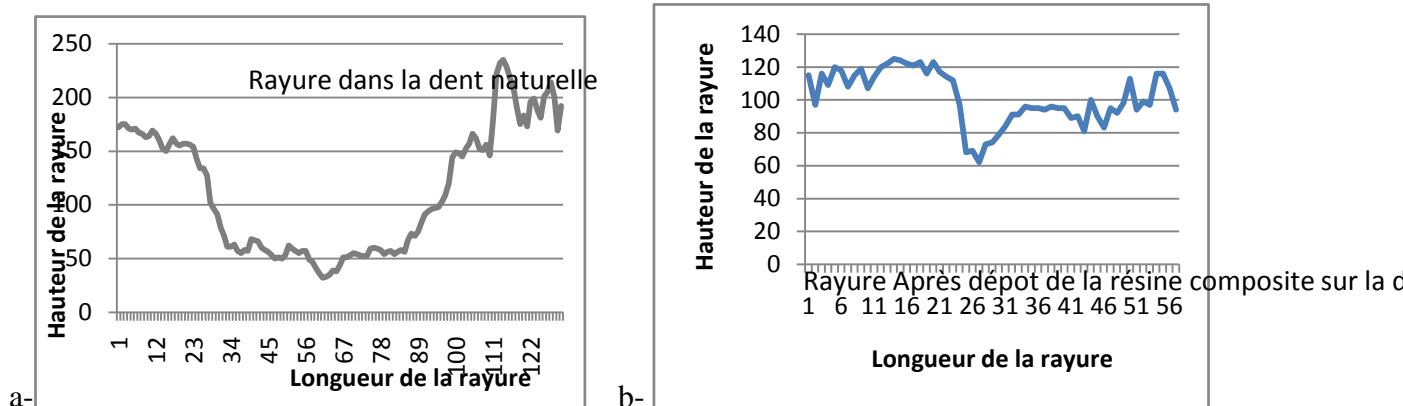


Fig.3.12 : Rayures dans les interfaces dent/restaurations dentaires

a- Avant dépôt

b- après dépôt de résine

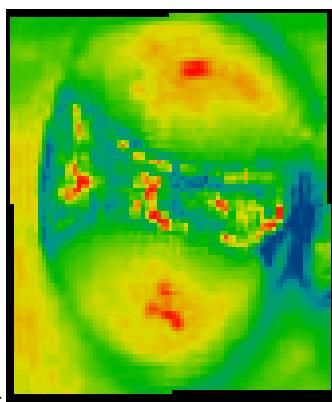
3.4.4. 4 .2- Interfaçaux de restaurations dentaires polymérisés :

Dans la Figure 3.13, on représente l'analyse les interfaces entre la dent et le matériau de restauration. La résine composite est constituée de charges minérales noyées dans une matrice organique. On observe que, les couches de restaurations ne sont pas être uniforme et qu'il existe des creux et pics (Fig. 3.13a)

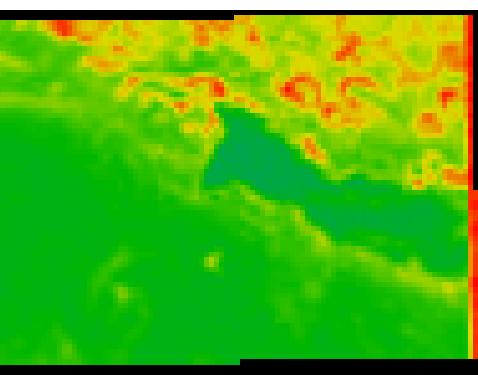
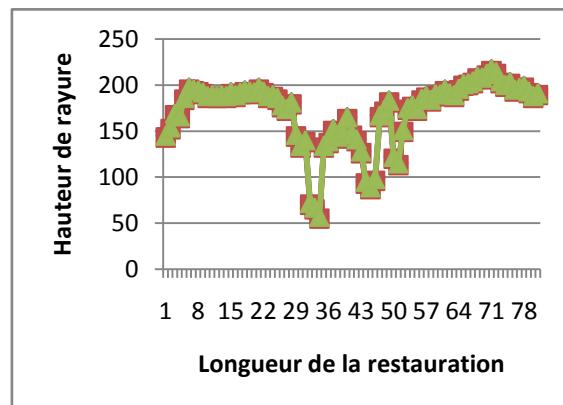
La figure Fig. 3.13b et 3.13c montrent l'existence d'une zone formant un creux à l'interface entre la dent naturelle et la résine composite. Cette zone, vue au microscope, présente une discontinuité entre les faces. Ceux-ci permettent l'attaque physico-chimique des produits qui rentre en relation avec cette zone et ce qui explique donc la durée de vie très faible des restaurations dentaires. La figure 3.13d présente une zone de l'interface entre la céramique composite dentaire et la dent naturelle. Dans ce cas, on n'observe pas de zone dégradé à l'interface, mais des courbures lors des dépôts de couches de céramique composite. Ce qui montre que cette céramique adhère bien au matériau support qui est la dent naturelle.

Ceux-ci font que l'étanchéité entre le matériau support qui est la dent naturelle et le matériau de restauration qui est la résine composite ou céramique est fonction de plusieurs facteurs tels le nettoyage des rayures et cavités dentaires (rinçage et polissage) la contraction du polymère lors du refroidissement, l'utilisation des résines adhésives et le mode de dépôt

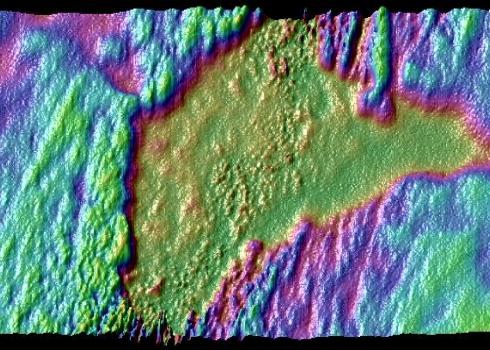
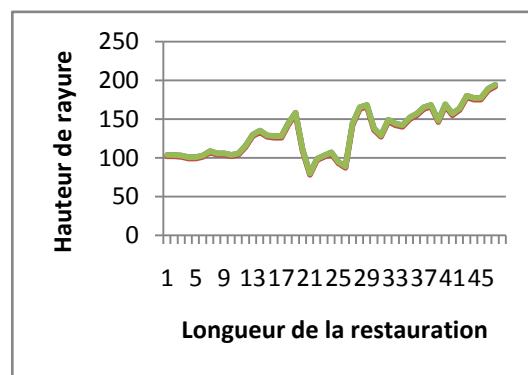
qui se fait par couches successives. En plus si le périmètre de la restauration est important, plus le risque les problèmes de fuite marginale ou défaut d'étanchéité est grand.



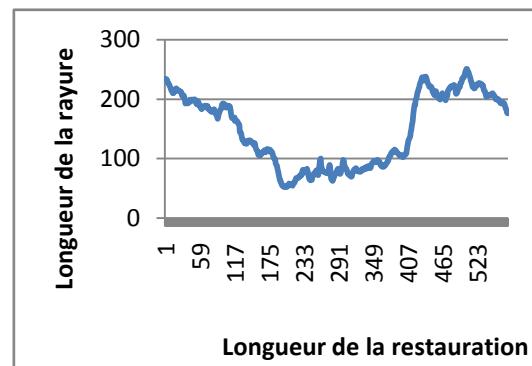
a-



b-



c-



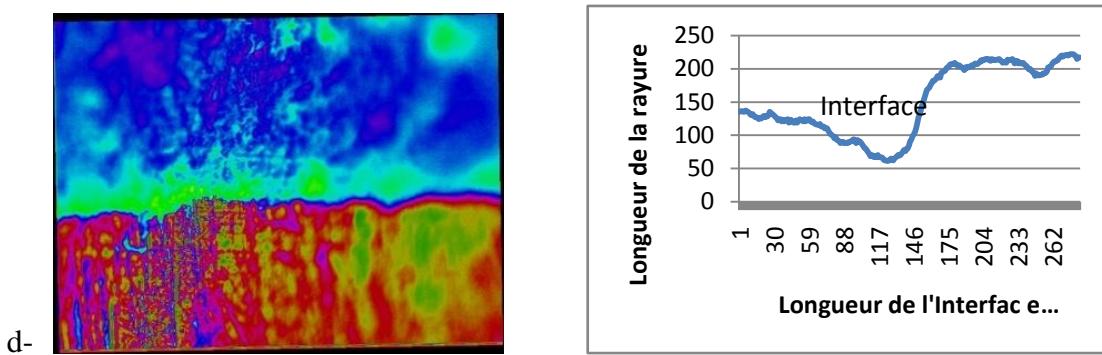


Fig.3.14 - Interfaiaux dentaires résine (a, b, c) et céramique composite (d)

3.4.5. Analyse par thermographie IR les restaurations dentaires :

3.4.5.1 : La méthode de mesure :

La thermographie infrarouge est une méthode efficace de contrôle et d'évaluation non destructive. La technique de thermographie permet de mettre en évidence les différences de structures internes grâce à l'étude de l'évolution et de la propagation d'une impulsion thermique appliquée sur la surface du matériau à inspecter. La source de chaleur émise par un four à radiation thermique est envoyée vers l'échantillon où la caméra IR placée en face de l'échantillon reçoit les rayons émis. La camera est relié directement au computer qui à l'aide du logiciel IRISYS 4000 Séries Imager, donne l'image du thermogramme.

Le principe de mesure de température dans les thermogrammes des résines dentaires est effectué de la manière suivante :

L'échantillon est soumis à une température donnée, cette source est capté sur la camera IR, puis le PC permet de voir le thermogramme et d'analyser par traitement d'image et de déterminer les températures à tous les niveaux suivants les curseurs et tracer l'évolution et la distribution de la température lors de traitement

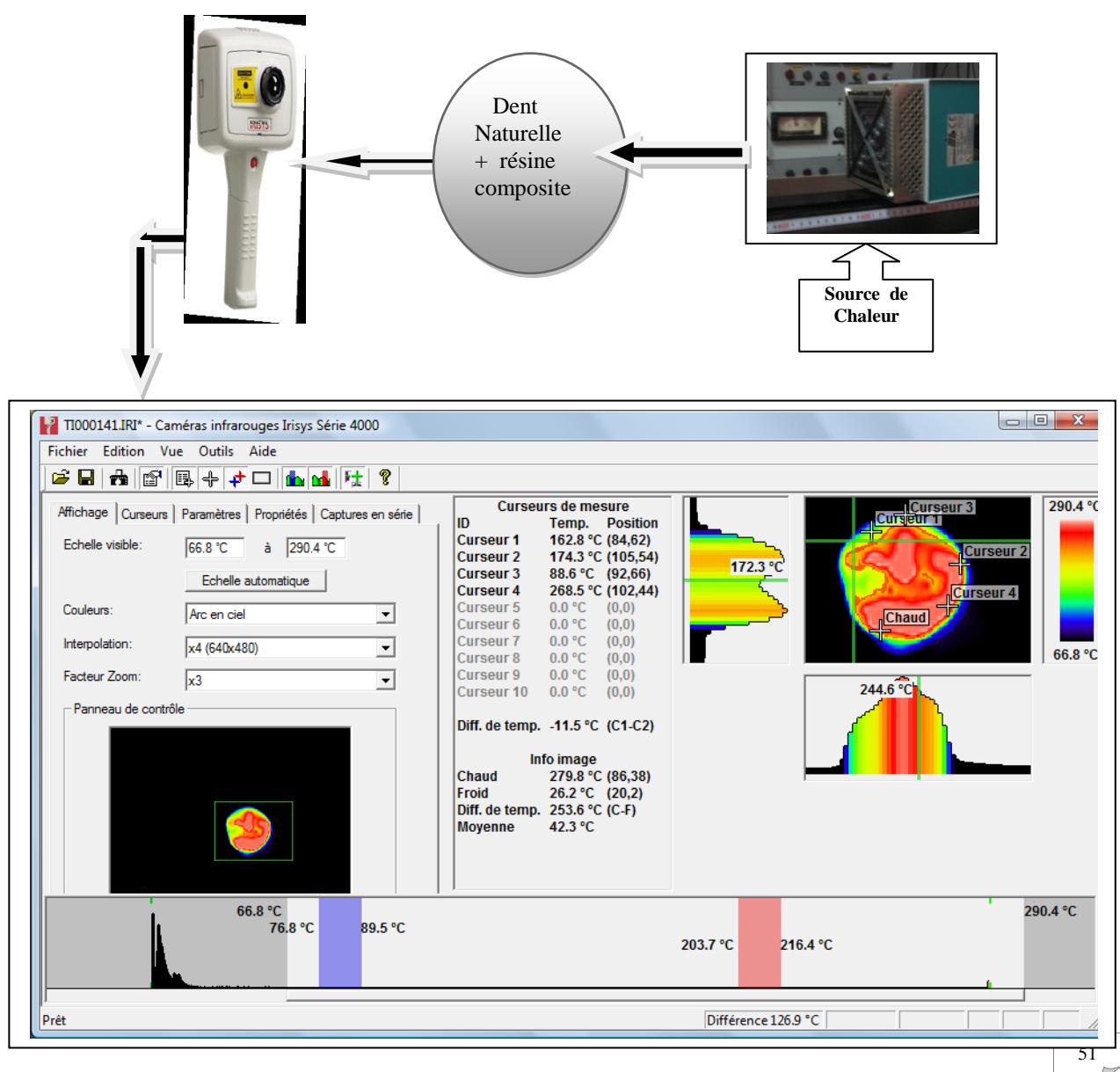
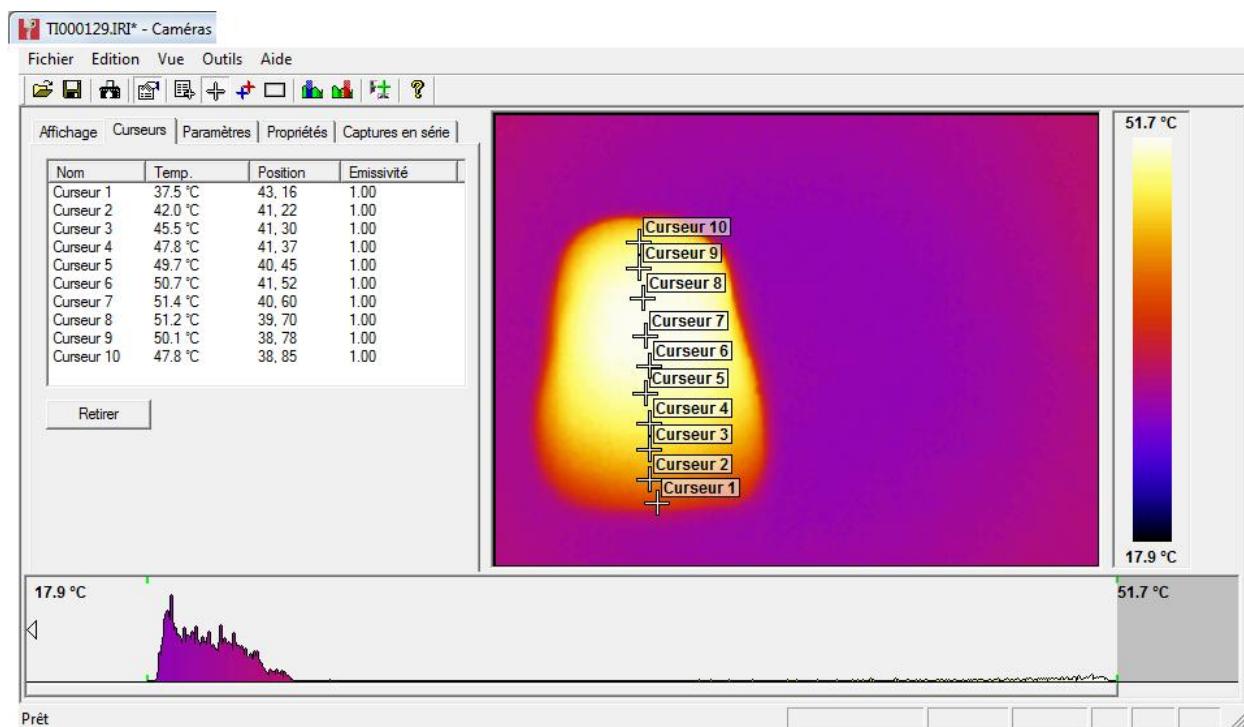


Fig.3.15 : Mode de mesure de la thermographie IR et le un exemple du thermogramme

La figure 3.16 montre un thermogramme qui présente l'évolution de la température sur une dent de remplacement selon le principe de mesure des différents curseurs (1-10).

On peut remarquer que sur la dent de résine acrylique, la température évolue en cloche c'est à dire qu'à la position 1 la température est de seulement 37,5 °C puis elle augmente jusqu'à atteindre 51,4°C à la position 7, ensuite la température descend à 47,8 °C à la position 10.

Donc on peut dire la distribution de la température n'évolue pas de la même façon sur toute la dent pendant le échauffement.



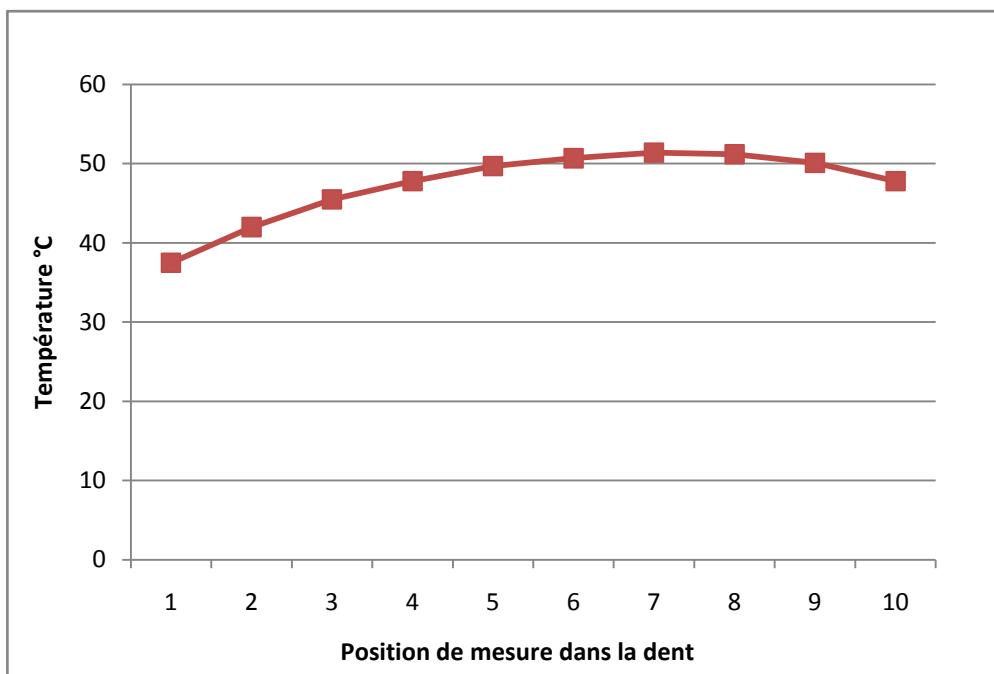


Fig.3.16 : Distribution de la température sur la dent en résine acrylique pendant l'échauffement.

3.4.5.2. Description du problème :

Le but de ce travail est d'utiliser une méthode optique non destructive pour étudier l'effet de température sur les résines et céramiques composites de restauration.

Le système de contrôle s'effectue sur des bio-composites, destinés à des restaurations dentaires, exigeantes en matière d'étanchéité. Les défauts, pores et vides perturbent la propagation de la chaleur, et ainsi provoquent des différences localisées de température sur la surface, et par conséquent crée un vide thermique.

3.4.5.3. Effets de rayure sur le phénomène de distribution de température :

On a pris différentes dents naturelles qui ont des caries et ils ont été nettoyés par un dentiste à l'aide des fraises. Ensuite en mesure la distribution de la température dans les rainures puisque l'échantillon est porté à une certaine température puis il est refroidi lentement, on prend à l'aide de la caméra les différents niveaux de température. A chaque fois que la température est diminuée on prend des thermogrammes pour voir l'évolution de la température d'une dent chauffée. La figure 3.17 montre un exemple des différents types de rainures et la figure présente aussi le niveau de gris le long de la dent, c'est la forme de la rainure.

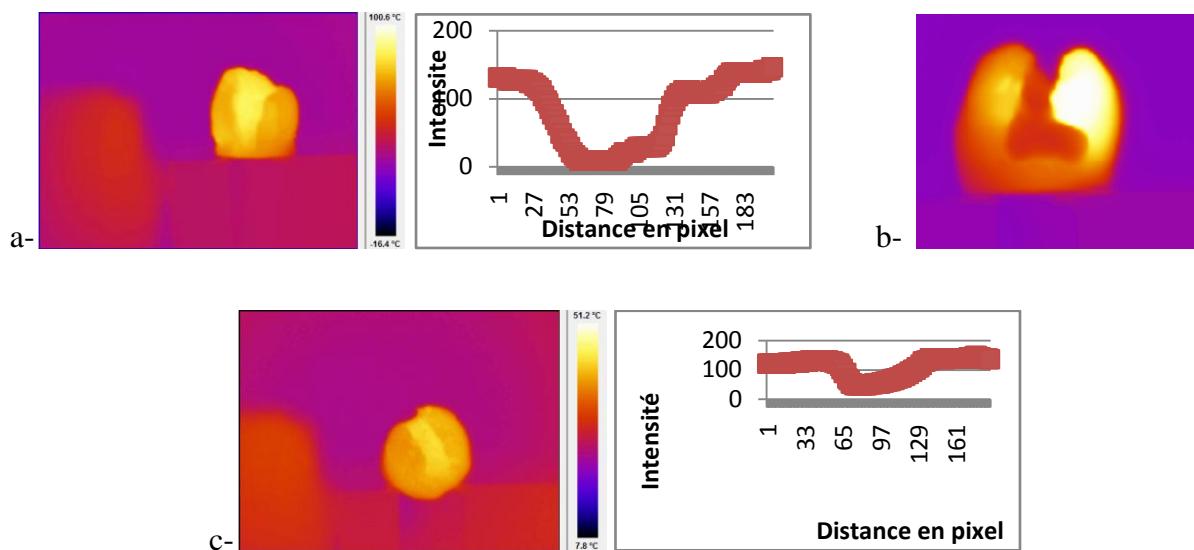


Fig. 3.17: Différentes formes de dents utilisées avec des rayures

3.4.5.4. Distribution de la température dans les rayures :

On présente dans les graphes de la figure 3.18, la distribution de température sur la dent présentant trois différentes rainures, la mesure est effectuée le long de la cavité selon dix points du curseur du logiciel. Les dents ont été chauffées aux radiations infrarouges et on prend des mesures à différentes températures. On remarque que selon la forme de la rayure et de cavité la distribution de la température dans la dent et les rayures ne sont pas les mêmes. En effet, il trois cas : le premier cas (points en carré) la température chute à l'intérieur de la cavité et augmente au bord pour des températures variant entre 70 et 100 °C, le deuxième cas (points en croix), c'est le contraire du premier, la température augmente à l'intérieur de la cavité et diminue au bord à des températures allant de 70 à 85 °C. Le troisième cas, (points en triangle), la température est constante le long de la dent avec une augmentation légère le long de la cavité avec des températures allant de 53 à 63 °C. Ce qui peut être que cette différence de distribution est due à la forme des rayures.

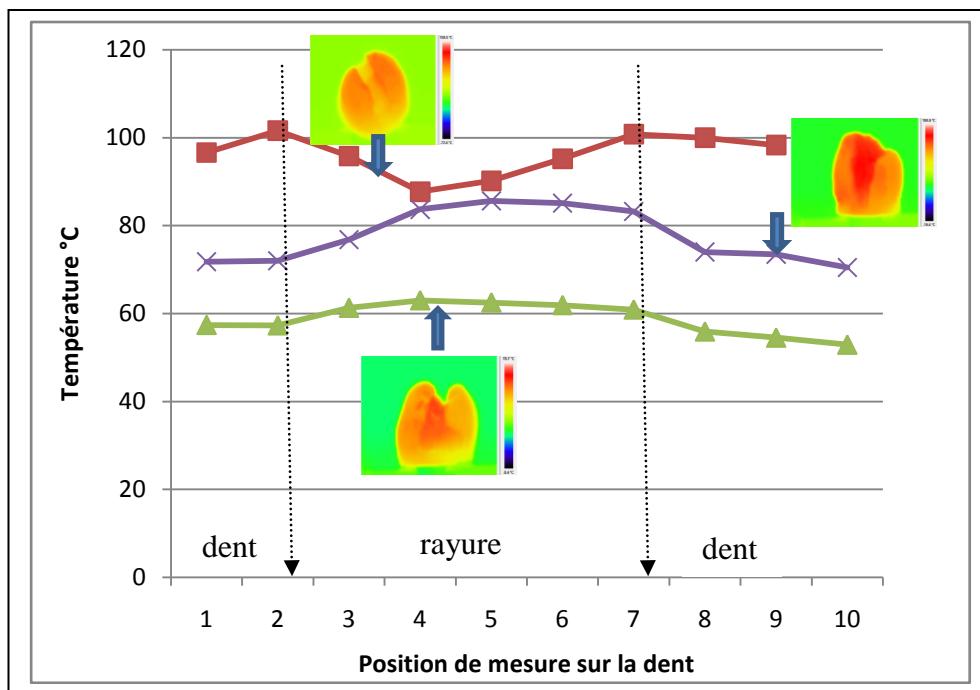


Fig. 3.18: Mesure de la variation de température dans les rayures par thermographie

3.4.5.5. Mesure de la variation de température dent/biomatériaux de restauration :

3.4.5.5.1. Résine composite :

La Figure 3.19 montre la distribution de la température dans les thermogrammes de la résine composite en fonction de la position de mesure sur les dents. On remarque la distribution des températures à l'intérieur des dents restaurées est variable selon la température appliquée et l'endroit de mesure (dent ou restauration). Les thermogrammes présentent des différences de couleur lorsque la température augmente. La distribution de température est uniforme sur les températures faibles jusqu'à 70 °C, puis on note une augmentation de la température au niveau de restauration et faible au bord de la dent. Lorsque la température est supérieure 100° C dans les échantillons, on observe des tâches brillantes, ce qui montre qu'il existe des défauts ou des vides dans l'interface entre la dent et la résine composite de restaurations. Ce qui explique une mauvaise étanchéité.

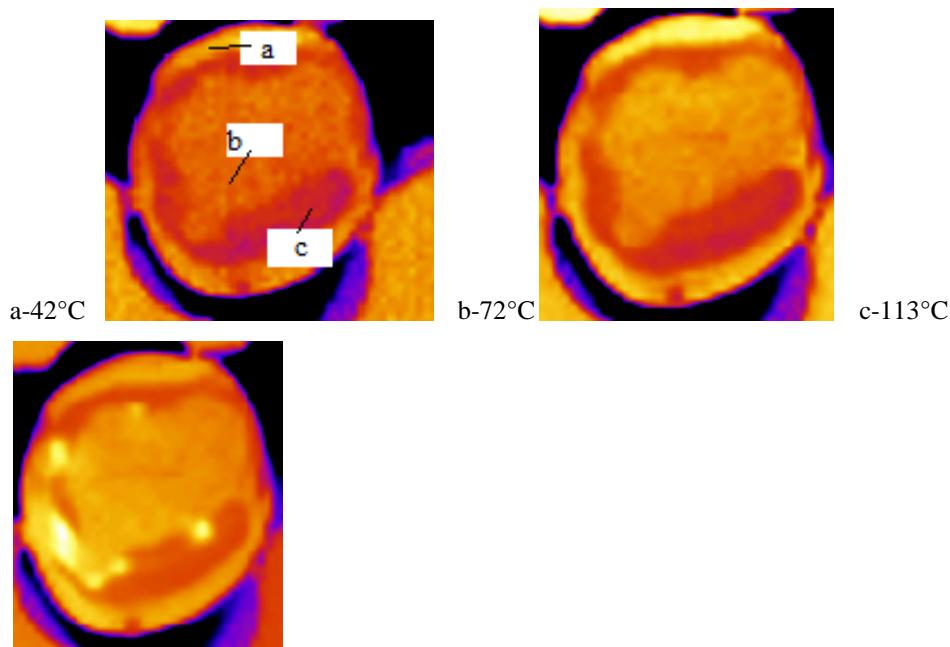


Fig. 3.19: thermogrammes d'une dent restaurée avec résine composite
 a- dent naturelle b-resine composite c-interface

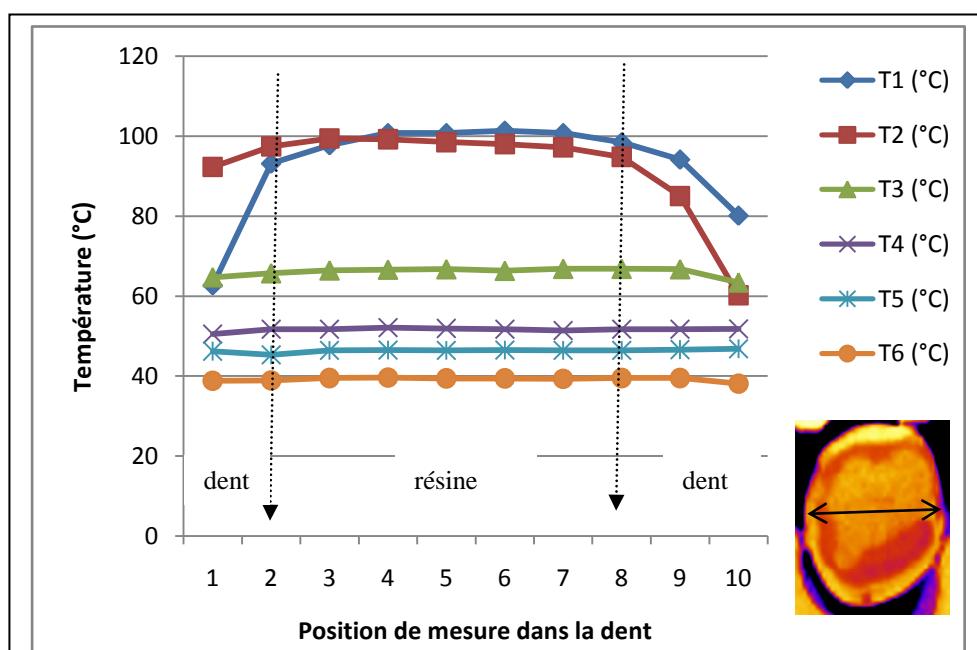


Fig.3.20 : Distribution de la température dans la dent et la résine composite

La dent restauré est analysé par le logiciel Image ProPlus. Les parties brillantes du thermogramme montrent que les pics des défauts en intensité sont importants (figure 3.21).

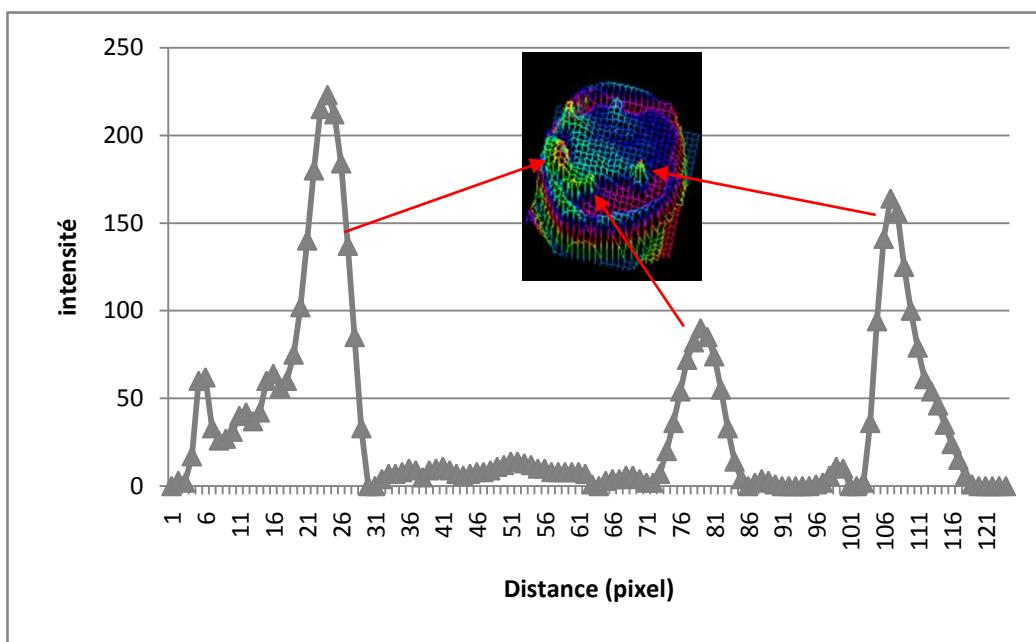


Fig.3.21: Défauts (Pics) dans la dent restauré avec la résine composite (photo c-113°C)

3.4.5.5.2. Céramique composite :

Dans le cas d'utilisation de la céramique composite, la même remarque est faite que pour la résine mais l'augmentation de la température est plus accentuée au niveau de la restauration, comme le montre la figure 3.22. L'augmentation de température au niveau de la restauration, s'observe à des températures supérieures à 50°C. Dans le cas de la série 3 la différence est 10°C entre le bord de la dent et la céramique de restauration. La différence devient plus grande (environ 25 °C) lorsque la dent restauré à chauffé à température plus élevée supérieures à 100°C. Mais à des températures allant de 30 à 50 °C, la distribution de la température est uniforme sur toute la dent restaurée.

La figure 3.23 montre l'intensité en fonction de la distance de la dent restauré et qui montre le niveau de gris ce qui confirme les les valeurs du thermogrammes concernant l'augmentation de la température dans la partie restauré.

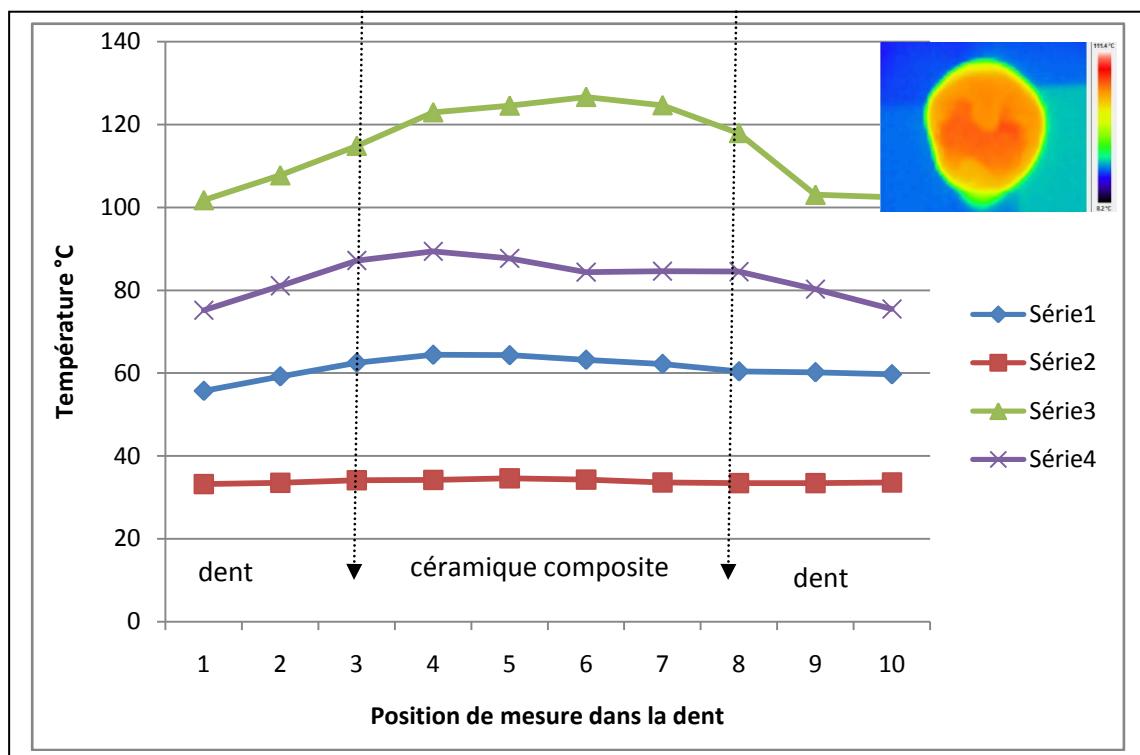


Fig. 3.22 :Variation de température dans la restauration ceramique composite

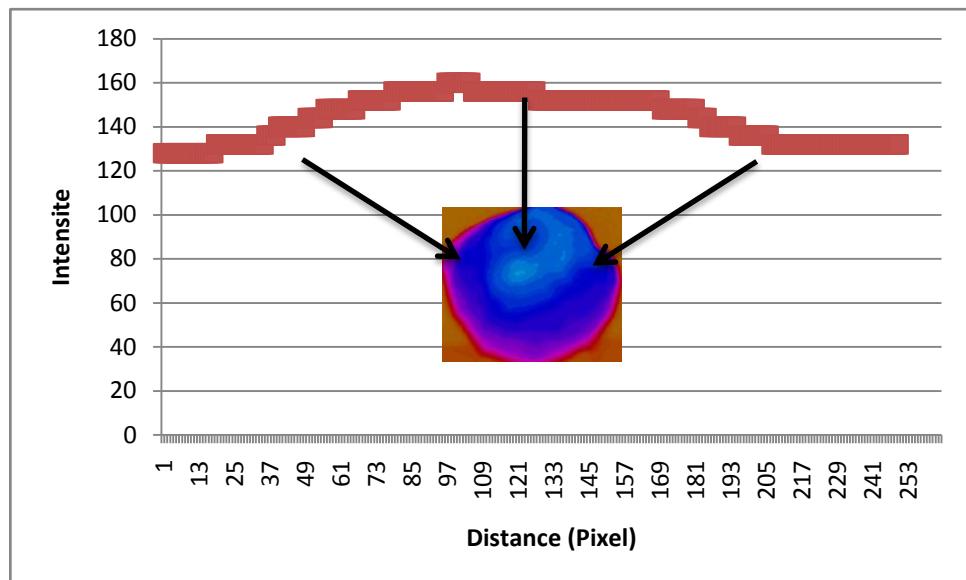
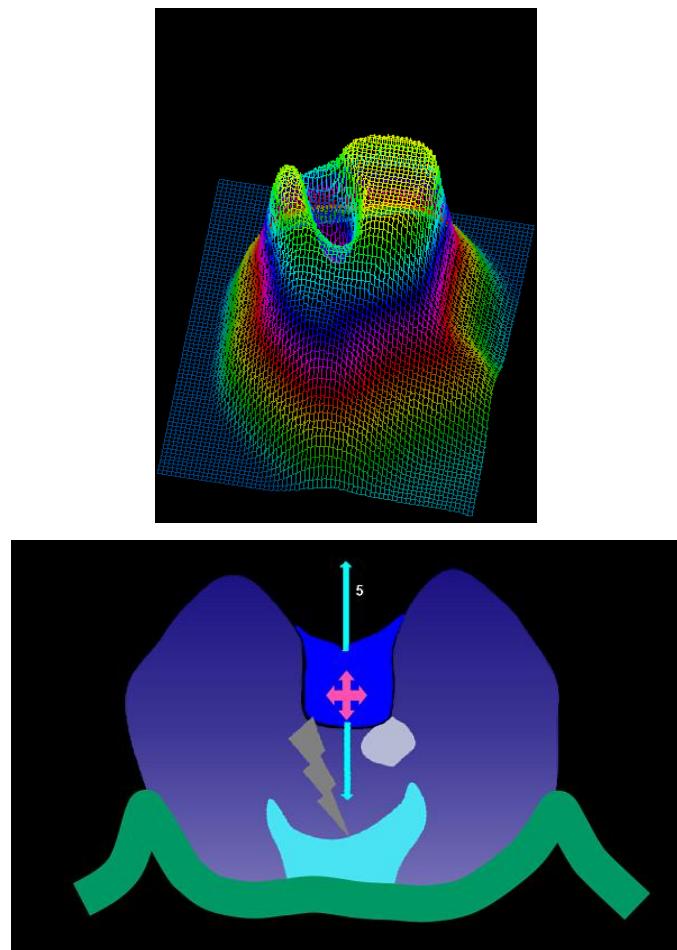


Fig. 3.23: Distribution en intensité de la température par IPP



**« L'Etanchéité garantie une durée de vie assez longue
des biomatériaux de restaurations »**

3.5. Dépôt de couche mince de SIO₂ par sol-gel sur les biomatériaux dentaires :

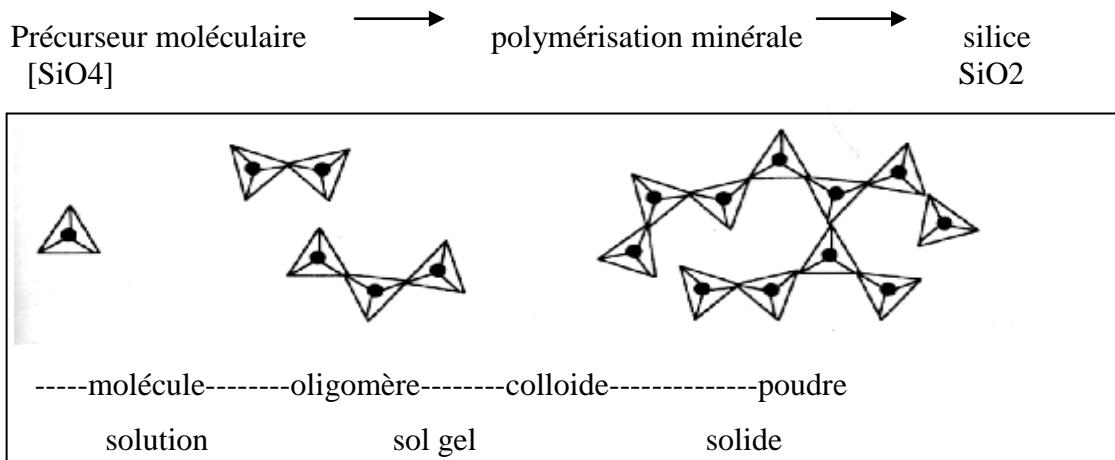
3.5.1. But des essais :

Le but de cette étude consiste à déposer des couches à base de gel de silice (TEOS) sur des échantillons en biomatériaux dentaires (résine, composite et céramique) et de voir leur l'influence sur le comportement de surface et des propriétés optiques.

La méthode de revêtement sol-gel consiste à renforcer le substrat par une cicatrisation des défauts de surface, pouvant assurer de surcroît un rôle protecteur (lubrifiant). Ils s'expliquent essentiellement par une diminution de la sévérité des défauts et de rayures, c'est à dire par la diminution de leur profondeur.

3.5.2. Procédé Sol-gel :

La formation d'un gel à partir d'une solution se fait à partir de :



Les procédés “*Sol-gel*” offrent aux expérimentateurs la possibilité de développer des méthodes d’élaboration originales et performantes pour le dépôt de revêtements. Les réactions de polymérisation mises en jeu dans ces procédés permettent de synthétiser des hybrides organominéraux, qui couvrent tout le domaine du verre aux polymères [37,38, 39,40, 41, 42].

3.5.3. Etude expérimentale :

Le but des essais est de déposer une couche d'une solution sol-gel de tétraéthoxy-silane (TEOS) afin d'améliorer les propriétés mécano-optique du biomatériau dentaire. Ces couches transparentes à base de silice ont le pouvoir de cicatriser les fissures situées sur la peau externe, et par conséquent améliorer la brillance optique et d'augmenter la résistance mécanique. Une fois le dépôt de couches effectué, on analyse les états de surface des échantillons par des microscopes optique et à force atomique et on détermine les spectres de réflexion ou de brillance optique ainsi que ceux de la transmission optique.

3.5.3.1. Moyens utilisés :

Les précurseurs généralement utilisés sont le TEOS ou le TMOS de formules chimiques successives Si (OC₂ H₅) et Si (OC H₃). D'autres composés organométalliques peuvent être ajouté dans le but d'élaborer des gels de silice contenant des particules colloïdales d'autres éléments métalliques. Afin d'assurer une bonne mixibilité de la solution colloïdale, le solvant utilisé doit être l'éthanol (C₂ H₂ OH) dans le cas du TEOS ou le méthanol dans le cas du TMOS et l'eau servant à l'hydrolyse.

1. Hydrolyse des précurseurs : (RO)₃-Si-OR + H₂O → (RO)₃-Si-OH + ROH
2. Condensation : (RO)₃-Si-OR + HO-Si-(RO)₃ → (RO)₃-Si-O-Si-(RO)₃ + ROH

Produits utilisés dans notre étude à base d'une solution sol-gel de silice :

- Tetratoxysilanne (TEOS).
- Eau distillée.
- Ethanol (C₂ H₅OH).

3.5.3.2. Préparation de la solution sol-gel :

La préparation du gel s'effectue dans un bêcher, d'un agitateur magnétique. Le mélange est composé de 2.5 ml de TEOS et de 2.5 ml d'éthanol sous agitation poursuivi pendant 15 minutes. On ajoute 10 ml d'eau distillée d'hydrolyse à raison de 1 mole de TEOS à 4 moles d'eau distillée (H₂O). On chauffe le substrat - couche à la température de 40°C pour le séchage pendant 30min.

Les substrats sont des biomatériaux dentaires qui sont :

- résine acrylique
- résine composite
- céramique composite
- résine acrylique renforcé par l'oxyde d'alumine (20%)

3.5.3.3. Dépôt des couches mince par la méthode du dip-coating :

Le dépôt des couches sol-gel sur un substrat est une étape délicate et importante. Elle doit permettre d'obtenir l'épaisseur de film recherchée avec une qualité optimale. Deux techniques peuvent être employées : le spin-coating, et le dip-coating.

C'est cette dernière technique que nous employions. Elle consiste à immerger puis retirer un substrat dans un sol. On utilise pour cela un dispositif de dip-coating (Figure 1) de haute précision installé dans une boîte en plexiglas. La solution est placée dans un récipient et l'échantillon est maintenu par un système de fixation constitué d'une pince solidaire à une potence par une corde qui est elle-même fixée sur un système mécanique de translation de haute précision mené par un moteur à courant continu.

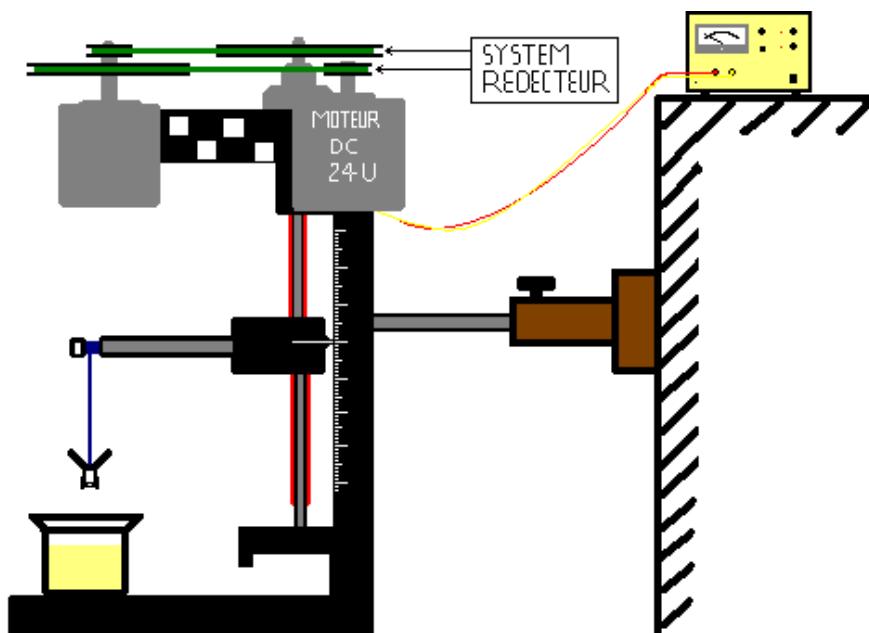


Figure 3.23 : Principe de dépôt dip-coating

L'échantillon est soigneusement déposé au-dessus de la solution contenue dans un récipient spécial. On descend alors l'échantillon fixé à une pince, à la vitesse constante une fois le substrat immergé, on laisse quelques secondes se stabiliser la surface du liquide et on le remonte à une vitesse constante. La stabilité de la surface du sol est primordiale pour éviter la formation de stries sur l'échantillon, stries qui sont généralement dues à la présence de petites vaguelettes à la surface du liquide. On laisse le substrat recouvert à nouveau maintenu immobile hors de la solution pour permettre l'évaporation des solvants les plus volatils.

La couche se forme lors du tirage de l'échantillon, le substrat entraîne une partie du sol sous forme d'un film fluide qui se forme en deux à l'approche des deux surfaces du substrat. La partie située au voisinage du substrat suit l'ascension, l'autre partie retourne dans le sol. L'intersection du ménisque avec la surface séparant les deux parties définit une ligne de stagnation traduisant l'équilibre entre l'entraînement visqueux et la gravitation. La position de cette ligne détermine l'épaisseur de la couche déposée (Figure 2).

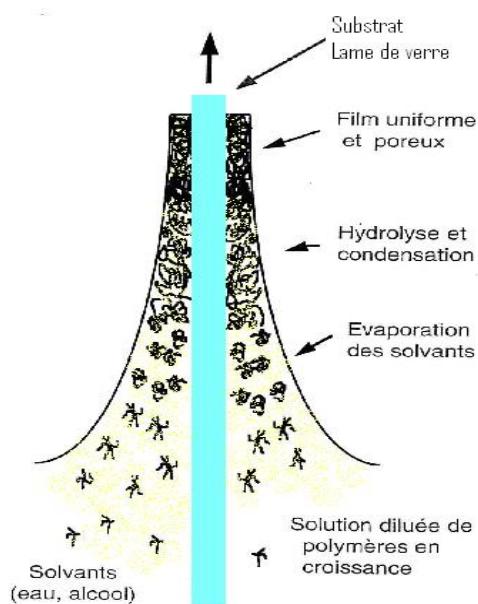


Figure 3.24 : Procédé de formation de la couche mince sur substrat.

L'organigramme de la figure 3.25 illustre la procédure de dépôt des couches mince d'une couche par voie sol-gel.

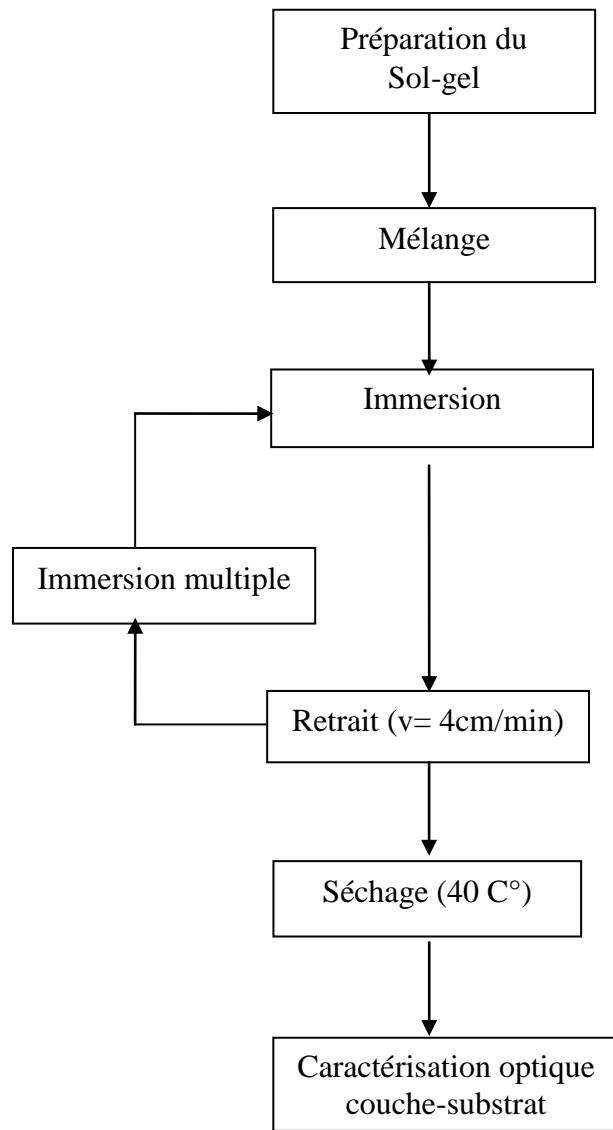


Figure 3.25 : L'organigramme de la procédure de dépôt des couches minces par sol-gel.

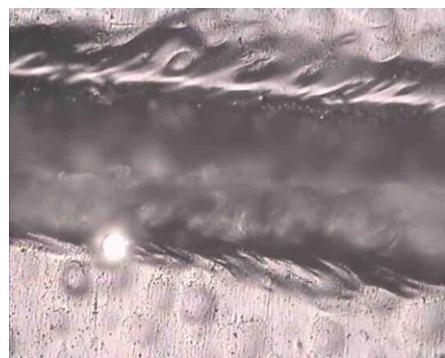
3.5.4- Résultats et discussion :

3.5.4.1. Microographies des biomatériaux dentaires revêtus d'une couche de silice :

Des substrats en biomatériau dentaire revêtus avec une solution de gel de silice sont examinés sur la Figure 3.26. Selon les références bibliographiques [2, 5,7], le processus de gélification est complexe et nécessite une maîtrise des paramètres les plus essentielles à savoir : le PH, le temps de gélification, le temps d'immersion, la composition et le pourcentage des composés formant la solution.

Les photos prises par le microscope métallographique (500X) sur des échantillons qui ont été rayés par le bistouri avant le dépôt montre la différence de forme des rayures qui a pour conséquence sur les effets de l'environnement buccal. Ces types de rayures peuvent avoir des phénomènes d'interactions avec d'autres matériaux.

L'observation de ces différentes microographies révèle aussi que la couche déposée présente différents aspects sur les différents substrats. On remarque que les surfaces des biomatériaux revêtus avec la solution de gel de silice représentent des défauts de différentes natures ainsi que des formes d'écaillage. Par contre, l'utilisation de la solution sur les céramiques composite montre clairement que la couche formée est uniforme.



500X



200X

a- Résine acrylique



500X



200X

b-Résine composite



500X



200X

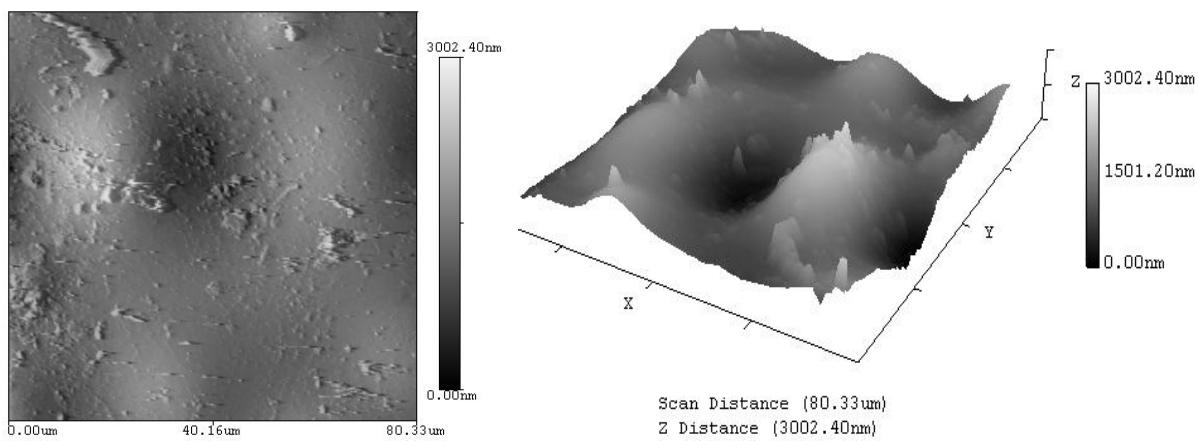
c- Céramique composite

Figure 3.26 : Microographies des surfaces rayés et avec dépôts de couches de silice

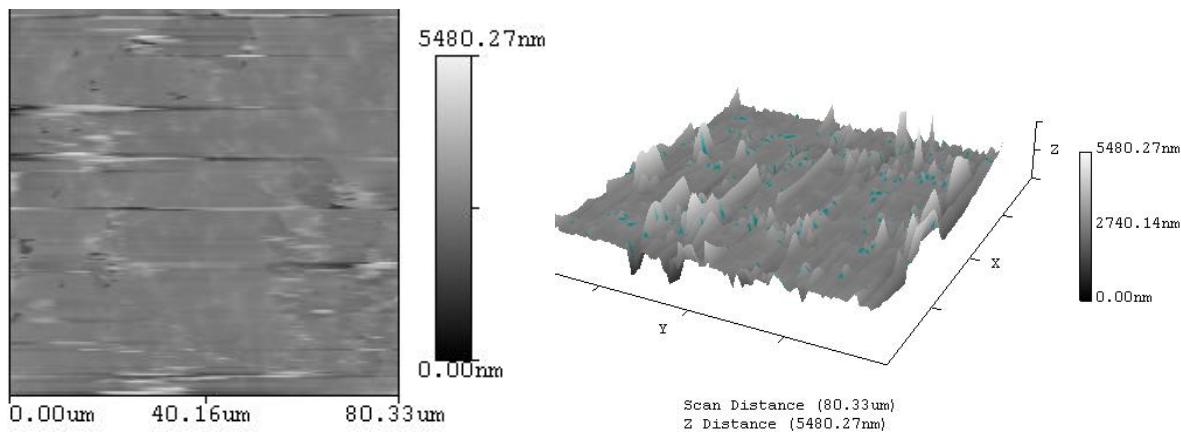
3.5.4.2. Observations de la surface par microscopie à force atomique AFM :

Les observations par microscopie à force atomique AFM montre clairement la différence entre les quatre biomatériaux dentaires de restaurations revêtus par la couche de gel de silice (TEOS). La résine composite présente des fibres à l'échelle nanométrique tandis que la surface des céramiques composites est homogène, Figure 3.27.

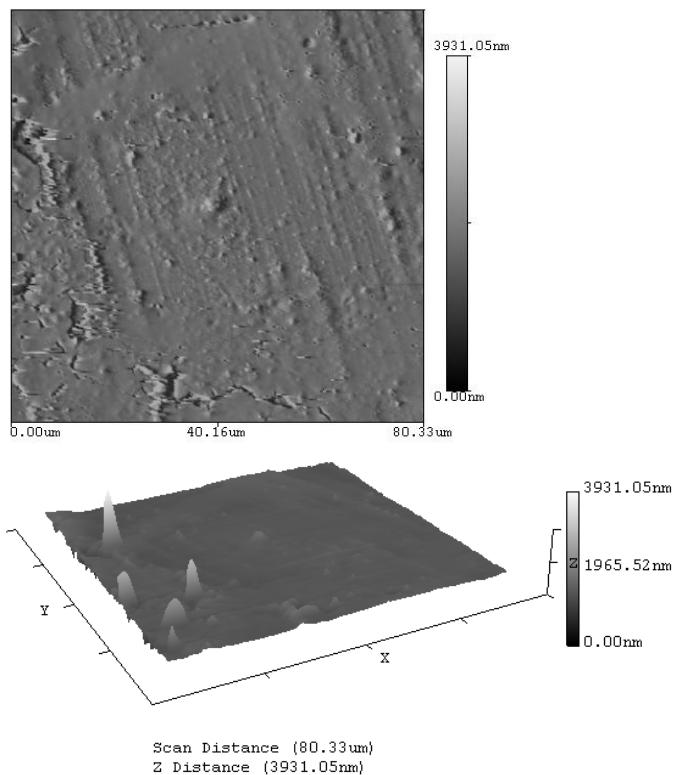
a- Résine



b- Résine composite



c- Céramique composite



d- Resine renforcée

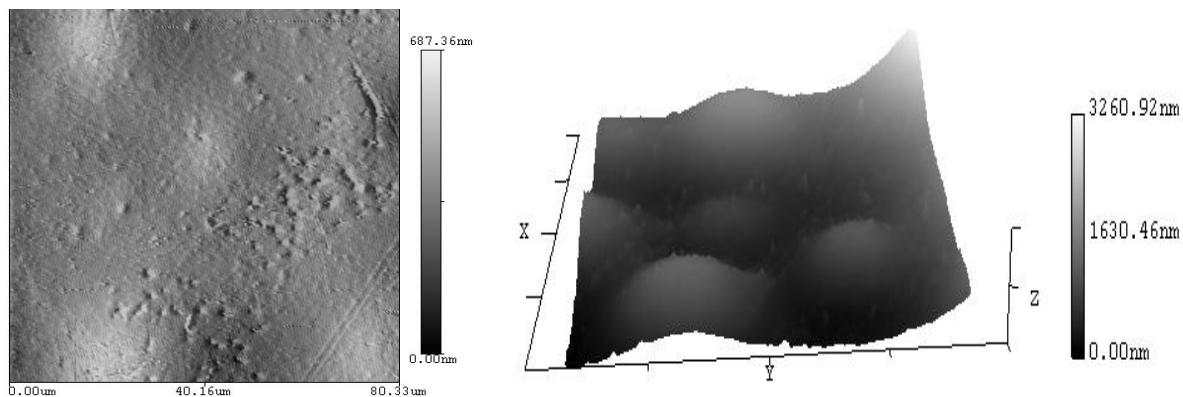


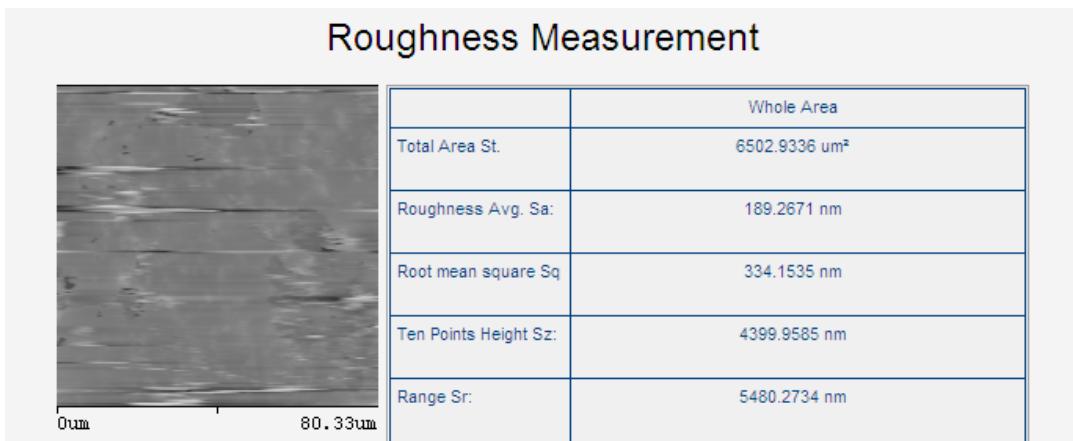
Figure 3.27 : Etats de surface par microscopie à force atomique AFM

3.5.4.3. Rugosité surface des biomatériaux revêtus par la couche de gel :

Le tableau présente la rugosité des états de surface des biomatériaux dentaires revêtus par la couche de gel de silice donnée par le logiciel du microscope AFM. On observe que la rugosité de surface moyenne est très faible (43,71 nm) des céramiques composites et relativement grandes pour les autres biomatériaux. Ces valeurs montrent que le comportement de ces matériaux avec la couche de gel de silice est différent.

	Resine acrylique	Resine composite	Céramique composite	Résine renforcée par Al ₂ O ₃
Rugosite R moy (nm)	269.87	189.26	43.71	358.46
Rugosité Rq (nm)	364.14	334.15	76.91	465.46
Hauteur max des pics (nm)	2894.40	4399.95	3600.59	2496.75

Le tableau présente des différences de rugosités des états de surface des biomatériaux



3.5.4.4. Transmission et brillance des biomateriaux dentaires revêtus :

3.5.4.4.1. Mesure de la transmission optique :

Les figures 3.28 et 3.29 présentent les spectres de mesure de transmission optique des différents biomatériaux dentaires avec dépôt de couche de silice par sol-gel. On observe dans les courbes que les échantillons avec couches ont des valeurs de transmission inférieure à ceux qui n'ont pas de couches. Donc, la couche de silice dans ce cas est une de réflexion.

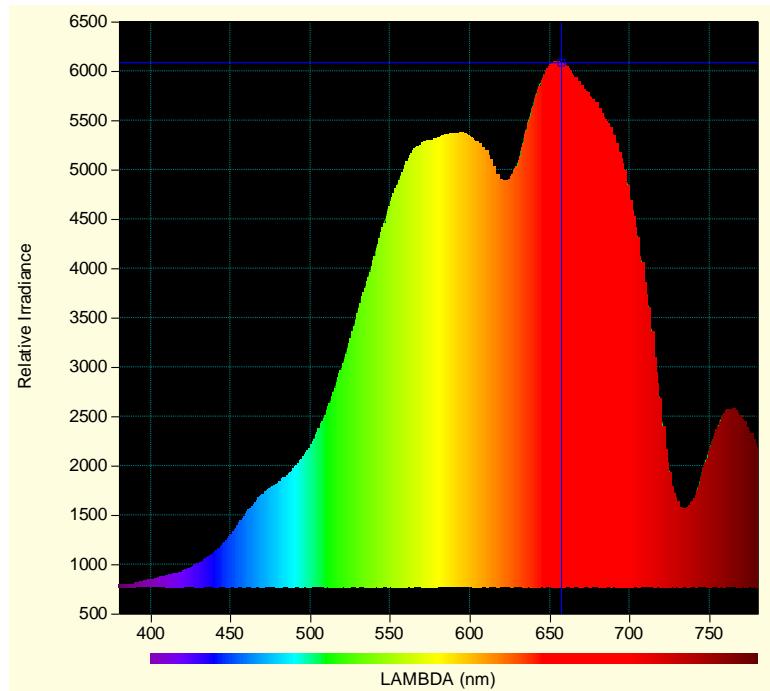
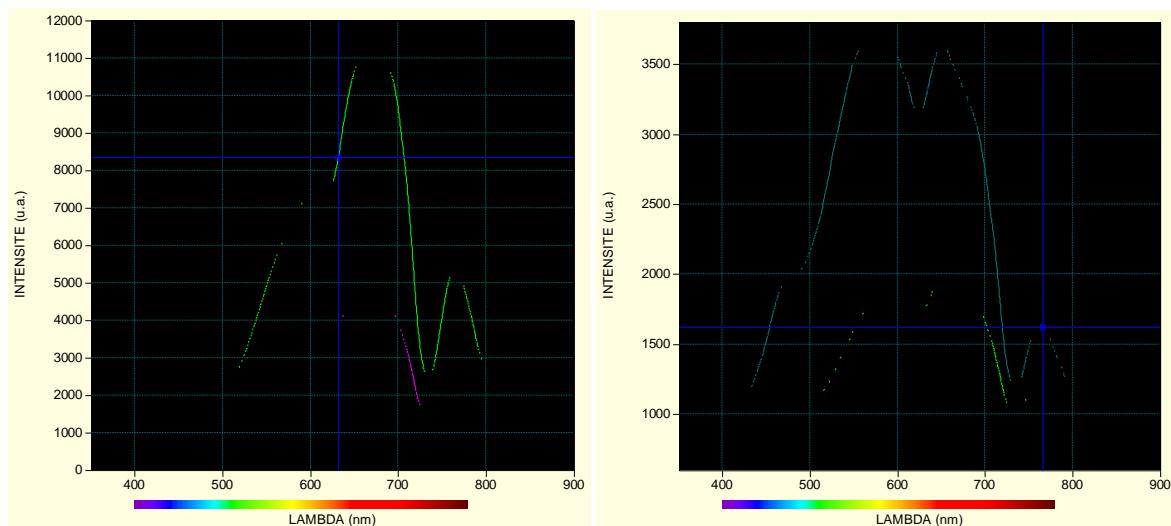
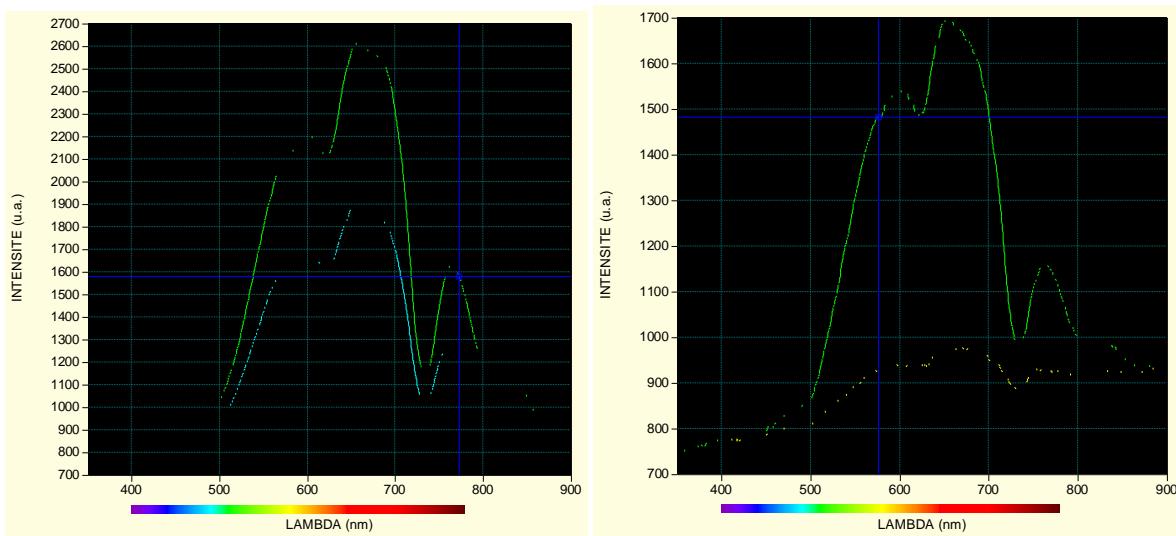


Figure 3.28 : Spectre de transmission de la dent naturelle



Violet: résine avec couche
Vert : résine sans couche

Vert : résine composite avec couche
Bleu : résine composite sans couche



Bleu: Céramique composite avec couche
Vert: Céramique composite sans couche

jaune : résine renforcée avec couche
vert : résine renforcée sans couche

Figure 3.29 : Spectre de transmission des biomatériaux dentaires avec et sans couches de silice déposées par sol-gel

3.5.4.4.2. Mesure de la brillance ou la (luminance) :

Les Figures 3.30 et 3.31 présentent les spectres de mesure de la brillance des différents biomatériaux dentaires avec dépôt de couche de silice par sol-gel.

On observe dans les courbes que la brillance varie pour les résines et les céramiques dentaires. Il existe également des différences lorsque le biomatériau est revêtu de couche de gel de silice ce qui montre que la couche de gel de silice augmente la brillance des biomatériaux. La Figure 3.30 montre le spectre de luminance de la dent naturelle. On peut voir la réflexion en fonction des différentes longueurs d'ondes (différentes couleurs).

Les résultats des valeurs moyennes de la brillance obtenues avant et après le revêtement sont représentés dans les courbes de la Figure 3.31. On constate que la luminance des biomatériaux augmente après revêtement avec la solution du gel de silice pure; ce qui montre que la couche améliore l'état superficiel et par conséquent les rayures, fissures de surface et les stries ont été partiellement éliminé. Durant les essais de dépôt, et en observant à l'œil nu,

on constate que les échantillons semblent plus brillants. On remarque que la couche du gel de silice devient aussi une couche de protection.

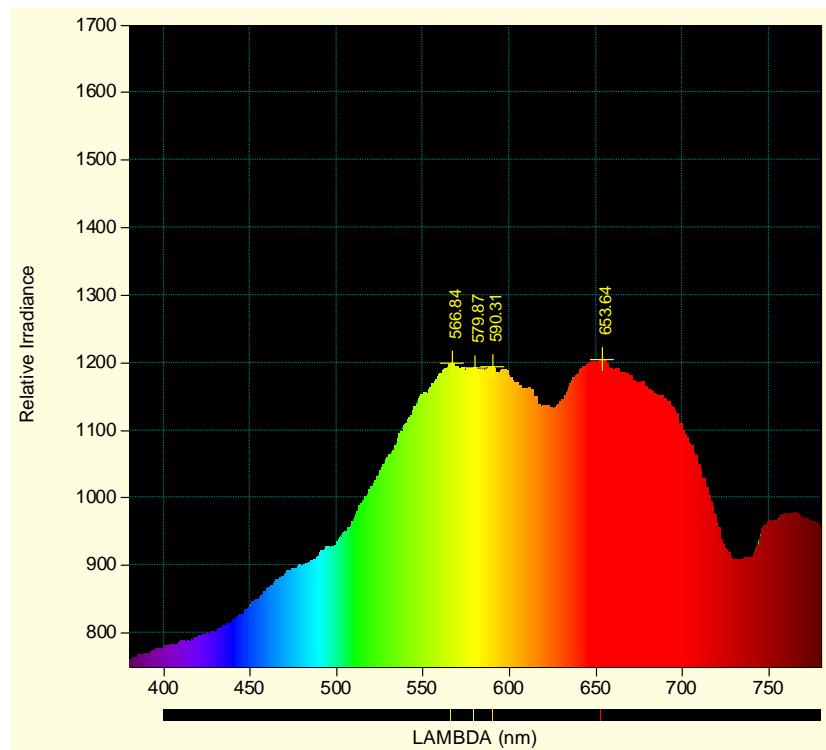
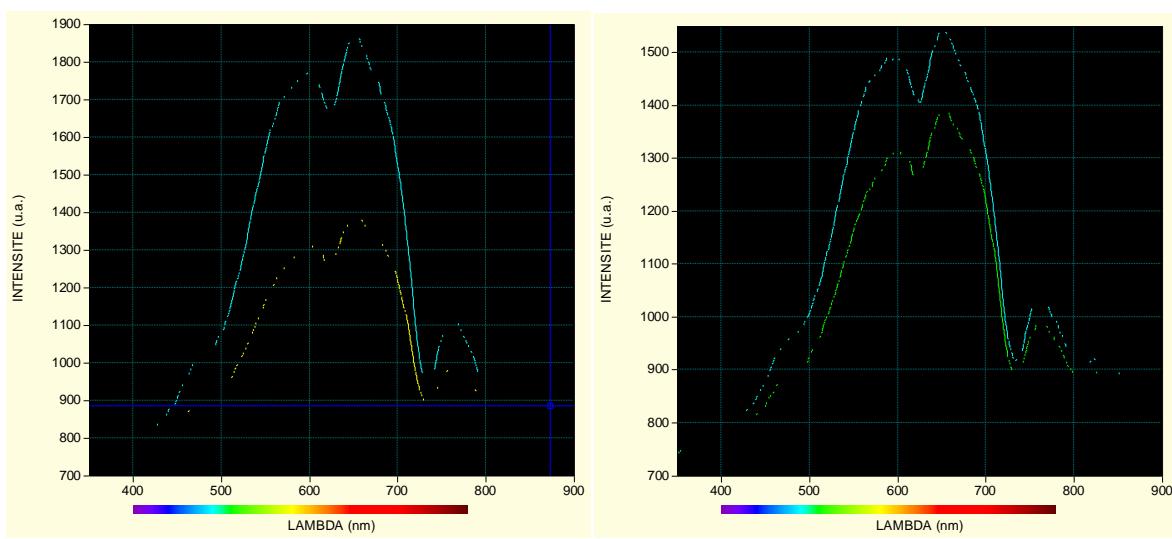


Figure 3.30. Spectre de luminance de dent naturelle



Bleu : résine avec couche
Jaune : résine sans couche

Vert : résine composite sans couche
Bleu : résine composite avec couche

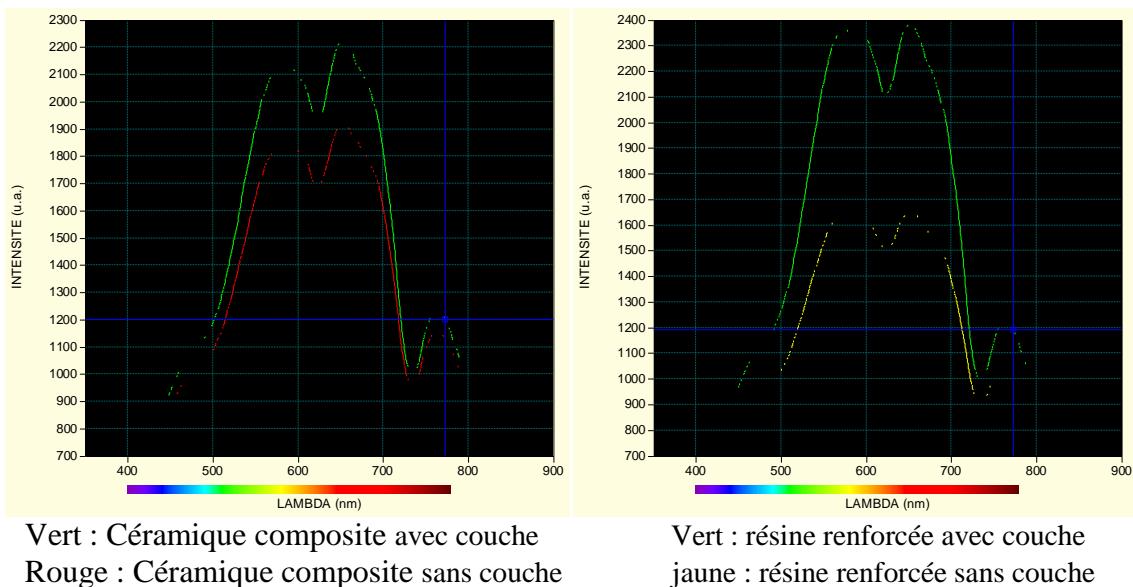


Figure 3.31 : Spectre de luminance des biomatériaux dentaires

La Figure 3.32 présente les spectres de brillance des différents biomatériaux dentaires avec dépôt de couche de silice par sol-gel. On remarque que la brillance ou la luminance est

plus important pour la résine renforcé par Al_2O_3 dont l'intensité peut atteindre 2000 (μa), puis la céramique composite, puis la résine composite et enfin la résine acrylique dont la valeur est faible, d'intensité de l'ordre de 1500 (μa)..

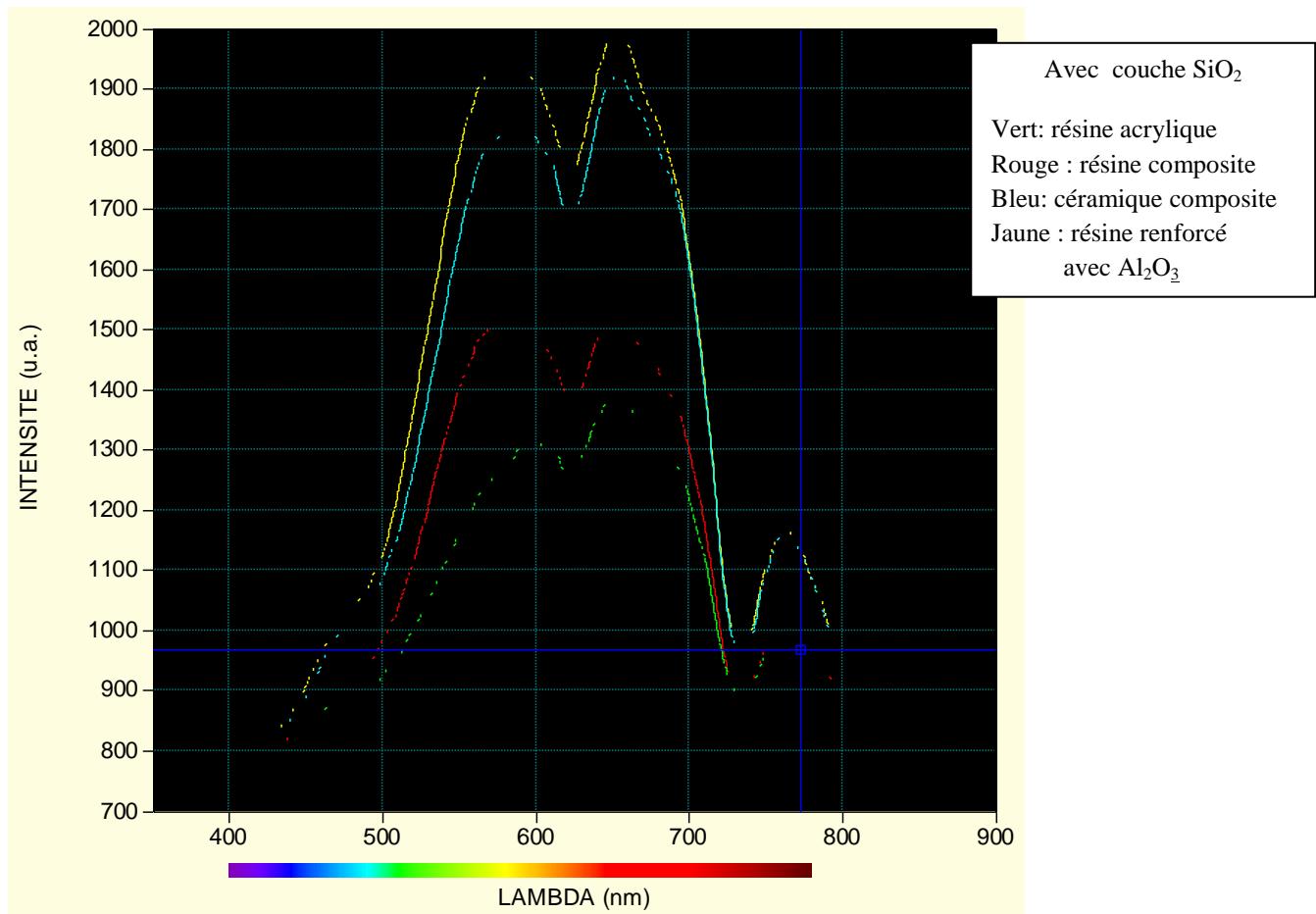


Figure 3.32: Spectre de luminance des différents biomatériaux dentaires

Cette partie de notre étude a consisté au dépôt de couches par sol-gel sur des substrats en biomatériaux dentaires dans le but d'avoir un renforcement mécanique et l'amélioration des propriétés optiques. Ce type de dépôt est un procédé complexe et nécessite la maîtrise de paramètres tels la concentration, la composition, le PH de la solution, le temps d'immersion, le temps de maintien et la température de recuit.

Conclusion générale

L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence des rayures des dents naturelles dans les conditions du laboratoire sur les matériaux de restaurations dentaires. Les matériaux de restaurations dentaires « résines composites et céramiques composites » sont appliqués dans les rayures des dents naturelles après le nettoyage de la carie par le praticien. L'adhérence de couches des biomatériaux à l'interface dents/résine est assez complexe vu que les rayures et fentes ont différentes formes et présentent des défauts d'étanchéité. Ceux-ci fragilisent le renfort de la structure dentaire. Dans ce contexte, le dépôt de couche mince de silice par voie sol-gel a été élaboré sur les biomatériaux afin d'augmenter le renforcement et d'améliorer les propriétés optiques.

Le thème traite différents aspects :

- l'élaboration des résines suivant les pratiques du praticien et étudier leurs défauts de structure présentés par la distribution des pores qui ont à leur tour l'influence sur la transmission optique de ces biomatériaux qui est caractérisé par la translucidité (côté esthétique).
- Le thème traite également les défauts d'étanchéité dans les interfaces dents/matiériaux de restauration (cas de résine composite et céramique) par le logiciel IPP où on remarque que les interfaces ne présentent pas des homogénéités d'épaisseur et par conséquent des rayures qui provoquent le problème principal de rétrécissement pendant la polymérisation des matériaux. Ceci a comme conséquence une fuite marginale et a permis l'entrée des bactéries menant à la décoloration, à l'inflammation de la gencive et des caries récurrentes.
- L'étude par thermographie IR sur l'application des résines et céramiques composites comme matériau de restauration donne des allures de variation de températures différentes. Dans les deux cas, lorsque la température de chauffage augmente, le

biomatériaux augmente plus que la dent naturelle et au fur et à mesure que la température diminue l'allure de la distribution de température sur la dent et sur le composite devient uniforme.

- La différence entre l'application de la résine et la céramique est l'apparition dans la résine des taches indiquant qu'à la température élevée, les défauts deviennent visibles.
- le dépôt de couche mince de silice par sol sur les biomatériaux permet de cicatriser les défauts tels que les rayures, même partiellement et d'améliorer la brillance ou la luminance et de diminuer la transmission optique.

Enfin, ces travaux sont un début et une initiation à d'autres travaux plus approfondis dans l'application des moyens de caractérisation optiques des biomatériaux en générale.

Références

- [1] A. Morin, I. Lopez, J.L. Coeuriolt et P Millet. Dents artificielles et prothèse amovible, EMC-Odontologie. 1 (2005), 1-12.
- [2] P. Desautels, Les matériaux dentaires. Editions Préfontaines Inc, 1975.
- [3] G. Burdairon, Abrégé de matériaux dentaires. Editions Masson, 1981
- [4] Mariani P, Sarrochi JP. Nouveaux matériaux pour dents artificielles: étude technique et clinique. Actual Odontostomatol (Paris). 155(1986), 499–510.
- [5] I. Sideridou, V. Tserki, G. Papanastasiou. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 23 (2002) 1819
- [6] Till N. Gohring, Luigi Gallo, Heinz Luthy. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. Dental Materials 21(2005), 761–772.
- [7] Y. S. Lipatov, in "Advances in Polymer Science" 22 Phys. Chemistry (Springer Verlag Berlin 1977) p. 1.
- [8] G. Mikolajczak, J.Y Cavaille, G.P. Johari, Polymer 28, (1987)2003.
- [9] J. Qu, C.P. Wong, IEEE Trans. On Components and Packaging Technology, 25, (2002) 53. 7) 2023.
- [10] Abrégé de biomatériaux dentaires G.Burdairon (M8/2786) Masson Paris New York Barcelon 1981.
- [11] Les cours des biomatériaux dentaires de 2année chirurgie dentaire.
- [12] La fatigue des matériaux et des structures Claude Bathias et Jean Paul Bailon Edition Hermes Paris 1997.
- [13] L. Smata, Usure des matériaux dentaires. Thèse de doctorat. Université de Sétif 2007

- [14] Poolthong S. Determination of the mechanical properties of enamel, dentine and cementum by an ultra micro-indentation system. PhD Thesis. Faculty of Dentistry, University of Sydney, Sydney, 1998.
- [15] P. Desautels, Les matériaux dentaires. Edition Préfontaine Inc, 1975.
- [16] APRIL G. V.; BOUCHARD M.; DOUCET M.; "Surface roughness characterization of dental fillings: a diffractive analysis" Univ. Laval, cent. optique photonique laser, Ste-Foy, CANADA, Optical engineering , 1993, vol. 32, n°2, pp. 334-341
- [17] E.S Say, A Civelek, M Ersoy. Wear and microhardness of different resin composite materials. Operative Dentistry. 28(2003), 628-634.
- [18] J.-M. Meyer. Cours Biomatériaux. Biomatériaux dentaires, Université de Genève.2008.
- [19] Eric MORTIER, Etanchéité sur les dentaires polymérisées, thèse de doctorat, (2009), Université Nancy 1 Henri Poincaré
- [20] G. Burdairon. Abrégé de matériaux dentaires. Edition Masson ,1981.
- [21] P. Mariani, JP. Sarrochi. Nouveaux matériaux pour dents artificielles: étude technique et clinique. Actual Odontostomatol. Paris. 155(1986), 499–510.
- [22] I. Sideridou, V. Tserki. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials. 23(2002), 1819–1829.
- [23]: Dong-Hoon Shin, , H. Ralph Rawls, “Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems”, dental materials 2 5 (2009) 1030–1038
- [24] BR. Lawn, A. Pajares, Y. Zhang. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. Biomaterials 25(2004), 2885–2892.
- [25] C. P. Turssi, J. J. Faraoni, M. Menezes. Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. Dental Materials 22(2006), 77–83.
- [26] St-Georges AJ, Swift Jr EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. Operative Dentistry 27(2002), 410–417.
- [27] M. Eisenburger, M. Addy. Erosion and attrition of human enamel in vitro Part I: Interaction effects. Journal of Dentistry 30(2002), 341–347.

- [28] Jeffrey Y. Thompson, Brian R. Stoner, Jeffrey R. Piascik. Ceramics for restorative dentistry: Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Materials Science and Engineering C* xx (2006) xxx–xxx.
- [29] Ivoclar Vivadent. Scientific Documentation IPS.SIGN. Ivoclar Vivadent AG, FL – 9494, Schaan, Liechtenstein, Fevrier.2003.
- [30] Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(2004), 128–35.
- [31] Ogolnik R, Picard B, Denry I. In: *Cahiers de biomatériaux dentaires. 1. Matériaux minéraux*. Paris. Ed Masson. (1992), 67–93.
- [32] Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry* 25(2000), 113.
- [33] Dogan A, Bek B, C, Evik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *Journal of Dentistry*. 23(1995), 313–8.
- [34]. Dos Santos GB, monte Alto RV, Sampaio HR, da Silva EM, “Light transmission on dental resin composites”, *Dent Mater* 2007,
- [35]. Lim YK, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HCh, “Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites”, *Dent Mater* 2007, 24, 67-73;
- [36] Moszner N, Klapdohr S, “Nanotechnology for dental composites”, *Int J Nanotechnology* 2004, 1,130-156
- [37] George Freedman, Restaurations à la résine ultraconservatrices, *J Can Dent Assoc* 1999; 65:579-81
- [38] A. Lussi, M. Schaffner, Diagnostic et traitement de la carie, *Forum Med Suisse* No 8 20 février 2002
- [39] Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN, Etude de l’interface et de l’étanchéité endocanalaire après collage de tenons fibrés radiculaires, Thèse de doctorat, université de Toulouse, 2009
- [40]: Yong-Keun Leea, John M, “Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes”, *Powers dental materials* 2 3 (2007) 259–264

Résumé :

Il existe actuellement une grande variété de matériaux de restauration dentaires dont les principales familles sont: les amalgames dentaires, les résines composites, les ciments verre ionomères et les matériaux hybrides.

Dans ce travail, la distribution et la taille des pores dans les résines ont été étudiés et de mettre en corrélation les effets de pores sur la transmission optique et par conséquent sur la translucidité.

On a également étudié les défauts d'étanchéité dans les interfaces dents/matériaux de restauration (cas de résine composite) par le logiciel de traitement d'image. Les rayures qui ont été provoqué par le rétrécissement pendant la polymérisation des matériaux. Ceci a comme conséquence une entrée des bactéries menant à la décoloration, à l'inflammation de la gencive et des caries.

Pour montrer l'effet du phénomène de la rayure et de cavité dentaire sur l'étanchéité à l'interface entre la dent et les couches de matériaux de restauration, on utilisé la thermographie IR qui nous a permis de déterminer la distribution de température entre la dent et les couches de matériaux composite de restauration et d'analyser quelques thermogrammes afin de détecter des anomalies des échantillons soumis aux radiations thermiques.

Ceci a permis une caractérisation optique et thermique qualitative qui sera une initiation aux travaux futurs.

ملخص .

هذا العمل هو عبارة عن دراسة نظرية و تطبيقية للمواد الحيوية المستعملة في الترميمات السنية يتضمن هذا العمل دراسة - توزيع وحجم المسام في الراتنج لذلك قمنا بربط آثار المسام على انتقال البصرية وبالتالي شبه الشفافية.

درسنا أيضاً وجود عيوب في الأسنان بواسطة برنامج معالجة الصور ولاضهار تأثير الخدوش بين الأسنان و المواد الترميمية استخدمنا الأشعة تحت الحمراء التي تسمح لنا بتحديد توزيع درجات الحرارة بين الأسنان طبقات من المواد المركبة الترميمية وتحليل بعض العينات للكشف عن هذه العيوب.

و هذه الدراسة قد منحتنا عدة خصائص ضوئية و حرارية التي بدورها ستكون مقدمة لعدة أعمال في المستقبل.