

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université ABDERRAHMANE MIRA - Béjaïa –

Faculté des Sciences Exactes

Département de Chimie

Mémoire de Master

Discipline : Sciences Exactes

Option : Chimie des Matériaux

**Les caractérisations des matériaux utilisés
pour la fabrication des prothèses dentaires.**

Présenté par :

M^{elle} MALLOU Saida

Soutenu le : 30/06/2015

Membre de jury :

Mme. BRAHMI	Dhaouia	Examinatrice
Mme. BELAID	Sabrina	Présidente
Mr. MOSTEFAOUI	Toufik	Encadreur

Année 2014-2015

Remerciements

Je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné la force, la volonté et le courage à mettre en lumière ce modeste travail.

Je tiens à remercier mon promoteur Mr T.MOSTEFAOUI d'avoir accepté de diriger ce travail.

Mes sincères remerciements s'adressent aux dentistes Mme AIT KHALED et Mr IBRIR et les prothésistes Mr. LEGHEOUINI et Mr. HADDAD pour avoir mis à ma disposition toute les informations, matériaux et les matériels nécessaires à la réalisation de ce travail. Notamment pour leurs patiences et grande disponibilité durant mes stages dans leurs cabinets dentaires.

Je tiens à exprimer mon grande reconnaissance et profonde gratitude aux membres de jury pour avoir acceptés de juger mon travail.

Enfin, je tiens à remercier tous ceux qui ont participé de près ou de loin dans la réalisation de ce travail.

Je dédie ce travail *A* :

Mes très chers parents qui m'ont protégé tout au long du chemin de la vie et qui mon soutenu dans tous mes états et ils sont toujours a mes cotés et pris a faire tous pour moi je vous dits merci pour votre encouragement et votre confiance je vous aime.

Mon frère je lui souhaite toute la réussite du monde.

Mes tantes, mes oncles et tous mes petits cousins et cousines.

A mon amie Meriem merci pour chaque moment qu'on a passé ensemble.

A Yacine, M.AKLI et Zohra pour leur aide ainsi que toute personne qui mont aidé de prés ou de loin.

Ainsi que toute la section de Chimie des Matériaux.



AIDA

Liste des abréviations

Hv : Dureté Vickers des matériaux.

CCM : Couronne Céramo-métallique.

CCC : Couronne Céramo-céramique.

CRC : Couronne en Résine Composite.

PH : Potentiel d'hydrogène.

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle.

MMA : Méthacrylate de méthyle.

DRX : Diffraction des rayons X.

IR : Spectroscopie Infra Rouge.

Sommaire

Introduction	01
--------------------	----

Chapitre I : Les biomatériaux dentaires.

I.1- Généralités sur les biomatériaux	02
I.1.1- Définition.....	02
I.1.2- Les différents types de biomatériaux	02
I.2- Les alliages dentaires	03
I.2.1- Les alliages dentaires précieux	03
I.2.1.1- Rôle des constituants	04
I.2.1.1-a- Constituants principaux	04
I.2.1.1-b- Constituants mineurs	05
I.2.1.2- Propriétés physiques et mécaniques	05
I.2.1.3- Propriétés thermiques	06
I.2.1.4- Aptitude à la liaison céramo-métallique selon le type d'alliage	06
I.2.1.5- Corrosion	08
I.2.2- Les alliages non précieux	08
I.2.2.1- Composition et classification	09
I.2.2.2- Propriétés mécaniques et physiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr	10
I.2.2.3- Propriétés thermiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr	10
I.2.2.4- L'effet de corrosion sur les alliages dentaires non précieux	10
I.2.3- Les alliages de titane	11
I.2.3.1- Composition et classification	11
I.2.3.2- Propriétés physiques et mécaniques	11
I.2.3.3- L'effet de corrosion sur les alliages de titane	12
I.2.4- Biocompatibilité, Toxicité, Allergie	12

I.3- Différents types de matériaux dentaires de restauration	13
I.3.1- Les résines acryliques	13
I.3.1.1- Les propriétés des résines acryliques	16
I.3.1.2- Les exigences d'une résine dentaire	17
I.3.1.3- Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine.....	18
I.4- Les résines composites	18
I.4.1- Définition	19
I.4.2- Utilisations des résines composites dentaires	19
I.4.3- Chimie des composites	19
I.4.4- Classification des résines composites	20
I.4.5- Autre classification	21
I.4.6- Quelques propriétés des résines composites	21
I.4.7- Les avantages et les inconvénients des résines composites	22
I.5- Les Céramiques	22
I.5.1- Introduction	22
I.5.2- Définitions	23
I.5.3- Classification des céramiques	24
I.5.4- Différents Types de céramiques dentaires	26
I.5.4.1- Céramiques feldspathiques	26
I.5.4.2- Céramiques « basse fusion »	27
I.5.4.3-.Matériaux pour céramiques sans armature métallique	27
I.5.4.4- Propriétés mécaniques des céramiques	28
I.5.4.5- Propriétés physiques des céramiques	28

Chapitre II : Matériaux et Techniques Expérimentales.

II.1- La Diffraction des Rayons X (DRX)	30
---	----

II.1.1- Principe	30
II.1.2- Production des rayons X	31
II.1.3- Appareillage	31
II.2- La spectroscopie Infra-Rouge à Transformée de Fourier IRTF	32
II.2.1- Introduction	32
III.2.2- Principe	33
II.2.3- Application du proche infrarouge aux polymères	34
II.2.4- Appareillage	34
II.3- Fluorescence X	35
II.3.1- Définition de la XRF	35
II.3.2- Domaine d'utilisation de la XRF	35
II.3.3- Principe de la technique	36
II.3.4- Excitation avec les rayons X émis par les isotopes radioactifs	37
II.3.5- Appareillage	37

Chapitre III : Résultats et discussion.

III-Résultats et discussions.....	38
III.1- Introduction.....	38
III.2- Caractérisation par la technique de diffractions des rayons X (DRX).....	38
III.2.1- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine dentaire	38
III.2.2- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine dentaire après traitement thermique à 100°C	39
III.2.3- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une céramique dentaire	40
III.2.4- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une céramique dentaire après traitement thermique à 100°C.....	42

III.2.5- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine composite.....	43
III.2.6- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine composite après traitement thermique à 100°C.....	45
III.3- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR).....	47
III.3.1- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) de la résine dentaire.....	47
III.3.2- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) de la céramique dentaire.....	48
III.3.3- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) de la résine composite.....	49
III.4- Caractérisation par la DRX des alliages métalliques dentaires.....	51
III.4.1- Caractérisation par la DRX de l'alliage métallique dentaire Nickel-Chrome (Ni-Cr).....	51
III.4.2- Caractérisation par la DRX de l'alliage métallique dentaire Cobalt-Chrome (Co-Cr).....	52
III.5- Caractérisation par la Fluorescence X.....	54
III.5.1- Caractérisation par la Fluorescence X de l'alliage Nickel-Chrome (Ni-Cr).....	54
III.5.2- Caractérisation par la Fluorescence X de l'alliage Cobalt-Chrome (Co-Cr).....	55
III.5.3- Caractérisation par la Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en résine.....	55
III.5.4- Caractérisation par la Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en céramique.....	56
Conclusion.....	57

Liste des tableaux

Tableau (I.1) : Températures de fusion et de coulée des alliages précieux.....	06
Tableau (I.2) : Exigences normatives des alliages à base cobalt et à base nickel	09
Tableau (I.3) : Propriétés mécaniques des alliages non précieux.....	10
Tableau (I.4) : Températures de fusion et coulée des alliages non précieux	10
Tableau (I.5) : Composition chimique du titane « commercialement pur »	11
Tableau (I.6) : Propriétés mécaniques du titane	12
Tableau (I.7) : Les propriétés physiques et mécaniques des résines composites.....	21
Tableau (I.8) : Propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles, de l'émail et de la dentine.....	28

Liste des figures

Figure (I.1) : (a) Acide Acrylique, (b) Acide Méthacrylique et (c) Méthacrylate de Méthyle.....	14
Figure (I.2) : Polymérisation radicalaire du Méthacrylate de Méthyle (MMA).....	14
Figure (I.3) : -a. Acide acrylique -b. Acide méthacrylique.....	15
Figure (I.4) : Ensemble de dents en résine.....	17
Figure (I.5) : Décoloration d'une dent en résine.....	18
Figure (I.6) : Les résines composites.....	18
Figure (I.7) : Prothèses provisoires en résine composite.....	19
Figure (I.8) : La matrice du composite.....	20
Figure (I.9) : Représentation d'une série de dents restaurées avec (a) un ciment, (b) par une résine composite et (c) par un matériau métallique (amalgame).....	22
Figure (II.1) : diffraction des rayons X.....	30
Figure (II.2) : la source des rayons X.....	31
Figure (II.3) : Le diffractomètre de rayon X.....	32
Figure (II.4) : Spectre électromagnétique.....	33
Figure (II.5) : Schéma du spectrophotomètre IR.....	33
Figure (II.6) : Principe de la spectroscopie par fluorescence X.....	36
Figure (III.1) : Le spectre DRX de la résine dentaire.....	38
Figure (III.2) : Le spectre DRX de la résine dentaire après traitement thermique à 100°C.....	40
Figure (III.3) : Le spectre DRX de la céramique dentaire.....	41

Figure (III.4) : Le spectre DRX de la céramique dentaire après traitement thermique à 100°C.....	42
Figure (III.5) : Le spectre DRX de la résine composite.....	43
Figure (III.6) : Le spectre DRX de la résine composite après traitement thermique à 100°C.....	46
Figure (III.7) : Le spectre IR de la résine dentaire.....	47
Figure (III.8) : Le spectre IR de la résine acrylique (le méthacrylate de méthyle PMMA).....	47
Figure (III.9) : Le spectre IR de la céramique dentaire.....	48
Figure (III.10) : Le spectre IR de la leucite.....	49
Figure (III.11) : Le spectre IR de la résine composite.....	50
Figure (III.12) : Le spectre IR du quartz.....	50
Figure (III.13) : Le spectre DRX de l'alliage Ni-Cr.....	51
Figure (III.14) : Le spectre de l'alliage Co-Cr.....	52
Figure (III.15) : Le spectre Fluorescence X de l'alliage Ni-Cr.....	54
Figure (III.16) : Le spectre Fluorescence X de l'alliage Co-Cr.....	55
Figure (III.17) : Le spectre Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en résine.....	55
Figure (III.18) : Le spectre Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en céramique.....	56

Introduction :

Depuis des siècles, des dentistes ont tenté de remplacer les dents manquantes avaient eu recours à toutes sortes de techniques, en général sans grand succès [1].

L'origine des prothèses dentaires remonte à fort longtemps. La raison en est simple. Être édenté a toujours posé deux problèmes majeurs : d'une part, ça rend le processus d'alimentation plus difficile; d'autre part, ça ne fait pas un beau sourire [1].

Les matériaux dentaires ont été le centre de la recherche considérable et de développement durant les 50 dernières années. Ils sont supposés avoir les propriétés mécaniques comparables à ceux des dents naturelles, en plus d'une excellente qualité esthétique [2].

Le développement de la chimie des matériaux a conduit à la production des matériaux dentaires de plus en plus performants avec des propriétés physico-chimiques 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 mobile et fixé [2]. Quatre familles de matériaux sont retrouvées :

- Les alliages métalliques.
- Les résines.
- Les composites.
- Les céramiques.

Chapitre I : Les matériaux dentaires.

I.1- Généralités sur les biomatériaux :

I.1.1- Définition :

D'après la définition du consensus de Chester (1991) : « un biomatériau est un matériau destiné à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps. Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physicochimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir, et d'autre part à être biocompatibles. La notion de biocompatibilité d'un biomatériau est définie par l'acceptation tissulaire de l'implant par l'organisme » [23].

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes d'accidents. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

Actuellement, les biomatériaux représentent, au niveau international, un enjeu social considérable (plus de 5 % de la population est porteuse d'un biomatériau implanté) et un enjeu économique très important. La demande continue d'augmenter nécessite l'élaboration de nouveaux biomatériaux ayant une durée de vie plus importante.

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent les domaines d'applications les plus importants des biomatériaux [23].

I.1.2- Les différents types de biomatériaux :

La nature (métaux, greffes d'origine biologique, céramiques,...), les applications biomédicales (prothèses, revêtements prothétiques, comblements de défauts osseux,...) et les propriétés des biomatériaux (stabilité à long terme de l'implant, dégradation contrôlée,...) sont très divers. Il existe

donc une grande diversité de biomatériaux que l'on peut classer en quatre grandes catégories suivant leur nature [17] :

- les biomatériaux métalliques,
- les biomatériaux céramiques,
- les biomatériaux à base de polymères de synthèse,
- les biomatériaux d'origine naturelle,

I.2- Les alliages dentaires :

I.2.1- Les alliages dentaires précieux :

L'utilisation des alliages précieux a diminué dans le monde depuis les années 1970. L'évolution défavorable du coût de ces matériaux et le développement des revêtements compensateurs destinés aux alliages non précieux, ont amené de nombreux praticiens à proposer plus rarement ces alliages [2].

Les avantages de ces alliages sont nombreux, en particulier, sur le plan biologique et pour leur résistance à la corrosion. L'or est utilisé à des concentrations plus ou moins élevées dans les alliages précieux pour la coulée de pièces prothétiques unitaires ou plurales, fixes ou amovibles. Il est associé à des éléments issus de la mine du platine : platine, palladium, iridium, osmium, rhodium et ruthénium. L'argent ne fait pas partie de ces éléments [6].

Les alliages précieux peuvent également être classés en fonction de leur domaine d'utilisation : alliages pour techniques céramo-métalliques, alliages universels et alliages conventionnels. Les alliages universels peuvent être céramisés avec des céramiques basses fusions [5].

Enfin, les normes rappellent encore l'ancienne classification (ancienne norme AFNOR) en quatre types :

- **Mou** (dureté Hv de 60 à 90),
- **Moyen** (dureté Hv de 90 à 120),
- **Dur** (dureté Hv de 120 à 150),
- **Extra-dur** (dureté Hv supérieure à 150 après coulée et supérieure à 220 après durcissement).

I.2.1.1- Rôle des constituants :

Certains éléments, à des concentrations inférieures au millième ($<0,001$), ont des effets sur les propriétés ou la structure de l'alliage final. Il est donc important de connaître l'ensemble des composants.

Aux éléments de base sont ajoutés en proportions variables l'argent (Ag), le cuivre (Cu) et selon les alliages, des micro-additions de ruthénium (Ru), indium (In), fer (Fe), manganèse (Mn), zinc (Zn), étain (Sn), gallium (Ga), niobium (Nb).. [3,4].

I.2.1.1-a- Constituants principaux :

➤ L'or (Au)

Inerte chimiquement, il augmente la résistance à la corrosion. Il confère à l'alliage sa ductilité et augmente la densité et il élève la température de fusion. Il se combine, lors du traitement thermique de l'alliage, avec le cuivre pour durcir l'alliage et il donne à l'alliage la couleur jaune.

➤ Le platine (Pt)

Inerte chimiquement, il augmente la dureté. Additionné à l'or, il améliore encore la résistance à la corrosion. Son utilisation est limitée car il élève le point de fusion et au-delà de 12% il blanchit l'alliage.

➤ Le palladium (Pd)

Son rôle est similaire à celui du platine. Très peu actif chimiquement, il augmente la dureté et la température de fusion de l'alliage et il participe aussi à sa résistance à la corrosion. Il diminue la densité de l'alliage et rend blanche l'alliage plus que tout autre constituant (il suffit de 5 à 6% de palladium pour le blanchir complètement).

➤ L'argent (Ag)

Actif chimiquement, il contribue à la ductilité de l'alliage. L'argent tend à blanchir l'alliage (métal blanc). Il diminue la densité de l'alliage qu'il durcit en association avec le cuivre et il se corrode en présence de soufre.

➤ Le cuivre (Cu)

Très actif chimiquement, il augmente la résistance mécanique et la dureté de l'alliage et diminue sa densité. Il abaisse le point de fusion de l'alliage et tend à lui donner une couleur rougeâtre (corrigée par la présence d'argent). Le cuivre diminue la résistance à la corrosion de l'alliage (sa quantité utilisée doit donc être limitée) [14].

I.2.1.1-b- Constituants mineurs :

➤ **Le rhuténium (Rh)**

Il diminue l'hétérogénéité de l'alliage. C'est un affineur de grains. Il durcit donc l'alliage en présence du platine.

➤ **L'iridium (Ir)**

Des micro-additions de l'ordre de 0,005% provoquent une germination homogène des alliages. C'est un affineur de grains. Il durcit l'alliage en présence du platine.

➤ **Le gallium (Ga), l'indium (In) et l'étain (Sn)**

Ces métaux très sont réactifs chimiquement et abaissent le point de fusion.

➤ **Le zinc (Zn)**

Très réactif chimiquement, il blanchit l'alliage et joue un rôle de désoxydant. Il abaisse la température de fusion et diminue la densité de l'alliage. En présence de platine, le zinc durcit l'alliage [14].

I.2.1.2- Propriétés physiques et mécaniques :

Les propriétés physiques et mécaniques des alliages précieux sont très variables en fonction de la composition et des traitements subis lors de la mise en œuvre des prothèses dentaires [5].

Les alliages précieux sont du type ductile. Leur dureté Vickers (Hv) varie entre 40 et 330 en fonction de leur nature, de la mise en forme et des traitements thermiques subis.

Le module d'élasticité varie de 80 à 130GPa. Il est du même ordre de grandeur que celui du titane et des alliages de titane. Par contre, il est largement inférieur à celui des alliages non précieux type Nickel-Chrome et Cobalt-Chrome.

Pour les alliages extra-durs, le pourcentage d'allongement peut être relativement bas. La dureté augmente notablement après un traitement thermique de durcissement, ce qui complique le polissage des pièces ainsi traitées.

Une rigidité permet d'alléger les infrastructures en prothèse amovible partielle (mobile partielle) et de purifier les enveloppes dans la technique céramo-métallique. Les plaques métalliques coulées et les armatures de bridge destinées à la céramisation doivent néanmoins être augmentées lorsqu'elles sont réalisées en alliages précieux par rapport aux infrastructures Co-Cr ou en Ni-Cr [7].

I.2.1.3- Propriétés thermiques :

Les intervalles de fusion et les températures de coulée figurent dans le (Tableau (II.1)).

Types d'alliages	Intervalles de fusion (°C)	Température de coulée (°C)
a) alliages dentaires d'or à coulée Base Au Base Au-Ag Base Pd-Ag	888-960 816-966 927-1099	1040 1010 à 1038 1066 à 1177
b) alliages dentaires précieux mixtes à coulée et pour céramique basse fusion Base Au Base Au-Ag Base Pd-Ag	980-1100 940-1080 1070-1235	1250 1230 1250 à 1350
c) alliages dentaires pour restaurations céramo-métalliques Base Au Base Au-Pd Base Pd-Ag	1030-1177 1135-1302 1130-1293	1200 à 1300 1340 à 1400 1340 à 1400

Tableau (I.1) : Températures de fusion et de coulée des alliages précieux [3 ,4].

I.2.1.4- Aptitude à la liaison céramo-métallique selon le type d'alliage :

Une des propriétés essentielles d'un alliage est sa capacité à se lier à la céramique par l'intermédiaire d'une couche d'oxyde de surface. Les alliages précieux ne possèdent pas naturellement de couche d'oxyde suffisante à leur surface. Il faut ajouter alors des éléments comme l'indium, le gallium ou l'étain, en faible quantité, pour provoquer l'apparition d'une couche d'oxyde. Ces éléments essentiels à la liaison céramo-métallique risquent d'être éliminés lors de la coulée si les procédures sont mal respectées. Par ailleurs, ces alliages précieux ne doivent pas être réutilisés sans addition d'une quantité suffisante d'alliage neuf [9].

➤ **Les alliages à haute teneur en Or**

Malgré la présence du palladium et du platine qui les renforcent mécaniquement, ces alliages restent insuffisamment rigides. Des additions d'étain, d'indium ou de fer renforcent l'alliage et créent la couche d'oxydes de surface permettant la liaison céramo-métallique. Ces alliages sont les plus coûteux. Le risque de coloration de la céramique est nul car ils ne contiennent habituellement pas d'argent.

➤ **Les alliages à faible teneur en Or type Or-Palladium-Argent**

Pour limiter le coût, il existe des alliages précieux contenant 20 à 40% de palladium et 16% d'argent. La rigidité de ces alliages est supérieure à celle des alliages à haute teneur en or et le risque de fluage lors des étapes de cuisson est limité (la limite d'élasticité ne change pas, la déformation visqueuse est limitée et la déformation plastique diminue). L'inconvénient majeur est la présence de l'argent qui peut entraîner une coloration verdâtre des céramiques.

➤ **Les alliages à faible teneur en Or type Or-Palladium**

Ces alliages à faible teneur en or et sans argent sont habituellement composés de 45 à 68% d'or et 22 à 45% de palladium. Ceci permet d'augmenter le module d'élasticité, de limiter le fluage de l'alliage lors de la cuisson tout en limitant son coût. [8].

Il est nécessaire de choisir des poudres céramiques compatibles avec cette modification. Quelques variantes récentes de ces alliages réintroduisent quelques pourcents d'argent. Avec un taux inférieur à 5%, le risque de coloration devient faible tout en améliorant les propriétés mécaniques de l'alliage.

➤ **Les alliages Palladium-Argent**

Avec une composition massique de l'ordre de 50 à 60% de palladium et 25 à 40% d'argent, ces alliages sont mécaniquement supérieurs à la présence d'étain ou d'indium dans la composition de l'alliage permet d'améliorer la liaison de la céramique. Le taux de palladium limite le risque de corrosion de l'alliage en bouche. Ce sont les alliages précieux qui présentent la rigidité la plus élevée, donc la plus favorable à la céramisation de bridges de moyenne ou de grande portée.

Certaines céramiques sont recommandées par les fabricants car elles résistent mieux à la discoloration due à la présence d'argent. Un traitement de surface alors permet de limiter le risque de diffusion

(propagation) de l'argent dans la céramique. L'inconvénient est de diminuer la qualité de la liaison céramo-métallique avec l'apparition de la couche d'oxyde de surface.

➤ **Les alliages Palladium –Cuivre**

Ces alliages contiennent de 70 à 80% de palladium, de 4 à 20% de cuivre et de 3 à 9% de gallium, l'association gallium-cuivre donne à certains de ces alliages un changement de teinte. La liaison céramo-métallique est de bonne qualité. La rigidité et la résistance au fluage ne sont pas aussi élevées que pour les alliages palladium-argent.

➤ **Les alliages Palladium-Cobalt**

Plus rares, ces alliages contiennent près de 90% de palladium et 4 à 5% de cobalt. Les inconvénients de ces alliages sont de présenter une couche d'oxyde très sombre, difficile à masquer et une affinité pour le carbone qui fragilise l'alliage en cas de contamination accidentelle [14].

I.2.1.5- Corrosion :

Les principaux métaux contenus dans les alliages précieux sont résistants à la corrosion. La présence de cuivre ou d'argent dans l'alliage peut entraîner une corrosion à chaud de l'alliage. Les additions mineures destinées à modifier les propriétés mécaniques ou physiques ont une influence réelle sur la résistance à la corrosion de l'alliage [12].

I.2.2- Les alliages non précieux :

Deux grandes classes d'alliages non précieux peuvent être distinguées: les alliages à base de nickel et de chrome et les alliages à base de cobalt et de chrome [10].

➤ **Les alliages nickel- chrome :** encore appelés « **superaliages** », se sont développés dans l'industrie vers 1930 pour répondre aux besoins d'alliages inoxydables résistants à haute température, dans l'industrie aéronautique, puis dans toutes les industries. Au niveau odontologique, il fallait attendre les années 60 pour développer l'usage des constructions prothétiques fixées, unitaires ou plurales [10].

➤ **Les alliages cobalt-chrome** : improprement désignés sous le nom commercial déposé de « **stellite** » ont été utilisés dans leur première application odontologique dans la confection des châssis métalliques de prothèses amovibles partielles et en orthopédie dento-facial, en raison de leur excellente rigidité sous faible épaisseur et de leur bonne tolérance biologique. C'est en raison de cette dernière propriété que leur usage s'est étendu aux constructions prothétiques fixées entièrement métalliques ou céramo-métalliques, se substituant ainsi aux alliages nickel –chrome, remis en cause en raison de la toxicité du nickel. Ils sont souvent utilisés dans toutes les réalisations prothétiques fixes ou amovibles, à la fois pour des raisons mécaniques et économiques évidentes [11].

I.2.2.1- Composition et classification :

Pour être normalisé, un alliage doit répondre à certaines exigences quant à leur composition (Tableau (II.2)).

Alliages à base de cobalt (% en masse)	Alliages à base de nickel (% en masse)
Cobalt constituant principal	Nickel constituant principal
Chrome égal ou supérieur à 25 m%	Chrome égal ou supérieur à 20 m%
Molybdène égal ou supérieur à 4 m%	Molybdène égal ou supérieur à 4 m%
Cobalt + Chrome égal ou supérieur à 85 m%	Nickel + Chrome égal ou supérieur à 85 m%

Tableau (I.2) : Exigences normatives des alliages à base cobalt et à base nickel [10].

❖ **Classification** : Il n'existe pas de classification « officielle » des alliages nickel-chrome, bien que certaines soient acceptées par divers organismes comme « l'American Dental Association » (ADA) ou l'Institut Scandinave de Recherches sur Les Matériaux dentaires (NIOM). Il y en a trois groupes [10].

- Les alliages **nickel-chrome-fer** contenant, comme éléments d'addition, du bore, du manganèse et du fer.
- Les alliages nickel-chrome contenant de l'aluminium et du molybdène, avec parfois des additions de béryllium, de titane et de tungstène.
- Les alliages nickel-chrome riches en nickel, contenant du silicium et du bore.

I.2.2.2- Propriétés mécaniques et physiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr :

Les propriétés des alliages Ni-Cr et Co-Cr sont reportées dans le (tableau (II.3)).

Types alliages	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
a) alliages Co-Cr-Mo	496-690	640-825	186-228	1,5- 10	300-380
b) Technique céramo-métallique					
Ni-Cr	255-730	400- 1000	150-210	8-20	210-380
Co-Cr-Mo	460-640	520-820	145-220	6-15	330-465

Tableau (I.3) : Propriétés mécaniques des alliages non précieux [12, 14, 15].

I.2.2.3- Propriétés thermiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr :

Les intervalles de fusion et les températures de coulée sont rassemblés dans le (tableau (II.4)).

Types d'alliages	Intervalles de fusion (°C)	Température de coulée (°C)
Alliages Ni-Cr	940-1430	1000-1500
Alliages Co-Cr	1250-1500	1300-1600

Tableau (I.4) : Températures de fusion et coulée des alliages non précieux [12, 14, 15].

I.2.2.4- L'effet de corrosion sur les alliages dentaires non précieux :

Le **chrome** est le principal responsable de la résistance des alliages nickel-chrome en milieu buccal.

A partir d'une teneur suffisante (13%), c'est le recouvrement complet de l'alliage par une fine pellicule d'oxyde qui lui confère cette propriété [16]. La présence de **molybdène** augmente la résistance du nickel

à la corrosion dans des solutions. Acides (chlorhydrique et sulfurique), dans des solutions salines (chlorures de sodium) ou salivaires artificielles [17].

I.2.3- Les alliages de titane :

Actuellement, dans le domaine médical, le titane et ses alliages ont présent une place de plus en plus importante car ils sont des matériaux alliant la biocompatibilité à de bonnes propriétés physiques et mécaniques [18].

I.2.3.1- Composition et classification :

Le titane employé en odontologie est le plus souvent soit « pur » soit « allié ». Le titane dit « pur » ou « non allié », ou plus exactement **titane commercialement pur (Ti-CP)**, présent sur le plan chimique des éléments incorporés tels que l'oxygène, fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. En fonction du pourcentage des différents éléments, on distingue 4 types de Ti-CP (tableau (II.5)).

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	O max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 2	0,20	0,18	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 3	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 4	0,30	0,35	0,05	0,06	0,013	Reste

Tableau (I.5) : Composition chimique du titane « commercialement pur » [18].

I.2.3.2- Propriétés physiques et mécaniques :

Parmi les propriétés physiques et mécaniques du titane non allié, il convient de noter [18].

- **Une masse spécifique faible** ($\rho = 4,5 \text{ g.cm}^{-3}$), deux fois plus faible que les alliages chrome-cobalt. A volume égal, le poids des éléments prothétiques en titane est pratiquement deux fois moindre que ceux réalisés en alliage Ni-Cr ou Co-Cr et environ quatre fois moindre que ceux réalisés en alliage à base de l'or (Au).
- **Un point de fusion élevé** (aux environs de 1720°C selon le degré de pureté) qui le classe dans la série des matériaux réfractaires.

- **Une conduction thermique** très inférieure aux autres alliages utilisés en prothèse. Cette conduction thermique constitue un inconvénient par rapport aux alliages Co-Cr utilisés lors de la confection de plaques métalliques coulées.
- **Une dureté** comparable à celle des alliages précieux à base d'or et bien inférieure à celle des alliages non précieux (210 à 465 Hv).

Types d'alliages	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (vickers)
Grade 1	200	290-410	105-110	>30	120
Grade 2	250	390-540	105-110	>22	150
Grade 3	320	460-590	105-110	>18	170
Grade 4	390	540-740	105-110	>16	200

Tableau (L.6) : Propriétés mécaniques du titane [14].

I.2.3.3- L'effet de corrosion sur les alliages de titane :

La tenue du titane à la corrosion est très satisfaisante en milieu biologique, toutefois la présence de fluorures en milieu acide diminue cette résistance [20].

I.2.4- Biocompatibilité, toxicité, allergie :

De très nombreuses études évaluent la biocompatibilité des alliages dentaires, ou des différents métaux avec des cellules biologiques [4]. Les alliages ayant la proportion la plus élevée en or présentent le meilleur comportement avec le milieu biologique, alors que les alliages ayant le pourcentage le plus élevé en argent donnent des résultats plus défavorables [3]. En milieu buccal, l'or n'est pas toxique avec des résultats similaires à ceux de la céramique [11]. L'alliage à haute teneur en or est le plus biocompatible que l'alliage Nickel-Chrome provoque des réponses défavorables au milieu buccal. Les alliages à faible pourcentage d'or se situent entre les deux résultats [5].

I.3- Différents types de matériaux dentaires de restauration :

- Définition :

Les matériaux pour la restauration dentaire doivent présenter des caractéristiques micro-structurales et physico-chimiques leur permettant de résister aux contraintes masticatoires répétitives. Un matériau de restauration dentaire doit remplir un ensemble de conditions pour être admissible dans la pratique dentaire quotidienne [30].

Le matériau idéal d'obturation directe devrait être biocompatible; de la couleur de la dent; tolérant pour ce qui est des propriétés liées à sa manipulation; insensible à l'humidité et au dessèchement; se solidifier sans équipements spéciaux; capable de créer des liens stables avec l'émail et la dentine; susceptible de sceller des cavités originales en diguant l'invasion bactérienne; capable de libérer du fluorure ou des agents antibactériens, de re-minéralisation lorsque la déminéralisation est très probable et résistant aux atteintes chimiques [32].

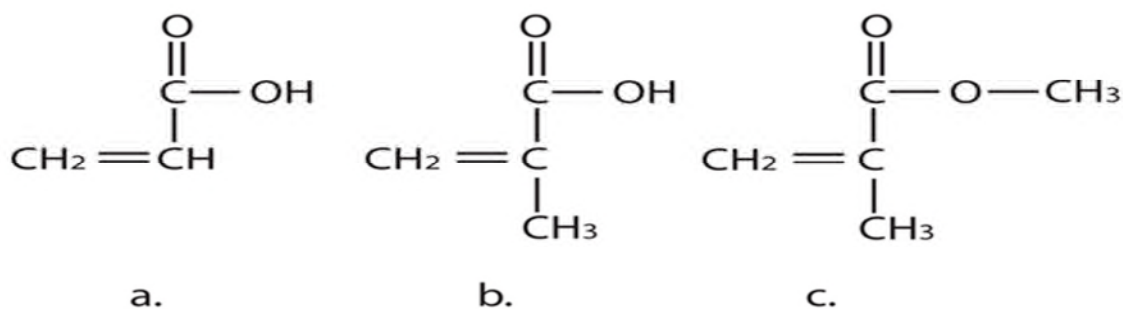
Les biomatériaux ne sont pas des substances continues, homogènes et isotropes, c'est-à-dire possédant des propriétés physiques identiques dans toutes les directions. Ils renferment des particularités de structure, des défauts locaux, hétérogénéités physiques et chimique. La plupart des matériaux utilisés en dentisterie restauratrice sont des pâtes ou des liquides qui se solidifient au moment de l'application d'un procédé technique. Deux grandes familles de ces matériaux sont donc retrouvées aujourd'hui : d'une part de nature organique, dérivés de matériaux polymériques (les résines acryliques et les résines composites), d'autre part de nature minérale, les dents en céramique (la porcelaine) [36].

I.3.1- Les résines acryliques :

Les résines acryliques se présentent sous forme de poudre (polymère) et de liquide (monomère). Les résines peuvent être classées selon que la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par la chaleur ou par un agent chimique, les changements de concentration, ou par émission de radiation. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques qui peuvent être moulés sous diverses formes [31].

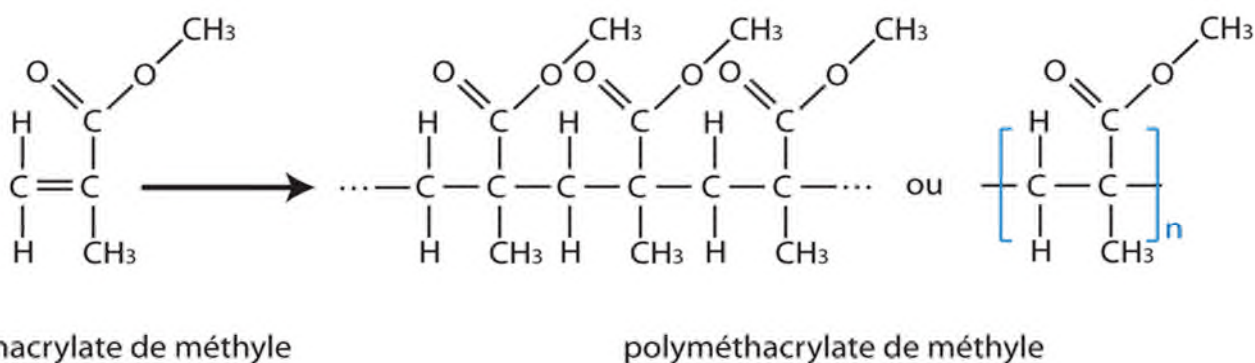
Il existe trois molécules de base pour obtenir des résines acryliques par polymérisation du monomère acrylique, en ouvrant les doubles liaisons (C=C).

Figure (I.1) : (a) Acide Acrylique, (b) Acide Méthacrylique et (c) Méthacrylate de Méthyle.



Si l'on utilise du méthacrylate de méthyle, grâce à la chaleur et à un catalyseur qui ouvre les doubles liaisons C=C, on obtient après polymérisation du Polyméthacrylate de Méthyle. Ce sont des réactions de type radicalaire.

Figure (I.2) : Polymérisation radicalaire du Méthacrylate de Méthyle (MMA).



C'est une résine qui appartient à la classe des résines thermoplastiques dont le ramollissement ou température de transition vitreuse T_g est égale à 105°C . Sous cette température, le PMMA est rigide et se comporte comme un verre organique. Au dessus de 125°C , le polymère devient souple et capable de se déformer. Les résines existantes sont des acryliques thermo-polymérisables (durcissement par la chaleur) ou chémo-polymérisables (auto-polymérisable qui durci à froid) [33].

1- Les résines thermo-polymérisables :

Les résines thermo-polymérisables sont utilisées en clinique et aux laboratoires pour une réparation immédiate ou pour réaliser les bases des prothèses amovibles, les produits sont présentés d'une part sous forme d'une poudre contenant le polymère, les pigments roses, le catalyseur, et d'autre part d'un liquide contenant le monomère et une quinone ($\text{C}_6\text{H}_4\text{O}_2$) qui inhibe la réaction. Le polymère est

dissous dans son monomère pour le mettre dans un moule de la base d'une prothèse amovible avant chauffage. Le produit est alors fourni sous la forme d'un gel [35].

-La poudre : la poudre consiste en particules sphériques de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) broyées en poudre fine de 20 à 100 nm, accompagné d'un peroxyde de benzoyle de 0.5 à 2 % en poids ; il est ajouté comme catalyseur [30].

-Le liquide : le liquide est composé d'un monomère (acide acrylique ou acide méthacrylique), additionné d'un anti-oxydant (hydroquinone $C_6H_4(OH)_2$) qui joue le rôle d'inhibiteur et d'un agent de réticulation (figures (II.3)).

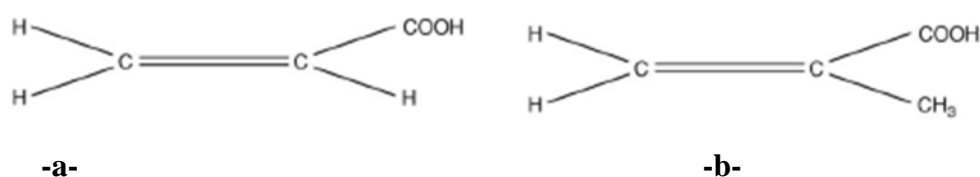


Figure (I.3) : -a. Acide acrylique -b. Acide méthacrylique [16].

La formation de la pâte s'effectue par le mélange du liquide et de la poudre en suivant le rapport 1/3 par volume.

2- Résine chémo-polymérisables ou auto-polymérisables :

Les résines chémo-polymérisables se polymérisent sans l'intervention d'un agent extérieur telle que la chaleur. La polymérisation se fait par l'utilisation d'un activateur chimique. Les avantages de ce procédé sont : réaction plus rapide, fabrication plus d'un empreinte et démoulage plus facile [36].

-La poudre : la poudre consiste en particules sphériques de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) broyées en poudre fine de 20 à 100 nm, accompagné d'un peroxyde de benzoyle ($C_{14}H_{10}O_4$) de 0.5 à 2 % en poids ; il est ajouté comme catalyseur.

-Le liquide : analogue à celui utilisé dans les résines thermo-polymérisables, mais il contient en plus un activateur (le diméthylparatoluidine) qui joue le rôle de la chaleur.

-Le phénomène de la prise et de la polymérisation : le mélange du liquide et de la poudre donne une masse pâteuse qui se durcit au cours du temps, c'est le phénomène de la prise sous l'influence de l'activateur. La pâte se durcit sans l'intervention d'un agent extérieur telle que l'élévation de la température (durcissement à froid) [36].

I.3.1.1- Les propriétés des résines acryliques :

A- Les propriétés physiques :

-La structure : la structure constituée de longues chaînes d'un réseau tridimensionnel assez faibles, car certains maillons permettent des liaisons entre les chaînes. L'obtention de polymères réticulés organisés en réseau tridimensionnel nécessite l'addition au monomère un agent de réticulation, la plupart du temps un diméthacrylate (comme le diméthacrylate éthylène glycol ou 1,4 butylène glycol diméthacrylate). Cette organisation spatiale tridimensionnelle particulière a permis d'améliorer fortement la résistance mécanique des résines acryliques [36].

-L'absorption d'eau : l'absorption d'eau entraîne de faibles variations volumiques diminuant ainsi la résistance mécanique.

-La dilatation thermique (résine thermo-polymérisable) : celle-ci est provoquée lors de la variation de la chaleur entre la température ambiante et la température du stade d'initiation de la polymérisation. Cette dilatation est limitée par les parois du moule d'où la naissance de contraintes internes du matériau et une possibilité de fissurations ultérieures et diminution de la résistance mécanique.

-La contraction de polymérisation : cette contraction est due au méthacrylate de méthyle qui subit une diminution en volume de 21% en se polymérisant. La pâte qui contient généralement 25% en volume de monomère devrait avoir théoriquement une contraction globale en volume de 15%.

B- Les propriétés mécaniques :

-La dureté : la dureté de la résine thermopolymérisable est de 20, et de la résine chémpolymérisable est de 16. Elle est nettement inférieure à celle de la denture, de l'ordre de 65 et de l'email 300 [5].

-La résistance mécanique : La résistance mécanique est affaiblie par la diminution de la durée de durcissement et par la diminution de l'épaisseur de l'échantillon ainsi que par la présence des bulles et l'absorption d'eau. Toutes ces résistances seront augmentées par l'addition au mélange d'un agent de liaison, tels que le diméthacrylate de glycol [19].

C- Les propriétés optiques [26] :

-La transparence : elle est excellente, un échantillon de 3 mm d'épaisseur transmet 90 % de la lumière visible.

-La coloration : les possibilités de coloration sont très variées pour les résines thermo-polymérisables, mais la stabilité de la coloration pour les résines chémo-polymérisables est moins bonne par suite de l'oxydation de l'activateur. La prévention de cette oxydation peut se faire par un agent stabilisant.

D- Les propriétés chimiques : le polyméthacrylate de méthyle présente une grande inertie chimique, ces résines sont pratiquement inattaquables par les fluides buccaux et présentent une très bonne stabilité en bouche. Mais les monomères résiduels, du fait de la polymérisation incomplète de la résine, vont provoquer des irritations au niveau buccal [16].

I.3.1.2- Les exigences d'une résine dentaire :

- Le matériau doit présenter une translucidité de façons à reproduire esthétiquement les dents qu'il doit remplacer. Dans ce but, il doit être teinté (figure (I1.4)).
- Conductibilité thermique élevée.
- La résine doit être sans goût, inodore, non toxique.
- 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.
- Elle doit être complètement insoluble dans les fluides buccaux et toute substance susceptible d'être ingérée.
- 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.
- Il ne doit avoir aucun changement de couleur ou d'apparence du matériau après sa Fabrication [9].



Figure (I.4): Ensemble de dents en résine.

I.3.1.3- Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine :

A- Avantages :

Les dents en résines présentent certains avantages dont : liaison chimique avec la base prothétique (figure (I1.5)), 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, dents non sonores (lors de la mastication), correction par addition de résine chémo-polymérisable ou de résine composite de façon transitoire ou définitive [13].

B- Inconvénients :

Cependant, les dents en résines ont des inconvénients où il y'a une 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 (II.5), 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 se diminue dans le temps.



Figure (I.5) : Décoloration d'une dent en résine.

I.4- Les résines composites :

Les composites à base de résine ont pris une place très importante en dentisterie restauratrice en raison de leurs qualités esthétiques et adhésifs dans le cadre d'un temps de travail programmé. Il faut aussi remarquer que ces matériaux de restauration essentiellement passifs sont très exigeants et nécessitent des connaissances approfondies et une grande compétence pratique de la part du praticien [3].



Figure (I.6) : Les résines composites.

Le composite est un matériau issu de la combinaison d'au moins de deux substances. Elles sont indiquées pour remplacer des restaurations brisées ou perdues au niveau des prémolaires et des molaires et pour restaurer des défauts de faible à moyenne dimensions ex : carie, fracture, défauts de développement. Les résines composites sont utilisées depuis longtemps pour les dents antérieures (celles situées en avant de la bouche). Elles servent aussi à corriger des défauts causés par une carie, une fracture, une dent en mauvaise position (figures (II.7)) [10].



Figure (I.7) : Prothèses provisoires en résine composite.

I.4.1- Définition :

Les composites se sont des biomatériaux d'obturation organo-minéraux d'où leur nom essentiellement réservés à l'obturation des cavités visibles sur les dents antérieures. Les résines composites sont disponibles en simple pâte ou dans des systèmes de deux pâtes. Le système de deux pâtes est chimiquement activé et est fourni en tant que deux pâtes parce que l'initiateur et l'accélérateur doivent être maintenus séparés jusqu'au mélange. Une pâte contient le catalyseur et l'autre l'activeur [5].

I.4.2- Utilisations des résines composites dentaires :

- * Pour les obturations des cavités: les pâtes sont formées d'une matrice de résine et chargées de particules minérales. La polymérisation se fait à la lumière.
- * Pour les prothèses provisoires : les pâtes ont une composition proche de celle des composites d'obturation [1].

I.4.3- Chimie des composites :

Les résines composites se composent principalement de très petites particules de charges inorganiques inertes très dures dispersées dans une matrice organique douce (polymère), et un agent de couplage, le silane assurant la liaison chimique des charges à la matrice du polymère.

a- La matrice :

Le monomère de diméthacrylate de haut poids moléculaire avec un noyau central rigide et un groupe d'hydroxyle dans sa structure chimique, c'est le monomère le plus généralement utilisé dans les matériaux de restauration. Cependant, en raison de la viscosité très élevée du monomère,

l'incorporation des charges de renforcement à la matrice est limitée et la conversion finale de la polymérisation est faible.

Par conséquent, un diluant réactif, tel que le diméthacrylate de glycol de triéthylène est souvent ajouté pour améliorer la viscosité, la réactivité et le changement final de la phase de la matrice. D'autre part, les diluants réactifs sont des monomères relativement à faible poids moléculaire et leurs polymérisations donnent un rétrécissement plus élevé ainsi que de faibles propriétés mécaniques dû à la structure de monomères. Les groupes d'hydroxyle sont capables de former la liaison intermoléculaire d'hydrogène qui limite le glissement des chaînes du monomère et du polymère, augmentant de ce fait la viscosité du système [11,12].

b- Les charges :

De taille et de forme variable selon les produits, ce sont de fines particules minérales (ex: quartz, verre borosilicaté, verres de silicate, silicate d'alumine, céramique) ou des particules métalliques (ex: étain, titane, niobium) [29]. La granularité peut varier de 25 μm à 0,01 μm ce qui permet d'obtenir un état de surface très satisfaisant [13]. Elles réduisent l'expansion thermique à la contraction de polymérisation et elles augmentent le module de Young et la dureté du matériau [14].

c- Le liant :

Pour obtenir la liaison des charges avec la matrice, la surface des particules est traitée par un agent de couplage appelé silane (ex: vinyltriméthoxylane) [15].

d- Le catalyseur :

L'activateur est utilisé dans le cas des composites dont la prise est actionnée par la lumière visible [5].

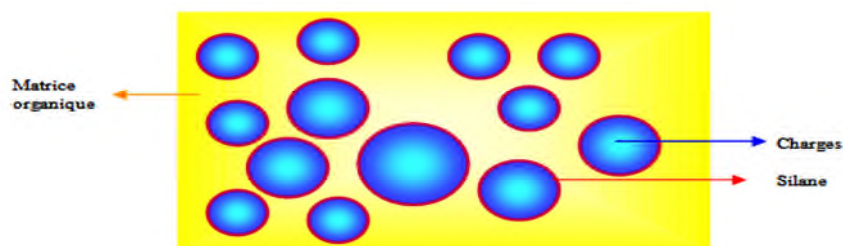


Figure (I.8): La matrice du composite.

I.4.4- Classification des résines composites :

La classification peut être faite suivant la taille des particules par les groupes suivants:

a- Les résines composites Macrofilled :

Les résines Macrofilled ou résines composites conventionnels sont également appelées la première génération des résines composites. Les particules de remplissage se composent de quartz, de verre de borosilicate, ou de verre d'aluminium de lithium. La dimension des particules est relativement grande 15 à 35 µm. La taille des remplisseurs ne permet pas un polissage adéquate, résultant des surfaces rugueuses [13].

b- Les résines composites Microfilled :

Les résines composites Microfilled contiennent des particules micro-fines de remplissage sphériques de silice colloïdales de 0,01– 0,12 µm de diamètre. La charge de remplissage est limitée à 20– 55% en volume ou à 35– 60% en poids [13].

c- Les résines composites Hybrides :

Les résines composites hybrides (mélange) ont une combinaison de particules colloïdales et fines (0,5 –3,0 µm) comme remplisseur. Les particules colloïdales remplissent l'espace entre les particules fines et la matrice autour de 60– 65% en volume. Actuellement, les hybrides dominent le marché et peuvent être encore classés par catégorie par les dimensions moyenne des particules de remplissage [13].

I.4.5- Autre classification :

Afin de faire manipuler plus facilement le composite, la diversité de l'uniformité du produit nécessite une nouvelle méthode de classer les composite basés sur la viscosité ou la fluidité, avec des catégories telles que : flowable (s'approche plus de l'état fluide), moyenne viscosité, et packable (matériau condensé) [36].

Les composites packables, parfois également appelés les composites condensables, ont été présentés au marché avec de grandes espérances comme alternative aux amalgames. Ils sont caractérisés par une haute charge de remplissage et une distribution de remplisseur qui leur donne une uniformité différente comparée aux composés hybrides. Sur la base de la charge élevée de remplissage perçue, ces matériaux présentent des propriétés physiques et mécaniques supérieures sans compter la facilité de manipulation [37].

I.4.6- Quelques propriétés des résines composites :

	Propriétés	Valeurs
Propriétés mécaniques	Module d'élasticité [GPa]	12-16
	Résistance à la compression [MPa]	230-290
	Résistance à la traction [MPa]	35-55
	Adhésion sur émail	83

Tableau (I.7) : Les propriétés physiques et mécaniques des résines composites [33].

I.4.7- Les avantages et les inconvénients des résines composites [37] :

Malgré les avantages qu'offrent les résines composites, mais avec l'utilisation clinique accrue les inconvénients des résines composites sont apparues.

a- Les avantages :

- Les restaurations finales s'adhèrent à la dent.
- Grande résistance par rapport aux résines non chargées.
- Les résines composites s'apparentent très bien à la couleur des dents puisqu'elles sont offertes en plusieurs teintes. Les restaurations finales sont donc très esthétiques par rapport aux autres types de restauration.



Figure (I.9) : Représentation d'une série de dents restaurées avec (a) un ciment, (b) par une résine composite et (c) par un matériau métallique (amalgame).

b- Les inconvénients:

- Les restaurations en résines composites nécessitent plusieurs étapes qu'une restauration en amalgame.
- Elles peuvent donc être un peu plus difficiles à faire.
- Elles coûtent plus cher que les restaurations en amalgame.
- Ils existent plusieurs facteurs favorisant la contraction de polymérisation.
- Elles exigent des sources lumineuses de cuisson parfois spéciales.
- La durée de vie est courte par rapport aux amalgames.

I.5- Les Céramiques :

I.5.1- Introduction :

Le terme céramique provient de « keramos », mot grec signifiant argile. Il a d'abord désigné des poteries recouvertes d'émail avant d'être étendu à toute la porcelaine et à

d'autres produits essentiellement constitués de silicates et qui représentent les céramiques classiques. Peut être considéré comme céramique tout matériau inorganique, fragile, et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique [39].

En odontologie, les céramiques sont essentiellement employées dans des applications prothétiques mais peuvent également être utilisées en implantologie, en orthodontie, en matériau de restauration esthétique comme dans le cas d'inlays, onlays ou facettes [40].

La plus grande partie des nouveaux systèmes très sophistiqués apparus ces dernières années sont des améliorations technologiques d'un produit apparu il y a plus d'un siècle. Les céramiques sont un type de verre obtenu par la fusion d'oxydes métalliques à haute température qui deviennent solides à température ambiante. 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 en dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures. Un autre facteur clef est le contrôle de la rétraction thermique résiduelle. 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 [33].

Elle s'oppose notamment à la propagation des dislocations et micro-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 [36].

Durant cette décennie, un grand nombre de matériaux et de procédés d'élaboration de restauration tout céramique ont été mis à notre disposition. Ils peuvent être classés suivant leur technique d'élaboration et aussi suivant la composition de leur phase cristalline.

I.5.2- Définitions :

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un

traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique.

1- Porcelaine :

La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).

2- Céramiques dentaires :

Ce 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 (ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique).

3- Verre :

Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles (ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique).

I.5.3- Classification des céramiques :

Classification traditionnelle :

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

- **Haute fusion** : 1289 à 1390°C (la fabrication des dents artificielles des prothèses amovibles).
- **Moyenne fusion** : 1090 à 1260°C (la réalisation des couronnes Jaquettes).
- **Basse fusion** : 870 à 1065°C (émaillage couronnes céramo-métalliques).
- **Très basse fusion** 660 à 780°C : émaillage du titane, émaillage d'alliage à haute teneur en or, réalisation d'éléments entièrement en céramique et de joints céramique-dent.

- **Classification de Sadoun et Ferrari :**

Les propriétés finales des prothèses céramiques : résistance mécanique, microstructure, précision d'adaptation et propriétés optiques, résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en forme. Un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, modifiant ainsi ces propriétés. Un même procédé de mise en forme peut être utilisé pour différents matériaux. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur :

La nature chimique, La microstructure, Les procédés de mise en forme.

1. Selon la nature chimique :

***Céramiques feldspathiques** : ce sont les céramiques traditionnelles destinées à l'émaillage des couronnes céramo-métalliques. De nouvelles céramiques feldspathiques à haute teneur en leucite (KAlSi_2O_6), ont une résistance mécanique améliorée et un coefficient de dilatation thermique augmenté. Elles sont alors utilisées sans armature métallique.

***Céramiques alumineuses** : leur constituant principal est l'alumine (Al_2O_3) dont le rôle est d'augmenter les qualités mécaniques de la céramique.

***Vitro-céramiques** : Se sont des matériaux mis en forme à l'état de verre, puis traité thermiquement pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle. Ils comportent 2 matériaux de nature chimique différente :

- Apathite ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3$).
- Mica-tétra-fluorosilicate.

Matériaux en cours d'évolution sont des céramiques dans lesquelles la phase cristalline est devenue prépondérante. Ces matériaux, en raison de leur opacité, sont utilisés en lieu et place de l'armature métallique des coiffes céramo-métalliques. On parle de céramiques d'infrastructure :

***Zircone (ZrO_2)** : ces matériaux possèdent des propriétés mécaniques très élevées.

2. Selon le procédé de mise en forme (avec ou sans armature métallique) :

***Avec support métallique.**

Le rôle de ce support métallique est de renforcer mécaniquement la prothèse et de servir de support de cuisson sur lequel va s'annuler la rétraction de frittage grâce à la plasticité à haute température de la phase vitreuse. Cette armature peut être :

- une feuille d'or ou de platine brunie sur le modèle des dents du patient.
- une armature coulée en alliage précieux ou non précieux.

C'est la technique la plus utilisée avec les céramiques feldspathiques conventionnelles. Dans ces deux techniques, la consolidation de la céramique est obtenue par frittage en phase liquide.

*Sans support métallique.

Cuite sur revêtement : à peu près toutes les céramiques peuvent être frittées sur un revêtement compatible et chimiquement inerte.

I.5.4- Différents Types de céramiques dentaires :

I.5.4.1- Céramiques feldspathiques :

- Composition physique :

La poudre est composée de grains de diamètre de 4 à 100 μm . Elle contient en plus des plastifiants hydrosolubles facilitant la mise en forme et des colorants [30].

- Composition chimique :

➤ Oxydes principaux :

- Oxyde de silicium SiO_2 : 55 à 78 % (phase vitreuse et phase cristalline dispersée).
- Oxyde d'aluminium Al_2O_3 : < 10 % (phase vitreuse essentiellement mais aussi parfois phase cristalline, diminue alors la translucidité). Ces oxydes augmentent la température de cuisson, la résistance et la rétraction à la cuisson.

➤ Oxydes alcalins modificateurs.

Oxydes de cations alcalins monovalents (Na_2O , K_2O , Li_2O) : 10 à 17 % essentiellement modificateurs de la phase vitreuse, ils abaissent la température de ramollissement, augmentent le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse, diminuent la température de solidification et la viscosité.

Les céramiques à fortes teneurs en K_2O (> 11 %) sont le siège d'une cristallisation à des températures voisines de 700°C et 1 200°C en particulier de leucite (K_2O , Al_2O_3).

➤ Oxydes mineurs.

- Opacifiants (ZrO_2 , SnO_2 , TiO_2), 6 à 15 % ;
- Fondants (B_2O_3 , $Na_2B_4O_7$), 0 à 5 %, ils abaissent la température de cuisson.
- Colorants (oxydes métalliques et terres rares) : TiO_2 pour le jaune, Fe_2O_3 pour le marron, CoO pour le bleu, NiO pour le gris, V_2O_5 pour le jaune [25].

I.5.4.2- Céramiques « basse fusion » :

Devant les exigences esthétiques croissantes des patients, la qualité des matériaux utilisés n'a cessé de s'améliorer et de nouvelles techniques se sont développées. C'est dans ce contexte que sont apparues des céramiques aux propriétés optiques et physiques presque « parfaites » [26].

Bien que commercialement appelées « basse fusion », les céramiques « basse fusion » sont en fait des céramiques à « très basse fusion » (de $660^\circ C$ à $780^\circ C$), utilisées dans la technique céramo-métallique pour l'émaillage d'alliages à base de titane ou d'or à bas intervalle de fusion, pour réaliser les joints céramique-dent ou bien encore pour réparer des fractures ou des éclats de céramique, enfin, utilisées seules, elles permettent la confection d'inlays, d'onlays céramique [27].

I.5.4.3.-Matériaux pour céramiques sans armature métallique :

a- Céramique feldspathique renforcée à la leucite :

C'est une céramique contenant plus de 45 % en volume de leucite Tétragonale, ce qui augmente fortement sa résistance à la rupture et à la compression et lui confère un coefficient de dilatation thermique élevé. La différence de coefficient de dilatation thermique entre la leucite et la matrice vitreuse entraîne le développement de forces compressives autour des cristaux de leucite qui s'opposent à la propagation des micro-fractures et renforce le matériau [25].

b- Céramique feldspathique renforcée à l'alumine :

La chape alumineuse est l'exemple typique de l'augmentation des propriétés physiques par l'adjonction d'une phase cristalline représentant 40 à 50 % en poids. L'alumine a un haut module d'élasticité (350 GPa) et une résistance à la rupture élevée. Sa dispersion au sein de la matrice de verre de coefficient de dilatation thermique similaire entraîne la majoration de la résistance physique [25].

c- Céramique feldspathique renforcée à la zircone

Des fibres de zircone Tétraogonale sont incluses dans une céramique feldspathique conventionnelle. La zircone subite une transformation cristallographique à 1173 °C et l'utilisation d'oxydes (CaO, MgO, Y₂O₃, CeO) permet sa stabilisation à température ambiante [25]. Cette propriété cristallographique permet de stopper la propagation des craquelures de surface. La zircone stabilisée et augmente fortement la résistance à la fracture et aux chocs thermiques. Toutefois, les propriétés optiques et la température de fusion sont modifiées [25].

I.5.4.4- Propriétés mécaniques des céramiques

Les céramiques sont peu résistantes en traction et en flexion mais sont très résistantes en compression. La caractéristique principale est la rupture dite fragile, c'est-à-dire sans déformation plastique. La fracture d'une céramique se fait par propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial [25]. Les propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles sont résumées dans le (Tableau (II.8)).

Propriétés mécaniques	Opaque	Céramique	Email	Dentine
Module élastique (GPa)	95	60	80	20
Résistance à la rupture (compression) (MPa)	1000	500	500	230
Résistance à la rupture (en tension) (MPa)	130	60	7	60
Dureté (Hv)	410	380	320	70

Tableau (I.8) : Propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles, de l'émail et de la dentine.

I.5.4.5- Propriétés physiques des céramiques :

-Thermiques : les céramiques sont des isolants thermiques. Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K₂O du verre.

-Électriques : le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants électriques [25].

-Optiques : au-delà des propriétés optiques, c'est l'impression visuelle qui compte.

Celle-ci résulte de la combinaison de nombreux facteurs relatifs aux propriétés optiques de la surface, des différentes phases et des différentes couches, de la couleur et du spectre de la lumière incident. Les rendus des diverses céramiques vont de l'opaque au transparent, avec des luminosités variables, des effets de fluorescence, avec des couleurs et des saturations différentes. Tout ceci est obtenu en jouant sur la composition, la nature chimique, la taille, la quantité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse [25].

Dans le cas d'une céramique dentaire, une partie du faisceau est absorbée en fonction de sa longueur d'onde, des porosités et de la microstructure, et une partie est réfléchi. La structure de la céramique présente plusieurs interfaces entre le verre et les cristaux d'indices de réfractons différents. Les interactions sont donc multiples et complexes.

-La fluorescence : aptitude d'un corps à absorber des photons de longueur d'onde en dehors du visible. La désexcitation se produit par émission de photons dans le visible [25].

-La couleur : elle présente trois dimensions : la teinte ou tonalité chromatique (longueur d'onde du photon émis), la luminosité et la saturation [25].

II.1- La Diffraction des Rayons X (DRX) :

La diffraction des rayons X est une méthode d'identification des phases cristallines, elle est non destructive et permet d'avoir accès à des informations physiques sur les cristaux, notamment leur taille et leur orientation, et sur la pureté de l'échantillon.

II.1.1- Principe :

La méthode générale consiste à bombarder l'échantillon en poudre avec des rayons X monochromatiques, et à mesurer l'intensité des rayons diffractés selon l'orientation dans l'espace. Les rayons X diffusés interfèrent entre eux, l'intensité présente donc des maxima dans certaines directions, on parle de phénomène de « diffraction ».

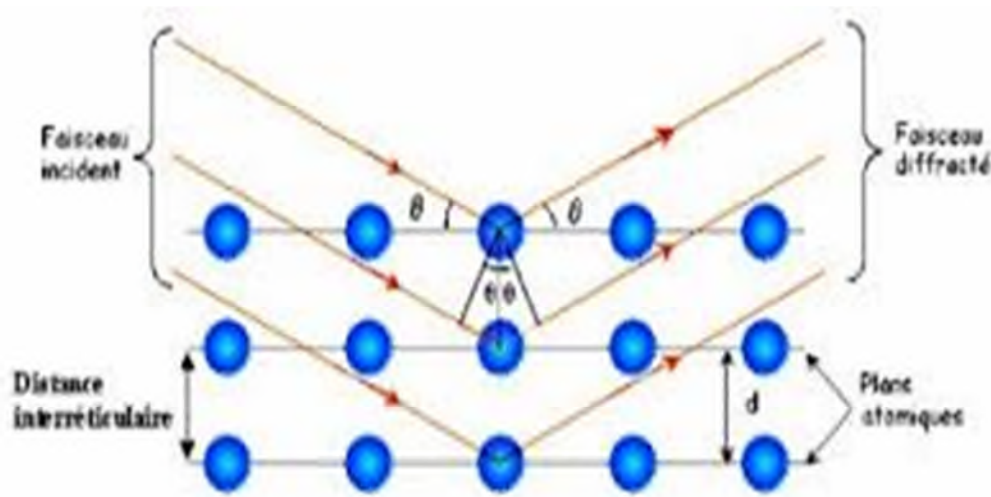


Figure (II.1) : diffraction des rayons X.

Le diffractogramme (spectre) est obtenu en enregistrant l'intensité détectée en fonction de l'angle de déviation 2θ du faisceau par rapport au faisceau incident. La relation entre l'angle de diffraction et la distance interatomique du réseau cristallin est donnée par la relation de BRAGG :

$$n \cdot \lambda = 2 \cdot d_{hkl} \cdot \sin\theta$$

λ : longueur d'onde du faisceau du rayon X monochromatique.

θ : demi angle de diffraction.

d : distance entre deux plans cristallins (h,k,l).

n : ordre de la diffraction.

II.1.2- Production des rayons X :

Les rayons X sont produits par l'interaction d'électrons avec une cible métallique. Ces électrons sont émis par un filament chauffé par effet Joule. Ils sont accélérés par un champ électrique créé par une différence de potentiel V entre une cathode constituée par le filament et une anode constituée par la cible [41].

II.1.3- Appareillage :

L'appareillage utilisé pour notre caractérisation est de marque *PANalyticalX'Pert PRO* de l'Université Abderrahmane-MIRA Bejaïa, montage de type $\theta - 2\theta$ (Bragg-Brentano). Les caractéristiques d'alimentation du tube sont : $V= 45\text{kV}$ et $I= 30 \text{ mA}$. Les diffractogrammes sont enregistrés avec la radiation ($\text{CuK}\alpha = 1.5406 \text{ \AA}$) et avec une vitesse de $0.2^\circ/\text{seconde}$.

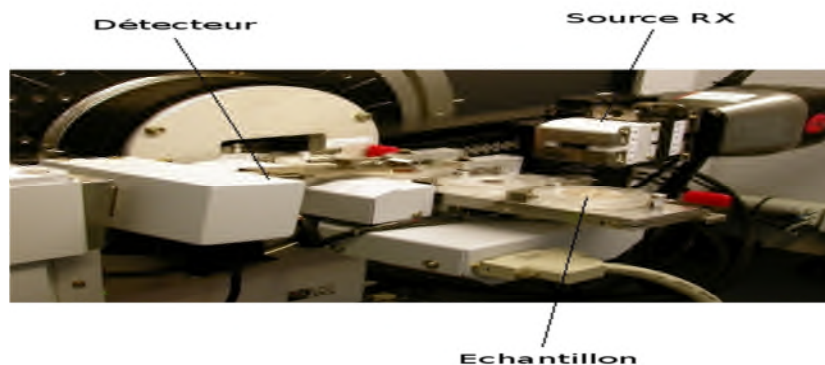


Figure (II.2) : la source des rayons X.



Figure (II.3) : Le diffractomètre de rayon X.

II.2- La spectroscopie Infra-Rouge à Transformée de Fourier IRTF :

II.2.1- Introduction :

L'IR est une technique basée sur l'analyse des énergies vibrationnelle des liaisons chimiques d'un composé. L'intervalle d'étude par Infra-rouge de ($4000-400\text{ cm}^{-1}$) les bandes apparaissant dans cette gamme de fréquences sont dues aux modes de vibrations fondamentales des différents groupes organiques.

Un échantillon est traversé par des radiations électromagnétiques de longueur d'onde comprise entre $2,5$ et $25\ \mu\text{m}$ (domaine du moyen infrarouge) et l'enregistrement de l'absorption de l'énergie infrarouge en fonction de la fréquence de la radiation incidente donne le spectre IR de l'échantillon. Le type de groupes fonctionnels présents dans la molécule correspondant aux fréquences auxquelles l'absorption est observée. Des informations à partir de ces spectres peuvent être obtenues sur la géométrie moléculaire, les forces de liaisons et sur les interactions enter et intramoléculaires.

La spectroscopie proche infrarouge est largement utilisée pour l'analyse qualitative et quantitative de composés contenant des groupements C-H, N-H, O-H, S-H, dont les vibrations sont fortement anharmoniques. C'est l'une des techniques non-destructives qui est utilisée au laboratoire pour contrôler le process en ligne.

La figure (III.4) ci-dessous montre les longueurs d'onde, les nombres d'onde et les fréquences pour le visible et les diverses régions de l'infrarouge, les limites de ces régions pouvant légèrement fluctuer suivant les auteurs.

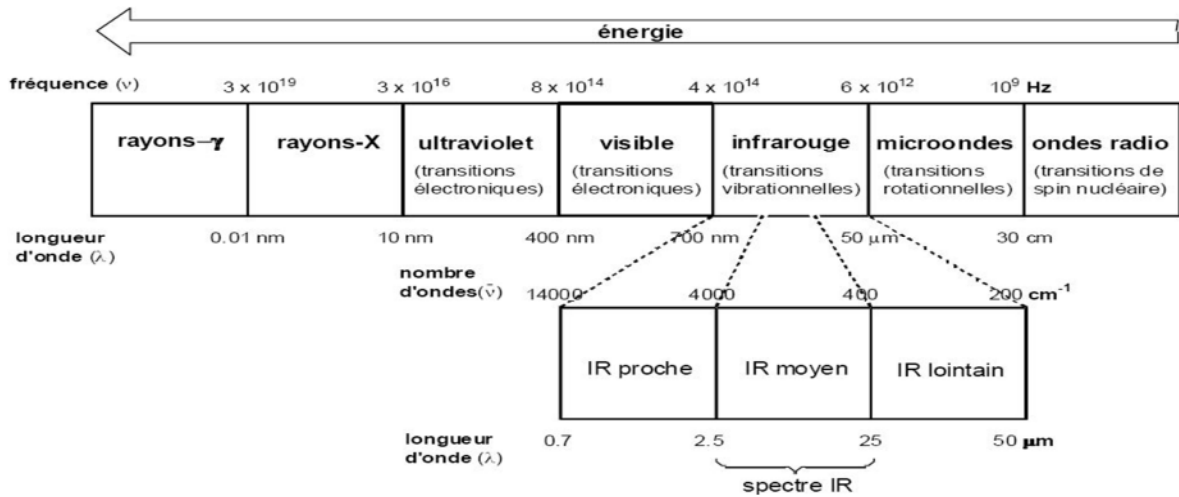


Figure (II.4) : Spectre électromagnétique.

II.2.2- Principe :

Les spectres de la céramique ou la résine dentaire sont effectués à partir d'échantillons solides réduits en poudre par un broyeur, mélangés au KBr (2mg de produit pour 150mg de KBr) puis compactés sous forme de pastille ($\Phi = 8\text{mm}$, épaisseur=0,5mm).

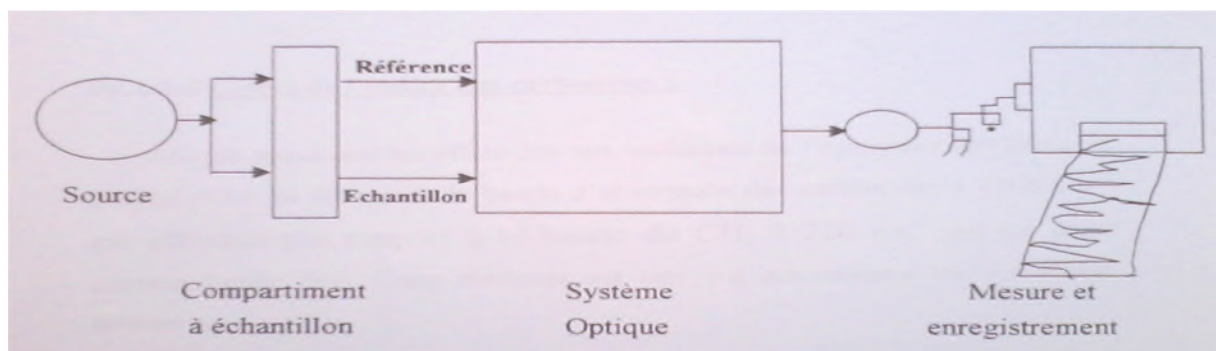


Figure (II.5) : Schéma du spectrophotomètre IR.

II.2.3- Application du proche infrarouge aux polymères :

Les domaines d'application du proche IR sont très variés, surtout en chimie macromoléculaire, pour déterminer les caractéristiques des polymères et composites, telles que :

- Composition de copolymère ou de mélange.
- Estimation du poids moléculaire.
- Conformation de chaîne ou configuration.
- Taux de cristallinité.
- Anisotropie.
- Influence de traitements thermiques ou mécaniques.
- Suivi de polymérisation.
- Nombre d'hydroxyle, masse molaire.
- Contrôle de procédés en ligne.
- Contrôle de l'épaisseur de films ou d'inductions.
- Viscosité.
- Mesure d'additif ou de charge.
- Identification d'emballages et recyclage.
- Études de fibres.
- Étude de produits en milieu aqueux ou dosage d'eau

Il ya aussi diverses techniques disponibles associer à l'IR : transmission, réflexion et transréflexion. Elles permettent généralement de faire l'analyse des polymères, des mélanges réactionnels ou des composites avec peu ou pas de préparation. Un avantage important du proche IR est la possibilité d'utiliser des fibres optiques de grande longueur et relativement bon marché [42].

II.2.4- Appareillage :

L'appareille utilisé est de la marque SHIMADZU Irapinity-1 du laboratoire de génie des procédés de l'Université Abderrahmane-MIRA Bejaïa (UAMB).

II.3- Fluorescence X :

II.3.1- Définition de la XRF :

La spectrométrie de fluorescence X est une méthode d'analyse chimique utilisant une propriété physique de la matière, la fluorescence de rayons X.

Lorsque l'on bombarde de la matière avec des rayons X, la matière réémet de l'énergie sous la forme, entre autres, de rayons X ; c'est la fluorescence X, ou émission secondaire de rayons X.

Le spectre des rayons X émis par la matière est caractéristique de la composition de l'échantillon, en analysant ce spectre, on peut en déduire la composition élémentaire, c'est-à-dire les concentrations massiques en éléments.

L'analyse du spectre peut se faire de deux manières :

- Par analyse dispersive en longueur d'onde (WD-XRF, wavelength dispersive X-ray fluorescence spectrometry) ;
- Par analyse dispersive en énergie (ED-XRF, energy dispersive X-ray fluorescence spectrometry).

C'est une méthode d'analyse utilisée pour la détection et la quantification des éléments présents dans des échantillons liquides, solides ou en poudre. Elle permet de doser tous les éléments dont le numéro atomique « Z » supérieur ou égal à 13 ($Z < 13$).

II.3.2- Domaine d'utilisation de la XRF

Les domaines où la technique XRF peut être utile sont évidemment très nombreux et variés. Elle est plus utilisée dans l'analyse des échantillons biologiques : La matrice biologique est principalement composée de matériaux organiques, les éléments majeurs sont des éléments légers, qui ne donnent aucun signal dans un spectre X.

Les domaines d'applications sont regroupés en sept catégories : L'analyse de matériaux (état solide, polymères,...etc.).

II.3.3- Principe de la technique

Le principe de la fluorescence X est montré par la (Figure (III.10)) :

- Un électron des couches internes est excité par un photon de la région des rayons X.
- Pendant le processus de désexcitation, un électron saute d'un niveau d'énergie supérieur pour remplir la lacune ainsi formée. La différence d'énergie entre les deux couches apparaisse comme un rayon X émis par l'atome.
- Le spectre des rayons X accumulé pendant ce processus révèle un certain nombre des pics caractéristiques. Les énergies des pics nous permettent d'identifier les éléments présents dans l'échantillon (analyse qualitative), tandis que les intensités des pics fournissent la concentration relative ou absolue (analyse semi-quantitative ou quantitative).
- Un système typique pour la spectrométrie XRF contient une source de radiation primaire (d'habitude un radio-isotope ou un tube X) et un équipement pour la détection des rayons X secondaires.

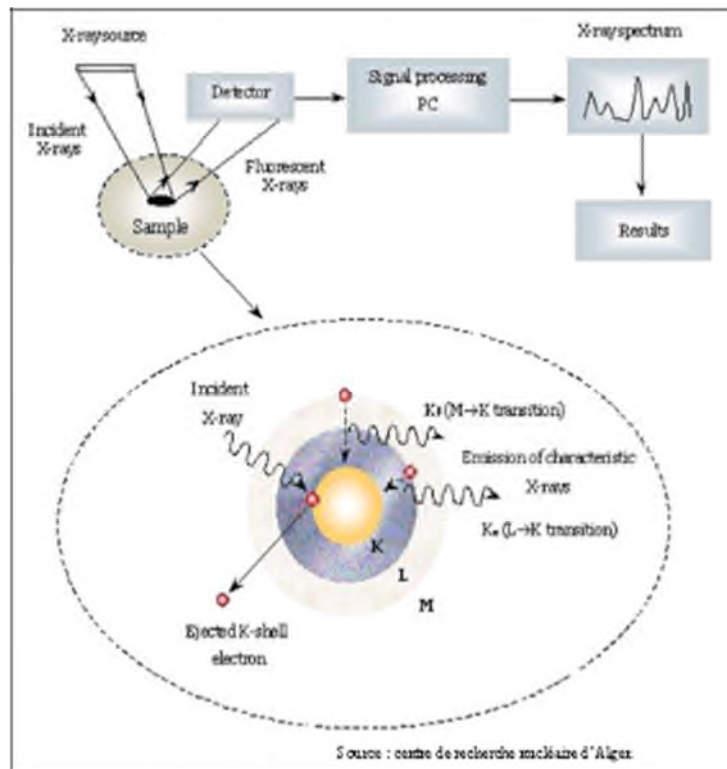


Figure (II.6) : Principe de la spectroscopie par fluorescence X.

II.3.4- Excitation avec les rayons X émis par les isotopes radioactifs

L'irradiation de l'échantillon se fait d'habitude avec une source radioactive. L'énergie de la radiation primaire doit être plus grande, mais proche de l'énergie de liaison des électrons des couches K ou L de l'atome excité.

Les sources radioactives utilisées habituellement sont : **Fe-55, Co-57, Cd-109 et Am-241**. Elles émettent des rayons X avec des énergies bien définies et, par conséquent, avec ces sources on peut exciter seulement un nombre limité d'atomes. Pour analyser un nombre plus grand d'éléments, il faut utiliser une combinaison de sources radioactives [43].

II.3.5- Appareillage :

L'appareille utilisé est La spectromètre de fluorescence X du « Laboratoire ITALIEN »,
Operatore : Target tubo : Mo, Temps d'acquisition (100 sec.), la tentions du tubo (24 kV). Courant du filament (0,2 mA).

III-Résultats et discussions :

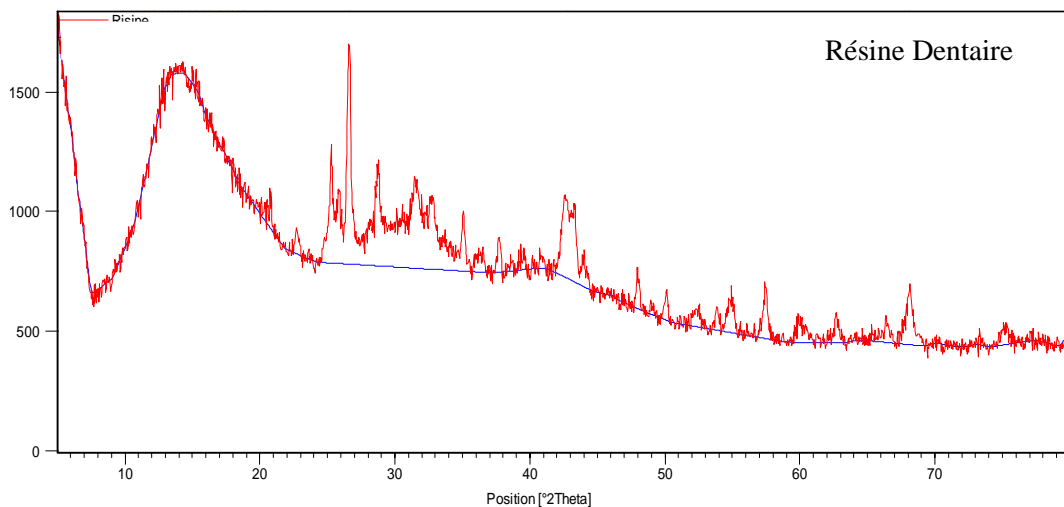
III.1- Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter et interpréter les résultats obtenus sur les matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses dentaire. Des résines, céramiques ainsi que des alliages métalliques avec des compositions inconnues pour les dentistes et les prothésistes. Ces échantillons ont été caractérisés par la diffraction des rayons X (DRX), la spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR) et Fluorescence X.

III.2- Caractérisation par la technique de diffractions des rayons X (DRX) :

On a ramené chez les dentistes et les prothésistes des prothèses dentaires. Ces matériaux sont des dents synthétiques fabriquées dans leur laboratoire soit en résine, céramique ou résine composite dont la composition chimique est inconnue. Spectres DRX des échantillons utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires sont représentés sur les figures ci-dessous.

III.2.1- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine dentaire : Après le broyage de la dent en résine, nous avons analysé la poudre en résine par la technique de diffraction des rayons X (DRX) pour identifier les phases en présence. La figure (III.1) ci-dessous représente la DRX de la résine dentaire.



- **Figure (III.1) :** Le spectre DRX de la résine dentaire.

L'analyse DRX de la résine dentaire a montré la présence des phases d'un composé organique qui est le (Polyméthacrylate) (($C_5H_8O_2$) n).

Les pics observés entre 8 et 41° sont tous des pics de diffraction assignés à ceux de ce composé (Polyméthacrylate) (($C_5H_8O_2$) n). Les pics autour de 8.335°; 14.509°; 20.352°; 22.491°; 29.455°; 41.989° correspondent aux pics de cette structure (ASTM (00-013-0835)).

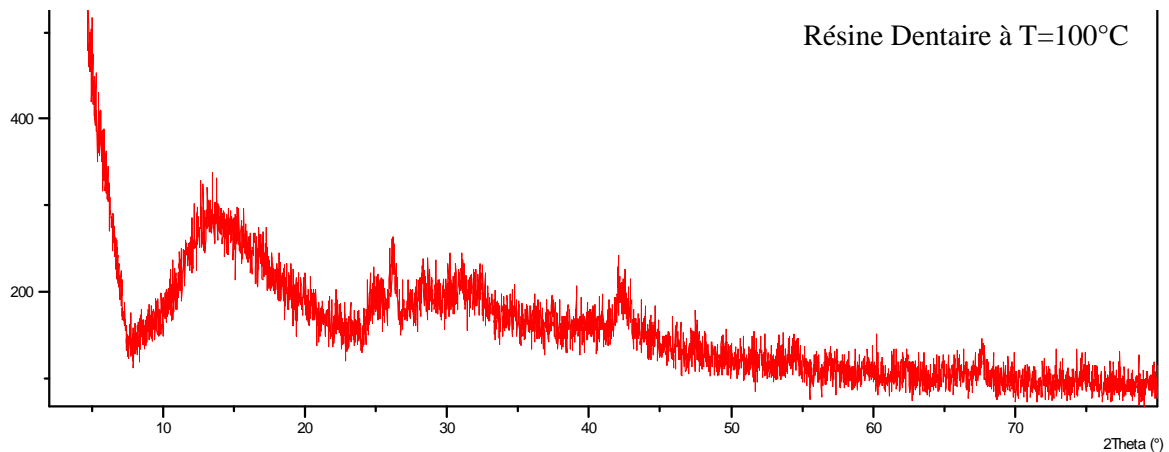
La figure (III.1) présente l'intensité importante des raies qui nous renseigne sur les phases cristallines Du polyméthacrylate de méthyle. Aucune seconde phase due à un autre élément n'a été observée dans les spectres.

Donc les résultats d'analyse DRX confirment que la résine dentaire est bien le polymère Polyméthacrylate de méthyle (PMMA).

La liste des pics :

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1				10,60000	8,335	25,0
2				6,10000	14,509	100,0
3				4,36000	20,352	25,0
4				3,95000	22,491	75,0
5				3,03000	29,455	25,0
6				2,15000	41,989	25,0

III.2.2- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine dentaire après traitement thermique à 100°C: L'échantillon en poudre de la résine a été recuit à 100 °C dans un four à moufle puis caractérisés par DRX. Pour étudier l'effet de la température élevée dans milieu buccal sur les propriétés structurales de cette résine on va comparer les pics de la résine avec et sans recuit. On a obtenu le spectre suivant (figure (III.2)).

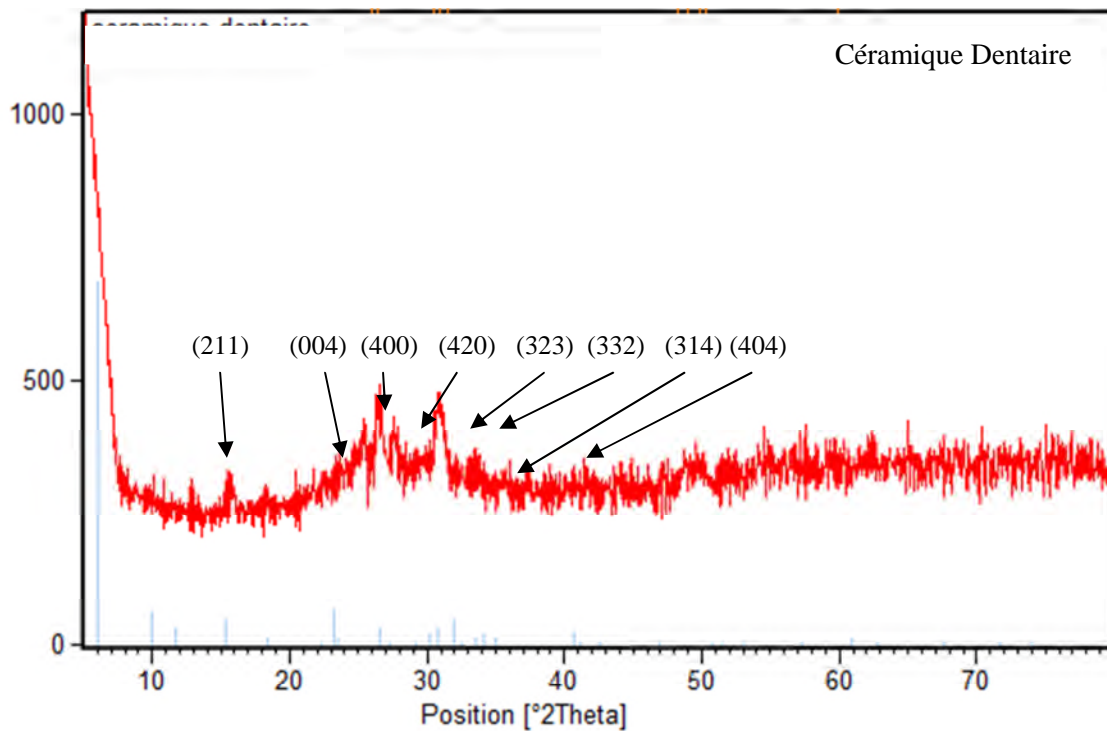


- **Figure (III.2)** : Le spectre DRX de la résine dentaire après traitement thermique à 100°C.

Les spectres DRX de la résine recuit est représenté sur la figure (III.2) mais vu que la qualité des diffractogrammes est mauvaise ne peut que deviner que la structure est probablement la même que celui de PMMA.

L'analyse DRX de la résine après traitement thermique à T=100°C est présenté sur la figure (III.2). La résine dentaire a une bonne résistance thermique en milieu buccal.

III.2.3- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une céramique dentaire : Après le broyage de la dent en céramique, nous avons analysé la poudre en céramique par la technique de diffraction des rayons X (DRX) pour identifier les phases en présence. La figure (III.3) ci-dessous représente la DRX de la céramique dentaire.



- **Figure (III.3)** : Le spectre DRX de la céramique dentaire.

L'analyse DRX de la céramique dentaire a montré la présence des phases d'un composé inorganique qui est la Leucite synthétique (Potassium Aluminum Silicate) (KAlSi_2O_6) de structure cristalline Tetragonal. Les paramètres de maille de la Leucite sont :

$$a = 13,0654 \text{ (\AA)} \quad ; \quad b = 13,0654 \text{ (\AA)} \quad ; \quad c = 13,7554 \text{ (\AA)}$$

Les pics observés entre 9 et 70° sont tous les pics de diffraction assignés à ceux de la Leucite synthétique (Potassium Aluminum Silicate) (KAlSi_2O_6). Ces pics autour des positions 16,461°; 25,892°; 27,277°; 30,569°; 31,437°; 31,810°; 33,889°; 37,964° correspondent respectivement aux plans (211), (004), (400), (420), (323), (332), (314), (404) de cette structure (ASTM (00-038-1423)).

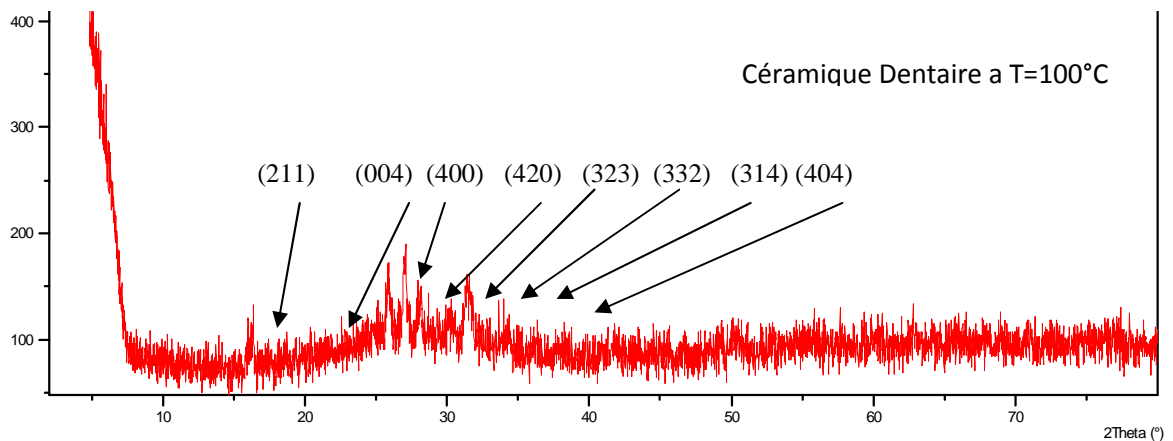
Les diffractogrammes des 4 pics les plus importants sont représentés sur la figure (III.3).

L'intensité importante des raies nous renseigne sur la bonne qualité cristalline des Céramiques Dentaires et l'élargissement des pics nous informe sur la taille nanométrique des cristallites. Aucune seconde phase due à un autre élément n'a été observée dans les spectres. Donc les résultats d'analyse DRX indique que la céramique dentaire est la Leucite (KAlSi_2O_6).

La liste des pics les plus intenses:

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
4	2	1	1	5,38084	16,461	37,0
11	0	0	4	3,43833	25,892	69,0
12	4	0	0	3,26681	27,277	100,0
17	4	2	0	2,92209	30,569	29,0
18	3	2	3	2,84336	31,437	44,0
19	3	3	2	2,81087	31,810	23,0
21	3	1	4	2,64303	33,889	12,0
26	4	0	4	2,36818	37,964	20,0

III.2.4- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une céramique dentaire après traitement thermique à 100°C: L'échantillon en poudre de la céramique a été recuit à 100 °C dans un four à moufle puis caractérisés par DRX. Pour étudier l'effet de la température élevée dans milieu buccal sur les propriétés structurales de cette céramique on va comparer les pics de la céramique avec et sans recuit. On a obtenu le spectre suivant (figure (III.4)).



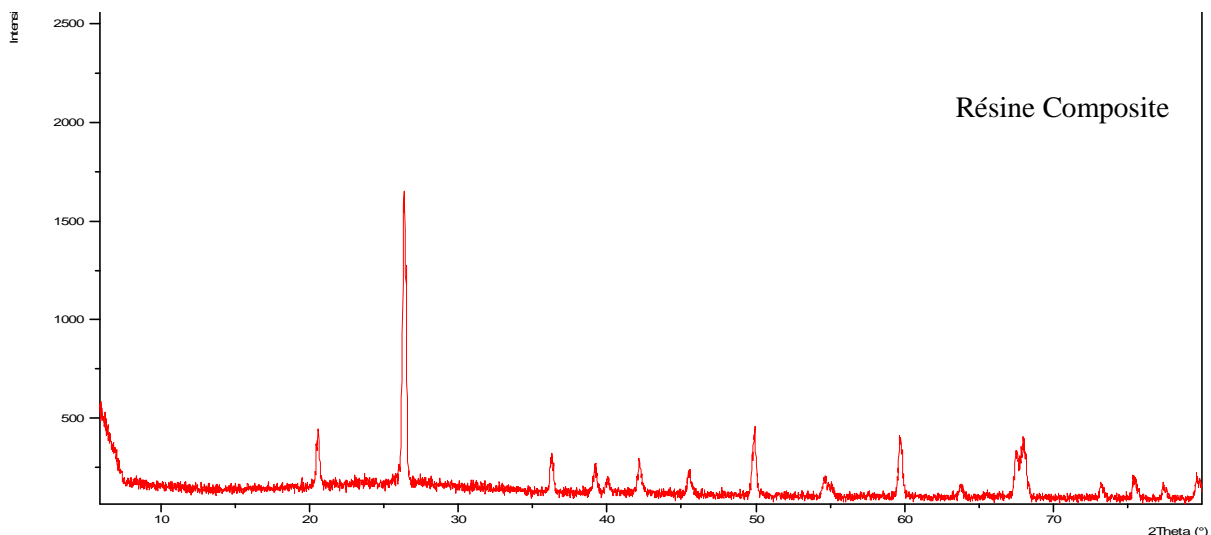
- **Figure (III.4) :** Le spectre DRX de la céramique dentaire après traitement thermique à 100°C.

Les spectres DRX de la céramique recuit est présenté sur la figure (III.4). L'intensité des pics est probablement les mêmes avant et après cuisson.

L'analyse DRX de la céramique après traitement thermique à T=100°C, pratiquement on a trouvé le

même spectre qui représente les phases cristalline de la Leucite synthétique (Potassium Aluminum Silicate) (KAlSi_2O_6). La céramique dentaire a une bonne résistance thermique en milieu buccal.

III.2.5- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine composite : Après le broyage de la dent en résine composite, nous avons analysé la poudre en résine composite par la technique de diffraction des rayons X (DRX) pour identifier la composition chimique des phases en présence. La figure (III.5) ci-dessous représente la DRX de la résine composite.



- **Figure (III.5) :** Le spectre DRX de la résine composite.

L'analyse DRX de la résine composite a montré la présence d'un mélange de phase :

- Un composé organiques qui est le Carbone (**C**) de structure Hexagonale avec les parametres de maille : **a = 2,4704 (Å)** ; **b = 2,4704 (Å)** ; **c = 6,7244 (Å)**
- Un composé inorganique qui est le quartz (**SiO₂**) de structure Hexagonal avec les paramètres de maille : **a = 13,0654 (Å)** ; **b = 13,0654 (Å)** ; **c = 13,7554 (Å)**

L'identification des différents pics observés :

-Pour le carbone (C) on observe 10 pics. Ces pics autour des positions 26,382°; 42,223°; 44,393°; 50,453°; 54,544°; 59,694°; 77,245°; 83,186°; 86,82;93,598° correspondent respectivement aux plans (002), (100), (101), (102), (004), (103), (110), (112), (006), (201) de cette structure (ASTM (00-041-1487)).

-Pour le quartz (SiO₂) on observe 18 pics. Ces pics autour des positions 20,447°; 26,189°; 35,892°; 38,958°; 41,584°; 45,068°; 49,584°; 54,025°; 54,830; 58,930°, 62,870°; 74,268°; 76,156°; 78,613°; 82,181° correspondent respectivement aux plans (100), (101), (110), (102), (200), (201), (112), (202), (103), (211), (113), (302), (220), (213), (311) de cette structure (ASTM (00-011-0252)).

La liste des pics du carbone :

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	0	0	2	3,37563	26,382	100,0
2	1	0	0	2,13865	42,223	2,0
3	1	0	1	2,03901	44,393	6,0
4	1	0	2	1,80737	50,453	1,0
5	0	0	4	1,68110	54,544	4,0
6	1	0	3	1,54777	59,694	1,0
7	1	1	0	1,23408	77,245	3,0
8	1	1	2	1,16038	83,186	3,0
9	0	0	6	1,12084	86,826	1,0
10	2	0	1	1,05672	93,598	1,0

La liste des pics du quartz :

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	4,34000	20,447	20,0
2	1	0	1	3,40000	26,189	100,0
3	1	1	0	2,50000	35,892	2,0
4	1	0	2	2,31000	38,958	2,0

5	2	0	0	2,17000	41,584	4,0
6	2	0	1	2,01000	45,068	4,0
7	1	1	2	1,83700	49,584	10,0
8	2	0	2	1,69600	54,025	2,0
9	1	0	3	1,67300	54,830	2,0
10				1,62400	56,631	2,0
11	2	1	1	1,56600	58,930	4,0
12	1	1	3	1,47700	62,870	2,0
13				1,43300	65,033	2,0
14				1,34700	69,761	2,0
15	3	0	2	1,27600	74,268	2,0
16	2	2	0	1,24900	76,156	2,0
17	2	1	3	1,21600	78,613	2,0
18	3	1	1	1,17200	82,181	2,0

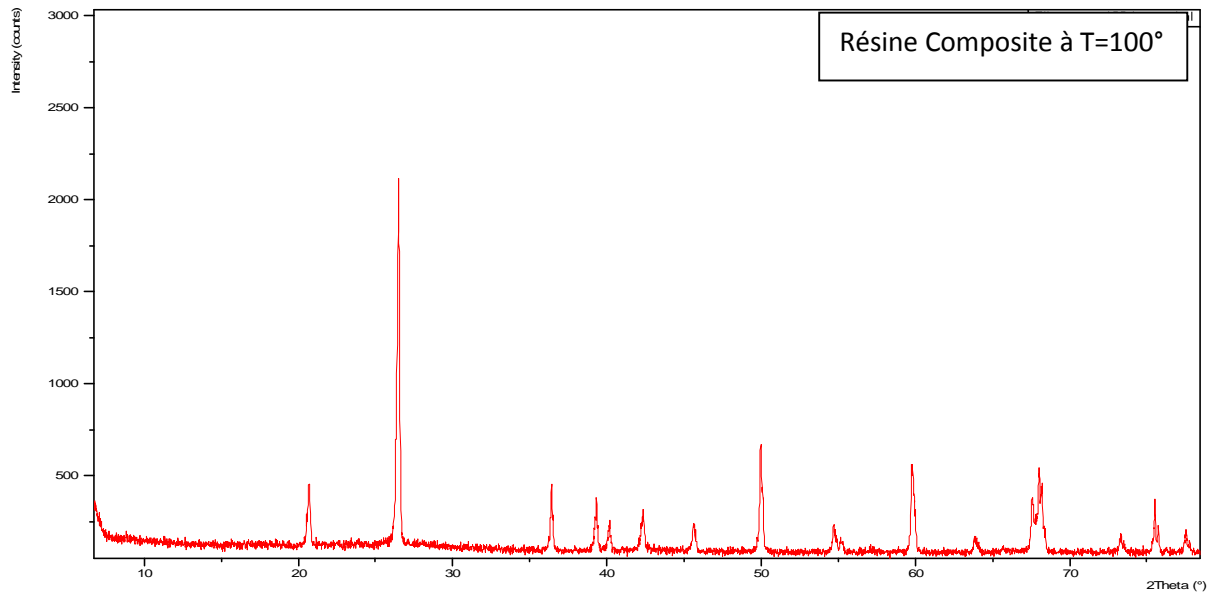
Les diffractogrammes des pics des deux composés sont représentés sur la figure (III.5). L'intensité importante des raies nous renseigne sur la bonne qualité cristalline de la Résine Composite renforcés par la présence de la Leucite qui a des phases cristallines. Donc les résultats d'analyse DRX indique la présence de deux phases qui sont :

-La première est phase du carbone.

-L'autre est le quartz.

III.2.6- Caractérisation par la technique de diffraction des rayons X d'une résine

composite après traitement thermique à 100°C: L'échantillon en poudre de la résine composite a été recuit à 100 °C dans un four à moufle puis caractérisés par DRX. Pour étudier l'effet de la température élevée dans milieu buccal sur les propriétés structurales de cette résine composite on va comparer les pics de la résine composite avec et sans recuit. On a obtenu le spectre suivant (figure (III.6)).



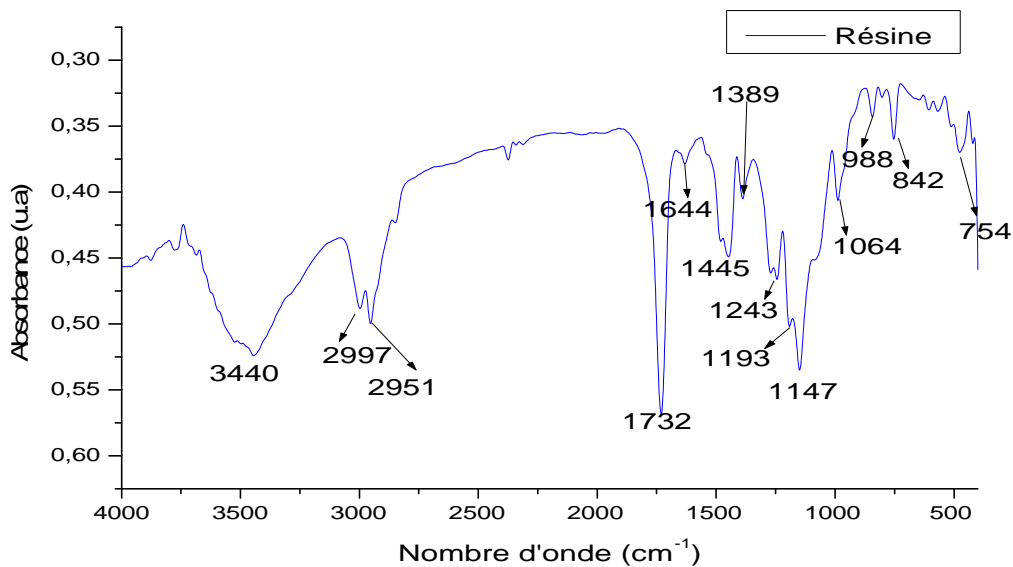
- **Figure (III.6)** : Le spectre DRX de la résine composite après traitement thermique à 100°C.

L'analyse DRX de la résine composite après traitement thermique à $T=100^{\circ}\text{C}$, pratiquement on a trouvé le même spectre qui représente les phases cristalline du carbone et quartz. La résine composite a une bonne résistance thermique en milieu buccal.

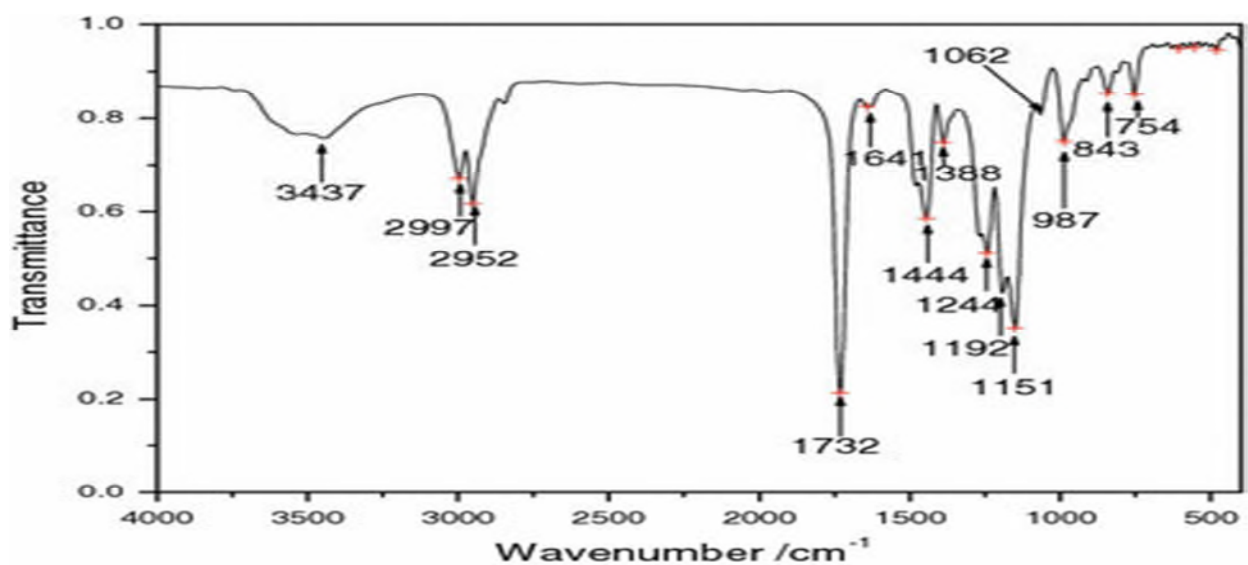
III.3- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) :

III.3.1- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) de la résine dentaire:

Après le broyage de la résine, une caractérisation de cette poudre était nécessaire pour connaître sa composition chimique et sa structure cristalline. Nous avons donc procédé à sa caractérisation par la spectroscopie IR pour connaître les groupements fonctionnels. La figure (III.7) présente le spectre IR de la résine dentaire.



- **Figure (III.7) :** Le spectre IR de la résine dentaire.



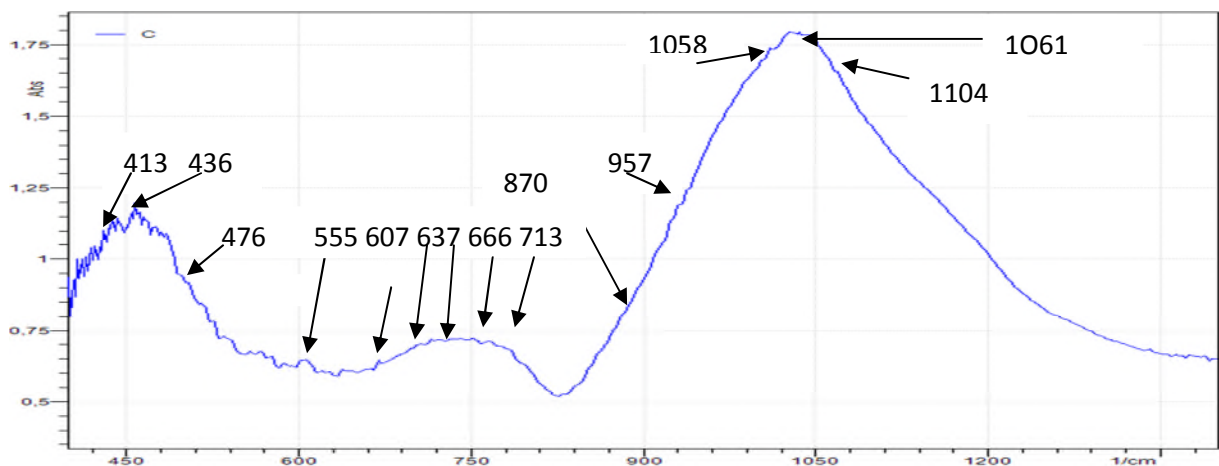
- **Figure (III.8) :** Le spectre IR de la résine acrylique (le méthacrylate de méthyle PMMA).

Lorsqu'on compare entre les deux spectres de la résine dentaire (Figure III.7) et la résine acrylique (Poly méthacrylate de méthyle PMMA) (Figure III.8) on remarque que les deux spectres présentent les mêmes bandes. On peut voir qu'il existe une bande d'absorption distinct de 1150 cm^{-1} à 1250 cm^{-1} , qui peut être attribuée à la vibration de valence (**C-O-C**). Les deux bandes à 1389 cm^{-1} et 754 cm^{-1} peuvent être attribués à des vibrations du groupe **α -méthyle**. La bande à 988 cm^{-1} est la vibration d'absorption caractéristique de PMMA, ainsi que les bandes à (1064 cm^{-1}) et (842 cm^{-1}) qui est le (**C=O**). La bande à (1732 cm^{-1}) indique la présence du groupe **acrylate carboxyle**. La bande à 1445 cm^{-1} peut être attribuée à la vibration de flexion des liaisons (**C-H**) du groupe (**-CH₃**). Les deux bandes à 2997 cm^{-1} et 2951 cm^{-1} peuvent être affectées à la liaison (**C-H**) vibrations d'élongation des groupes (**-CH₃**) et (**-CH₂-**), respectivement. En outre, il ya deux bandes d'absorption faibles à 3440 cm^{-1} et 1644 cm^{-1} , qui peuvent être attribués au groupe (**-OH**) étirement et de flexion vibrations, respectivement, de humidité (présence de H₂O).

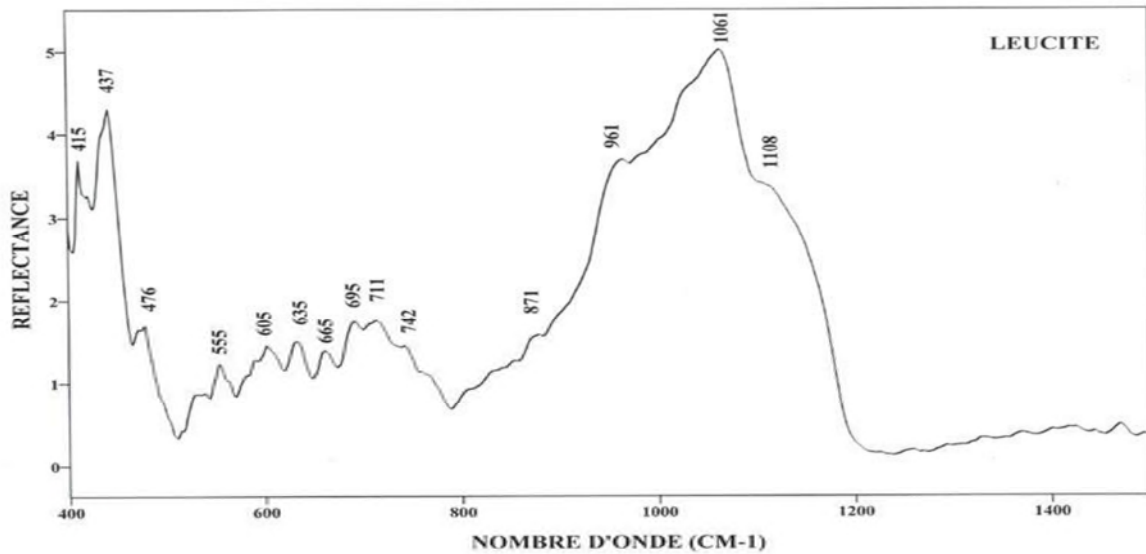
Sur la base de la discussion ci-dessus et les résultats obtenue dans la DRX, on peut conclure que la Résine Dentaire est le Polyméthacrylate de méthyle (PMMA).

III.3.2- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) de la céramique dentaire:

Après le broyage de la céramique dentaire, une caractérisation de cette poudre était nécessaire pour connaître sa composition chimique et sa structure cristalline. Nous avons donc procédé à sa caractérisation par la spectroscopie IR pour connaître les groupements fonctionnels. La figure (III.9) présente le spectre IR de la céramique dentaire.



- **Figure (III.9) :** Le spectre IR de la céramique dentaire.



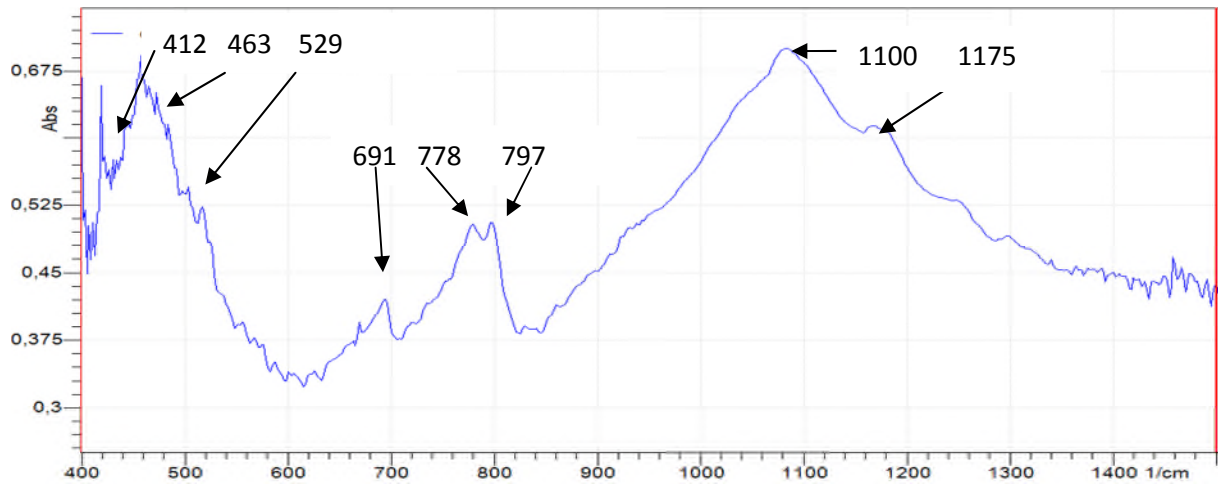
- **Figure (III.10)** : Le spectre IR de la leucite.

Lorsque on compare les deux spectres (figure III.9) de la céramique dentaire et (figure III.10) de la leucite qui est une céramique de formule chimique (KAlSi_2O_6) on remarque que il présente presque les mêmes bande d'absorption.

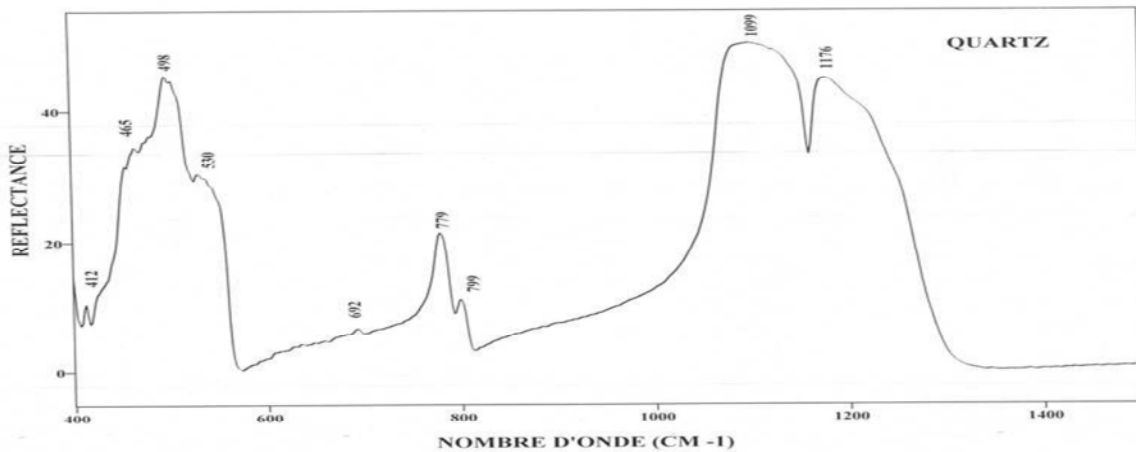
On compare les résultats d'IR et DRX on conclue que la céramique dentaire est une céramique à base de Leucite (KAlSi_2O_6).

III.3.3- Caractérisation par la spectroscopie Infra Rouge (IR) de la résine composite:

Après le broyage de la résine composite, une caractérisation de cette poudre était nécessaire pour connaître sa composition chimique et sa structure cristalline. Nous avons donc procédé à sa caractérisation par la spectroscopie IR pour connaître les groupements fonctionnels. La figure (III.11) présente le spectre IR de la résine composite.



- **Figure (III.11)** : Le spectre IR de la résine composite.



SiO2SYNT;

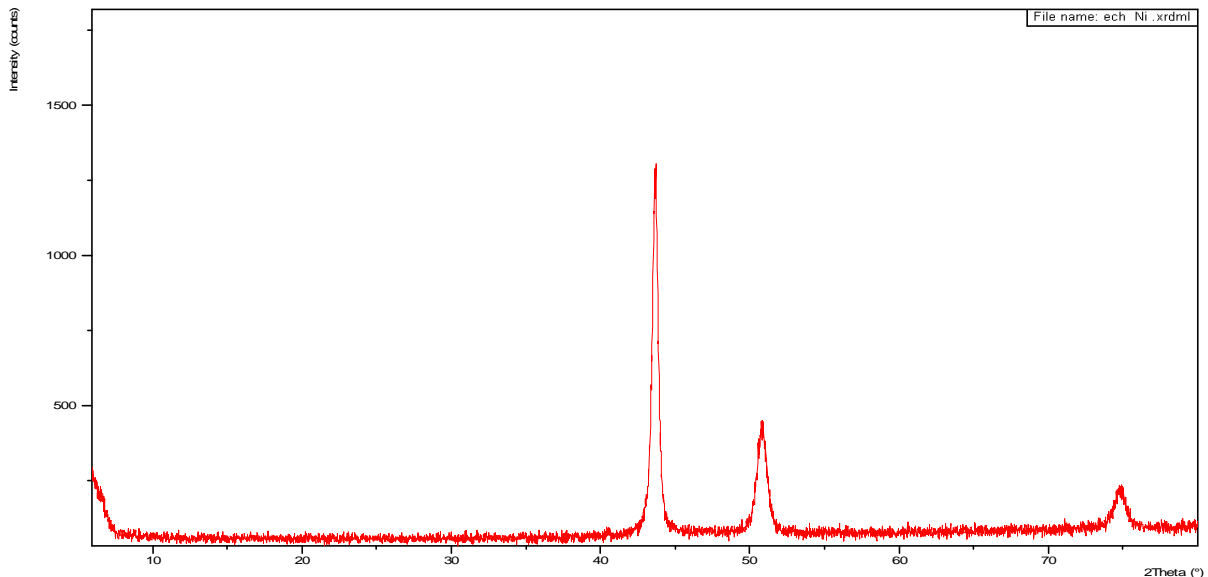
- **Figure (III.12)** : Le spectre IR du quartz.

Lorsque on compare les deux spectres (figure III.11) de la résine composite et (figure III.12) du quartz (SiO_2) on remarque que il présente presque les mêmes bande d'absorbation. On en déduit que le quartz est certainement un composé majoritaire mais il reste encore d'autres éléments qui font partie de la composition.

III.4- Caractérisation par la DRX des alliages métalliques dentaires :

III.4.1- Caractérisation par la DRX de l'alliage métallique dentaire Nickel-Chrome (Ni-Cr) :

Nous avons fait un polissage pour la surface de l'alliage (Ni-Cr) et nous avons analysé cet alliage métallique par la technique de diffraction des rayons X (DRX) pour identifier les phases en présence. La figure (III.13) ci-dessous montre le spectre DRX de l'alliage métallique Ni-Cr.



- **Figure (III.13) :** Le spectre DRX de l'alliage Ni-Cr.

L'analyse DRX de l'alliage métallique dentaire a montré la présence des phases d'un alliage qui est le (Chrom Fer Nickel) (CrNiFe) de structure cristalline Hexagonale. Les paramètres de maille de la Céramique Dentaire sont :

$$a = 2,7720 \text{ (\AA)} \quad ; \quad b = 2,7720 \text{ (\AA)} \quad ; \quad c = 4,4680 \text{ (\AA)}$$

Les pics observés entre 37 et 84° sont tous des pics de diffraction assignés à l'alliage métallique (Chrom Fer Nickel) (CrNiFe). Les pics autour de 37,442°; 40,340°; 42,718°; 56,216°; 67,528°; 74,955°; 81,673°; 83,307° correspondent respectivement aux plans (100), (002), (101), (102), (110), (103), (112), (201) de cette structure (ASTM (00-018-0388)).

La figure (III.13) présente l'intensité importante des raies qui nous renseignent sur les phases cristallines de l'alliage métallique Nickel-Chrome.

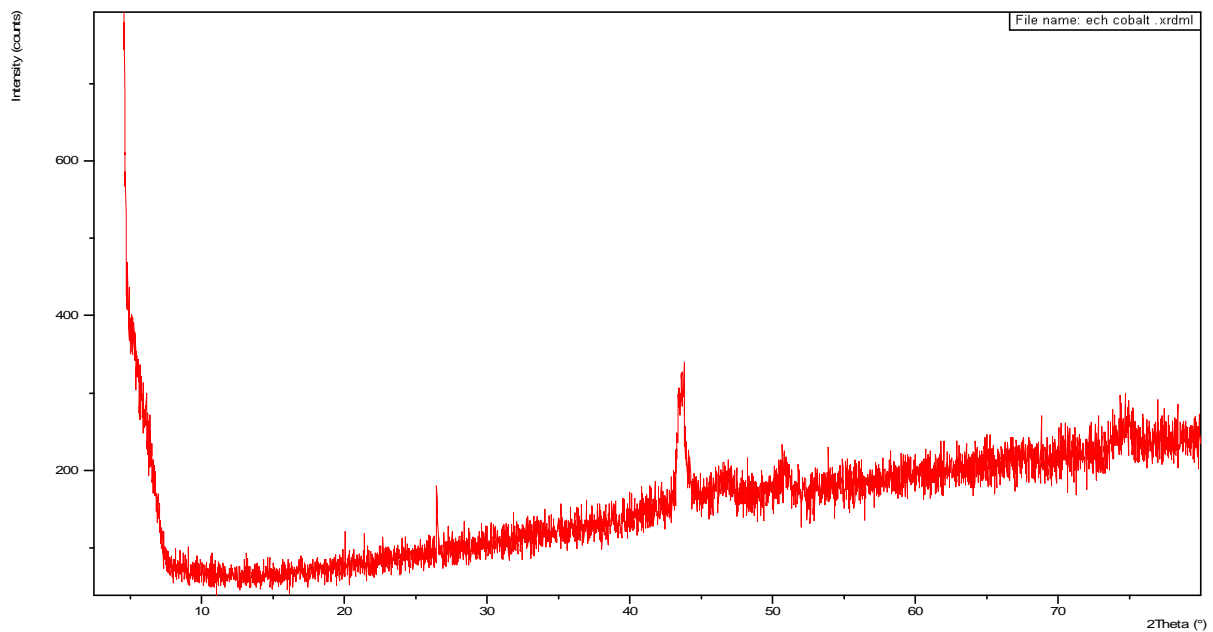
Donc les résultats d'analyse DRX confirme que l'alliage est le (Chrome Fer Nickel) (CrNiFe).

La liste des pics:

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	2,40000	37,442	15,0
2	0	0	2	2,23400	40,340	40,0
3	1	0	1	2,11500	42,718	100,0
4	1	0	2	1,63500	56,216	25,0
5	1	1	0	1,38600	67,528	20,0
6	1	0	3	1,26600	74,955	30,0
8	1	1	2	1,17800	81,673	35,0
9	2	0	1	1,15900	83,307	30,0

III.4.2- Caractérisation par la DRX de l'alliage métallique dentaire Cobalt-Chrome (Co-Cr) :

Nous avons fait un polissage pour la surface de l'alliage (Co-Cr) et nous avons analysé cet alliage métallique par la technique de diffraction des rayons X (DRX) pour identifier les phases en présence. La figure (III.14) ci-dessous montre le spectre DRX de l'alliage métallique Co-Cr.



- **Figure (III.14) :** Le spectre de l'alliage Co-Cr.

L'analyse DRX de l'alliage métallique du (Cobalt-Chrome) a montre la présence des phases d'un

alliage qui est le (Chrome Cobalt Molybdène) (CrCoMo).

Les pics observés entre 35 et 67° sont tous des pics de diffraction assignés à l'alliage métallique de Cobalt-Chrome. Les pics autour de 41,286°; 41,584°; 42,675°; 43,782°; 44,880°; 45,258°, 45,790°, 46,085°, 47,969°, 48,958°, 51,254° correspond a la structure (ASTM (00-007-0056)).

La figure (III.14) présente l'intensité importante des raies qui nous renseigne sur les phases cristallines de l'alliage métallique (Chrome Cobalt Molybdène) (CrCoMo).

Donc les résultats d'analyse DRX confirme que l'alliage est le (Chrom Fer Nickel) (CrNiFe).

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1				2,51100	35,729	30,0
2				2,38600	37,670	20,0
3				2,36700	37,984	30,0
4				2,30400	39,064	30,0
5				2,25300	39,985	30,0
6				2,18500	41,286	100,0
7				2,17000	41,584	100,0
8				2,11700	42,675	100,0
9				2,06600	43,782	60,0
10				2,01800	44,880	60,0
11				2,00200	45,258	80,0
12				1,98000	45,790	60,0
13				1,96800	46,085	60,0
14				1,90300	47,755	20,0
15				1,89500	47,969	60,0
16				1,85900	48,958	60,0
17				1,78100	51,254	60,0
18				1,75500	52,070	20,0
19				1,74000	52,553	20,0
20				1,70100	53,854	20,0
21				1,50400	61,617	20,0
22				1,42800	65,289	30,0
23				1,37400	68,198	20,0
24				1,35100	69,524	20,0

III.5- Caractérisation par la Fluorescence X :

Définition de la XRF

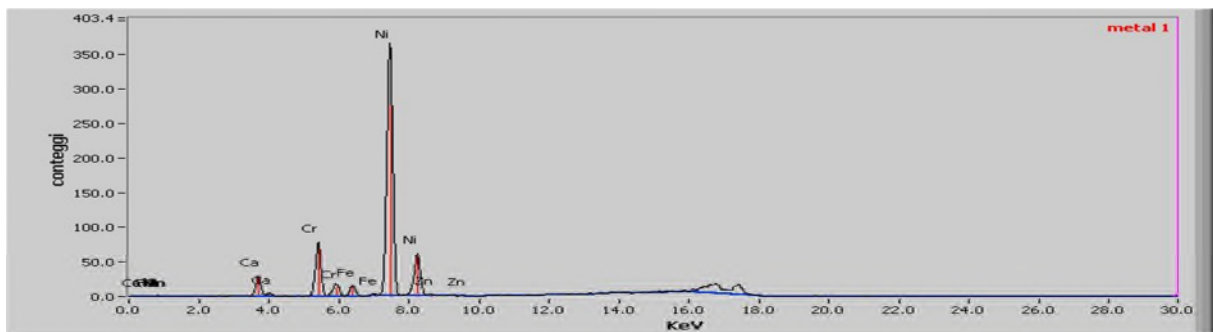
La spectrométrie de fluorescence X est une méthode d'analyse chimique utilisant une propriété physique de la matière, la fluorescence de rayons X.

Nous avons étudié les différents matériaux utilisés dans les prothèses dentaires afin de connaître leur composition chimique, ce que les fournisseurs des différents matériaux ne donnent jamais la composition de son produit.

C'est une méthode d'analyse utilisée pour la détection et la quantification des éléments présents dans des échantillons liquides, solides ou en poudre. Elle permet de doser tous les éléments dont le numéro atomique « Z » supérieur ou égal à 13.

La figure ci-dessous montre les différents alliages métalliques utilisés en dentisterie :

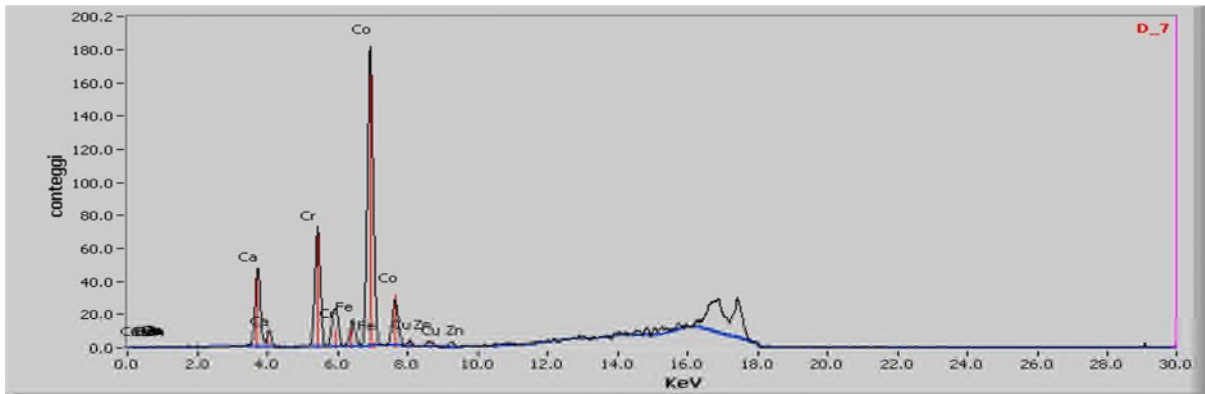
III.5.1- Caractérisation par la Fluorescence X de l'alliage Nickel-Chrome (Ni-Cr) :



- **Figure (III.15) :** Le spectre Fluorescence X de l'alliage Ni-Cr.

Nous avons analysé un alliage métallique (Ni-Cr) utilisé dans les prothèses dentaires afin de connaître sa composition chimique. Nous avons trouvé que l'alliage métallique dentaire de Nickel-Chrome contient une grande quantité de Nickel et Chrome et en plus de ça nous avons trouvé des petites quantités de Calcium (Ca), Fer (Fe) et Zinc (Zn) les résultats sont montrés dans la figure (III.15).

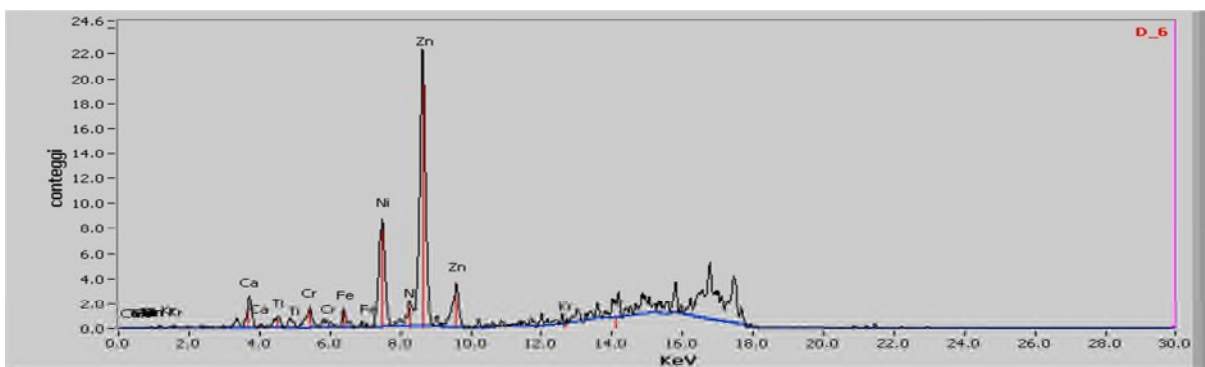
III.5.2- Caractérisation par la Fluorescence X de l'alliage Cobalt-Chrome (Co-Cr) :



- **Figure (III.16) :** Le spectre Fluorescence X de l'alliage Co-Cr.

Nous avons analysé un alliage métallique (Co-Cr) utilisé dans les prothèses dentaires afin de connaître sa composition chimique. Nous avons trouvé que l'alliage métallique dentaire de Cobalt-Chrome contient une grande quantité de Cobalt et Chrome et en plus de ça nous avons trouvé des petites quantités de Calcium (Ca), Fer (Fe), Cuivre (Cu) et Zinc (Zn) les résultats sont montrés dans la figure (III.16).

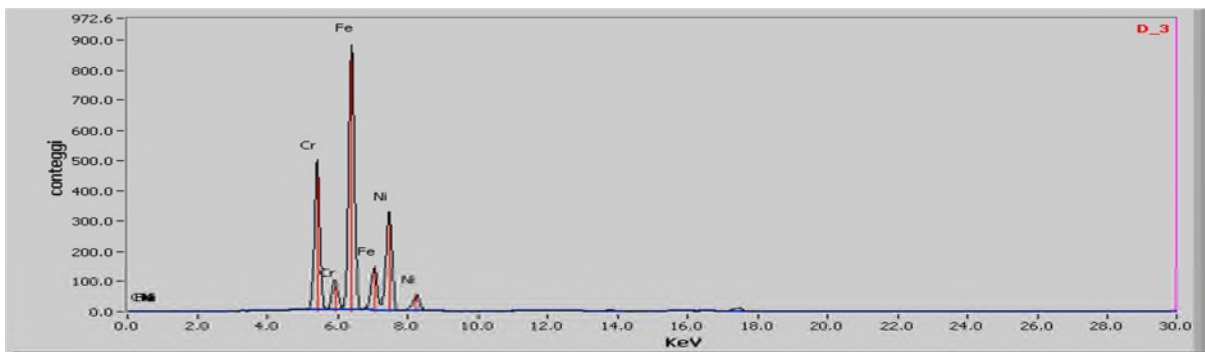
III.5.3- Caractérisation par la Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en résine:



- **Figure (III.17) :** Le spectre Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en résine.

Nous avons analysé une prothèse dentaire fixe (bridge : contient un alliage métallique et une couche de la résine dentaire) afin de connaître leur composition chimique. Nous avons trouvé que l'alliage métallique dentaire contient une grande quantité de Zinc (Zn) et Nickel (Ni) en plus de ce nous avons trouvé des petites quantités de Calcium (Ca), Titane (Ti), Chrome (Cr), Fer (Fe) et Zinc (Zn). Pour la résine dentaire on ne trouve aucun de ces constituants car l'Hydrogène (H), Carbone (C) et l'Oxygène (O) ont des numéros atomiques $Z=1$, $Z=6$ et $Z=8$ respectivement et la Fluorescence X ne permet pas de montrer les éléments dont le numéro atomique « Z » inférieur à 13 ($Z < 13$). Les résultats sont montrés dans la figure (III.17)

III.5.4- Caractérisation par la Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en céramique :



- **Figure (III.18) :** Le spectre Fluorescence X d'une dent d'une prothèse dentaire fixe en céramique.

Nous avons analysé une prothèse dentaire fixe (bridge : contient un alliage métallique et une couche de la céramique dentaire) afin de connaître leur composition chimique. Nous avons trouvé que l'alliage métallique dentaire contient une grande quantité de Fer (Fe), Cobalt (Co) et Nickel (Ni). Pour la céramique dentaire on ne trouve aucun de ces constituants car la Fluorescence X ne permet pas de montrer les éléments dont le numéro atomique « Z » inférieur à 13 ($Z < 13$). Les résultats sont montrés dans la figure (III.18)

Conclusions :

Le travail que nous avons réalisé dans le cadre de ce mémoire avait comme objectif essentiel la caractérisation des matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires. La synthèse des résultats obtenus lors de cette étude par diffraction des rayons X (DRX), la spectroscopie Infra Rouge (IR) et Fluorescence X ont permis :

La caractérisation et la compositions de la résine, céramique, résine composite et alliages métalliques dentaires ont permis de trouver la composition de chaque composé.

- La résine est composée d'une matière organique qui est le Polyméthacrylate de méthyle (PMMA).
- La céramique est composée d'une matière inorganique qui est la Leucite.
- La résine composite est un mélange de matière organique et inorganique.
- L'alliage métallique de Nickel-Chrome contient en plus de ces deux éléments du Calcium, Fer et Zinc.
- L'alliage métallique de Cobalt-Chrome contient en plus de ces deux éléments du Calcium, Fer, Cuivre et Zinc.

Références bibliographiques

Références :

- [1]- G. Burdairon: Abrégé de biomatériaux dentaires, Masson Edit, (1981).
- [2]- J. Jacques Guyonnet, J. Champion, G. Gregoire, B. Grosogeat, P. Millet, F. Moya, P. Rocher, *Les alliages dentaires*, Association Dentaire Française, Paris, (2004).
- [3]- [1] J.-M. Meyer. Cours Biomateriaux. Biomateriaux dentaires. Université de Genève, (2008).
- [4]- [12] Mariani P, Sarrochi JP. Nouveaux matériaux pour dents artificielles: Etude technique et clinique. Actual Odontostomatol (Paris). 155, 499–510, (1986).
- [5]- Yves Mahiat, *céramique et prothèse fixée*, Edition CRG, P. 171, (1998).
- [6]- R. W. Phillips, Skidders: Science of dental materials, 8th Edit. WB, Saunders Company (1982).
- [7]- T. Degorce, La céramique pour titane, *Prothèse Dent*, **99**, 13–17, (1995).
- [8]- P. Moulin, E. Soffer, J.Y. Doukhan : Alliages précieux en odontologie, *Encyclopédie Medico- chirurgicale* 23-065, P. 10 (2002).
- [9]- W. J. O'Brien: Dental materials and their selection – 3rd edition Quintessence Publishing Co, Carol Stream, (2002).
- [10]- J.F. McCABE, A.W.G. Walls: Applied dental materials – 8th edition Blackwell sciences, Oxford, (1998).
- [11]- E. Papazoglou, W. A. Brantley, W. M. JOHNSTON: Evaluation of high- temperature distorsion of high-palladium metal ceramic crowns, *J Prosthet Dent*, 85:133-40, (2001).
- [12]- L. Reclaru, J. M. Meyer: Zonal Coulometric analysis of the corrosion resistance of dental alloys, *J Dent*, 23, P. 11- 301, (1995).
- [13]- J. Jacques Guyonnet, J champion, G Gregoire, B Grosogeat, Pierre Millet, Fernand Moya, Philippe Rocher. *Les alliages dentaires*. Association Dentaire Française, Paris : chapitre (6) 47-51, (2004).
- [14]- OL. Bezzon, H Pedraszzi, O Zaniquelli, Da Silva TB, Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium, *J Prosthet Dent*, 92 (3), 7- 274, (2004).
- [15]- J. M. Meye, M. Degrange : Alliages nickel-chrome et alliages cobalt-chrome pour la prothèse dentaire, *Encyclopédie Medico- chirurgicale* 23065T10, P. 12, (1992).

- [16]- O. L. Bezzon, R. F. Ribeiro, J.M. Rollo, S. Crosara, Castability and resistance of céramo-metal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys, *J Prosthet Dent*, 85 (3), 299-304, (2001).
- [17]- O. L. Breme, Metals and implants. In: J. Helsen, H. Breme, eds. *Metals as biomaterials*. Chichester: John Wiley & Sons Ltd, (1998).
- [18]- J.D. Bumgardner, L. C. Lucas: Surface analysis of nickel- chromium dental alloys, *Dent Mater* 9 (4), 9-252, (1993).
- [19]- H. H. Huang: Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys, *J Biomed Mater Res* 60 (3), 65- 458, (2002).
- [20]- J. Jacques Guyonnet, J champion, G Gregoire, B Grosogeat, Pierre Millet, Fernand Moya, Philippe Rocher. *Les alliages dentaires*. Association Dentaire Française, Paris : chapitre (7) 52-56, (2004).
- [21]- Y. Combres, B. Champin: Traitements thermiques des alliages de titane, *Techniques de l'ingénieur M* 1335, 1-21, (1995).
- [22] - Z. Cai, H. Nakajima, M. Woldu, A. Berglund, M. Bergaman, T. Okabe: In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods, *Biomaterials* 20 (2), 90-183, (1999).
- [23]- P. Rocher, J.-J. Guyonnet, G. Grégoire, *Travail des alliages dentaires*, *J EMCDentisterie*, 1, 284–311, (2004).
- [24]- Adele carradó, Thèse Doctoral, Université de reims Champagne-Ardenne: Contribution à la caractérisation des propriétés mécaniques et microstructurales des liaisons céramique métal utilisées pour les applications des matériaux dentaires, (2001).
- [25]- JO. Rappo, Prothèses dentaires conjointes en titane coulé. Coulabilité, adaptation marginale et adhérence de la céramique. *Comptes rendus du Symposium International sur le Titane en dentisterie, Titanium'94*, Université de Genève, P. 97–110, (1994).
- [26]- M. Yamamoto, *Metal ceramics*, Quintessence edit, (1986).
- [27]- H. Luthy, Titane: Aspects métallurgiques, *Comptes rendus du Symposium International sur le Titane en dentisterie, Titanium'94*, Université de Genève, P. 31–45, (1994).
- [28]- J. Phalippou, J. Zarzycki, J.F. Lalanne, *Science des matériaux*, vol.3, N°2, pp. 104 (1978).
- [29]-R. Beressi. *Les céramiques « basse fusion »*. [Thèse de chirurgien dentiste], Paris VII, P. 92, (1999).
- [30]- N. Cufi, *Céramique basse fusion : étude de nouveaux matériaux*, thèse de chirurgien dentiste, Toulouse, P. 69, (1994).
- [31]- M. Cristou: Mise en oeuvre et applications des céramiques « basse fusion », *Réal Clin*, 2, 491–498, (1991).
- [32]- Y. Mahiat, M. Cristou, Une technique nouvelle: réhabilitations en céramique basse fusion, *J Prothèse Dent*, 54, 5–15 (1991).

- [33]- Y. Mahiat, Liaison métallo-céramique, Problèmes liés au coefficient de dilatation thermique, *Art Tech Dent*, **9**, 83–91, (1998).
- [34]- J. W. Mac lean: the science and art of dental ceramics, Vol. 1: the nature of dental ceramics and the clinical use, Quintessence edit, (1980).
- [35]- D. Oram, E. Davies, and D. Cruickshanks-Boyd: Fracture of ceramic and ceramometallic cylinders, *J. Prosthet Dent*, **2**, 52, (1984).
- [36]- H. Levy: les états de surface de la céramique dentaire, 6^e J. P. L. Paris, (1985).
- [37]- A.K. Varshneya: "Fundamentals of Inorganic Glasses", Academic Press – Londres, P.43, (1994).
- [38]- W. Ostwald, *Z. Phys. Chem*, **34**, P. 495, (1900).
- [39]- Simon Perelmuter, Jacques De Cooman, Michel Degrange, François lelièvre, Alain lecardonnel, Michel Pompignoli, Philippe Rocher, les céramo-céramiques, Association Dentaire Française, page 10-29, (2005).
- [40]- F. Revel, M. Cristou: Céramique basse fusion pour restaurations esthétiques, *Art Tech Dent*, **2**, 375–380, (1991).
- [41]- P.GERGAUD, « Théorie et principe de la Radiocristallographie », PANalytical.
- [42]- Laarej Merad, « Etude par spectroscopie Raman et modélisation d'une résine composite RTM », Thèse Doctorat, Université Abou Bakr BELKAID de Tlemcen, Soutenue le 31 Janvier 2010.
- [43]- http://www.memoireonline.com/08/11/4675/m_Diagnostic-environnemental-de-la-gare-routiere-pollution-atmospherique-par-TSP-et-metaux-lourds5.html
- [44]- Cours de Biomatériaux-2^{ème} année, Département de Chirurgie Dentaire, Faculté de Médecine de Tizi-Ouzou, année 2007-2008.

Study of characterizations of materials using in dental prosthesis

Abstract :

The aim of this work is to study chemical compositions, the characterization of materials using in dental prosthesis based resins, ceramics and metals alloys which has recently been developed to meet clinical needs, while trying to get closer to the aspect natural teeth.

For this, we used several experimental methods: differential X-ray Diffraction, Fluorescence X and Infrared Spectroscopy.

The results of our investigations have revealed the compositions of resins, ceramic and metals alloys of the dental prosthesis used to achieve the cosmetic part of the piece. On the other hand, given the physical and mechanical properties obtained for several materials, we can say that these materials can correctly replace natural teeth.

Keywords: resins, dental ceramic, metals alloys.

Résumé :

Le but de ce travail est d'étudier la composition chimique des résines, la céramique et alliages dentaire qui ont récemment été développé pour répondre aux besoins cliniques, tout en essayant de se rapprocher davantage de l'aspect des dents naturelles.

Pour cela, nous avons utilisé plusieurs méthodes expérimentales : l'analyse par diffraction des rayons X, Fluorescence X et la Spectroscopie Infra Rouge.

Nous avons remarqué que la composition et les propriétés physico-chimiques des résines, céramique et les alliages métalliques permettent de remplacer correctement les dents naturelles.

Mots clés : les résines, céramique dentaire, alliages métalliques.