



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



Université Mohamed Khider Biskra

Faculté des Sciences Exactes et Sciences de la Nature et de la Vie

Département de Sciences de la Matière

MÉMOIRE

De Fin d'Etude Pour Obtenir le Diplôme de magister

Option : physique des matériaux métalliques et non métalliques

Présenté par : Benkhadra Dalal

THEME

*Comportement physico -
chimique des inserts dentaires*

Setenu le/...../....., devant le jury :

Soltani Mohamed Toufik

Pr.

Président

U.Biskra

Chala Abdelouahad

Pr.

Rapporteur

U.Biskra

Omari Mahmoud

Pr.

Examineur

U.Biskra

Boumerzoug Zakaria

Pr.

Examineur

U. Biskra

Remerciement

Ce travail à été réalisé au Laboratoire de Métallurgie de la Faculté des Sciences et de Technologie de l'Université Mohamed KHIDER de Biskra, sous la direction de Monsieur le Professeur Abdelouahad CHALA.

Mes premiers remerciements vont à Monsieur Abdelouahad CHALA, Professeur à l'Université de Biskra, qui a dirigé mon travail et m'a accordé toute sa confiance. Sa gentillesse, sa rigueur scientifique ainsi que ses connaissances qui ont été d'une grande importance dans la réussite de ce mémoire. Plus qu'un encadreur je tiens à lui exprimer mon entière gratitude. J'ai apprécié la liberté que m'a laissée dans la conduite de mes recherches. Il restera pour moi l'exemple d'un professeur qui va toujours de l'avant.

J'adresse un grand merci à Monsieur B. GHSIRI prothésiste au laboratoire de prothèses dentaires à Biskra pour m'avoir fourni les échantillons utilisés dans ce mémoire.

J'adresse mes vifs remerciements à Monsieur Mohamed Toufik SOLTANI Professeur à l'Université de Biskra, qui m'a fait l'honneur de présider mon jury.

Je souhaite exprimer ma grande reconnaissance à Monsieur Zakaria BOUMERZOUG Professeur à l'Université de Biskra pour l'aide efficace qu'il m'a apporté et pour m'avoir fait l'honneur d'examiner ce travail et de participer à mon jury.

Je remercie sincèrement Monsieur, Mahmoud OMARI, Professeur à l'université de Biskra, Je suis très sensible au fait qu'il ait consacré une partie de son temps à examiner mon travail à la lumière de son expérience, à rédiger un rapport et à faire partie de mon jury.

Je remercie également l'ingénieur B .Gasmi de DRX à l'université de Biskra qui a contribué à la réalisation de ce travail.

Je remercie sincèrement à Dr Bourmal du département de Génie Mécanique à l'université de Biskra pour l'aide qu'elle m'a fournie pendant la réalisation de ce mémoire.

Je remercie tout particulièrement le Dr H. BENTRAH. Je tiens à lui exprimer toute ma reconnaissance et mon amitié pour son soutien, les précieux conseils qu'il m'a apportés et pour l'aide qu'il m'a fournie pendant la réalisation de mes expériences.

Mes remerciements vont également à toute personne ayant contribué à la réalisation de ce travail au niveau du laboratoire de métallurgie (S. Dekkiche , H. Saba ,), et au laboratoire de physique des matériaux (Saida) et au laboratoire de chimie (Hayat).

Je remercie également l'ingénieur Boubaker qui m'a aidé dans la réalisation de ce travail, ainsi que Lila, Hadda, Souhir, Amina pour leur soutien tout au long de ce travail.

Je ne saurais oublier ma famille ainsi que tous mes enseignants et collègues et tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin

DEDICACE

Je dédie ce modeste travail à

Mes parents

Mes frères et Mes sœurs

ma famille

Mes amis

*L'ensemble de la promotion de post-Graduation de
physique 2009/2010 à l'université de Biskra*

Sommaire

Remerciement.....	i
Dédicace	ii
Sommaire	iii
Introduction générale	01

Chapitre I: les biomatériaux dentaires

I.1.Introduction :	05
I.2. Définition :.....	05
I.3.Les différents types de biomatériaux :.....	05
I.3.1. Les matériaux métalliques:.....	06
I.3.1.1. Les alliages dentaires précieux et semi précieux :.....	07
I.3.1.2. Les alliages non précieux :.....	13
I.3.1.2.1. Les alliages nickel- chrome :.....	14
I.3.1.2.2. Les alliages cobalt-chrome :.....	23
I.3.1.3. Le titane et ces alliages :.....	28
I.3.1.4. Les alliages à mémoire de forme Ni –Ti :.....	31
I.3.1.5. Les amalgames dentaires :	33
I.3.1.6. Travail des alliages dentaires :.....	35
I.3.2.Les céramiques dentaires :.....	36
I.3.2.1.Introduction :.....	36
I.3.2.2. Définitions :	36

SOMMAIRE

I.3.2.3. Classification traditionnelle (en fonction de la température de fusion) :.....	37
I.3.2.4. Classification actuelle en fonction de la composition chimique	38
I.3.2.4.1. Les céramiques feldspathiques :.....	38
I.3.2.4.2. Les céramiques d'infrastructures :.....	39
I.3.2.4.2.1. Céramique à base d'alumine: Al_2O_3 :.....	39
I.3.2.4.2.2. Céramique à base de la zircone :.....	40
I.3.2.4.2.3. Les vitrocéramiques dentaires :.....	41
I.3.2.5. Classification selon le procédé de mise en forme :.....	43
I.3.2.6. Propriétés générales des céramiques :.....	45
I.3.2.7. Le collage de céramique :.....	48
I.3.3. Les biomatériaux à base de polymères de synthèses et la résine :.....	48
I.3.3.1. Les polymères :.....	48
I.3.3.2. La résine :	49
I.3.3.3. La résine composite :.....	49
I.3.4. Les matériaux d'origine naturelle :.....	50

Chapitre II: Dégradation des matériaux dentaires dans le milieu buccal et moyen d'évaluations

II.1. Introduction :.....	52
II.2. Formes de dégradation :.....	52
II.2.1. La Fatigue :.....	52
II.2.1.1. Définition :	52
II.2.1.2. Phases de fatigue :.....	52
II.2.1.3. Essais de fatigue :.....	53

SOMMAIRE

II.2.1.4.Facteurs influant sur la durée de vie en fatigue :.....	53
II.2.2. La corrosion :.....	53
II.2.2. 1 .Définition :.....	53
II.2.2. 2 .Les formes de la corrosion :.....	54
II.2.3. L'usure :.....	59
II.3. Facteur influençant la dégradation	59
II.3.1.Influence de l'état de surface et la composition d'alliage :.....	59
II.3.2.Influence du milieu buccal sur les matériaux dentaires :	60
II.3.2.1.Influence de la salive.....	61
II.3.2.2.Influence de pH :.....	62
II.3.2.3.Influence de temps d'exposition :.....	63
II.3.2.4.Influence des bactéries :.....	64
II.3.2.5.Influence des forces masticatoires :.....	64
II.3.2.6.Influence des boissons et sodas acides :.....	65
II.3.2.7.Influence du fluor :.....	65
II.3.2.8.Influence de la variation de la température :.....	66
II.4.Les méthodes d'évaluation de la résistance des matériaux.....	66
II.4.1.La résistance à la fatigue	66
II.4.2. la résistance à la corrosion :.....	67
II.4.2.1.Examen visuel: évaluation du : ternissement.....	67
II.4.2.2.Méthodes électrochimiques :.....	68
II.4.2.3.Méthode de la masse perdue :.....	71
II.4.3 .La Resistance d'Usure et de frottement :.....	71
II.4.3 .1.L'essai et machine d'usure :.....	71
II.4.3 .2.Cinétique de la mastication :.....	72

SOMMAIRE

Chapitre III : Matériaux et méthodes expérimentales

III 1 .Matériaux utilisés :.....	75
III 1.1. Réalisation des échantillons :.....	75
III .1.2.Caractéristiques de l’alliage :	75
III.2. procédures expérimentales :.....	76
III.2.1. Différents essais :.....	76
III .2.1.1. L’essai de L’influence de la variation de la température :.....	76
III.2.1.2. L’essai électrochimique :.....	76
III.2.1.3. Essai d’oxydation :.....	76
III.2.2.Techniques expérimentales :.....	77
III.2.2.1. Microscopie optique :.....	77
III.2.2.2. Diffraction des rayons X :.....	78
III.2.2.3. Microdureté Vickers :.....	80
III.2.2.4. Mesures électrochimiques :.....	82

Chapitre IV : Résultats et interprétations

IV.1. Caractérisation intrinsèque de matériau utilisé :.....	85
IV.1.1. Microstructure et détermination des phases d’alliage Ni-Cr-Mo :.....	85
IV.1.1 a. Analyse par microscopie optique :.....	85
IV.1.1 b. Analyse par la diffraction des rayons X :.....	86
IV.1.2. Microdureté de l’alliage étudié.....	87
IV.2. Influence de la fluctuation des températures sur la microstructure :.....	87

SOMMAIRE

IV.2 a. Analyse par la diffraction des rayons X :.....	88
IV.2.b. Analyse par microscopie optique :.....	90
IV. 3. Influence des hautes températures sur la microstructure :.....	91
IV. 3.a. Analyse par microscopie optique :.....	91
IV.3.b. Analyse par la diffraction des rayons X :.....	94
IV.4. Les mesures électrochimiques :.....	96
IV.4.1. L'effet de la variation de pH sur le comportement électrochimique :	113
IV.4.2.L'effet de la haute température sur le comportement électrochimique de Ni-Cr-Mo	114
Conclusion	125

Introduction générale:

Au cours des dernières décennies, la profession dentaire a connu un accroissement phénoménal sur le plan de la variété et de la qualité des matériaux dont elle peut disposer.

De nos jours, la science des biomatériaux dentaires semble de plus en plus indispensable à la profession des dentistes, lorsqu'il s'agit, en effet, de restaurer ou de remplacer la dent, partiellement délabrée ou totalement détruite. Ils utilisent à tout les stades de leur thérapeutique conservatrice ou restauratrice, une gamme infiniment variée de biomatériaux minéraux, organiques, métallique ou mixtes, à titre tant provisoire que définitif.

Les matériaux métalliques jouent un rôle essentiel dans la réparation ou le remplacement de la structure dentaire perdue ou endommagée.

Pendant beaucoup d'années, les cliniciens ont employé les alliages nobles pour les prothèses dentaires. Ces alliages possèdent des propriétés biologiques compatibles et bonne résistance à la corrosion. Cependant, leurs applications dentaires sont devenues restreintes en raison du coût croissant d'or pendant les années 80 et après la crise financière globale en 2008. En conséquence, des alliages non-précieux, tels que le Ni-Cr, sont maintenant généralement employés pour la sous-structure des restaurations céramo-métallique. En comparaison avec les alliages précieux, les alliages Ni - Cr offrent l'avantage d'un plus grand module d'élasticité qui permet à des sections plus minces de l'alliage d'être employées, et ainsi moins de destruction de dent saine pendant la préparation des couronnes artificielles. En outre, le coefficient de dilatation thermique des alliages de Ni -Cr est très semblable à celui de la porcelaine de placage conventionnel.

La présence du Cr améliore la résistance à la corrosion des alliages dans un environnement corrosif dû à la formation d'un film passif d'oxyde riche en Cr qui est fortement résistant à l'acide. De même, la présence du molybdène dans l'alliage Ni -Cr augmente la résistance à la corrosion localisée dans le chlorure contenant l'environnement.

Le milieu buccal a des effets mécaniques et électrochimiques néfastes. En effet ces effets peuvent aller de la simple altération superficielle des biomatériaux à la rupture finale, en passant par la déformation irréversible, invisible et d'autant plus perfide.

Le comportement en milieu buccal des biomatériaux dentaires repose sur un mécanisme à double sens : les effets du biomatériau sur le milieu (biocompatibilité) mais également les effets du milieu sur le biomatériau (biodégradation).

Introduction générale

L'environnement buccal est particulièrement favorable à la corrosion. Celle-ci est principalement de type électrochimique et la salive joue le rôle d'électrolyte. Les variations de température (repas chauds, froids), de pH (2 à 11), et de composition participent à ce phénomène. Le biomatériau ne peut plus remplir sa fonction correctement et il peut devenir dangereux (libération de produits de dégradation).

L'étude électrochimique de l'alliage dentaire dans la salive artificielle permet l'évaluation pour la modification de propriété d'alliage dans la cavité buccale, en utilisant les essais électrochimiques rapides en tant que critères qualitatifs pour estimer la résistance à la corrosion. Les manifestations de corrosion sur les alliages dentaires ont pu montrer des effets biologiques, fonctionnels et esthétiques, les effets biologiques ayant la plus grande signification.

L'objectif principal de ce travail est l'étude du comportement électrochimique des alliages nickel- chrome dans plusieurs électrolytes de différents pH et l'étude de l'influence de la fluctuation de la température en milieu buccal sur la microstructure de l'alliage.

Le deuxième but de cette étude était d'évaluer le comportement de corrosion des alliages Ni- Cr-Mo soumis à différentes températures. Cette information est importante comme la cuisson de porcelaine sur la sous-structure métallique d'une restauration peut produire des changements du comportement de corrosion qui pourrait influencer un comportement d'alliage pendant l'utilisation clinique à long terme.

Dans le cadre de notre étude le comportement électrochimique et physique des alliages Ni -Cr- Mo, a été étudiées par les techniques suivantes :

- ✓ La diffraction de rayons X.
- ✓ La microdureté.
- ✓ Essais électrochimiques par potentiostat
- ✓ La microscopie optique.

Cette étude comprend quatre chapitres:

Dans le premier chapitre, nous exposons une étude bibliographique sur les différents matériaux utilisés en art dentaire : les alliages métalliques, les céramiques, les polymères ...,

Introduction générale

et leurs différentes propriétés telles que: les propriétés physiques, thermiques, mécaniques, chimiques et électrochimiques.

Dans le deuxième chapitre nous avons présenté les formes de dégradation des matériaux dentaires (la fatigue, la corrosion, l'usure) et les éléments provoquant la dégradation de ces matériaux dans la bouche ainsi que les moyens d'exploration du comportement de ces derniers.

Dans le troisième chapitre, nous donnons les caractéristiques de nos matériaux, ensuite nous décrivons le principe de fonctionnement des différentes techniques expérimentales employées dans cette étude: la microscopie optique, la diffraction des rayons X, la microdureté, et les mesures électrochimiques.

Nous exposons dans le quatrième chapitre les différents résultats obtenus et les interprétations que nous pouvons en donner. Nous concluons notre travail en présentant les résultats marquants.

Chapitre I :
Les biomatériaux
dentaires

I .Les biomatériaux dentaires :

I.1.Introduction

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés. Ils ne se définissent pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine [1].

I.2. Définition :

Il existe de nombreuses définitions de ces matériaux, voici celle qui a été proposée lors du ; congrès de la société européenne des biomatériaux en 1986 à Chester : « biomatériaux : matériaux non vivants conçus et utilisés dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques ». Cette définition peut être complétée par les actes de transplantation d'organes et de greffes de tissus vivants.

L'intérêt croissant pour ces matériaux s'explique par le vieillissement régulier de la population, la fréquence des accidents de travail ou du trafic dans une société où la qualité de vie est un critère dominant [2].

Les biomatériaux ayant essentiellement un rôle fonctionnel au sein de l'organisme : cœur artificiel, appareils auditifs, prothèses (partie métallique)... Ces dispositifs présentent les propriétés spécifiques des organes qu'ils remplacent. Ils doivent être biocompatibles mais n'ont pas vocation à disparaître de l'organisme à long terme [2].

Il doit également avoir des propriétés biomécaniques compatibles avec les propriétés physiques des tissus. De plus, pour Muster et Champy (1978), un biomatériau doit avoir :

- une résistance élevée à la corrosion.
- une excellente résistance à l'usure.
- une homogénéité structurale.
- une solidité suffisante.
- une absence de réaction thrombogène.
- un coût raisonnable.

Les alliages dentaires utilisés en pratique se veulent être des biomatériaux: on passe de la notion de «matériaux» à celle de « biomatériaux ». Or il n'existe pas de biomatériau parfait, d'où l'intérêt de rechercher les plus adaptés à notre pratique [3].

La biocompatibilité est une notion qui va de pair avec les biomatériaux ; en effet, un biomatériau est défini comme biocompatible lorsqu'il est capable de remplir sa fonction sans effets adverses sur l'environnement biologique dans lequel il doit fonctionner. Dans le cas d'une prothèse métallique, outre sa résistance mécanique, d'autres facteurs seront à prendre en compte pour évaluer sa biocompatibilité. Ainsi, l'usure de la prothèse au cours du temps, les débris qui peuvent éventuellement apparaître et sa résistance à la corrosion sont des éléments à prendre en considération. Si les métaux ont une excellente résistance mécanique, leur résistance à la corrosion reste un problème. En effet, les fluides biologiques sont des milieux corrosifs qui sont très agressifs pour les implants métalliques. Ainsi, comme l'ont montré de nombreux auteurs, ces différents alliages sont à plus ou moins long terme dégradés et re-larguent des ions métalliques dans les tissus proches de leur site d'implantation [4].

I.3. Les différents types de biomatériaux :

La nature (métaux, greffe d'origine biologique, céramiques,), les applications biomédicales (prothèses, revêtements prothétiques, comblement de défaut 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 : [5]

- Les biomatériaux métalliques,
- Les biomatériaux céramiques,
- Les biomatériaux à base de polymères de synthèses et les résines,
- Les biomatériaux d'origine naturelle,

I.3.1. Les biomatériaux métalliques :

Plusieurs métaux et alliages sont utilisés en prothèse dentaire. Ils permettent la réalisation de reconstitutions fixées unitaires ou plurales, d'armatures pour prothèse scellée recouverte de cosmétique ainsi que de châssis de prothèse amovible. L'éventail de choix de matériaux est large, allant du métal pur, par exemple le titane, à l'alliage de plusieurs métaux. Ce large choix implique des différences notoires de comportement, il est donc nécessaire d'avoir une bonne connaissance des matériaux pour faire le meilleur choix en fonction de l'indication et du patient [6].

L'utilisation des métaux purs comprenant l'or seulement pour des restaurations, telles que des couronnes et des bridges, conséquence le manque de résistance. Ainsi, les alliages produits par certaines proportions de mélange de métaux sont nécessaires pour obtenir de

meilleures qualités physiques, biocompatibilité et résistance à la corrosion. Les facteurs principaux affectant le choix d'alliage sont des sciences économiques, des propriétés physiques, technique de moulage, biocompatibilité et corrosion [7].

Selon Skinner (1971) : « Le mélange solide obtenu, en général, par fusion de deux ou plusieurs métaux ou métalloïdes est appelé alliage. Un amalgame est un alliage d'un type spécial contenant du mercure et obtenu froid » [3].

L'ADA a établi un classement des alliages en fonction de leurs propriétés physiques. Elle distingue ainsi 4 types d'alliages.

Tableau I.1. Classification des alliages en fonction de leurs propriétés physiques [8].

Désignation	Resistance (MP-en tension)	Allongement(%)
Mou	<140	18
Moyen	140-200	18
Dure	201-340	12
Extra dure	>340	10

Les alliages pour coulée peuvent se classer de différentes manières, mais la classification la plus utilisée est celle de l'American Dental Association (ADA). La classification de l'ADA distingue 3 groupes d'alliages en fonction de leur composition :

- ✓ les alliages « précieux » : doivent contenir au moins 25% en masse d'or et au moins 60% de métaux nobles quels qu'ils soient (or, palladium, platine).
- ✓ les alliages « semi précieux » : doivent contenir au moins 25% de métal noble,
- ✓ les alliages « nom précieux » : contiennent moins de 25% de métal noble en pourcentage de masse, sans autre spécification concernant leur composition [8].

Les métaux précieux sont l'or (Au), le platine (Pt), le palladium (Pd), l'iridium (IR), le ruthénium (RU), et le rhodium (Rh). Les métaux non précieux sont l'argent (Ag), cuivre (Cu), zinc (Zn), indium (In), etc.. Il devrait souligner que l'argent est un élément précieux en métallurgie. Mais basé sur la réactivité relativement élevée dans la cavité buccale, l'Ag est considérée par l'ADA comme un métal non précieux [9].

I.3.1.1. Les alliages dentaires précieux et semi précieux :

I.3.1.1.1. Classification des alliages dentaires précieux et semi précieux

Les alliages «**précieux**» peuvent être divisés en plusieurs catégories : ceux à base d'or et de platine (Au-Pt), or et palladium (Au-Pd) et or-cuivre-argent (Au-Cu-Ag).

Les deux premières catégories conviennent pour des restaurations coulées massives ou des chapes de coiffes céramo-métalliques, la dernière ne peut convenir que pour des couronnes coulées, à cause de sa forte teneur en argent et en cuivre [8].

✓ **les alliages Au-Pt** : sont les plus récents dans la catégorie des «précieux», ils ont été mis au point pour éviter l'utilisation du palladium (Pd).

Ces alliages (Au-Pt) ont une structure métallurgique complexe. En effet, l'or et le platine ne sont pas complètement miscible l'un avec l'autre. Ils sont généralement renforcés par une phase de Zn dispersée ou parfois d'argent. Leur résistance à la corrosion dépend essentiellement des conditions de mise en œuvre au laboratoire.

✓ **les alliages Au-Pd** : utilisés pour la confection de couronnes coulées et d'infrastructures. On peut leur ajouter de l'argent (Ag) pour améliorer leurs propriétés physiques. De structure simple phase, sa couleur est blanche. La résistance de ces alliages à la corrosion est importante en milieu biologique, même à un pH faible.

✓ **les Au-Cu-Ag** : sont présents depuis longtemps dans l'histoire de la dentisterie. Ces alliages sont généralement jaunes, de structure simple phase. Ils sont donc facilement coulés et brasés [8].

Les alliages «**semi précieux**» n'ont pas de teneur minimum requise en or, mais ils doivent contenir au moins 25% de métal noble (Au, Pd ou Pt). Puisque les alliages semi précieux peuvent contenir un certain nombre de différents métaux, ils sont un groupe plutôt divers. En règle générale, ils ont relativement de haute résistance, dureté, et ductilité. Ils peuvent être jaunes ou blanc. Quand le blanc, il est en raison de leur contenu de palladium. On retrouve plusieurs groupe d'alliages : à base d'or, de palladium et d'argent [10].

✓ **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 oxyde de teinte très soutenue qu'il est difficile de masquer parfaitement avec les opaques. 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 grands bridges sont donc contre-indiqués [5].

✓ **Les alliages palladium-cobalt :**

Plus rares, ces alliages contiennent près de 90% de palladium et 4 à 5% de cobalt. Le rôle de ce dernier est d'élever le coefficient de dilatation thermique de l'alliage. 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 [5].

✓ **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.

Elles ont une excellente ductilité, haut module d'élasticité, résistance élevée à la déformation pendant la cuisson de la porcelaine, propriétés de manipulation favorable, et résistance à la corrosion satisfaisante. Le choix clinique des alliages Pd-AG a augmenté en raison du allègement ou élimination d'anciens soucis de décoloration de porcelaine par des techniques de fonte et de moulage appropriées, choix des marques particulières de porcelaine, et l'incorporation de certains éléments dans les compositions de l'alliage [11].

I.3.1.1.2. Rôle du constituant :

Certains éléments, à des concentrations inférieures au millième, 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, le cuivre et selon les alliages, des micro additions de ruthénium, indium, fer, manganèse, zinc, tantale, étain, gallium, niobium...

Avec six constituants métalliques ou plus, certains alliages deviennent donc complexes.

➤ **L'or (Au)**

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

➤ **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. Il se corrode en présence de soufre.

➤ **Le cuivre (Cu)**

Très actif chimiquement, il augmente la résistance mécanique et la dureté de l'alliage. Il 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 (son utilisation doit donc être limitée).

➤ **Le rhuténium (Rh)**

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

➤ **L'iridium (Ir)**

Des micros 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 de platine.

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

Ces métaux très réactifs chimiquement 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.

I.3.1.1.3. Propriétés 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 oeuvre [12].

La dureté est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale sous charge. C'est une propriété de surface [6].

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 [12].

Le module d'élasticité, ou le module Young qualifie la rigidité d'un matériau. Il correspond au rapport contraintes/déformations dans le domaine élastique [6].

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 de type Ni-Cr et Co-Cr [12].

Pour les alliages extra-durs, de type 4, le pourcentage d'allongement peut être relativement bas. La dureté augmente notablement après un traitement de durcissement thermique, ce qui complique le polissage des pièces ainsi traitées [5].

Une rigidité permet d'alléger les infrastructures en prothèse amovible partielle et d'affiner les chapes dans la technique céramo-métallique. Les plaques métalliques coulées et les armatures de bridge destinées à la céramisation doivent néanmoins être épaissies lorsqu'elles sont réalisées en alliages précieux par rapport aux infrastructures Co-Cr ou en Ni-Cr [5].

La limite d'élasticité est la contrainte maximale appliquée à un matériau sous traction uni-axiale en deçà de laquelle le corps revient à son état initial sans déformation si cette contrainte est relâchée. Elle définit les limites entre le domaine élastique et le domaine plastique [6].

L'allongement à la rupture correspond à l'allongement maximal d'un corps sous contrainte uni-axiale qui précède la fracture de celui-ci [6].

Tableau I.3: Propriété principales des alliages semi précieux

Type d'alliage	Solidus-liquidus (°c)	Couleur	Structure de phase	Module d'élasticité (GPa)	Dureté de Vickers (Kg /mm ²)
Au-Cu-Ag(Pd)	880-930	Jaune/blanche	single	100	250
Pd-Cu-Ga	1145 -1270	Blanche	multiple	127	280
Pd-Ag	1185-1230	Blanche	multiple	125	275

I.3.1.1.4. Propriétés thermiques :

Parmi les propriétés thermiques, le coefficient d'expansion thermique (CET) intéresse plus particulièrement les alliages destinés à la technique céramo-métallique, le coefficient d'expansion, ou de dilatation thermique (CET ou CDT) correspond à la variation dimensionnelle d'un matériau sous l'effet de la variation de la température. Il s'exprime en $\mu\text{m}/\text{m}/^\circ\text{C}$. Celui de l'alliage doit être proche de celui du matériau d'émaillage.

Tableau. I.4: Coefficient d'expansion thermique des alliages précieux [5].

Matériau	CET ($10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)
Or	14,3
Dentine	8,4
Email	11,2
Titane commercialement pure	8-9
Alliages dentaires précieux pour restauration céramo-métallique	13,9 à 15,7

L'intervalle de fusion correspond à l'écart de température lorsque l'alliage passe de l'état liquide à l'état solide.

La température de coulée est la température approximative à laquelle l'alliage, rendu complètement liquide, peut être coulé dans le revêtement. Elle se situe légèrement au-dessus du liquidus et diffère de la température de fusion qui se situe dans l'intervalle de fusion. [6]

Les intervalles de fusion et les températures de coulée figurent dans le tableau suivant :

Tableau I. 5: Température de fusion et de coulé des alliages précieux et semi précieux [12].

Type d'alliage	Intervalle de fusion ($^{\circ}\text{C}$)	Température de coulée
a)Alliage dentaire d'Or à coulé		
Base Au	888 - 960	1040
Base Pd-Ag	927-1099	1066 à 1177
b)Alliages dentaires pour restauration céramo-métalliques		
Base Au	1030-1177	1200 à 1300
Base Pd-Ag	1130-1293	1340 à 1400

Suivant leur composition, la courbe de solidus des alliages conventionnels varie de 800 à 1000°C et la courbe de liquidus de 900 à 1100°C. Les alliages destinés à la technique céramo métallique ont été modifiés de façon à élever la courbe de solidus dans une fourchette allant de 1000 à 1100°C (pour une courbe de liquidus variant de 1150 à 1300°C) afin d'éviter le fluage lors de la cuisson de la céramique. Cette modification de la courbe de solidus n'est pas nécessaire pour les alliages destinés aux céramiques basses fusions [12].

I.3.1.1.5. Corrosion des alliages précieux et semi précieux :

L'instabilité chimique des alliages dentaires a été identifiée comme problème sérieux. Deux occurrences distinctes peuvent changer l'état extérieur d'un métal dans la bouche; corrosion et ternissure.

La corrosion implique la dissolution électrochimique du métal ou la formation de réaction des produits sur la surface. Ternissure est la décoloration extérieure due à la formation de réaction des produits et est une forme spécifique de corrosion [13].

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 (ternissure). Les additions mineures destinées à modifier les propriétés mécaniques ou physiques ont une influence réelle sur la résistance à la corrosion de l'alliage. Il est donc nécessaire de vérifier le sérieux des contrôles par le fabricant [5].

Le comportement vis à vis de la corrosion des alliages semi-précieux, tels qu'on les utilise en milieu salivaire dépend bien évidemment à la fois des transformations structurales liées aux traitements thermiques et à la composition générale. A ce titre, J. BRUGIRARD et autres ont montré le rôle spécifique de chaque élément présent, pour des milieux salivaires aujourd'hui normalisés. Bien évidemment, l'or et le platine ne se corrodent pas, ils sont dans un état d'immunité.

L'argent est dans un état de pseudo-immunité, sauf si la solution est aérée.

Le palladium et le cuivre se passivent mais le courant de passivation reste élevé dans la gamme des potentiels correspondants.

Le zinc et le cadmium sont très corrodables.

Les alliages très riches en éléments nobles (Au, Pt, Pd, Ag) et contenant peu de cuivre ont un comportement proche de celui de l'or.

L'addition d'éléments corrodables (cuivre, zinc, cadmium) entraîne un effet néfaste sur la résistance à la dissolution des alliages d'or [14].

I.3.1.2. Les alliages non précieux :

En raison de la situation économique empirée et de l'augmentation conséquente du prix de l'or, l'utilisation de ces alliages est devenue impraticable et inaccessible pour beaucoup de praticiens [15].

Les alliages non précieux le plus utilisés généralement dans l'art dentaire sont les alliages Ni-Cr et les alliages Co -Cr, qui sont généralement employés pour la couronne, bridge, inlays [15].

I.3.1.2.1. Les alliages nickel- chrome

Les **alliages nickel-chrome**, encore appelés "*superalliages*", 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 tous les domaines de l'industrie. En odontologie, il faut attendre les années 60 pour voir leur usage se développer dans les restaurations prothétiques fixées, unitaires ou plurales [12].

Les alliages à base de Nickel sont généralement employés comme sous-structure des couronnes ceramo –métalliques ont été présentés dans l'art dentaire comme remplacement possible pour les alliages précieux dus au coût croissant d'or tout au long des années 80 [16]. les alliages à base de Ni offrent l'avantage d'un plus grand module d'élasticité comparé à l'or qui permet à des sections plus minces de l'alliage d'être employées [17].

En outre, le coefficient de dilatation thermique des alliages à base de Ni est bien assorti à celui de placage conventionnelle de la porcelaine, qui maintient le métal et la couronne en céramique à coller intimement pendant la cuisson de la porcelaine [16].

I.3.1.2.1.1. Propriétés mécaniques et physico-chimiques du nickel :

Le nickel se présente sous la forme d'un métal argenté dur ou d'une poudre grise; on le trouve rarement à l'état naturel. Il est habituellement présent en quantités minimes dans différents minéraux, en particulier ceux qui contiennent du magnésium et du fer. Son symbole chimique est Ni. Sa masse volumique est de 8909 kg/m^3 [18].

Le nickel est un métal résistant, malléable, ductile et facilement polissable, il est magnétique en dessous de 350°C .il est soluble dans l'acide nitrique dilué ; passif (non réactif) dans l'acide nitrique concentrés et ne réagit pas avec les bases [19].

La dureté du nickel et sa résistance à la corrosion et à la chaleur sont autant de propriétés physiques qui en font un composant d'alliage idéal [18].

Principales caractéristiques physiques et mécaniques du nickel sont représenté dans le tableau suivant :

Tableau I.6 : Principales caractéristiques physiques et mécaniques du nickel [20].

Symbole	Ni
Masse atomique (u)	58.71
Masse volumique (g/cm ³)	8.907
Température de fusion (°C)	1453
Coefficient de dilatation (K ⁻¹)	12.8 x 10 ⁻⁶ à 20 °C
Conductivité thermique..... (W.m-I.K-I)	94 à 0 °C
Résistivité électrique (iQ. cm)	7.2 à 20 °C
Résistance à la rupture Rm(MPa)	Supérieure ou égale à 350
Limite d'élasticité Re(MPa)	150
Allongement A (%)	30 à 40
Dureté Vickers (HV)	150
Température de Curie (°C)	359
Cristallisation	Cubique à faces centrées

Le nickel présente le degré d'oxydation + 2 et exceptionnellement + 4.

Métal légèrement noble, il se ternit à l'air par formation d'oxyde NiO qui le passive, alors que l'eau pure est sans action sur lui.

Le potentiel standard du couple Ni/Ni⁺⁺ (- 0,250 V/E.H.N.) le rend plus noble que le fer (- 0,44 V), mais, du fait de la forte irréversibilité de la réaction :

$Ni \rightarrow Ni^{++} + 2e^-$ et d'une forte surtension de dégagement d'hydrogène sur le nickel, le nickel ne se corrode pratiquement pas dans une très large étendue de pH (milieux alcalins, neutres ou même légèrement acides) en l'absence d'oxydants et de complexant [20].

Le Nickel et le Chrome, à l'état pur, peuvent provoquer un cancer.

Le Chrome, à l'état pur, peut être toxique par inhalation, par contact avec la peau et par ingestion.

I.3.1.2.1.2. Classification des alliages nickel chrome : On peut distinguer trois grandes classes de ces alliages :

- 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, de tantale et de tungstène.
- Les alliages nickel-chrome riches en nickel, contenant du silicium et du bore [3].

Pour être normalisé (ISO 6871-2), un alliage à base nickel, doit répondre à certaines exigences quant à leur composition :

- Nickel comme constituant principal.
- Chrome égal ou supérieur à 20m% .
- Molybdène égal ou supérieur à 4m%.
- Nickel + chrome égal ou supérieur a 85m% [21].

I.3.1.2.1.3.Composition des alliages à base de nickel :

Le tableau suivant comporte les différentes compositions des alliages à base de nickel.

Tableau I.7: Composition des alliages à base de nickel [15]. [16]. [22].

L'alliage	Ni	Cr	Mo	Fe	Si	Mn	Nb	Ce	Al	Ti	Cu
NicromalSoft	64.6	17.8		0.5	1.8	3.5			1.5	0.5	9.8
Wirron 99	65	22 ,5	9,5	0,5	1	–		0,5			
Wirrolloy	63 ,5	23	3	9	1	0,5		–			
Matchmate	62,2	25	9,5	–	3, 3	–		–	–		
Dising10	75,4	12,6	8	0,5	0,2	–		–	3,3		
VeraSoft	53.6	14.5			1.5	19.5			1.6		9.5
WironNT	61.4	22.9	8.8	2.5			3.9				

I.3.1.2.1.4.Structure des alliages Nickel –Chrome :

La structure des alliages à base de nickel est généralement structure dendritique (Figure I.1) formée :

- d'une matrice dendritique avec des zones centrales plus grises attestant d'une attaque métallographique sélective,
- des zones interdendritiques eutectiques lamellaires pour la majorité des états.
- Les porosités toujours présentes dans les espaces interdendritiques sont de taille plus importante dans les états coulée par centrifugation que Celles coulés par pression [23].

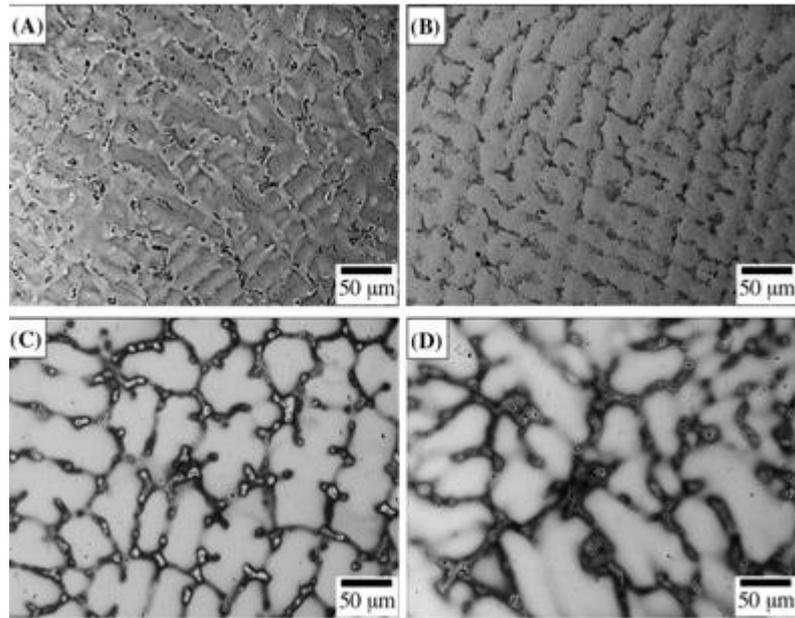


Figure I.1 : microstructures dendritique des 4 alliages Ni-Cr obtenue par microscope optique [16].

➤ **Matrice austénitique γ**

C'est une solution solide austénitique désordonnée. Le réseau de sa structure est cubique à faces centrées. le paramètre de maille est distordu par substitution du nickel par d'autres éléments métalliques tels que le Fe, le Cr, le Mo et le Nb.

La distorsion du réseau entraîne un durcissement de la solution solide. Cette matrice γ constitue la base microstructurale des superalliages à base de Ni.

De manière générale, les propriétés mécaniques des alliages à base de Ni sont d'autant plus élevées que la taille de grain de la matrice est faible.

Dans le cas des superalliages, cette matrice est renforcée par précipitation de phases durcissant ou par précipitation de carbures [24].

➤ **Précipités γ'**

Cette phase de structure cristallographique cubique simple a une composition chimique de type A_3B où A représente majoritairement du nickel et B de l'Al, du Ti et du Nb.

Les éléments Ti et Al imposent la structure et la stabilité du précipité tandis que le Nb dissous dans ces phases se substitue à Al.

Ces précipités sont dits durcissant car ils participent à l'élévation des propriétés mécaniques des alliages [24].

➤ **Précipités γ''**

La structure cristallographique de cette phase est quadratique centrée. Sa formule chimique générale, Ni_3Nb , présente quelques variations liées à la substitution du Nb par Ti, Ta, ou Al qui sont plus solubles dans γ'' que dans γ .

En raison des différences de désaccord paramétrique selon l'axe a et l'axe c, la phase γ'' précipite à partir de la solution solide par mise en ordre chimique sous forme de disques minces de diamètre moyen 60 nm et d'épaisseur allant de 5 à 15 nm.

En tant que composé intermétallique isolé, la phase γ'' est stable jusqu'à très haute température. Toutefois, dès qu'elle est précipitée dans la matrice γ , sa stabilité à haute température doit être reconsidérée [24].

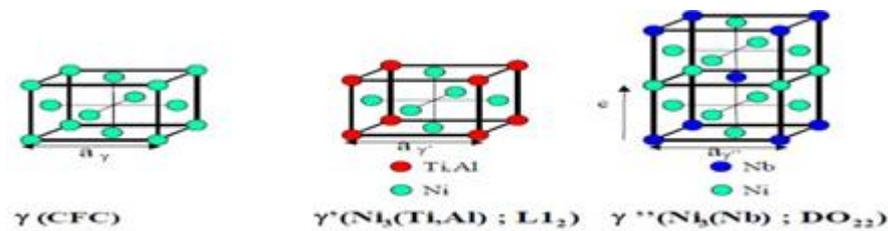


Figure I.2 : Mailles cristallines des phases γ , γ' et γ'' [24].

➤ Phase δ (parfois notée β)

La phase ordonnée δ a une structure orthorhombique. Sa composition chimique générale est identique à la phase γ'' (Ni_3Nb) dont elle est la forme stable.

Cette phase peut s'observer dans les alliages base Ni sous deux morphologies : une morphologie aciculaire, et une morphologie globulaire en galets.

La morphologie aciculaire germe préférentiellement aux joints de grains puis s'étend dans le grain sous forme d'aiguilles.

La morphologie globulaire germe aux joints de grain principalement à cause des hétérogénéités chimiques entre cœur de grain et joints de grain [24].

➤ Phase η

La structure cristallographique de la phase η est hexagonale ordonnée.

Sa formule chimique est Ni_3Ti . La formation de cette phase est possible lors du survieillissement dans des alliages où le ratio Ti/Al est élevé, ou après solidification dans des alliages présentant des zones de ségrégation où ce même rapport est élevé.

La phase η germe principalement sur les joints de grains de fortes désorientations et va croître en aiguilles vers le cœur du grain ou de manière plus globulaire le long des joints de grain [24].

La figure suivante représente le diagramme d'équilibre d'alliage Ni-Cr

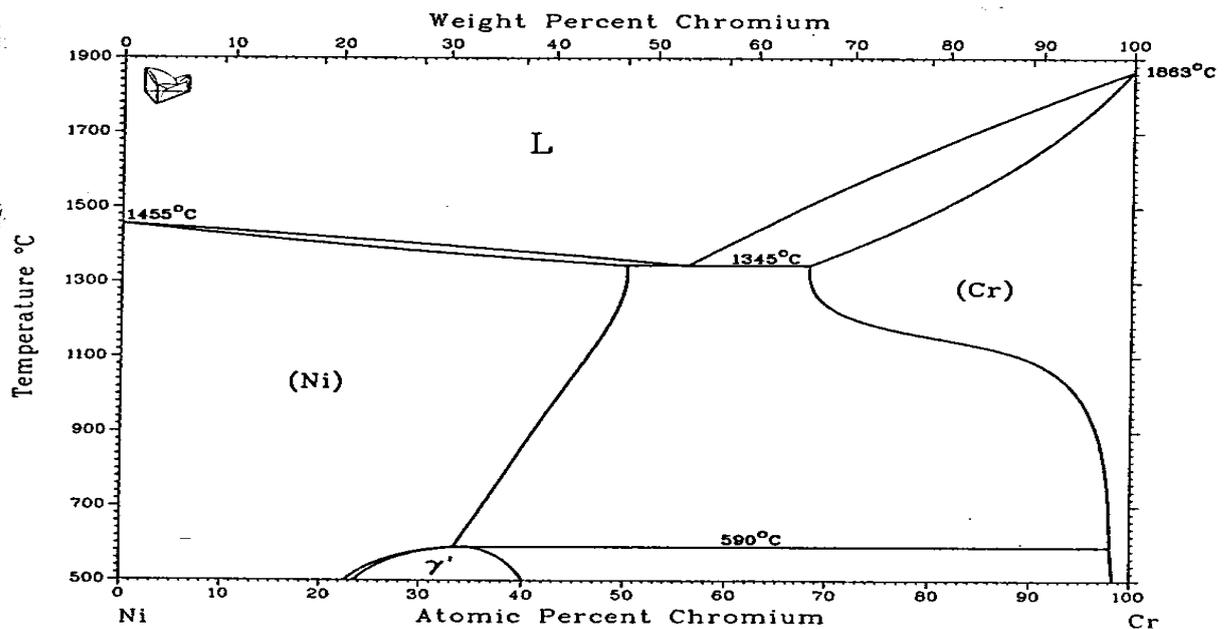


Figure I.3: diagramme d'équilibre d'alliage Ni-Cr.

I.3.1.2.1.5. Rôle de constituant

Le nickel constitue avec le chrome et le molybdène la matrice dendritique et interdendritique des alliages Ni-Cr-Mo, sous la forme d'une solution solide de substitution.

Le molybdène, le chrome, le silicium, le bore, le carbone et l'aluminium sont les éléments participant à la formation des précipités dans la matrice.

Le molybdène associé au nickel et au chrome participe à la formation des phases intermédiaires qui se forment dans les zones interdendritique des alliages Ni-Cr.

Le carbone participe également avec le chrome et le molybdène à la formation des carbures qui peuvent également précipiter aux joints de grains et modifient ainsi les propriétés mécaniques de l'alliage. Le silicium peut également former avec le nickel des précipités très fins dans ces zones. Il améliore la coulabilité.

Le bore forme avec le nickel des composés intermétalliques qui contribuent à abaisser le point de fusion de l'alliage [21].

L'addition du Ni améliore la protection de l'alliage contre la corrosion dans les milieux neutres et les médias faiblement oxydés et améliore les propriétés de la ductilité et de formalisation [15].

Le chrome est ajouté pour favoriser la formation d'une couche d'oxyde passive stable qui est fortement résistante à la corrosion. Le molybdène est également fréquemment ajouté pour favoriser la résistance à la corrosion par piqûres et la corrosion par crevasse. En alliages commerciaux, la composition du Cr et le Mo s'étend de 11 à 25 (poids %) [25].

I.3.1.2.1.6. Propriétés physiques et mécaniques des alliages Ni –Cr.

La masse volumique est de 8gr/cm^3 (deux fois plus faible que celle des alliages d'or pratiquement) donc, à cause de cette faible masse volumique il faudra fondre une quantité d'alliage supérieure à celle qu'on aurait prise pour un or dentaire afin d'obtenir une pression d'injection suffisante lors de la centrifugation.

Les caractéristiques des alliages Ni-Cr sont nettement supérieures à celles des alliages d'Or.

- ✓ Leur module d'élasticité est plus de 2 fois supérieure à celui des Or.
- ✓ Plus rigide, les Ni-Cr seront plus aptes à réaliser de longues travées aux embrasures largement dégagés comme l'exige le concept actuel de la prothèse.

Les valeurs des propriétés des alliages sont très variables d'un alliage à l'autre [21].

Le tableau suivant comporte les différentes propriétés mécaniques des alliages à base de Nickel.

Tableau I.8: Propriétés mécaniques des alliages à base de Nickel [21].

Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté Vickers (HV)
255-730	400-1000	150-210	8-20	210-380

➤ **le coefficient de dilatation thermiques :**

Le coefficient d'expansion thermique (CET) intéresse particulièrement les alliages destinés à la technique céramo-métallique. Les valeurs du CET sont comparables à celles des alliages précieux et permettent donc l'utilisation des mêmes céramiques, qui est compris entre 13,9 et 15,5 ($10^{-6}/^{\circ}\text{C}$).

L'intervalle de fusion d'un alliage Ni-Cr est compris entre 940 et 1430°C, et les températures de coulée varient de 1000 à 1500°C [21].

Les avantages de ces alliages incluent le bas coût du coulée, assortissant le coefficient d'expansion thermique (CET) et les propriétés mécaniques et tribologiques acceptables en vivo [26].

➤ **La conductibilité thermique :**

La conductibilité thermique est en moyenne de 0.035 calorie/cm/seconde/°C, soit 2 fois inférieure à celle des Or dentaires.

Donc les Alliages Ni-Cr transmettent aux tissus dentino-pulpaire les variations thermiques endo-buccales plus lentement que le font les alliages d'Or.

Les traitements thermiques lorsqu'ils sont réalisés sur les alliages dentaires montrent une homogénéisation assez sensible de la structure entre 950 et 1150°C [21].

I.3.1.2.1.7. Corrosion des alliages Ni -Cr :

La corrosion peut être décrite comme détérioration des matériaux par l'action agressive de l'environnement.

Les fluctuations de la température, la présence de l'humidité, les changements de pH en raison de régime, les variations de pression de l'oxygène, et la décomposition de la nourriture tous contribuent à ce processus. La corrosion des alliages se produit quand les éléments dans l'alliage s'ionisent.

Les ions métalliques libérés sont critiques en ce qui concerne le comportement biologique des métaux et des alliages dentaires.

La résistance à la corrosion des alliages à base de Ni dépend considérablement de la formation d'un film d'oxyde mince et protecteur (film passif) sur la surface du matériau.

Le chrome est l'élément principal dans les alliages à base de Ni et est ajouté pour améliorer la stabilité des alliages, pour former un film d'oxyde protecteur sur la surface. On l'a suggéré que l'addition du Mo augmente plus loin la résistance à la corrosion des alliages à base de nickel.

L'analyse extérieure du film d'oxyde passif formé sur la surface des alliages à base de Ni a relié des taux accrus de corrosion aux proportions inférieures du Cr et du Mo dans le film.

Quand un alliage dentaire est enfoncé dans la cavité buccale acide, la résistance à la corrosion du film passif formée sur l'alliage devrait être concernée grand dû aux considérations biologiques.

La caractérisation appropriée du film passif est la première étape d'évaluation la biocompatibilité. Si le film passif, normalement sous forme d'oxydes, de l'alliage dentaire est endommagé, des ions en métal et/ou les produits accrus la corrosion peuvent être libérée aux tissus adjacents et systémiques [27].

La présence du Cr améliore la résistance à la corrosion des alliages dans un environnement corrosif dû à la formation d'un film passif d'oxyde riche en Cr qui est fortement résistant à l'acide. De même, la présence du molybdène dans l'alliage Ni -Cr augmente la résistance à la corrosion localisée dans le chlorure contenant l'environnement. Par conséquent, dans les alliages dentaires Ni-Cr l'addition du Cr 12% (valeur minimum) et

de 2 –5% Mo au volume d'alliage est bien recommandée du point de vue de résistance à la corrosion [28].

On le suppose que le comportement de corrosion des alliages Ni-Cr dans la cavité buccale dépend non seulement de la composition chimique de l'alliage, mais également sur la caractérisation du film passif [29].

Des analyses chimiques de la surface du film passif ont été corrélées avec la caractérisation du film passif [29].

La corrosion est mesurée par une multitude de moyens [30] :

Par l'observation de l'alliage pour la détérioration ou la décoloration de sa surface (par exemple, ternissure).

En examinant l'alliage pour l'écoulement courant changé (essai électrochimique).
Par la mesure directe des éléments libérés (par exemple, spectroscopie d'absorption atomique, spectroscopie atomique d'émission)

Un certain nombre de facteurs influencent la corrosion des alliages dentaires :

- ✓ Composition de l'alliage (en particulier sur la surface).
- ✓ Structure de phase de l'alliage.
- ✓ Structure extérieure (rugosité, présence des oxydes).
- ✓ Crevasses, puits.
- ✓ Traitement/historie thermique.
- ✓ Combinaisons des alliages (enduit d'or, soudant).
- ✓ Temps en service.

I.3.1.2.1.8. Dégagement de nickel dans les alliages dentaires :

Le dégagement des ions de nickel a été étudié dans de diverses conditions. Le dégagement élémentaire des alliages dentaires à coulée dans le milieu de cellules de culture plus de 10 mois a été étudié. Le montant total de nickel libéré d'un alliage de nickel - chrome était parmi le plus bas à environ $6 \mu\text{g}/\text{cm}^2$. Le taux bas de dégagement a été attribué au milieu d'extraction ayant un pH de 7,2, car une étude antérieure a montré des taux de dégagement élémentaires beaucoup plus élevés à l'excédent de pH 2,3 par période de 35 jours [30].

Des traitements thermiques des alliages dans des états de laboratoire ont été montrés pour augmenter nettement le dégagement des ions de métal 15 –60 fois, et d'autres études ont prouvé que le dégagement des ions de nickel n'est pas proportionnel à la teneur en nickel des fils orthodontiques, mais à la nature de l'alliage et à la méthode de construction.

Les essais en laboratoire impliquant des appareils en métal immergés dans 0,9% en solutions de chlorure de sodium ont également montré un dégagement cumulatif sensiblement plus élevé de nickel dans des conditions simulées de fonction (dynamiques) comparées aux conditions statiques [30].

Il convient de noter que les ions de nickel libérés des restaurations métalliques et des appareils intra oral seront normalement avalés et ne s'accumuleront pas dans l'environnement oral. En outre, la quantité de nickel libérée des alliages dentaires est de manière significative moins que cela consommé oralement en tant qu'élément de l'ingestion diététique.

La nature de l'exposition des métaux au corps est importante en termes de leurs effets biologiques.

Une étude par Sunderman et autres a prouvé qu'approximativement un quart de nickel ingéré avec l'eau potable a été absorbé par l'intestin et excrété par le rein par rapport seulement à 1% de nickel ingéré en nourriture [30].

I.3.1.2.1.9. Oxydation des alliages Ni-Cr :

Pour les applications cliniques, le processus de mise à cuisson de porcelaine exige les cycles à hautes températures par quatre étapes de 950 à 1010 °C. Le procédé change inévitablement la microstructure des alliages dentaires par une multitude de moyens, y compris l'homogénéisation, la transformation de phase, et l'oxydation. Ces changements de la microstructure peuvent affecter le développement des oxydes extérieurs protecteurs qui, à leur tour, ont comme conséquence les changements à la résistance à la corrosion des alliages [31].

Les Alliages de Ni -Cr soumis aux traitements thermiques aux températures utilisées dans des processus de cuisson de la céramique sur le métal ont montré la diminution de la dureté de ces alliages [32].

L'analyse extérieure du film passif d'oxyde formé sur la surface des alliages Ni-Cr a relié des taux accrus de corrosion aux proportions inférieures du Cr et du Mo dans le film. Peu d'études jusqu'ici ont examiné l'influence de la mise à cuisson de porcelaine sur la corrosion des alliages à base de Ni .Cependant, Roach et autres accentué que cuisson de porcelaine a un effet néfaste sur les propriétés de corrosion de certains alliages . La caractérisation appropriée du film passif est la première étape en évaluant la biocompatibilité [16].

I.3.1.2.2.Les alliages cobalt-chrome :

I.3.1.2.2.1.Composition et types d'alliages cobalt-chrome :

Depuis le développement des alliages de cobalt-chrome tungstène (Co Cr W) et des alliages de cobalt-chrome-molybdène (Co Cr Mo) en 1907, connu sous le nom des stellites, pas beaucoup a changé leur composition chimique. Le changement le plus important peut être lié à une teneur plus commandée en carbone et à une distribution plus homogène des carbures durs résultants dans la microstructure augmentant la résistance d'abrasion [33].

Les autres alliages énumérés contiennent moins de cobalt et de chrome mais ont plus de nickel ou de tungstène supplémentaire pour améliorer les propriétés mécaniques [33].

Le premier alliage à base de cobalt utilisé dans le domaine dentaire (Vitallium) contient 30%Cr, 7%W et 0,5%C. Le tungstène fut ensuite remplacé par environ 5% de molybdène, donnant une légère amélioration de ductilité [34].

L'on a ajouté de faibles quantités de manganèse et de silicium afin d'obtenir une meilleure coulabilité. Le fer à moins d'1 % doit plutôt y être considéré comme une impureté.

De nombreux alliages de composition voisine ont été réalisés en Allemagne sous le nom de **Wisil**, en Grande-Bretagne sous le nom de **Confort** et en France sous le nom de **Ducinium**.

Le pourcentage de chrome y varie de 28 à 31 %, celui du molybdène ne dépasse pas 5 % et celui du carbone se situe entre 0,35 et 0,5 % [35].

Tableau I.9: Composition de quelques alliages cobalt-chrome [35].

Eléments	Co	Cr	Mo	Ni	Ti	C	Si	Mn	Fe
Vitallium	62.5	30.8	5.1			0.4	0.3	0.5	0.7
Wisil	66.2	27	4.5			0.35	0.4	1	≤1
Croform	60-64	30-31	5			0.35-0.45	0.30-0.80	0.30- 0.80	
Nobilium	65	28	5	0.1		0.4	0.05	0.1	0.5
LG Jelenco	52	26.1	4	14.2		0.22	0.58	0.70	1.2

I.3.1.2.2. Propriétés physiques :

➤ Structure :

Le cobalt est un métal de transition qui a une structure hexagonale à la température ambiante, et une structure cubique à face-centrée au-dessus de 417°C [36].

Les propriétés mécaniques généralement sont directement reliées à la microstructure de l'alliage.

Sur le plan microscopique : l'alliage cobalt- chrome molybdène présente une structure de matrice à cœur, la matrice est constituée par une solution solide riche en cobalt et le cœur par un eutectique complexe des carbures de molybdène et de chrome [35].

Nous citerons en tout première lieu le Vitallium (Co: 64%; Cr: 30%; Mo 5%). Elle comprend généralement:

1°) Une solution solide Co-Cr-Mo, de structure hexagonale compacte (ϵ) ou cubique à faces centrées (α) ou bien un mélange de ces deux structures ($\alpha + \epsilon$).

2°) Des composés intermétalliques: par exemple; Co_3W (hexagonal); Co_3Mo (hexagonal). Les phases formées dépendent de la composition et des traitements thermiques subis par l'alliage [34].

3°) D'autres composés intermétalliques, de structure plus complexe, peuvent se former dans ces alliages: phase de LAVES, phase μ , phase complexe (Co,Cr,W), phase CoAl.

4°) Enfin des carbures: malgré une assez faible teneur en carbone, de nombreux types de carbures peuvent se former à l'état brut de coulée [34].

Ils sont présents à la fois dans les grains et aux joints de grains:

- Carbures de type M_{23}C_6 et M_7C_3 dans lesquels M est principalement le chrome.
- carbures de type MC où M est soit Ti, Ta, Nb.
- carbures de type M_6C , où M est Mo et W, surtout rencontrés lorsque les teneurs en Molybdène et Tungstène sont élevés [34].

Pour la liaison métal-céramique on conçoit que la présence de telles phases puisse influencer fortement la qualité de la liaison [34].

Les alliages Co –Cr ont été employés dans l'art dentaire et orthopédique dû à leur excellente force et dureté [37].

Le renforcement des alliages est obtenu par une combinaison de solution solide durcissant et de précipitation de carbure durcissant par l'addition du carbone, du chrome, du molybdène, du tungstène ou du nickel à la matrice pure de cobalt [37].

➤ **Masse volumique :**

Leur légèreté, source certaine de confort due à leur faible masse volumique de l'ordre de 8 à 8,5 g/cm³ implique la prévision d'une masse d'alliage plus importante que nécessaire, pour obtenir lors de la centrifugation une pression d'injection suffisante, et une meilleure coulabilité [35].

I.3.1.2.2.3. Propriétés thermiques :

Les propriétés thermiques du matériau interviennent à deux niveaux. D'une part, sur le comportement du biomatériau en bouche, même si les variations de température buccales semblent relativement limitées, et d'autre part, lors de l'élaboration d'une prothèse où les conditions thermiques seront plus élevées.

➤ **Coefficient d'expansion thermique(CET) :**

A proximité du 0 absolu, les atomes sont immobiles. Lorsque la température s'élève, cet apport d'énergie est transmis aux atomes sous forme d'énergie cinétique. L'agitation atomique qui en résulte entraîne un éloignement des atomes les uns par rapport aux autres.

Ceci se traduit macroscopiquement par une dilatation du corps [38].

Cette dilatation, lorsque la température d'élève, ou contraction lorsque celle-ci s'abaisse est mesurable expérimentalement. Elle est exprimée par le coefficient d'expansion thermique (CET) lié à la nature du corps étudié.

Pour un matériau isotrope, c'est à dire possédant un comportement identique dans toutes les directions de l'espace, le comportement de ces matériaux peut être, au cours de l'alimentation (avec de faibles variations de température mais répétées dans le temps), à l'origine d'un phénomène de percolation au niveau du joint obturation/dent.

Dans la technique céramo-métallique, il convient d'harmoniser les coefficients d'expansion thermique de la céramique avec celui du substrat métallique. Ceci s'effectue en augmentant le coefficient de la céramique feldspathique de 6 à $8 \times 10^{-6} \text{C}^{-1}$ jusqu'à une valeur comprise entre 13 et $15 \times 10^{-6} \text{C}^{-1}$ pour les harmoniser aux coefficients des alliages à céramiser (alliages Ni-Cr, Cr-Co, précieux à base d'Or ou à base de Pd). Le développement en odontologie du titane dont le coefficient de dilatation ($9,010^{-6} \text{C}^{-1}$) est inférieur à celui des autres alliages dentaires a conduit les fabricants à créer de nouvelles poudres céramiques. Cette harmonisation entre substrat et revêtement permet d'éviter le décollement ou la fissuration de la céramique lors du refroidissement en fin de cycle de cuisson (de 600 à 900°C selon les céramiques jusqu'à retour à température ambiante).

La conséquence immédiate de l'existence de coefficients d'expansion thermique différents entre matériaux est le risque présenté par l'association en bouche ou au laboratoire de ces matériaux [38].

➤ **Température de fusion :**

Cette température est atteinte entre 1350 et 1400 °C. Elle est supérieure à celle des alliages précieux. La surchauffe de ces alliages entraîne un grossissement des grains et une diminution des propriétés mécaniques. C'est pour cette raison que l'on doit contrôler exactement la température de fusion, pendant la coulée [36].

Le tableau montre une comparaison des alliages **Co-Cr** avec les alliages d'or :

Tableau I.10:caractéristiques physiques des alliages Co-Cr et ors dentaires [34].

Propriétés	Co-Cr	Or	Alliage d'or
Densité (g /cm ³)	8.3	19.3	15
Température de fusion(C°)	1400	1063	950
Retrait à la coulée(%)	2.1	1.67	1.4
CET (10 ⁻⁶ /C°)	15.5	14.4	14

I.3.1.2.2.4.Propriétés mécaniques :

Ces valeurs, très variables d'un alliage à l'autre, ont un intérêt essentiellement comparatif. Aussi est-il fortement conseillé aux utilisateurs de consulter la fiche technique de l'alliage pour des informations plus précises sur ces données.

Il faut également ajouter que celles-ci sont fortement dépendantes des conditions d'élaboration par fonderie. Cette procédure associe un ensemble de phénomènes comme la solidification, la refusion, et éventuellement les traitements thermiques. Tous ces phénomènes interfèrent sur la microstructure et les propriétés mécaniques des pièces coulées [5].

Tableau I.11:Caractéristiques mécaniques moyennes d'alliages Co-Cr [34-36].

Propriété d'alliages	Co-Cr	Alliages d'or
Resistance à la traction (Mpa)	780	500
Limite élasticité (Mpa)	500	340
Module élasticité (Mpa)	206000	103000
Allongement %	4-5%	30%
Dureté (HVN)	300-390	130-150

I.3.1.2.2.5.Corrosion des alliages Co –Cr :

La résistance à la corrosion électrochimique des alliages Co-Cr, principalement étudiée *in vitro*, s'est révélée assez bonne dans des solutions de salive artificielle. Les alliages Co-Cr ont un meilleur comportement en bouche que les aciers inoxydables mais les ions SCN⁻ ont un rôle néfaste sur les alliages Co-Cr.

De MICHELI et RIESGO ont constaté, sur les alliages Co-Cr, que, pour des proportions en chrome inférieurs à 11,4% en poids, l'attaque en présence de salive artificielle

est importante et que de grandes quantités de Co et de Cr passent en solution. Si la teneur en chrome et en molybdène augmentent, la dissolution est plus faible [34].

Pour ces alliages Co-Cr, une faible teneur en Nickel est un atout supplémentaire sur le plan de la toxicité. Les éléments qui jouent un rôle favorable sont: le molybdène à des potentiels très négatifs, le tungstène et le niobium qui interviennent pour limiter la corrosion intergranulaire.

Outre le milieu agressif, il faut tenir compte aussi d'autres paramètres liés à l'emploi: sollicitations mécanique externes, milieu buccal en présence de la plaque dentaire et le rôle très important des micro-organismes [34].

I.3.1.2.2.6. Oxydation superficielle des alliages Co-Cr:

La plupart des mécanismes invoqués pour la liaison métal-céramique font intervenir la préoxydation de l'alliage ou l'oxydation pendant la cuisson. Toutefois, le véritable rôle de ces oxydes n'est pas clairement connu, quoiqu'il soit considéré que ces films d'oxydes sont dissous dans la céramique pendant le recuit, formant une zone de transition entre la céramique et l'alliage.

Les mécanismes d'oxydation des alliages Co-Cr sont beaucoup plus complexes que ceux des métaux purs, car les oxydes formés sont souvent un mélange de plusieurs oxydes. La création de nombreuses interfaces favorise le transfert de l'oxygène vers la masse de l'alliage et peut ainsi conduire à des oxydes internes multiples dispersés.

Inversement, les éléments d'alliage qui ont des affinités différentes pour l'oxygène diffusent de la matrice vers les zones superficielles, mais à des vitesses différentes. Les oxydes formés à la surface du métal peuvent se combiner entre eux et former des solutions solides. En outre, de faibles variations dans la composition des alliages (surtout pour une structure dendritique) peuvent conduire à des changements importants des potentiels chimiques et agir sur les vitesses d'oxydation. Ces changements de comportement peuvent être liés à la composition chimique associée à l'élaboration de l'alliage, ou résulter de variations de composition accompagnant des changements de structure en cours de service [34].

L'oxydation des alliages Co-Cr-Mo (avec quelques éléments d'addition mineurs) répond typiquement à un cas complexe, puisque plusieurs oxydes peuvent se former: CoO , Co_3O_4 , Cr_2O_3 , SiO_2 , MnO_2 , et MoO_2) [34].

En particulier, la formation de l'oxyde de chrome (Cr_2O_3) et la migration des ions Cr^{+3} dans la céramique modifient son coefficient de dilatation thermique, ce qui par suite est défavorable sur la liaison [21].

En revanche, la présence de certains oxydes est utile pour avoir une bonne mouillabilité sur le support métallique [12].

I.3.1.3. Le titane et ces alliages :

Le titane et les alliages de titane ont été fréquemment employés dans beaucoup d'applications médicales dues à leur résistance élevée de biocorrosion, biocompatibilité et propriétés mécaniques [39].

Les originalités de la métallurgie du titane reposent d'une part sa structure cristalline et d'autre part sur le mécanisme de sa transformation allotropique [40].

I.3.1.3.1. Structures et forme allotropique de Titane :

Le titane pur est un métal de la colonne IVB de la classification périodique des éléments présentant deux structures cristallographiques différentes stables respectivement à basse et à haute température : la phase α et la phase β .

La phase α est stable à température ambiante. La structure cristalline est de type hexagonal compact

La phase β est la phase stable à haute température dans le titane. Elle présente une structure cubique centrée

La température de transition $\alpha \leftrightarrow \beta$ (appelée transus β ($T\beta$)) est de 882°C dans le cas du titane.

La transformation allotropique $\beta \rightarrow \alpha$ est une transformation de type martensitique [41].

I.3.1.3.2. composition des alliages de Titane :

Le titane étant un métal de transition, il peut former des solutions solides avec un grand nombre d'éléments d'addition (en substitution ou en insertion dans le réseau selon la nature de ceux-ci).

Le tableau I.12. présente une classification schématique des principaux éléments d'alliage rencontrés. Ces éléments agissent sur la transformation de phase en influençant le domaine de stabilité ainsi que les cinétiques de germination et de croissance de l'une ou de l'autre des phases β ou α [42].

Tableau I.12. Nature de différents éléments d'alliages [42].

Type d'éléments	éléments
Bétagènes	Mo, V, Fe, Ta, Cr
Neutres	Sn, Zr
Alphagènes	A l, O, N

I.3.1.3.3. Rôle de constituant :

Tous les éléments d'addition jouent un rôle très important car ils influent à la fois sur les propriétés de résistance à la corrosion, mais aussi sur les propriétés mécaniques.

L'azote, le carbone, l'oxygène élèvent le domaine de température dans lequel à l'équilibre, se déroule la transformation $\alpha \leftrightarrow \beta$; ils stabilisent donc la structure α et sont dits alphasènes.

L'hydrogène, élément bêtagène se dissout principalement dans la phase β conduisant, même pour des faibles teneurs à la formation d'hydrures qui peuvent conduire à des fragilités importantes. C'est pourquoi, toute manipulation nécessitant la fusion du métal doit se faire sous vide ou sous argon, pour ne pas entraîner de fragilisation importante du titane.

L'aluminium, élément alphasène, durcit la phase α et on constate une amélioration de la résistance et une baisse de ductilité ; la tenue au fluage est améliorée [21].

Le molybdène, améliore la résistance, la ductilité et le fluage à moyenne température. Il augmente aussi la tenue à l'oxydation.

Le vanadium, élément bêtagène améliore la ductilité, mais baisse la tenue à l'oxydation [21].

I.3.1.3.4. Propriétés physiques du titane et de ses alliages :

Le titane, comme ses alliages, présente des caractéristiques cristallographiques et thermiques nettement supérieures à celles d'autres métaux fréquemment utilisés. Les principales caractéristiques remarquables du titane et de ses alliages sont :

- leur faible masse volumique (4.5 g/cm³), soit environ 60% de celle de l'acier ;
- leur faible module d'Young ;
- leur excellente résistance à la corrosion dans de nombreux milieux tels que l'organisme humain ;
- leur coefficient de dilatation, légèrement inférieur à celui de l'acier, et moitié de celui de l'aluminium ;
- leurs caractéristiques mécaniques élevées jusqu'à une température d'environ 600°C ;
- leur faible conductibilité thermique [43].

I.3.1.3.5. Corrosion et biocompatibilité :

Le titane et ses alliages sont devenus les matériaux de choix dans beaucoup d'industries dues à leur excellente résistance à la corrosion dans une grande variété d'environnements [44].

La formation d'un film passif mince d'oxyde adhérent sur leur surface est considérée responsable de cet attribut [44].

La stabilité passive de film dépend de sa structure et composition, qui dépendent de leur des conditions en lesquelles elle a été formée [45].

Toutefois, des environnements très oxydants ou la présence d'ions fluor, diminuent le caractère protecteur de cette couche d'oxyde.

Le titane fait partie des métaux nobles au sens du potentiel galvanique. C'est l'un des métaux les plus biocompatibles, avec l'or et le platine, c'est-à-dire qu'il résiste totalement aux fluides corporels. On notera enfin que la teneur extrêmement basse en nickel des alliages de titane explique l'absence d'allergies [21].

I.3.1.3.6. Aptitudes à la liaison céramo-métallique :

La cristallographie du titane se caractérise par le fait qu'il présente une structure dimorphe avec transformation réversible à 882.5°C. Ce passage de la phase alpha (structure cristalline de type hexagonal) à la phase bêta (structure cristalline de type cubique) s'accompagne de changements de volume et de surface. Cette caractéristique rend l'utilisation d'un recouvrement céramique impossible si celui-ci doit être cuit à une température supérieure à celle du changement de phase [46].

La liaison chimique entre le matériau cosmétique et le titane dépend de la couche d'oxydes qui se forment sur l'armature et dont l'importance doit être contrôlée [46].

Le très faible coefficient de dilatation thermique ($9,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) exige l'utilisation de céramique spécialement conçue pour le titane [46].

I.3.1.4. Les alliages à mémoire de forme Ni –Ti :

L'utilisation du Ni-Ti en tant que biomatériau est fascinante du fait de ses propriétés de mémoire de forme et de superélasticité que l'on ne retrouve dans aucun alliage métallique conventionnel [47].

Les recherches sur ce type de matériau ont commencé dans les années 1960 sur un alliage Ni-Ti (le Nitinol). Ces matériaux possèdent en effet des propriétés de mémoire de forme et de superélasticité spécialement adaptées pour un grand nombre des soins dentaires. Les propriétés de mémoire de forme et de superélasticité de ces alliages sont fondées sur les transformations martensitiques thermoélastiques qui leur sont administrées, et leur capacité à retrouver leur forme initiale sous l'effet d'un stress ou d'une variation de température [48].

Le Ni-Ti est utilisé dans la confection de fils orthodontiques, de la façon suivante :

Un arc idéal est formé à température supérieure à (500°C), afin d'obtenir la configuration de l'arcade souhaitée. Le fil est, durant cette étape, en phase austénitique.

L'arc est ensuite soumis au refroidissement à température ambiante, pour transformer le matériau en phase martensitique, aucune déformation apparente n'est observée. Puis il est mis en bouche et se déforme dans la cavité buccale du patient, afin d'obtenir la meilleure relaxation des contraintes [48].

Le fil orthodontique est alors fixé. A la température buccale de 37°C, l'alliage se retransforme en phase austénite, et subit la transformation inverse pour tendre vers sa forme initiale proche de l'arc idéal [48].



Figure I.4: Fil orthodontique Ni –Ti [48].

I.3.1.4.1. Propriétés physiques des alliages à mémoire de forme :

Le tableau suivant comporte les différentes Propriétés physiques d' alliage à mémoire de forme Ni-Cr .

Tableau I.13. Propriétés physique d'alliage Ni- Ti [49].

Alliage	Ti -Ni
T° de fusion (°C)	1250-1300
T° de transformation (°C)	-100/100
Limite d'élasticité (MPa)	400-500
Limite de rupture (MPa)	1000

I.3.1.4.2. Corrosion des alliages de mémoire de forme :

Le comportement du Ni-Ti à la corrosion est principalement étudié sur des arcs orthodontiques dentaires et essentiellement dans des conditions in vitro. La résistance à la corrosion du Ni-Ti in vivo est moins connue [47].

L'intervalle du domaine passif du Ni est très court et n'est pas compatible avec une vitesse de dégradation lente en bouche. A l'inverse le Ni-Ti et le Ti ont des domaines de

passivité qui leur permettent une faible vitesse de corrosion en bouche (respectivement 19 et 10 $\mu\text{A}/\text{cm}$ [50].

SPECK et coll. (1980) montre que les matériaux en titane, et notamment le NiTi, ont une meilleure résistance à la corrosion, dans une solution physiologique (solution de Hanks), que le Co-Cr-Mo ou l'acier inoxydable 316L [47].

I.3.1.5. Les amalgames dentaires :

I.3.1.5.1. Définitions :

La première utilisation de l'amalgame a été enregistré dans la littérature chinoise pendant les 150 dernières années [51].

L'amalgame dentaire fait référence à une combinaison de métaux tels que l'argent, l'étain, et le cuivre et quelquefois le zinc, le palladium ou le platine. Les particules métalliques sont mélangées avec le mercure pour former l'amalgame dentaires [52].

Les amalgames restent encore, à l'heure actuelle le matériau d'obturation le plus performant et le moins cher dans certaines indications [53].

I.3.1.5.2. Composition :

➤ Le mercure

Le mercure (Hg), est le seul métal liquide à température ambiante. Peu soluble dans les liquides organiques, il est soluble dans l'eau à raison de 0,02mg/l et donc il est difficile de l'en dissocier [54].

Sa température de fusion est de -40°C

Sa température d'ébullition est de 350°C

Sa densité est de 13,5.

➤ Les poudres

Les poudres pour amalgames ne sont pas constituées de métaux purs mais d'une combinaison d'argent, d'étain et de cuivre sous forme de phases binaires [55].

Les constituants de l'alliage sont introduits dans un four à l'intérieur d'un creuset en graphite où une atmosphère inerte est maintenue dans le but d'éviter aux éléments de basse fusion de brûler ou de s'évaporer. Il est impératif d'utiliser des métaux d'une grande pureté.

Les éléments en fusion sont coulés dans un moule cylindrique recouvert de carbone. Le lingot ainsi formé est usiné puis coupé.

Les lingots sont placés dans un four à 425°C environ pendant 24 heures puis refroidis dans un bain. Cette opération s'appelle le recuit d'homogénéisation et permet d'avoir une structure dont la composition en particules sera plus uniforme. Le broyage du lingot et la mise

en comprimés produisent des contraintes dans l'alliage, elles sont éliminées par chauffage à 100°C pour stabiliser l'alliage et donner un temps de prise uniforme [54].

Après mélange avec le mercure, les phases binaires réagissent partiellement pour donner naissance à de nouvelles phases dont certaines contiennent du mercure [55].

I.3.1.5.3. Classification de Mount et Hume 2002 :

- Alliages à faible teneur en cuivre
- Alliages à forte teneur en cuivre
- Alliages ternaires à forte teneur en cuivre Ag-Sn-Cu
- Alliage binaire à forte teneur en cuivre Ag-Cu

I.3.1.5.4. Utilisation des amalgames :

L'utilisation de l'amalgame dans les restaurations des dents postérieures qui était de 85 % en 1988 a décru à un niveau de 58 % en 1997. Le rapport coût/longévité conduit, cependant, une majorité de dentistes américains à choisir l'amalgame en première intention dans 73 % des cas. Le devenir de l'amalgame est davantage lié à l'évolution des matériaux alternatifs adhésifs qu'à la présence de mercure dans l'alliage [55].

I.3.1.5.5. Résistance à la dégradation dans le milieu buccal :

La dégradation des amalgames dans le milieu buccal est la conséquence de phénomènes de corrosion électrochimique, de dégradation mécanique (abrasion, fluage) et d'association de divers phénomènes (fatigue, corrosion, corrosion sous contrainte) [55].

Les amalgames à forte teneur en cuivre montrent une corrosion contrôlée et les amalgames conventionnelle se corrodent plus rapidement [52].

I.3.1.5.6. Corrosion par les couplages galvaniques

Le contact entre des métaux ou des alliages différents dans un électrolyte peut créer une corrosion galvanique. Le contact entre l'amalgame et l'or coulée, entre l'amalgame et les alliages prothétiques peuvent être la cause. Il est possible d'observer chez certains patients une douleur occasionnelle ou une rapide détérioration de l'amalgame qui devient rugueuse.

Cette action est en général auto-régulée par le processus de corrosion. Les symptômes vont persister sur une période d'un à deux jours [52].

I.3.1.6. Travail des alliages dentaires :

Les alliages et les procédés de mise en forme doivent permettre la réalisation de pièces biofonctionnelles complexes qui sont utilisées dans les techniques restauratrices, prothétiques, orthopédiques ou implant logiques.

Nous pouvons distinguer différents procédés de mise en forme d'un matériau :

- **la fonderie** : mise en forme à partir de l'état liquide ;
- **le frittage** : mise en forme à partir de l'état pulvérulent ;
- **l'électrodéposition** : mise en forme à partir de sels d'alliages ;
- **le façonnage** : mise en forme à partir de l'état solide [56].

I.3.1.6.a. Procédés de fusion :

➤ **Fusion à la flamme :**

La fusion des alliages s'effectue au moyen d'un chalumeau alimenté avec un mélange gazeux. Ce procédé de fusion peut conduire à un chauffage incontrôlé et irrégulier, et à une surchauffe de l'alliage [56].

D'autre part, le réglage du chalumeau est un facteur essentiel pour, d'une part protéger la charge de l'oxygène de l'air et, d'autre part, pour empêcher l'absorption d'hydrogène [56].

➤ **Fusion par chauffage à effet Joule :**

La température de coulée est produite par une résistance chauffée par le passage du courant. L'avantage de cette technique par rapport à la précédente consiste en la possibilité de régler la température de coulée et de la maintenir par un thermostat pour chaque alliage. Celui-ci est donc coulé exactement à sa température de fusion [56].

➤ **Fusion par chauffage à induction :**

Le four électrique par induction est un transformateur dont la bobine primaire est excitée par un courant alternatif et qui produit un champ magnétique variable dans le creuset où l'on doit fondre l'alliage. Le courant haute fréquence induit provoque la fusion de l'alliage [56].

➤ **Fusion par chauffage à l'arc électrique :**

L'arc électrique en courant continu est produit entre deux électrodes constituées l'une par l'alliage, l'autre par une électrode en tungstène refroidie à l'eau. Les températures dans l'arc électrique sont de plus de 4000 °C. L'alliage fond très rapidement en raison des hautes températures de l'arc électrique. Le danger de surchauffe de l'alliage est très grand par ce procédé [56].

I .3.2.Les céramiques dentaires :

I .3.2.1.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. 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. Les céramiques sont un type de verre obtenu par la fusion d'oxydes métalliques à haute température qui deviennent solides à température ambiante.

L'esthétique est une considération primaire dans l'utilisation de la céramique de remplacer la structure absente de dent.

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. Elle s'oppose notamment à la propagation des dislocations et microfractures 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.

Ils peuvent être classés suivant leur technique d'élaboration et aussi suivant la composition de leur phase cristalline [57].

I .3.2.2. 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. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie

adaptée qui est agglomérée. Dans une deuxième étape la densification et la consolidation de cet agglomérat sont obtenues par un traitement thermique appelé **frittage** [58].

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 [57].

A la différence des verres, les céramiques, en tous cas dans les matériaux les plus anciens, sont constituée de deux phases distinctes : une phase vitreuse, la matrice (désordonnée) et une phase cristalline dispersée (ordonnée) [58].

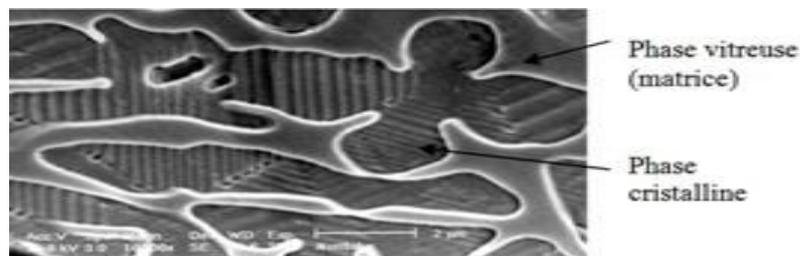


Figure I.5:Microphotographie en MEB d'une céramique [58].

L'incorporation de cette phase cristalline dans la matrice vitreuse a permis une amélioration significative de la dureté et de la résistance des céramiques par rapport à celles des verres [58].

I .3.2.3.Classification traditionnelle (en fonction de la température de fusion) :

Elle peut se résumer selon le Tableau suivant :

Tableau I.14 : Classification des céramiques suivant leur intervalle de fusion (d'après Sadaun) [57].

Type de céramiques	Température de fusion
Céramique haute fusion	1280 °C-1390°C
Céramique moyenne fusion	1090 °C-1260°C
Céramique basse fusion	870 °C-1065 °C
Céramique très basse fusion	660 °C - 780 °C

I .3.2.4.Classification actuelle en fonction de la composition chimiques

Les propriétés finales des prothèses céramiques (résistance mécanique, microstructure, et propriétés optiques) résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en

forme. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur la nature chimique, la microstructure et les procédés de mise en forme.

I .3.2.4.1. Les céramiques feldspathiques :

La céramique, feldspathiques un type spécifique de céramique est essentiellement faite à partir de l'argile blanc (kaolin: Al_2O_3 , 2SiO_2 , $2 \text{H}_2\text{O}$), du quartz (SiO_2) et du feldspath (K_2O , Al_2O_3 , SiO_2) [59].

Le composant principal est le feldspath. Il représente une proportion massique de 80 à 98 % du composé final. Le kaolin présent de façon inconstante sert essentiellement de liant lors de la préparation des pâtes. La silice sous forme cristallisée (quartz) améliore la résistance mécanique du composé final [60].

Les céramiques feldspathiques se composent chimiquement de :

➤ **Les oxydes principaux :**

Oxyde de Silicium (silice), SiO_2 : 55 à 78% (composant à la fois de la phase vitreuse et de la phase cristalline dispersée) .

Oxyde d'aluminium (alumine), Al_2O_3 : < 10% (composant de la phase vitreuse essentiellement mais aussi parfois phase cristalline, diminue alors la translucidité)

Les céramiques feldspathiques sont surtout utilisées pour l'émaillage des armatures métalliques des restaurations céramo-métalliques.

L'augmentation de la concentration en oxydes principaux s'accompagne d'une augmentation de la température de cuisson (frittage), de la tension superficielle, de la résistance mécanique et de la rétraction après frittage.

Oxydes alcalins modificateurs : Oxydes de cations alcalins monovalents Na_2O , K_2O , Li_2O

Les oxydes modificateurs abaissent la température de ramollissement, augmentent le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse et diminuent la tension superficielle et la viscosité.

De plus lorsque la concentration en K_2O est élevée on obtient des céramiques dites de nouvelle génération (riches en leucite) qui possèdent des propriétés mécaniques plus élevées.

➤ **Les oxydes mineurs :** ce sont les opacifiants, les fondants et les colorants.

- ✓ Opacifiants : 6 à 15% : ZrO_2 , SnO_2 , TiO_2
- ✓ Fondants : 0 à 5% : B_2O_3 , $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7$. Ils abaissent la température de cuisson (frittage).
- ✓ Colorants : Oxydes métalliques et terres rares (agents fluorescents)

Les céramiques feldspathiques sont surtout utilisées pour l'émaillage des armatures métalliques des restaurations céramo-métalliques [58].

I .3.2.4.2.Les céramiques d'infrastructures

Trois types de céramique d'armature, recherchant une augmentation de la résistance mécanique à la fracture, caractérisent les systèmes les plus utilisés [61]:

- les céramiques polycristallines à base de l'alumine
- les céramiques polycristallines à base de la zircone
- les vitrocéramiques

Les céramiques cristallines voient leur pourcentage de cristaux augmenté, donc leurs propriétés mécaniques améliorées.

D'un point de vue optique, plus la phase cristalline est importante, plus l'opacité du matériau s'accroît [62].

I .3.2.4.2.1.Céramique à base d'alumine Al_2O_3 : l'alumine (Al_2O_3) est l'un des matériaux céramique les plus importants, à la fois pur et un Composant de vitrocéramiques.

L'utilité de l'alumine provient d'une variété de ses propriétés. Il a une grande température de fusion (2054 °C), et est très stable chimiquement et non réactif [63].

L'alumine est une céramique monphasique stable, un seul type d'arrangement moléculaire est possible. A température ambiante, l'alumine présente une grande stabilité thermodynamique dite stabilité de phase.

Une très large expérience clinique rapportée par la littérature a permis de confirmer les propriétés suivantes:

- une excellente bio-compatibilité
- une dureté très élevée et des propriétés mécaniques permettant son utilisation en tant que matériau d'infrastructure.
- Pas de phénomènes de vieillissement provoquant l'altération des propriétés.
- Des propriétés optiques intéressantes car l'alumine est translucide.

I.3.2.4.2.2.Céramique à base de la zircone :

La zircone est le nom commun de l'oxyde de zirconium (ZrO_2).

Les trois formes allotropiques à basse pression de zircone sont monocliniques, tétragonale, et Cubique : monoclinique (« m ») à température ambiante jusqu'à 1170°C, tétragonale ou

quadratique (« t ») de 1170°C à 2370°C et cubique (« c ») de 2370°C à 2680°C (température de fusion) [63].

Les différentes structures allotropiques de la zircone font d'elle un matériau instable, c'est pourquoi il est nécessaire de la stabiliser artificiellement [62].

La transformation de la structure tétragonale à la structure monoclinique est dite martensitique afin d'inhiber cette transformation et conserver les propriétés mécaniques de la zircone en phase tétragonale, l'addition de cations bi-, tri-, ou tétravalents comme CaO, MgO, CeO₂ et Y₂O₃ permet de stabiliser la zircone en phase tétragonale à température ambiante [61].

La microstructure de céramiques à base de la zircone en phase tétragonale (TZP) pour les applications dentaires se compose de petits grains équiaxes (diamètre : 0,2-0,5 μm) varie en fonction de la température de frittage [64].

Le passage d'un état cristallographique stabilisé à température ambiante à un état cristallographique plus volumineux confère à la zircone TZP une propriété exceptionnelle et bénéfique pour la résistance à la fracture du matériau [62].

Le matériau Y-TZP possède une excellente résistance à la flexion variant de 900 à 1200MPa et haute ténacité (7 à 8 MPa .m^{0,5}) [65].

I.3.2.4.2.3. Les vitrocéramiques dentaires

Les vitrocéramiques, matériaux relativement modernes en comparaison aux verres et aux monocristaux, ont été découverts par hasard en 1954 par Stookey, chercheur américain de Corning Glass Works. Stookey travaillait sur des verres photosensibles à base de silicate de Lithium contenant de faibles quantités de cuivre, d'or ou d'argent. En chauffant un de ces verres à 900°C, contre 700°C habituellement, il observa non pas un verre ramolli, mais un matériau polycristallin et opaque : c'était la première vitrocéramique. Elle s'était formée par dévitrification du verre, les cristaux métalliques ayant servis de germes à cette cristallisation.

Depuis leur découverte, les vitrocéramiques ont été étudiées pour leurs propriétés mécaniques, thermomécaniques ... puis à partir de 1975, pour leurs propriétés optiques [66].

I.3.2.4.2.3.a. Définition :

Les vitrocéramiques sont des matériaux polycristallins biphasiques, constitués d'une phase amorphe dans laquelle sont réparties des particules cristallisées appelées cristallites.

Au début de leur découverte, seuls les matériaux dont plus de 50% du volume était cristallisé étaient appelés "vitrocéramiques". Mais aujourd'hui, tout matériau amorphe contenant des particules cristallisées est appelé vitrocéramique [66].

La première étape de fabrication consiste à mélanger les matières premières. Ce mélange de poudres d'oxydes, carbonates, va être transformé en verre fondu au cours du processus de fusion. La température s'élève selon le type de la vitrocéramique.

Le verre fondu est ensuite trempé dans l'eau pour empêcher sa cristallisation.

Le choc thermique ainsi créé permet d'obtenir de petits blocs inférieurs à 1cm et facilite le broyage ultérieur du verre.

Un traitement thermique de cristallisation permet ainsi de générer de fins cristaux dans le verre de base.

Le réseau du verre est non ordonné contrairement à un réseau de cristaux.

Le traitement thermique de cristallisation va donc permettre d'organiser une partie des atomes du verre sous forme de cristaux ; c'est ce que l'on appelle une vitrocéramique.

La viscosité du verre joue également un rôle dans la vitrocéramisation puisqu'elle contrôle la facilité de déplacement des atomes [67].

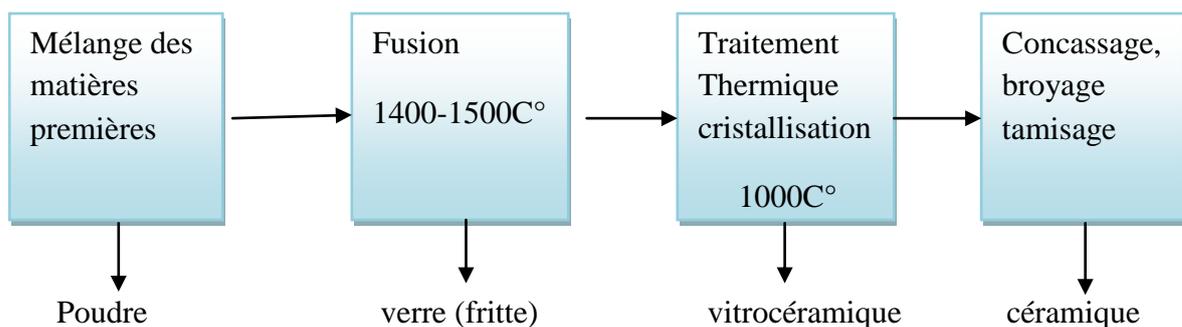


Schéma I.6 : Synoptique d'élaboration d'une vitrocéramique basse fusion [67].

Pour passer du verre à la vitrocéramique parfaitement cristallisée deux processus sont possibles : nucléation/croissance et la décomposition spinodale. Le premier commence par la nucléation qui correspond à la formation des germes sur lesquels vont pouvoir se développer des cristaux au cours de la croissance. Pour ne pas induire de pertes optiques par diffusion, on doit contrôler la taille des cristaux en contrôlant les vitesses relatives de nucléation et de croissance. En ce qui concerne le deuxième processus, il consiste en une modification de la composition du verre jusqu'à obtenir une séparation en deux phases distinctes. La composition du verre est lentement modifiée jusqu'à séparation en deux phases distinctes. Une des deux phases cristallise alors [68].

I.3.2.4.2.3.b. Différents Types des vitrocéramiques dentaires :

➤ Vitrocéramique renforcée à la leucite :

Ce type de céramique feldspathique est renforcé par des cristaux de leucite à hauteur de 40 à 50% pour le système Empress®. Les cristaux de leucite augmentent la solidité et la résistance à la fracture de la matrice vitreuse feldspathique.

Les composants essentiels des céramiques renforcées à la leucite sont: environ 50% de SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O ; K_2O ; CaO .

Un verre de silice $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ représente 60% en volume, la leucite constitue la majorité de la phase cristalline (40% en volume) [61].

➤ **vitrocéramique au di-silicate de lithium :**

Composition, les proportions en pourcentage du volume sont:

SiO_2 : (57-80), Al_2O_3 : (0-5) , La_2O_3 : (0,1-6), P_2O_5 :(0-11) , K_2O :(0-13) , Li_2O : (11-19) , ZnO : (0-8).

L'armature EmpressII® est une vitrocéramique basée sur un système $\text{SiO}_2-\text{Li}_2\text{O}$ avec un haut pourcentage de cristaux de di-silicate de lithium (plus de 60% en volume) et est composée d'une phase vitreuse et d'une phase cristalline, faite de cristaux allongés de di-silicate de lithium. La teneur en ces cristaux est de 70 +/- 5% en volume. [61].

I.3.2.4.2.3.c. Propriétés optiques :

Le traitement thermique de vitro-céramisation va, en permettant la formation de cristaux, modifier la translucidité de la céramique et l'opacifier.

I.3.2.4.2.3.d. Propriétés mécaniques :

On pense que les propriétés mécaniques sont considérablement influencé par:

- dimension particulière de la phase cristalline
- fraction de volume de la phase cristalline
- différences dans la dilatation thermique [69].

Dans les matériaux fragiles, l'échec a lieu aux efforts de tension beaucoup inférieurs comparés aux efforts de compression. La force d'une vitrocéramique dépend largement de ses conditions extérieures. Les fissures dans la surface mènent à l'affaiblissement et à l'échec par rupture fragile. Les vitrocéramiques deviennent également plus faibles avec le moment où soumis à l'application d'un effort cyclique [69].

La résistance mécanique des vitrocéramiques est fortement supérieures à celles des verres car les zone cristallines ralentissent ou arrêtent la propagation de fissures [69].

I .3.2.5. Classification selon le procédé de mise en forme :

I .3.2.5.a . Avec support métallique :

Les systèmes Céramo-métalliques pour des restaurations dentaires sont disponibles depuis les années 1960. Ils s'appuient sur le l'application et la cuisson d'une céramique cosmétique sur une armature métallique pour produire un plan esthétique de restauration acceptables [70].

Quatre critères sont nécessaires à la mise en forme de la céramique sur un support métallique : il faut que la température de cuisson de la céramique soit nettement inférieure à la température de solidification de l'alliage, que les coefficients de dilatation thermique soient semblables, que leur opacité soit suffisante pour masquer l'infrastructure métallique et qu'il existe une adhérence à l'infrastructure métallique. Cette armature peut être :

- Une feuille d'or ou de platine
- coulée à cire perdue

Les alliages les plus courant sont : (Au-Pd), (Ni-Cr), (Cr-Co). Mais aussi le titane (Ti), dont la température de fusion est de 800°C, ce qui nécessite l'utilisation d'une céramique très basse fusion et un coefficient de dilatation thermique (CDT) adapté [52].

La céramique utilisée pour les couronnes céramo-métalliques ne peut être que très peu modifiée pour réduire les contraintes imposées à l'interface entre les deux matériaux.

Les porcelaines basse fusion pour couronne Jacket ont un coefficient d'expansion thermique qui se situe entre 5.5 et $7.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ce qui le rend compatible avec les alliages de platine et platine-iridium [52].



Figure I.7: prothèse céramo-métallique [52].

Il consiste à soumettre une contrainte de flexion, une éprouvette de métal recouverte en son tiers médian de céramique jusqu'à dissociation des matériaux. Différents phénomènes contribuent à l'optimisation de l'adhésion à l'interface entre le métal et la céramique. La

rugosité de surface contribue en premier lieu à l'accroche de la céramique sur le métal. Le type de matériau de sablage, sa granulométrie, la pression utilisée, sont autant de paramètres qui contribuent à modifier l'état de surface. L'oxydation du métal joue également un rôle (différent selon le type d'alliage) [21].

Deux types de phénomènes peuvent apparaître lors de la cuisson d'une céramique sur un métal:

- formation d'une nouvelle phase à l'interface ;
- dissolution et/ou diffusion d'éléments au sein de la zone de transition [21].
-

I .3.2.5.b. Sans support métallique :

Il existe actuellement 4 procédés de mise en forme des céramiques dentaires, et les différents types de céramiques ne peuvent pas tous être conçus par la même méthode, ceci étant dû aux propriétés de chacun d'entre eux [71].

- **La technique de la barbotine:**

Principe d'un montage de céramique couche par couche: la poudre est mélangée avec de l'eau et mise en forme pour la cuisson.

- **La céramique coulée:**

La première étape consiste en la conception d'une forme de la reconstitution en cire qui sera mise en moufle pour procéder à la coulée de la céramique afin d'obtenir la pièce prothétique. La pièce coulée est à l'état vitreux, ce qui nécessite un traitement thermique pour obtenir la céramisation conférant au matériau ses propriétés mécaniques.

- **La céramique pressée:**

Une pièce en cire est conçue et mise en moufle, la coulée se fait dans un four particulier sous pression hydrostatique à partir de plots en vitrocéramique précéramisés de teinte adaptée [71].

- **Céramique Usinée :**

Le système CEREC®, existant depuis 1986, utilisant un système d'empreinte optique permet d'éviter les étapes d'empreinte traditionnelle, de coulée, de réalisation des maquettes et de mise en revêtement. La restauration, inlay, onlay ou couronne, est fraisée dans un bloc de céramique préfabriqué, homogène et ne présentant pas de porosités [71].

Tableau I.15: les procédés de fabrication des céramiques, d'après ROULET et JANDA (2000.)[71].

Différentes céramiques et leurs procédés de fabrication							
Fabrication	Type de Céramique						
	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃ modifiées	Al ₂ O ₃ infiltrées par du verre	Al ₂ O ₃ Renforcée par du verre	MgAl ₂ O ₄ Spinell	ZrO ₂ YTZP
Technique barbotine	X			X	X	X	
Pressage	X						
Usinage	X	X	X	X	X		X
Coulée	X						

I .3.2.6. Propriétés générales des céramiques dentaires :

I .3.2.6.1. Propriétés chimiques: la bio-inertie

La biocompatibilité est une caractéristique importante de toutes les céramiques. En effet, elles sont dites bio-inertes chimiquement, électriquement et thermiquement. Leur structure chimique leur confère une grande stabilité, supérieure à celle des métaux et des résines, et ne présentent pas de dégradation par corrosion. Elle ne provoque aucune allergie.

L'excellence des états de surface entraîne une faible adhésion de la plaque dentaire. La bonne tolérance parodontale des céramiques sans armature a été constatée cliniquement depuis la réalisation des premières facettes en céramique feldspathique [61].

I .3.2.6.2. Propriétés mécaniques :

Les céramiques dentaires sont constituées d'une matrice vitreuse dans laquelle sont dispersées des phases cristallines. Dans les céramiques classiques, la matrice vitreuse est largement dominante. C'est elle qui leur confère les propriétés de fusion pâteuse, d'isotropie et de transparence, de rigidité et de faible réactivité chimique. Le rapport matrice-phases dispersées dépend à la fois de la composition initiale qui modifie la germination des phases cristallines, et de la température et du temps de cuisson. Les propriétés des céramiques sont déterminées par les propriétés de chaque phase en présence.

Les céramiques dentaires classiques sont peu résistantes aux efforts de traction et de flexion (généralement la charge à la rupture est déterminée par un test de flexion trois points ; elle est en moyenne de 70 MPa pour une céramique feldspathique). Par contre, elles possèdent des résistances plus élevées en compression (300 - 350 MPa).

Leur module d'élasticité est de l'ordre de 70 GPa. Les propriétés mécaniques d'une céramique sont donc sous la dépendance des défauts qu'elle contient, notamment en surface. Elles sont très variables en fonction des conditions de mise en oeuvre. Parmi les facteurs influençant la résistance mécanique citons :

- le taux de porosité (ceci dépend de la mise en forme et de l'atmosphère)
- la température de cuisson
- les contraintes internes
- la microstructure
- la composition de la matrice et l'état de surface [72].

La structure de céramique montre seulement une flexibilité très basse avant la rupture [73].

Actuellement, le matériau céramique utilisé en dentisterie utilise les céramiques contenant l'alumine Al_2O_3 ou leucite $KAlSi_2O_6$ pour arrêter la propagation des fissures et donc augmenter la ténacité [58].

I .3.2.6.3. Propriétés Thermiques :

I .3.2.6.3.a. Température de fusion :

Les céramiques possèdent une température de fusion très élevée qui peut dépasser 2000°C [60] à cause de ses liaisons chimiques qui sont fortes [74]. Les céramiques sont des isolants thermiques (conductivité = 0,01 J/s/cm² ou °C/cm²). Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K₂O du verre [74].

I .3.2.6.3.b. Conductivité thermique :

En général, les céramiques sont considérées comme des isolants thermiques à cause de l'absence totale des électrons libres et la nature des liaisons chimiques, la conductibilité dépend de la composition chimique de l'état d'agrégation et de la température, elle dépend aussi considérablement de la forme, de la grosseur, de l'orientation et de la répartition des pores [74].

I .3.2.6.4.Propriétés Électriques :

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

I .3.2.6.5.Propriétés optiques :

I .3.2.6.5.a. La couleur :

La couleur est l'une des propriétés optiques les plus importantes qui permet aux céramiques d'être utilisées en dentisterie.

La couleur résulte de l'absorption des proches longueurs d'onde des radiations à l'intérieur de la région visible. Elle peut être due aussi à la nonstoichiométrie dans la structure. Quelques ions peuvent donner différentes couleurs dépendant de leur position dans la structure atomique et des ions adjacents [74].

I .3.2.6.5.b .Indice de réfraction :

L'utilisation de la vitrocéramique ou le verre dans des restaurations dentaires exige la connaissance de l'indice de réfraction et comment ceci affectera la translucidité de la céramique. Par exemple dans la construction des placages en céramique pour des sous-structures en métal, la couleur du métal doit être masquée par une couche opaque avant le plus translucide et le plus esthétiques des couches sont établies [69].

La réfraction de la lumière par des phases minérales suspendues dans la matrice vitreuse claire est la raison principale de l'opacité.

L'indice de réfraction tend à augmenter avec la densité et le degré d'opacité dépend non seulement de l'indice de réfraction relatif des phases, mais également d'autres facteurs comprenant la dimension particulière des phases minérales dispersées dans le verre et le degré de distribution de dimension particulière [69].

I .3.2.7.Le collage :

Le collage s'est peu à peu imposé en odontologie comme un moyen efficace d'assurer la rétention de nos restaurations, tout en restant conservateur et esthétique.

Cependant, pour répondre à la complexité du collage aux tissus dentaires, les matériaux à notre disposition évoluent sans cesse [75].

De nouvelles colles sont apparues, avec des protocoles de mise en oeuvre particuliers, afin de coller des matériaux eux aussi en perpétuel progrès. Les résines méthacryliques, les ciments verres ionomères et les autres colles ont des propriétés différentes. Il convient afin de coller efficacement de connaître les avantages et les défauts de chaque colle. Il faut aussi comprendre comment se fait l'adhésion aux tissus de la dent pour pouvoir choisir, en toute situation, le meilleur compromis [75].

Le collage à la dentine est plus efficace aujourd'hui qu'il y a 10 ans, avec des produits pourtant plus simples d'utilisation. Les alliages métalliques et les céramiques doivent subir des traitements de surfaces pour pouvoir être collés efficacement. C'est en tenant compte de l'état des tissus dentaires et de la nature de la pièce prothétique que le collage peut être efficace [75].

I.3.3. Les biomatériaux à base de polymères de synthèses et les résines :

I.3.3.1. Les polymères :

Les polymères appartenant au premier groupe sont solubles dans divers solvants ou sont susceptibles de "fondre" à des températures plus ou moins élevées [76].

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est l'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylène). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, qui est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os-ciment [77].

Il existe plusieurs problèmes à l'application des polymères dans le biomédical et pas seulement issus de la compatibilité avec le corps :

- instabilité au rayonnement gamma,
- réactivité à certains types de médicaments,
- calcification (dépôt et fixation de dépôts calcaires dans les tissus organiques),
- risques liés aux additifs, aux composants de bas poids moléculaire,
- dégradation in vivo, aux produits résiduels de stérilisation,

- manque de bases de données pour évaluer les propriétés de surface, les réactions de biocompatibilité, etc.

Les polymères, par la nature de leur construction moléculaire à base de répétition, sont des candidats pour l'élaboration de prothèses permanentes ou temporaires sophistiquées ou pour le remplacement des matériaux actuellement d'origine naturelle [58].

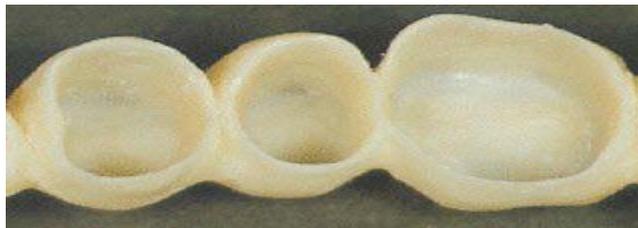


Figure I.8 : bridge en polymère [52].

I.3.3.2. La résine :

Les dents en résine sont le plus couramment choisies essentiellement pour leur plus grande facilité d'utilisation et pour leur coût plus faible. Elles présentent cependant quelques inconvénients majeurs que nous préciserons par la suite et qu'il importe de connaître.

Si les premières résines commercialisées composées de chaînes linéaires d'acide acrylique étaient de piètre qualité, les fabricants se sont efforcés de modifier la composition de la résine afin d'en améliorer les propriétés mécaniques [78].

I.3.3.2.a. Composition des résines acryliques :

La préparation du matériau avant cuisson correspond au mélange du monomère liquide avec le polymère.

- Le monomère est liquide, instable, volatil, inflammable et toxique : acide acrylique ; acide méthacrylique
- Le polymère (polyméthacrylate de méthyle ou PMMA) est obtenu à partir du monomère méthacrylate de méthyle par chauffage sous pression.

I.3.3.3. Les résines composites :

Les résines composites à usage dentaire se sont considérablement développées et améliorées au cours de ces dernières années. De nouvelles familles sont apparues, certaines ont disparu. La demande des patients et, par là, des praticiens s'est accrue de telle sorte que le composite est devenu, dans de nombreux pays, le matériau le plus utilisé pour les

restaurations directes des dents postérieures. Outre ses propriétés esthétiques, le composite est exempt de mercure, est peu conducteur de la chaleur et peut être collé aux tissus dentaires. Cette caractéristique a permis le développement d'une dentisterie peu mutilante, respectant les tissus dentaires sains [79].

I.3.3.3 .a. Composition des résines composites :

Les résines composites comportent des particules de charges, inorganiques, et un agent de couplage, le silane, assurant la liaison chimique des charges à la matrice de polymères. Les polymères sont ceux des matériaux composites, comme le diméthacrylate d'uréthane ou UDMA, oligomère conventionnel des composites de restauration. Le taux de réticulation des résines composites est très élevé [78].

I.3.4. Les matériaux d'origine naturelle :

Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Outre les tissus biologiques retraités (valves porcines, carotide de bœuf, veine ombilicale, ...), le sulfate de chondroïtine et l'acide hyaluronique, on trouve parmi ceux-ci :

les fucanes, polysaccharides extraits des algues marines (anticoagulants anti complémentaires, etc ...) ; la cellulose, traditionnellement utilisée pour les membranes de dialyse, mais dont d'autres applications sont à l'étude, notamment comme ciment de prothèse de hanche ; le corail, qui pourrait être utilisé en chirurgie orthopédique et/ou maxillo-faciale, grâce à la prétendue recolonisation de ce matériau par les cellules osseuses ; le collagène, d'origine animale (extrait de la peau) ou humaine (extrait du placenta humain).

Les applications existantes ou envisageables de ces matériaux d'origine naturelle sont très nombreuses : cosmétologie et chirurgie esthétique, pansements et éponges hémostatiques, implants oculaires et pansements ophtalmologiques, reconstitution de tissus ou peau artificielle (derme) [80].

Chapitre II :

Dégradation des

matériaux dentaires et

moyens d'évaluation

Chapitre II : Dégradation des matériaux dentaires et moyens d'évaluation

II .1.Introduction :

Le comportement en milieu buccal des biomatériaux utilisés en orthopédie dento-faciale repose sur un mécanisme à double sens : les effets du biomatériau sur le milieu (biocompatibilité) mais également les effets du milieu sur le biomatériau (biodégradation).

La biocompatibilité inclut la résistance à la corrosion et la tolérance des tissus aux alliages utilisés. Elle correspond à l'aptitude d'un biomatériau à remplir pleinement la fonction pour laquelle il a été conçu, sans porter atteinte à la vitalité du milieu biologique dans lequel il est inséré.

La biodégradation est définie comme la dégradation des caractéristiques d'un biomatériau créée par l'environnement biologique dans lequel il fonctionne. L'origine de la dégradation peut être d'ordre électrochimique (corrosion) ou d'ordre biologique, par attaque microbienne, principalement (biocorrosion ou corrosion bactérienne). Le biomatériau ne peut plus remplir sa fonction correctement et il peut devenir dangereux (libération de produits de dégradation) [81].

II.2.Formes de dégradation :

II.2.1.La Fatigue :

II.2.1.1.Définition :

La fatigue est un processus (succession de mécanismes) qui sous l'action de contraintes ou déformations cycliques, répétées ou alternées modifie les propriétés locales d'un matériau et peut entraîner la formation de fissures et éventuellement la rupture de la pièce. La fatigue laisse des marques caractéristiques sur la surface rompue [77].

II.2.1.2.Phases de fatigue :

La fatigue passe par trois phases:

Phase I: l'amorçage de la fissure

Phase II: Propagation de la fissure

Phase III: Rupture finale

La durée de vie en fatigue N_r est le nombre total de cycles précédant la rupture. Elle est donnée par la formule suivante :

$$N_r = N_a + N_p$$

Avec : N_a : nombre de cycles requis pour amorcer une fissure (0,1 à 1 mm)

N_p : nombre de cycles requis pour propager la fissure jusqu'à rupture

II.2.1.3. Essais de fatigue :

Il existe plusieurs types d'essais de fatigue. Certains essais utilisent de petites éprouvettes et se déroulent en laboratoire pour déterminer les caractéristiques de fatigue de divers matériaux. On distingue alors:

- Les essais de durée de vie en fatigue qui mesurent essentiellement le nombre de cycles pour amorcer une fissure de fatigue.
- Les essais de propagation de fissure qui mesurent la vitesse de propagation de la fissure (en termes de variation de longueur par cycle) en fonction de la sévérité de la charge appliquée [77].

II.2.1.4. Facteurs influant sur la durée de vie en fatigue :

La fatigue est un phénomène très complexe qui dépend de nombreux paramètres. Pour en tenir compte on introduit des facteurs de correction. Ces paramètres sont :

- Concentration de contraintes.
- Effet d'échelle : Plus les dimensions d'une pièce croissent, plus sa résistance à la fatigue diminue.
- Etat de surface.
- Contraintes résiduelles.
- Environnement : Il apparaît des phénomènes comme le fluage ou la corrosion.
- Défauts métallurgiques.
- Taille des grains : Les structures à grains fins présentent une meilleure tenue en fatigue que les structures à gros grains.
- Traitement thermique : Suivant que le traitement thermique provoque un adoucissement ou un durcissement du matériau, la tenue en fatigue sera diminuée ou augmentée [77].

II.2.2. La corrosion :

II.2.2. 1 .Définition :

Les alliages dentaires sont généralement placés dans les bouches des patients pendant beaucoup d'années où ils doivent résister à la charge mécanique et à l'environnement corrosif. Par conséquent il est important de connaître les propriétés physiques et mécaniques de ces matériaux mais également de leur biocompatibilité et résistance à la corrosion [82].

Chapitre II: dégradation des matériaux dentaires et Moyens d'évaluation

La corrosion est une de processus chimique avec des effets nuisibles sur d'autres propriétés des alliages dentaires telles que l'esthétique, la résistance et la biocompatibilité [83].

La corrosion est définie comme étant le processus d'interaction chimique, entre un matériau solide et son environnement qui provoque une perte de substance du matériau, un changement de ses caractéristiques, ou une perte de son intégrité structurale.

Les caractéristiques qui déterminent les conditions de corrosion des matériaux dentaires sont des réactions d'oxydation, de réduction, et de passivation ou formation d'un film passif d'oxyde métallique à la surface du métal. Le métal est alors dit passivé [81].

Une pièce passivée continue à se dissoudre, mais à une vitesse extrêmement lente, la couche dite « passive » fait un écran. La pièce est donc partiellement protégée de la corrosion. En effet, cette couche de protection n'est pas infaillible; elle est susceptible d'être détruite mécaniquement ou chimiquement. Même sans cette destruction, les films d'oxyde se dissolvent souvent lentement pour ne se reformer (repassivation) que lorsque la surface du métal est exposée à l'oxygène de l'air ou dissous dans la salive.

Les conditions acides et les ions chlorures Cl^- peuvent accélérer le processus de corrosion. De ce fait, un régime riche en sel (chlorure de sodium) et des boissons acides carbonatées fournissent un apport régulier d'agents corrosifs.

Les produits fluorés (dentifrice, solutions de rinçage) contribuent également à l'acidité buccale et provoquent une susceptibilité à la corrosion augmentée de certains métaux, en particulier le titane [81].

Par conséquent, les métaux et les alliages, qui sont à être utilisé dans la bouche, doivent résister à la dégradation causée par les variations de l'humidité, des changements de température, et de pH. En outre, la corrosion dans la bouche est un processus continu parce que les ions, dans les interfaces métal- fluides oral, sont enlevés en continu à l'abrasion de la nourriture, les liquides et les brosses à dents [84].

La Corrosion dépend de la structure, de la composition des matériaux métalliques, leur électrode de potentiel ainsi que les caractéristiques de l'environnement buccal (pH) [84].

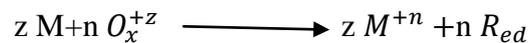
II.2.2. 2 .Les formes de corrosion :

II.2.2. 2 .1.La corrosion uniforme :

Chapitre II: dégradation des matériaux dentaires et Moyens d'évaluation

La corrosion uniforme est une perte de matières plus ou moins régulière sur toute la surface. Le métal dans ce cas est dans l'état actif. Elle est aisément contrôlable par des mesures de perte de poids ou la diminution d'épaisseur du métal [85].

D'un point pratique le couplage d'un ou plusieurs réaction d'oxydation d'un métal ou d'un alliage avec une ou plusieurs réaction de réduction d'espèces en solution conduit à l'obtention d'un potentiel mixte de corrosion appelé potentiel libre. La totalité de la surface de métal prend cette valeur de potentiel qui est le siège d'une corrosion uniforme (généralisée) décrite par la relation suivante : [85].



M désigne le métal et M^{+n} l'ion correspondant ; O_x^{+z} l'oxydant et R_{ed} désigne l'espèce réductrice associée.

La réaction anodique correspond à la dissolution du métal : $M \longrightarrow M^{+n} + n e^-$

Le cation dissout peut ensuite se présenter sous différentes formes ou encore former des liaisons plus complexes. La réaction cathodique quant à elle, varie suivant la nature des espèces oxydantes présentes dans la solution [85].

Nagai et autres ont testé la résistance à la corrosion de certains alliages et ont conclu que l'amalgame de particules sphériques était plus résistant à la corrosion que l'amalgame classique [86].

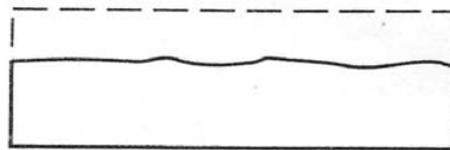


Figure II.1: Schéma d'une corrosion uniforme [86].

II.2.2. 2.2. Corrosion galvanique :

La corrosion galvanique se traduit par la présence de deux métaux différents pouvant être considérés comme une anode et une cathode. En effet, lorsque deux métaux différents baignent dans un électrolyte commun, il se crée une différence de potentiel ainsi qu'un débit de courant appelé « courant galvanique ». La corrosion attaque alors le métal le plus

électronégatif (l'anode), c'est à dire le métal le moins noble appelé « métal actif », et s'arrête sur le métal le plus électropositif (la cathode) [87].

Deux paramètres ont une influence caractéristique sur la corrosion galvanique, la conductivité du milieu qui augmente la zone d'attaque corrosive lorsqu'elle est grande et le rapport des superficies qui accélère la corrosion lorsque l'anode est petite par rapport à la cathode [87].

Schoonover et Souder ont rapporté que les restaurations en or étaient rongées par le mercure libéré des amalgames à cause d'une réaction électrochimique. La corrosion de l'or et l'amalgame mise en contact avec l'autre a été étudiée et il a observé que les taches de couleur argentée formées sur la surface d'inlays en or qui avait pris contact avec le mélange de l'amalgame frais ou obturations [86].

Corrosion galvanique :

La corrosion galvanique se traduit par la présence de deux métaux différents pouvant

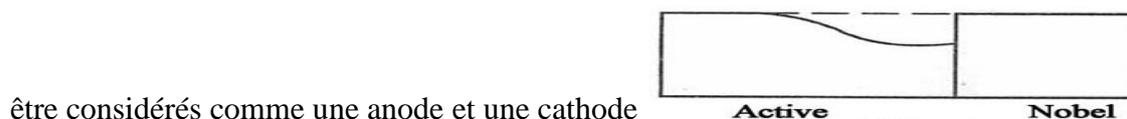


Figure II.2: Schéma d'une corrosion galvanique [86].

II.2.2. 2 .3. Corrosion sous contraintes :

La corrosion sous contraintes est définie comme l'attaque d'un milieu corrosif sur un matériau sous contraintes. Ces contraintes proviennent soit des charges appliquées, soit des contraintes résiduelles. La corrosion sous contraintes se traduit par la présence de deux types de fissures, des fissures intergranulaires qui se propagent en suivant les limites de grains et des fissures transgranulaires qui s'étendent indifféremment à travers les grains. Ces deux types de fissures peuvent se retrouver dans le même alliage suivant l'environnement et la structure métallique. La corrosion localisée, sous forme de piqûres ou de corrosion intergranulaire, reste nécessaire à l'amorçage de la corrosion sous contrainte [87].

La rupture d'un métal peut être due soit à la fatigue pure, soit à la fatigue par corrosion. Dans ce dernier cas, la surface de la pièce fracturée présente des piqûres ainsi que des fissures situées en fond de piqûres et perpendiculaires aux contraintes [87].

Chapitre II: dégradation des matériaux dentaires et Moyens d'évaluation

Les métaux et les alliages, soumis à des tensions cycliques, se rompent en l'absence de corrosion pour un certain nombre de cycles. Plusieurs expériences montrent que cette limite de résistance en fatigue se trouve fortement diminuée dans un environnement corrosif, ainsi, les paramètres du milieu, comme la température, le pH et la teneur en oxygène, contribuent à l'abaissement de la résistance en fatigue [87].

Pendant la mastication, des restaurations sont soumises au cisaillement compressif lourd, et aux forces de recourbement. En outre, polissages des surfaces, a parfois comme conséquence la déformation localisée [86].

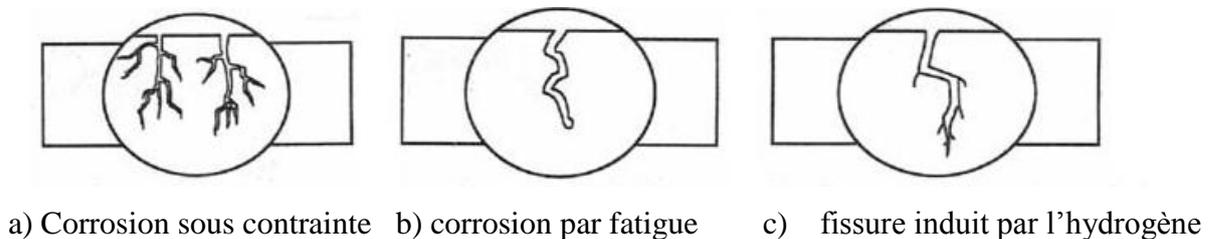


Figure II.3. Fissure induit par l'environnement [86].

II.2.2. 2 .4. Corrosion par piqûres :

Elle se localise en certain point de la surface du métal. Bien que la quantité du métal attaquée soit très faible, cette forme de corrosion est l'une des plus dangereuses car elle se produit en profondeur et peut conduire rapidement à la perforation des tôles épaisses [88].

Cette forme de corrosion est d'autant plus grave que l'on observe :

- ✓ Une augmentation de la température
- ✓ Une augmentation de la teneur en ions Cl^- , Br^- , ClO^-
- ✓ Un mauvais état de surface (rayure...)
- ✓ Une présence d'oxydant dans le milieu [88].

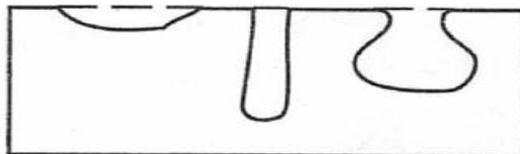


Figure II.4 : corrosion par piqûres [86].

II.2.2. 2 .5. Corrosion intergranulaire:

La structure métallurgique des métaux influe sur la corrosion. L'orientation cristallographique, les joints de grains, les différentes phases d'un alliage sont autant des paramètres entrant directement en jeu dans le phénomène de corrosion. Les principales formes de corrosion influencées par la métallurgie sont la corrosion intergranulaire [87].

Ce type de corrosion se manifeste aux joints de grains. Ce phénomène peut provoquer des fissures qui affaiblissent les caractéristiques mécaniques des métaux. Certains aciers inoxydables et alliages (fer, Nickel, chrome) sont très affectés par ce mode de corrosion qui réduit de façon catastrophique leur résistance mécanique. Ce type de corrosion est un phénomène microscopique (invisible dans les étapes initiales) [85].

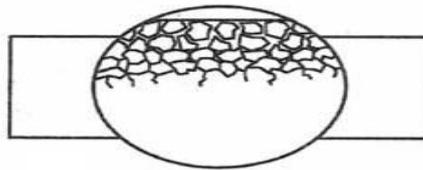


Figure II.5: Corrosion intergranulaire [86].

II.2.2. 2 .6. Corrosion par érosion :

Lorsque les produits de la corrosion forment un dépôt adhérent, épais, continu et dur à la surface du métal, celui-ci ralentit la vitesse de la corrosion ; on dit que le métal est en état de passivation. Cette couche protectrice peut être éliminée par une abrasion du métal, due au mouvement du fluide lui-même ; on remarque alors une accélération de la corrosion [88].

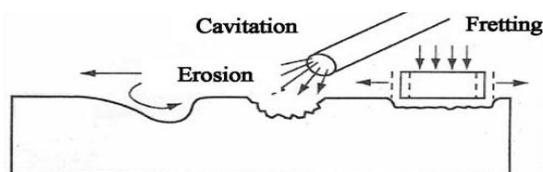


Figure II .6. Corrosion par érosion [86].

II.2.2. 2 .7. Corrosion sélective :

C'est un type de corrosion très dangereux parce qu'insoupçonné, la pièce corrodée ne semble pratiquement pas concentrée, alors que sa résistance est diminuée considérablement. Elle consiste la dissolution sélective d'un élément d'un alliage, les autres éléments restent non attaqués, le métal devient poreux et perd sa résistance [85].

II.2.2. 2 .8. Corrosion cavernueuse :

Chapitre II: dégradation des matériaux dentaires et Moyens d'évaluation

La corrosion caverneuse est due à une différence d'accessibilité de l'oxygène entre deux parties d'une structure créant ainsi une pile électrochimique. Cette attaque sélective du métal est observée dans les fissures et autres endroits peu accessibles à l'oxygène. Souvent, la corrosion caverneuse est associée à la présence de petits volumes de solution corrosive stagnante, due à la présence de cavités, surfaces jointives ou dépôts discontinus [85].

II.2.3. L'usure:

Un mouvement relatif entre un objet et son milieu, gazeux, liquide ou solide, provoque des forces mécaniques aux environs de l'interface. Souvent, ces forces entraînent une usure de l'objet par une perte progressive de matière en surface. Des phénomènes de corrosion ont fréquemment lieu en relation avec l'usure. La synergie qui en résulte conduit à l'altération rapide du matériau.

On distingue deux catégories principales d'usure :

- L'usure due aux impacts et aux fluides,
- L'usure due au frottement entre corps solides, ce qui est le cas lors de la coupe fil de ligature à l'aide d'une pince coupante.

Le frottement entre les corps solides dissipe de l'énergie et use les surfaces en contact. L'étude de ces phénomènes appartient au domaine de la tribologie : il s'agit de l'étude des aspects scientifiques et technologiques liés au frottement, à la lubrification et à l'usure des matériaux [89].

II.2.3.1. Les facteurs à prendre en compte :

Les facteurs à prendre en compte sont :

- la nature des surfaces en contact .
- les effets dus à la pression des surfaces l'une contre l'autre.
- l'interaction entre les surfaces glissant l'une sur l'autre.
- les effets de la lubrification.
- la résistance à l'usure des différentes combinaisons des matériaux [89].

II.3. Facteurs influençant la dégradation :

II.3.1. L'état de surface et la composition des alliages :

Les essais in vitro de corrosion ont évalué de nombreux variables, y compris les effets des médias électrolytiques, la salive artificielle, la composition de l'alliage et la surface du métal.

L'état de surface du métal est un facteur important influençant la corrosion parce que la composition de surface est presque toujours différente de celle de l'alliage en bloc [90].

La prévision de la corrosion d'un alliage basée sur sa composition n'est parfois pas précise parce que les phases multiples augmentent souvent les éléments libérés [90].

Parmi les facteurs les plus fondamentaux qui influencent le dégagement d'élément d'un alliage est sa composition. Quelques éléments, y compris le cuivre, le zinc, et le nickel, ont des tendances plus élevées d'être libéré que des éléments tels que l'or et le palladium [91]. Ces tendances pour le dégagement (labilités) sont liées à la structure électronique des éléments au niveau atomique [91].

II.3.2. Influence du milieu buccal sur les matériaux dentaires :

Les structures dans la bouche sont constamment exposées à une constante évolution physique et chimique qui comprend la température, et les composants tels que la salive, les sels, les aliments, les liquides, et les médicaments. Les plaques et les nourritures adhèrent aux dents et aux matériaux de remplissage, ce qui signifie plusieurs formes de bactéries et de leurs produits sont toujours présents dans la bouche. Les forces mécaniques varient aussi avec respecter le type de nourriture consommée, le tempérament de la personne, et l'emplacement dans la bouche.

La force mordante moyenne d'une personne avec une dentition naturelle est d'environ 77 kg dans la partie postérieure de la bouche. Il représente environ 0,193 GPa sur une seule cuspide de la dent molaire. De même que la température dans la bouche fluctue rapidement. Quand boisson d'un café immédiatement après la crème glacée, changement de température est aussi grande que 65°C et le pH change aussi largement dans bouche [86].

Beaucoup d'études ont examiné les caractéristiques en vitro de corrosion de différents alliages commerciaux ou expérimentaux, dont certains ont étudié en même temps la corrosion électrochimique et le dégagement [84].

Certaines observations expérimentales rapportées par différents chercheurs sont résumées ci-dessous [86].

Laing et autres ont observé que la réaction tissulaire était proportionnelle à la quantité d'éléments constitutifs libérés par la corrosion d'un métal pur ou d'alliage. D'autre part, intermétallique composés, par exemple, Ag-Sn et Cu-Sn ont des films oxydés sur leur

surface en les protégeant de la corrosion dans la tissue vie. En outre, l'or déposé par électrolyse est fourni une surface de protection passive [86].

Les alliages métalliques pourraient libérer le nickel et le béryllium comme conséquence de l'activité corrosive à différents niveaux de pH [86].

La biodégradation des métaux au sein de milieu complexe en vivo, pour la plupart, a été trouvé être moins dans le taux de celui déterminé pour les mêmes échantillons dans les systèmes de test en vitro. Ce phénomène a été généralement tenu à refléter la présence de différentes protéines et d'autres substances organiques en vivo que le manteau et protéger les métaux. Par conséquent, l'accent a été mis récemment sur les protéines ajout et / ou d'autres espèces organiques à une solution saline pour des solutions de corrosion électrochimique en vitro. Cela offre la possibilité de mieux d'évaluer les corrélations possibles en vivo [86].

II.3.2.1. Influence de la salive :

La cavité buccale est un environnement idéal pour la biodégradation des métaux, qui expose des patients aux produits de corrosion des métaux [92].

Le fluide le plus important dans l'environnement oral est la salive normale. La salive est un liquide acellulaire avec un pH compris entre (6,75 et 7,25) formée essentiellement de protéines et de glycoprotéines .La salive a très tôt été étudiée en temps que facteur pouvant influencer la minéralisation de l'émail par sa composition et les flux qu'elle génère. La cavité buccale est donc protégée de la carie dentaire par des constituants d'origine salivaire, soit organiques, soit inorganiques. Cependant, la nature instable de la salive normale le rend insatisfaisant pour des études en vitro normalisées et la salive artificielle est fréquemment employée [92].

La salive artificielle généralement utilisée dans des études de corrosion des alliages dentaires est composé sans organique: elle ne contient ni protéines, ni autre composé organique (excepté l'urée et/ou les acides organiques pour ajuster le pH) [92].

Les protéines ont été rapportées l'augmentation de la corrosion pour l'acier inoxydable et pour les métaux purs tels que l'aluminium, le cuivre, le nickel, et le titane [93].

La résistance à la corrosion d'un métal ou d'un alliage est non seulement au sujet de son propre comportement; elle dépend de l'ampleur de l'interaction avec ses environnements,

Chapitre II: dégradation des matériaux dentaires et Moyens d'évaluation

par exemple, la salive normale contient le KSCN dont l'augmentation de la concentration a comme conséquence accrus des taux de corrosion de métal ou d'alliage [7].

La concentration élevée de Cl⁻ parmi de divers anions est considérée accélèrent la corrosion de l'implant qui peut mener le dégagement d'ion de métal [94].

Afin de développer les fluides artificiels, habituellement, ces composants minéraux des produits naturels sont inclus qu'aient montré des effets sur les processus [94].

On a suggéré de diverses formulations qui sont censément près de la salive normale. Une revue qui a inclus environ 60 formulations de salive artificielles différentes.

Les constituants principaux de la salive artificielle sont : Ca⁺, CO₃ le Mg⁺, Na⁺, SCN⁻, Cl⁻, et NH₄⁺, et le pH est près de neutre. En plus de ces ions, des fractions des composés organiques, tels que des glucoprotéines, ont été rapportées dans la salive et ont un rôle important en maintenant la viscosité qui, alternativement, affecte la diffusion de divers ions [94].

Tableau II.1 : composition de salive naturelle [94].

Composition	Ca ²⁺	H CO ₃ ⁻	PO ₄ ⁻³	CO (NH ₂) ₂	K ⁺	Na ⁺	Cl	HS ⁻	SCN ⁻	NH ₃	CN ⁻	Prot	Ph
salive naturelle	2	10	5	3.3	20	20	25	0.07	2	4	0.001	2.7	-

Tableau II.2 : composition de quelques types des salives artificielles [94].

Composition	Ca ⁺⁺	CO ₃	Mg ⁺⁺	K ⁺	Na ⁺	Cl ⁻	SCN ⁻	P	NH ₄	Ph
Salives artificielles	5.80	00	00	58.60	14.64	32.19	00	16.79	00	6.7
	00	00	00	25.74	28.16	29.84	2.24	4.7	4.1	-
	00	7.10	00	00	27.14	29.80	2.5	4.70	4.10	6.8

II.3.2.2. Influence de pH :

La corrosion caractéristique du métal et des alliages dépendent de : la composition de l'alliage, ses valeurs des potentielles, la contrainte, la rugosité de surface, le degré d'oxydation, le pH, la température des médias, la vitesse de mélange de la solution et la présence des inhibiteurs [95].

Chapitre II: dégradation des matériaux dentaires et Moyens d'évaluation

La recherche a montré cela; les alliages dentaires doivent résister, à l'humidité normale, à variation de la température (0-65°C) et le changement de pH (pH=2-11) du à l'ingestion de nourriture et à la décomposition de nourriture dans l'environnement oral [95].

Récemment, les caractéristiques de corrosion des alliages dentaires ont été exécutées dans la salive artificielle, le fluor et la solution d'acide citrique [95].

Les caractéristiques de corrosion des alliages non précieux dans les quelques médias sont donnés dans le tableau suivant :

Tableau II.3 : corrosion des alliages non précieux dans quelques médias [95].

Type d'alliage	Na ₂ SO ₄ +H ₂ SO ₄ (pH=2.4)		Na ₂ SO ₄ (pH=5.6)		Na ₂ SO ₄ +NaOH(pH=10.8)	
	E _{corr} (mv)	I _{corr} (μA/cm ²)	E _{corr} (mv)	I _{corr} (μA/cm ²)	E _{corr} (mv)	I _{corr} (μA/cm ²)
Ni-Cr	-170	4.1	-80	1.8	-80	0.90
Co-Cr	-180	0.52	-112	0.4	-202	0.36
Ti 95%	-241	1.3	-130	1.2	-348	0.8

Aux solutions étudiées de quelques alliages qui contiennent le chrome, le chrome est dans la forme passive dans le diagramme d'équilibre potentiel- pH. Le Nickel dans la forme passive à pH=10,8, mais est se dissout comme ion de Ni⁺² à pH = 2,4 et 5,6 .Le molybdène est également en activité à pH = 2,4 mais est en forme passive dans l'autre solution étudiée. il peut également voir des diagrammes potentiels- pH du fer et du cobalt qu'ils sont en activité à pH=2.et 5,6, mais du passif à pH=10.8 [95].

L'effet de réduction constante de pH sur le dégagement élémentaire des alliages à base de Ni a été rapporté l'augmentation de dégagement de Ni [96].

II.3.2.3.Influence de temps d'exposition :

Quand la période du traitement avec du lactate à pH =4 a été augmentée de 30 à 240 minutes, le dégagement élémentaire pendant l'exposition n'a pas augmenté pour les alliages d'Au-Pt, de palladium Cu-Ga, ou d'Au-Pd, bien qu'un léger mais statistiquement augmentation insignifiante pour le palladium ait été vu pour l'alliage d'Au-Pd. Cependant, le dégagement de Ni a augmenté de 1,5 μ g/cm²pour l'exposition 30minute à plus de 10 μ g/cm² pour l'exposition 240minute .En semaine après l'exposition à la solution de

traitement, le traitement 240-minute à pH 4 a augmenté le dégagement suivant de Ni de l'alliage à base de Ni de 0,16 à 0,3 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, qui était plus que cela a observé avec un traitement 30-minute à pH 1. Pour les autres alliages, accru temps de traitement n'a eu aucun effet sur le dégagement d'élément en la deuxième semaine au-dessus du traitement 30minute [96].

II.3.2.4.Influence des bactéries :

La corrosion microbienne a été remarquée depuis des années dans l'industrie .En effet, les microorganismes affectent la corrosion des métaux et des alliages immergés dans un environnement aqueux. Sous des conditions similaires, les effets des bactéries dans l'environnement oral sur la corrosion des matériaux métalliques dentaires restent inconnus. [81].

La corrosion microbienne se présente lorsque les déchets acides produits par les bactéries corrodent les surfaces métalliques. Li, et autres pointent la corrosion microbienne comme l'une des formes les plus corrosives des alliages dentaires. La production de métabolites, dont des acides organiques et inorganiques, affectent le pH de la surface ou de l'interface métallique, créent un milieu chimiquement favorable au développement de la corrosion. [81].

L'existence de ces phénomènes dans les brackets se traduit par la formation de cratères au niveau de leurs bases.

La surface large du fil fournit un environnement favorable à la croissance des bactéries. Toutefois, l'adhérence bactérienne à la surface est la condition nécessaire au développement de la corrosion microbienne [81].

II.3.2.5.Influence des forces masticatoires :

La mastication représente une sollicitation mécanique importante entraînant une usure du matériau. La multiplicité de ces sollicitations dans le temps peut provoquer des micro dégradations ou des ruptures par fatigue. [6].

Différentes machines ont été mises au point pour tester cette influence, le but étant de simuler au mieux la mastication en conditions de pression, de température et de contexte salivaire afin de rendre les résultats les plus extrapolables possibles .

L'une d'entre elles a été mise au point à Nancy, à la demande du Dr. Claude Archien. Elle comporte un banc d'usure permettant de tester un échantillon normalisé. Un indenteur vient exercer un mouvement sur l'échantillon que l'on peut décomposer comme suit : choc vertical, glissement oblique puis remontée. Le tout est lubrifié par un flot continu de salive

artificielle filtrée en circuit fermé, dont la composition, le débit et la température peuvent être choisies par l'opérateur. Cette cinématique est très proche du mouvement intercuspidien lors de la mastication [6].

II.3.2.6. Influence des boissons et sodas acides :

Certains sodas présentent des valeurs fortement acides :

Le coca-cola présente une valeur de pH de 2,49, le Pepsi a un pH de 2,45. L'ingestion régulière de ces boissons provoque un pH buccal constamment bas. Ceci se manifeste par des érosions de collet, des caries à répétition mais aussi par une accentuation des phénomènes de corrosion et donc de libération d'ions métalliques dans l'organisme avec risque accru d'allergies ou d'intoxications à ces ions.

Des jus de fruits plus ou moins acidulés peuvent sensiblement augmenter la corrosion et la libération accrue d'ions métalliques issus des alliages en métaux non-précieux [97].

II.3.2.7. Influence du fluor :

De nombreuses études mettent en garde sur le rôle négatif du fluor à un pH acide sur les mécanismes de corrosion. Reclaru, a montré qu'en présence de fluor, le titane et les alliages dentaires subissaient un processus accru de corrosion dès que le pH descendait sous une valeur de pH 3,5.

Toumelin de l'Université de Paris montre que le titane présente une excellente résistance à la corrosion dans des milieux physiologiques. Par contre, elle démontre que des gels contenant des fluorures, sont nocifs pour la résistance à la corrosion du titane.

Pour comparer l'influence des ions fluor sur la résistance à la corrosion du Titane (TiAl6V4) et du Nickel-Titane dans 3 liquides : la salive artificielle de Fusayama Meyer, un bain de bouche fluoré (Acorea Mouthwash avec pH 5 et concentration en fluor de 65ppm) et la salive artificielle de Fusamaya Meyer additionnée de fluor acidifié. Les résultats montrent une nette augmentation du potentiel de corrosion pour le Ni-Ti. Le Titane a montré une bonne résistance à la corrosion mais les auteurs précisent que les bains de bouche fluorés peuvent causer la dissolution de la couche de passivation présente sur le titane et provoquer une corrosion par piqûre. Les solutions à base de fluors acidifiés provoquent des phénomènes localisés de corrosion sur le titane visible par microscope électronique à balayage S.E.M. Les auteurs proposent de ne pas utiliser de solutions à base de fluor pour éviter la libération d'ions de Nickel reconnus capables de provoquer des réactions toxiques et allergiques dans l'organisme [97].

II.3.2.8. Influence de la variation de la température :

La température intra-orale varie largement en raison de l'ingestion de la nourriture et de la boisson chaudes ou froides. En outre, les différents secteurs de la cavité buccale ont montré la température différente. Néanmoins, elle peut être raisonnablement rapprochée dans les cadres expérimentaux entre 35 °C et 37 °C si nous considérons la température environnementale en tant que 25 °C [25].

Généralement l'application de vieillissement artificiel des spécimens d'essai in vitro est basé sur la fluctuation thermique cyclique qui a lieu à 5 °C à 55 °C et est répété pendant 6000 fois de simuler les conditions orales [98].

La littérature suggère également quelques autres régimes pour la recherche scientifique: 35 °C (pour 28 s), 15 °C (pour 2 s), 35 °C (pour 28 s), 45 °C (pour 2 s) et égalisent 10000 cycles par an [98].

II.4. Les méthodes d'évaluation de la résistance des matériaux :

II.4.1. La résistance à la fatigue :

On appelle fatigue une sollicitation mécanique alternée, souvent mais pas nécessairement périodique, et de faible amplitude.

La fatigue est souvent à l'origine de la rupture des pièces prothétiques dentaires, d'où la nécessité de reproduire ce mode de sollicitation au laboratoire.

Lorsque l'on soumet un matériau à des cycles répétés d'efforts, il subit des modifications de microstructure regroupée sous le terme général d'endommagement par fatigue. Cet endommagement ne se signale par aucune modification macroscopiquement décelable et la rupture peut intervenir à des niveaux de contraintes peu élevés, souvent inférieurs à la résistance à la traction ou même à la limite d'élasticité.

Le processus de fatigue implique l'apparition d'une fissuration qui se développe progressivement sous l'action de la répétition des sollicitations [99].

Les essais les plus simples consistent à imposer à des séries d'éprouvettes (cylindriques ou rectangulaires) des cycles d'efforts périodiques sinusoïdaux soit par charge axiale soit par flexion rotative [99].

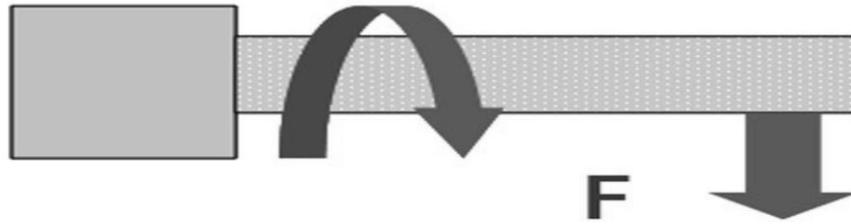


Figure II .7 : Principe de l'essai de fatigue par flexion rotative ou charge axiale [99].

Ce sont les surfaces de l'échantillon qui subissent la contrainte maximale et vont donc être le siège de l'amorçage de la rupture, d'où la nécessité d'un état de surface particulièrement soigné.

Pour chaque niveau de contrainte σ_{\max} , on détermine sur une série d'éprouvettes la distribution du nombre de cycles à rupture. On obtient ainsi le diagramme de WÖHLER qui représente la relation expérimentale entre σ_{\max} et N durée de vie de l'éprouvette.

Auguste WÖHLER était un ingénieur allemand qui, préoccupé par la rupture prématurée d'essieux de wagons de chemin de fer, s'est attaché, vers 1870, à déterminer le comportement des matériaux soumis à la fatigue [99].

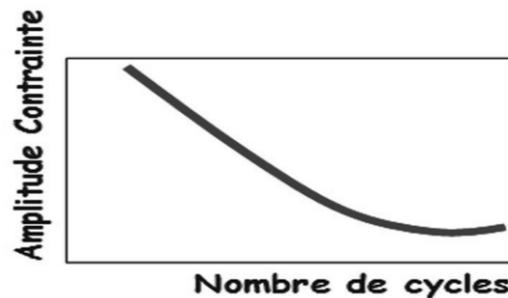


Figure II.8 : Schéma d'un diagramme de WÖHLER [99].

II.4.2. la résistance de corrosion :

II.4.2. 1.Examen visuel: évaluation du ternissement :

Le ternissement est défini comme une coloration de surface, ou même une légère perte ou altération du fini ou du poli de surface, généralement d'origine chimique.

L'évaluation de la résistance au ternissement consiste à immerger le matériau selon des cycles relativement longs dans des milieux favorables à la corrosion. L'observation des surfaces ternies peut se faire à l'œil, par appréciation du pouvoir réflecteur de la surface métallique, à l'aide d'un microscope ou d'un spectrophotomètre.

Les alliages dentaires seront généralement plongés dans des solutions physiologiques (solution isotonique de Na Cl, solution de Ringer) ou des solutions de salive artificielle [100]. L'étude de la corrosion fait appel à de nombreuses techniques. On distinguera:

Les méthodes qualitatives, permettant de comprendre, interpréter, prévoir le comportement d'un matériau dans des conditions données, ou encore comparer le comportement de différents matériaux (ex: évaluation du ternissement, mesure du potentiel en circuit ouvert).

Les méthodes quantitatives, mesurant, directement ou indirectement, le degré effectif de dégradation du matériau testé dans des conditions données (ex: méthodes gravimétriques, mesure du courant et de la vitesse de corrosion) [100].

II.4.2.2.méthodes électrochimiques :

Le comportement électrochimique d'un alliage dentaire dans la salive artificielle permet l'évaluation du comportement du matériau dans la cavité buccale. Les modifications des propriétés dentaires d'alliages ont pu être déterminées en utilisant les essais électrochimiques rapides comme critère qualitatif pour estimer les paramètres de corrosion [101].

II.4.2.2.1.Mesure du potentiel de corrosion :

Le potentiel auquel on se réfère est généralement le potentiel de repos, également appelé potentiel en circuit ouvert ou potentiel de corrosion (E_{corr}) ; c'est le potentiel mixte pris par un métal plongeant dans un milieu corrosif. C'est une grandeur thermodynamique qui dépend de l'élément métallique, mais aussi des paramètres du milieu corrosif.

Le montage expérimental est simple, on plonge en solution, dans une cellule électrochimique, l'électrode de travail (échantillon métallique à tester) et une électrode de référence (qui a un potentiel constant). Pour cette dernière une électrode au calomel saturée (ECS) est généralement employée. Le potentiel est enregistré par un voltmètre jusqu'à sa stabilisation. On obtient ainsi une courbe potentiel-temps ($E = f(t)$) renseignant sur les changements se produisant à la surface de l'électrode [100].

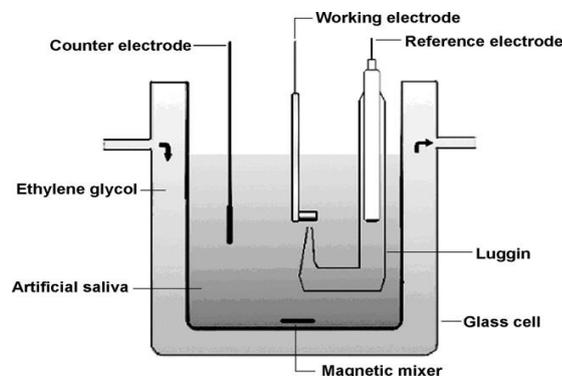


Figure II.9: cellule électrochimique [7].

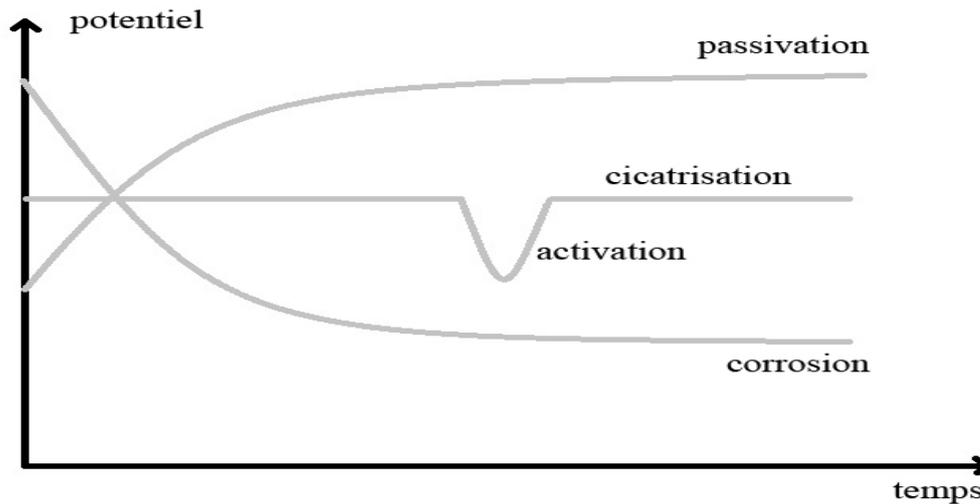


Figure II.10. Courbes de potentiels de repos en fonction du temps. L'allure de la courbe correspond au comportement électrochimique [6].

Plus ce potentiel normal est élevé plus la résistance à la corrosion est grande, plus le potentiel normal est négatif plus la réactivité du métal (c'est-à-dire la quantité de métal dissous dans le milieu) est grande. Les métaux ayant les potentiels normaux les plus élevés sont les métaux nobles. Il est habituel de classer les métaux selon une échelle galvanique du plus noble au moins noble [6].

II.4.2.2.2. Tracé des courbes intensité-potential: détermination des cinétiques de corrosion :

En électrochimie, la condition thermodynamique apporte des informations mais ne suffit pas à caractériser un phénomène de corrosion. Le facteur cinétique doit impérativement être pris en compte, avec un mode de représentation approprié. D'une façon générale, les réactions électrochimiques mettant en jeu des charges électriques, les vitesses correspondantes peuvent être appréciées à partir du tracé de courbes intensité-potential.

Pour obtenir ces courbes un système à 3 électrodes est utilisé : un potentiostat impose un certain potentiel entre l'électrode de travail et l'électrode de référence, ce qui se traduit par le passage d'un courant entre l'électrode de travail et une contre électrode.

Le calcul du courant global circulant dans un système de corrosion donnée, découle de la sommation des courants anodique et cathodique partiels du système, eux-mêmes dérivés de l'application de la relation de Butler-Volmer :

$$I = I_{\text{corr}} = \left\{ \exp \frac{2.3(E - E_{\text{corr}})}{\beta_a} - \exp \frac{2.3(E - E_{\text{corr}})}{\beta_c} \right\}$$

Où I_{corr} et E_{corr} sont respectivement le courant et le potentiel de corrosion, B_a et B_c , les coefficients de Tafel anodique et cathodique. Cette expression est à la base des méthodes de détermination des cinétiques de corrosion par

Les méthodes stationnaires classiques comme la méthode des droites de Tafel ou la méthode de Stern de mesure des résistances de polarisation [100].

II.4.2.3.Méthode d'extrapolation des droites de Tafel :

Lorsqu'un métal se corrodé dans un électrolyte dans des conditions où les réactions anodique et cathodique obéissent toutes deux à la loi de Tafel, la vitesse de corrosion du métal à l'état isolé pourra être aisément déduite de la connaissance des droites de Tafel relatives à ces réactions. Il suffira d'extrapoler (figure II.11) jusqu'à leur point d'intersection les tronçons rectilignes de la courbe $\text{Log } I = f(E)$: la cote d'abscisse de ce point d'intersection sera le potentiel de corrosion E_{corr} et la cote d'ordonnée correspondante, le logarithme du courant de corrosion I_{corr} . La mesure des pentes des droites de Tafel formait les valeurs des constantes β_a et β_c qui renseignent sur les réactions électrochimiques anodique et cathodique mises en jeu dans le processus de corrosion [100].

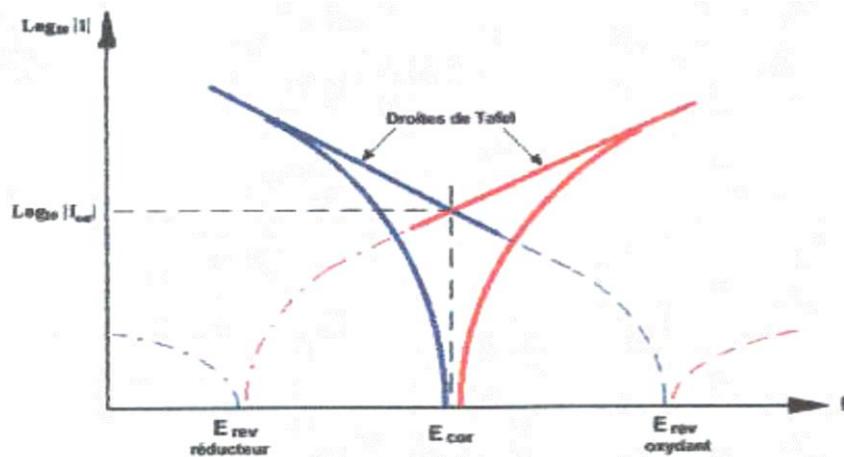


Figure II.11 : Détermination du courant de corrosion par extrapolation des droites de Tafel [35].

Cette méthode peut être aisément mise en œuvre en laboratoire mais a toutefois des limitations:

Il est quelquefois difficile de trouver des parties linéaires sur les courbes $E = f(\log I)$. Les tracés de courbes peuvent être perturbés par des dégagements gazeux (H_2) ou des phénomènes

de migration (polarisation de concentration) .d'autres réactions électrochimiques peuvent se produire si on s'éloigne trop de E_{corr} faussant ainsi les résultats [100].

II.4.2.2.4.Méthode de Stern :

Avec cette méthode, les sollicitations électrochimiques auxquelles sont soumis les échantillons sont considérablement plus limitées, puisqu'un balayage en potentiel de quelques mV (ex: ± 20 mV autour de E_{corr}) est suffisant pour obtenir une courbe de polarisation linéaire $I = f(E)$. En déterminant la pente de cette courbe au voisinage de E_{corr} , où $I = 0$, on obtient la résistance de polarisation R_p . La mesure a donc un caractère réversible qui permet son exploitation pour des suivis de I_{corr} en fonction du temps.

Le courant de corrosion I_{corr} peut être dérivé de la mesure de la pente dI/dE par la relation suivante: $I_{\text{corr}} = \frac{B}{R_p}$ où B est un terme constant ($B = \beta_a \beta_c / 2,3(\beta_a + \beta_c)$) dépendant du système étudié et qui peut être estimé à partir du tracé des droites de Tafel.

D'une façon générale, plus la résistance de polarisation n'est grande et plus le courant de corrosion, donc la vitesse de corrosion, est faible. La valeur de R_p traduit donc la résistance d'un matériau à la corrosion [102].

II.4.2. 3.Méthode de la masse perdue :

La pesée avant et après immersion prolongée dans un milieu corrosif devait donner une indication sur le degré de corrosion. A priori, c'est une méthode simple, elle donne des informations très rapides à des prix relativement bas et sans perturbation des systèmes, cependant elle est limitée, car :

Le processus est très lent et difficilement perceptible,

Les cations métalliques libres lors de l'oxydation réagissent avec les anions provenant de l'électrolyte et forment des composés insolubles pouvant adhérer à la surface du matériau.

Le milieu d'immersion doit être en permanence renouvelé de façon à garder une vitesse de réaction constante [20].

II.4.3.Resistance d'usure et de frottement :

II.4.3.1.L'essai et machine d'usure :

Le frottement caractérise la résistance du mouvement relatif entre 2 surfaces en contact. Il existe une grande variété d'équipements pour les essais tribologiques, qui peuvent être classés par le mode de contact. Le frottement n'est pas une propriété intrinsèque et dépend des corps en présence (2 ou 3), de l'environnement et du mécanisme de contact. Dans

le cas d'un tribomètre bille sur disque, le contact est qualifié d'hertzien. Il permet d'accéder au coefficient de frottement et aux paramètres tribométriques d'un système tribologique en fonction des conditions opérationnelles. Ces analyses sont destructives et permettent de tester des échantillons circulaires. La vitesse de frottement peut être modifiée ainsi que la charge appliquée (2N et 5N). Ce tribomètre fonctionne avec une bille de diamètre 6mm. La nature de cette bille peut quant à elle être modifiée mais la plupart des essais menés au laboratoire utilisent une bille en acier 100C6.

Le coefficient de frottement est défini comme le rapport ou est la force tangentielle et la force normale. La force tangentielle est mesurée par des jauges de contraintes et le logiciel associé au tribomètre trace l'évolution de ce rapport en fonction de la distance de frottement. Les résultats des mesures dépendent énormément des conditions d'essais : vitesse de rotation du disque, charge appliquée, état de surface des échantillons, distance de glissement, durée de l'essai (nombre de cycles), couple de matériaux en contact, humidité ambiante et température. [35].

La charge appliquée va impliquer des déformations du matériau qui peuvent être plastiques ou élastiques et régit donc l'ensemble du réseau de contraintes superficielles..

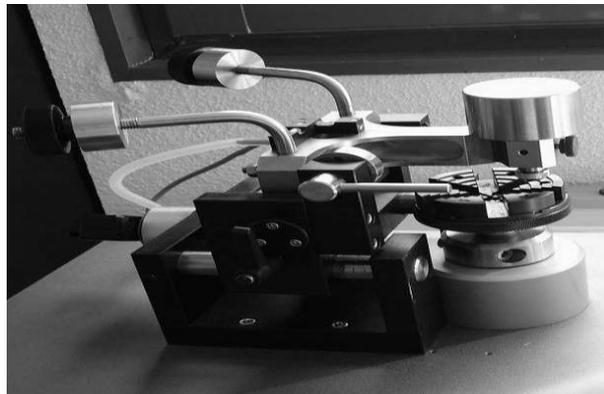


Figure II.12 : Tribomètre bille sur disque [35].

II.4.3.2. Cinétique de la mastication :

Les forces occlusives maximum peuvent être jusqu'à 900 N dans la région molaire dans de jeunes adultes et des forces de mastication dans la gamme de 100 –300 N. selon une norme DIN, un dentier partiel fixe doit résister de davantage que la force occlusive 1000N dans un essai statique de résistance de rupture. La force occlusive maximum peut être appliquée 3000 fois par jour. Combinant toutes ces considérations ensemble, un dentier

partiel fixe doit rencontrer de grandes charges cycliques pendant longtemps dans l'utilisation journalière

[98].

Les machines d'usure doivent simuler au mieux la mastication telle qu'elle se produit dans la cavité buccale. Cela implique la définition des forces et des mouvements caractérisant la mastication [6].

La force :

Les machines d'usure doivent générer des forces équivalentes à celles constatées en bouche. Les mesures ont rapporté des valeurs allant de 20 à 120 Newton. Ces valeurs sont fonctions de l'âge, du sexe, du secteur concerné (antérieur ou postérieur), et de la consistance du bol alimentaire.

La distance :

Durant la mastication, l'écart maximum entre les surfaces est en moyenne de 16 à 20mm [6].

Temps de contact :

Le temps de contact entre l'indenteur et le matériau à tester doit être équivalent à ce qui est constaté en bouche, il doit aussi être gardé constant durant toute la phase de simulation. Ce temps de contact est compris entre 400 et 600ms par cycle masticatoire.[6]

Mouvement de glissement :

Le glissement moyen constaté sur une première molaire est de 0.3mm vers l'avant (plan sagittal) et 0.18mm en latéralité (plan frontal). Un mouvement en latéralité devrait être intégré à la machine d'usure afin de tester la résistance à la fatigue du matériau [6].

Chapitre III :
matériaux et
méthodes
expérimentales

Chapitre III : Matériaux et méthodes expérimentales

Ce chapitre décrit le matériel utilisé lors des expérimentations ainsi que la méthode et le protocole employés. Toutes les étapes de préparation et d'exécution des tests seront décrites en détails.

III .1.Matériaux utilisés :

III.1.1.Réalisation des échantillons :

Les alliages retenus pour cette étude sont des alliages nickel -chrome destinés à la technique céramo-métallique et sont coulés selon les méthodes habituelles des laboratoires de prothèse dentaire.

Le tableau III.1 présente la composition chimique des échantillons utilisé. (% massique).

Tableau. III.1 : Composition chimique d'alliage étudié.

Les éléments	Ni	Cr	Mo	Ti
Concentration	75%	12%	5%	2%

III.1.2.Caractéristiques de l'alliage :

Les caractéristiques de cet alliage sont :

La teneur en chrome 12% qui permet la formation en surface d'une couche d'oxyde protectrice.

L'absence de carbone dans cet alliage, dans le but d'éviter la formation de carbures de chrome, cause de la corrosion intergranulaire.

Les propriétés de cet alliage sont données dans le tableau suivant :

Tableau III.2 propriétés physiques d'alliage étudié .

Classification de L'ADA	(nom précieux)
Température de coulée	1400°C
La densité	8.4
Elongation	19%

III.2. Procédures expérimentales :

III.2.1.1 Différents essais :

III.2.1.1.1 L'essai de L'influence de la variation de la température :

L'essai de la variation de la température a été effectué dans un four, il consiste à maintenir trois échantillons aux différents températures pendant 15mn comme suivant :

L'échantillon 1 à température 30°C

L'échantillon 2 à température 50°C

L'échantillon 3 à température 65°C

Après maintien, les échantillons sont trempés à l'eau glacé, l'étude des microstructures obtenues est alors réalisée de manière détaillée par diffraction X, ainsi que par microscopie optique.

III.2.1.2. L'essai électrochimique

L'essai électrochimique est réalisé avec une cellule à trois électrodes fabriquée en verre est possédant une contenance de **275ml**.

Les électrodes utilisées sont : une électrode au calomel saturé (SCE) comme électrode de référence, une contre électrode de platine, et l'électrode de travail (nos échantillons).

Les électrolytes :

Nous avons choisis plusieurs électrolytes qui sont des produits comestibles courants :

Tableau III. 3 : Les solutions utilisées comme des électrolytes.

Nom d'électrolyte	Ph	Désignation
Salive artificiel	2.3	S ₁
Salive artificiel	5.95	S ₂
Acide citrique	2.3	S ₃
Na Cl (0.1M) +Acide lactique	2.3	S ₄
Na Cl (0.1M)+ Acide lactique	4	S ₅
Na Cl (0,1M)	8	S ₆

Tableau.III.4 : Composition chimique de la salive artificielle utilisée.

Composition	Concentration (g/l)
Na Cl	0.70
K Cl	1.20
NaHCO ₃	1.50
K ₂ HPO ₄	0.20

Le pH est stabilisé à 6,7 5.95 2.3 par adjonction de l'acide lactique. La salive sera maintenue à 36 °C (température moyenne de la salive humaine). Cette salive est préparée et changée après chaque manipulation.

III.2.1.3.Essais de l'influence de la température de cuisson de la céramique (essais d'oxydations :

Les essais ont été effectués dans un four, ils consistent à maintenir trois échantillons, aux températures 900, 980, et 1050°C, pendant 30min. l'étude des microstructures obtenues est alors réalisée de manière détaillée par diffraction X, ainsi que par microscopie optique.

III.2.2.Techniques expérimentales :

III.2.2.1.Microscopie optique :

Le microscope optique sert à déterminer ou à observer la microstructure de l'échantillon (taille des grains, forme des grains....etc.). On a utilisé un microscope métallographique de **type B X 51M** relié à un appareil photo numérique (**Fig.III .2**). C'est un appareil optique qui permet l'agrandissement de l'image et par conséquent, l'observation des petits détails.

Les échantillons sont polies en suivant les procédures métallographiques classiques avec des différents papiers abrasifs : grades successivement utilisés : 240, 400, 600,800.et finition (1000, 1200) puis brillantage à l'aide d'une pâte diamantée **1 µm** jusqu'à obtention d'un poli miroir.



Figure III 1:Polisseuse utilisée.

Après polissage, les échantillons sont attaqués chimiquement pour révéler la morphologie des différentes phases présentes ainsi que les joints de grains.

L'attaque métallographique est réalisée au réactif suivant : 40ml d'acide chlorhydrique (HCl) et 10ml d'acide nitrique (NHO₃) durent 20s.

Les échantillons sont tous nettoyés par immersion dans l'eau distillée, puis séchées à l'air chaude.

Les échantillons sont examinés au MO au différent grossissement avant et après les différents essais, afin de comparer leur structure métallographique.



Figure III.2 : Microscope optique de type HUND .

III.2.2.2. Diffraction des rayons X :

Le principal outil utilisé pour la détermination de la cristallinité des matériaux est la diffraction des rayons X (XRD, X-Ray diffraction). Lors d'une analyse par cette technique, un faisceau de rayons X, émis par une source, est envoyé sur l'échantillon à analyser sous un angle θ (**figure III.5**) et un détecteur reçoit le faisceau de rayons X diffracté par cet échantillon et enregistre l'intensité en fonction de l'angle de diffraction 2θ .

Les paramètres de maille du réseau peuvent être calculés à partir de la loi de Bragg (Equation III-1).

$$n\lambda = 2 d_{hkl} \sin\theta \dots \dots \dots (III - 1) .$$

Où :

n : 1,2,...ordre de la diffracté,

λ : la longueur d'onde du faisceau diffracté.

d_{hkl} : est la distance entre les plans cristallins parallèles.

θ : l'angle d'incidence du faisceau des Rayons X.

Le schéma de l'appareillage est présenté dans la figure (III. 4)

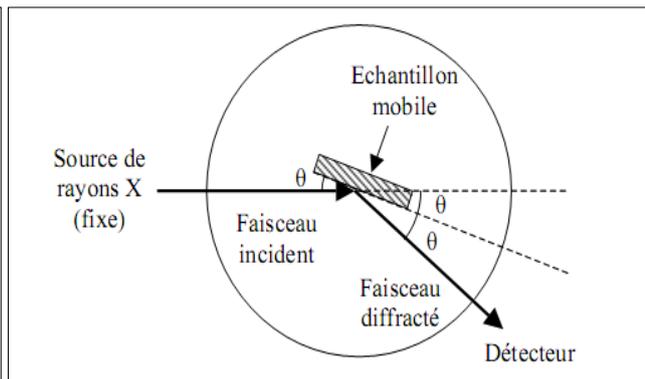
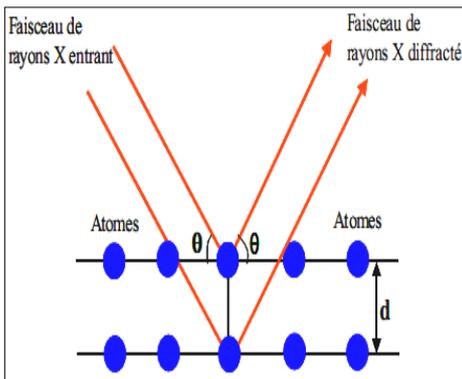


Figure III.3: Schéma de la loi de Bragg

Figure III.4. Schéma de l'appareillage

L'analyse des spectres de rayons X permet d'obtenir des informations sur :

- La ou les phases cristallines (position des pics);

- La taille des cristallites (largeur des pics à mi-hauteur);
- Les défauts d'empilement (forme de pics)
- L'orientation des cristallites (absence ou présence de réflexions)

Dans ce travail, nous avons utilisé un diffractomètre Bruker D8 Advance AXS (XRD) avec une radiation monochromatique Cu-K α ($\lambda = 1.541838 \text{ \AA}$), une tension de 40 kV et un courant de 40 mA.

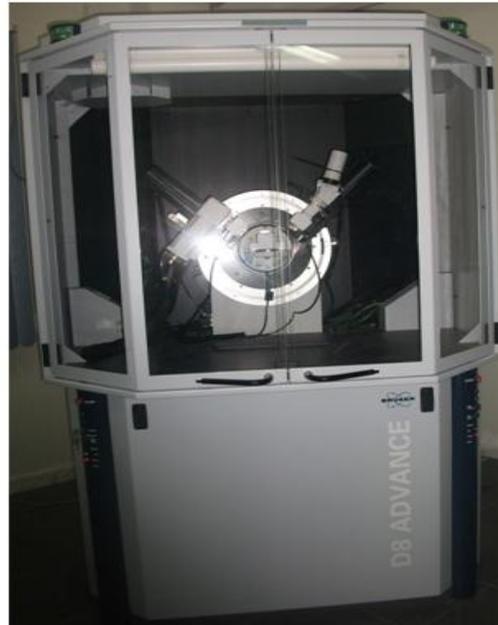


Figure III. 5: Le diffractomètre utilisé de type Bruker D8 Advance

III.2.2.2.a. La taille de grain

La taille des grains des différents échantillons a été déterminée tout d'abord à partir des spectres des diffractions de Rx. En mesurant la largeur à mi-hauteur (FWHM) des pics les plus intenses, on peut estimer la taille moyenne des cristallites (grains) D par la formule de Scherrer [38-40]:

$$D = \frac{(0,94 \cdot \lambda)}{B \cdot \cos \theta_{hkl}} \dots \dots \dots (III - 2)$$

Où:

D : est la taille des grains ([D] = nm).

λ : la longueur d'onde du faisceau diffracté.

θ : est l'angle de diffraction.

B : est la largeur à mi-hauteur (exprimés en radian) (voir la figure III .6)

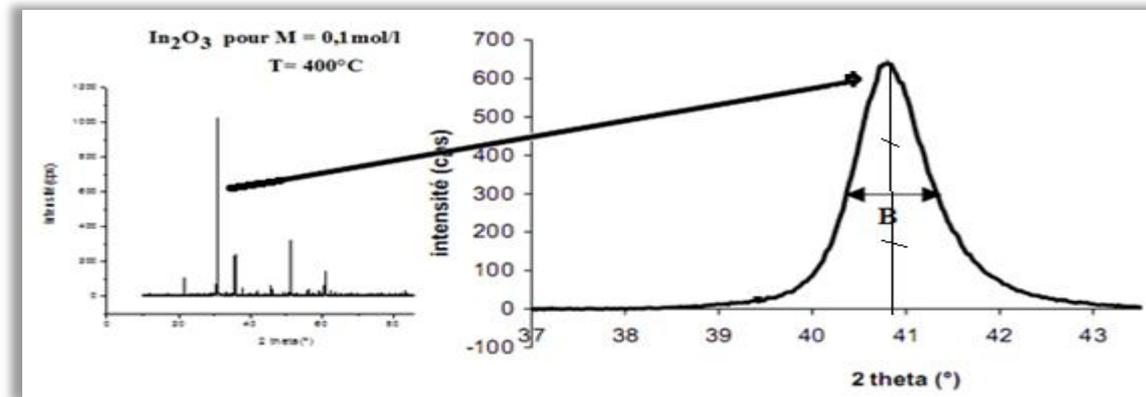


Figure III.6: Détermination de la taille des grains à partir de la mesure de la largeur à mi hauteur B d'une raie de diffraction X selon la méthode de Scherrer.

III.2.2.3. Microdureté Vickers :

La microdureté est une partie complémentaire de l'examen métallographique qui donne un aperçu sur les caractéristiques mécaniques, en mesurant la dureté des matériaux. Les essais de Microdureté Vickers consistent à étudier les longueurs des diagonales de l'empreinte laissée à la surface de l'échantillon après application d'une charge constante d'un pénétrateur en forme de pyramide droite à base carrée en diamant. Le temps de mise en charge est de 15 secondes, tout comme le temps de maintien de la charge.

L'empreinte est d'autant plus grande que le matériau est mou.

La dureté Vickers est donnée par la formule :

$$H \text{ (} H = F/S \text{)}. \quad Hv = 1.8544 \frac{F}{D^2} \quad S = \frac{1}{2} \frac{D^2}{\sin \frac{136^\circ}{2}}$$

Avec F : charge d'essai en kilogramme force à $\pm 1\%$, S : la surface indentée en mm^2 .

$D = (d_1 + d_2)/2$ (en mm). [36].

Lors de chaque essai, avec une charge faible on a réalisé une moyenne de 5 mesures.

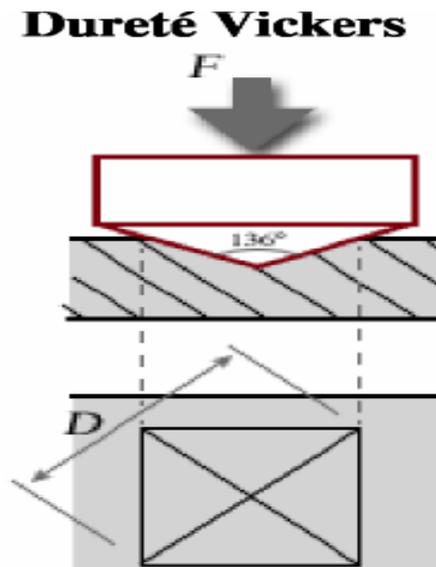


Figure III .7: Essai de dureté Vickers

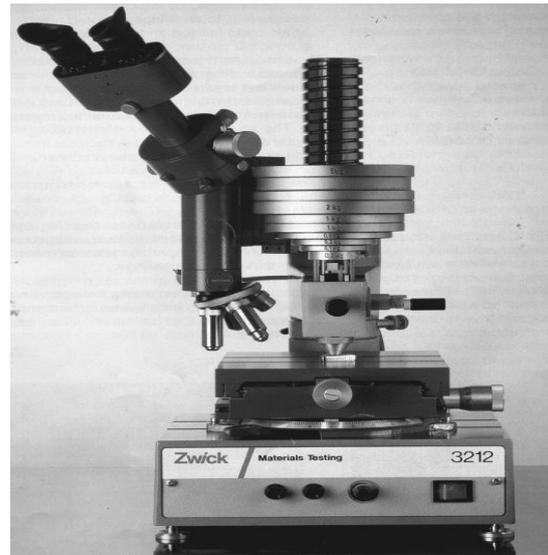


Figure III.8 : Microduromètre de type ZWICK

Le pénétrateur de type Vickers est utilisé pour les essais de dureté et les essais de microdureté. Les essais de dureté correspondent à des charges comprises entre 5 et 100 kilogrammes force et les essais de microdureté correspondent à des charges inférieures à 1000 g et relatent la dureté sur des domaines microscopiques.

Nous avons utilisé la charge 500g force.

L'appareil utilisé de marque **ZWICK** (Figure III.8) est équipé d'un microscope optique pour permettre de positionner l'empreinte sur la face désirée ; il est permettant l'acquisition automatique des valeurs de microdureté HV.

III.2.2.4. Mesures électrochimiques :

La réactivité des matériaux étudiés est déterminée par le tracé des courbes de polarisation courant-potentiel qui donne en outre accès aux paramètres cinétiques des réactions d'oxydoréduction du processus de corrosion.

L'application de la polarisation non stationnaire (non agitation) et la mesure de la réponse en courant nécessitent un appareillage comprenant trois électrodes reliées à un potentiostat : une électrode de travail (matériau étudié), une électrode de référence (au calomel saturé) et une contre-électrode inerte chimiquement (en platine). Un potentiel est imposé entre l'électrode de travail et l'électrode de référence et la réponse en courant est mesurée entre l'électrode de travail et la contre-électrode, le potentiostat équipé par un microordinateur pour tracer les courbes de polarisation à l'aide d'un logiciel.

Chapitre III : MATERIAUX ET METHODES EXPERIMENTALES

Pour obtenir des courbes $i = f(E)$ dans des conditions identiques pour tous les matériaux, une cellule spécialement conçue pour les mesures électrochimiques est utilisée (Fig. III.9).

Les électrodes de travail utilisées sont constituées par des morceaux circulaires de diamètre 7.5mm, chaque morceau prend sa place dans un porte échantillon où la section polaire de l'électrode de travail est $0,44 \text{ cm}^2$. Les électrodes de travail sont polies aux papiers abrasifs 120, 180, 340 et 600. On a préparé 6 électrodes de travail pour le test de polarisation sont : éch1 – éch 6.

Les échantillons ainsi préparés avant chaque essai, sont introduits dans la cellule. Les branches anodiques et cathodiques des courbes de polarisation sont tracées en mode potentiostatique, après stabilisation au potentiel de corrosion.

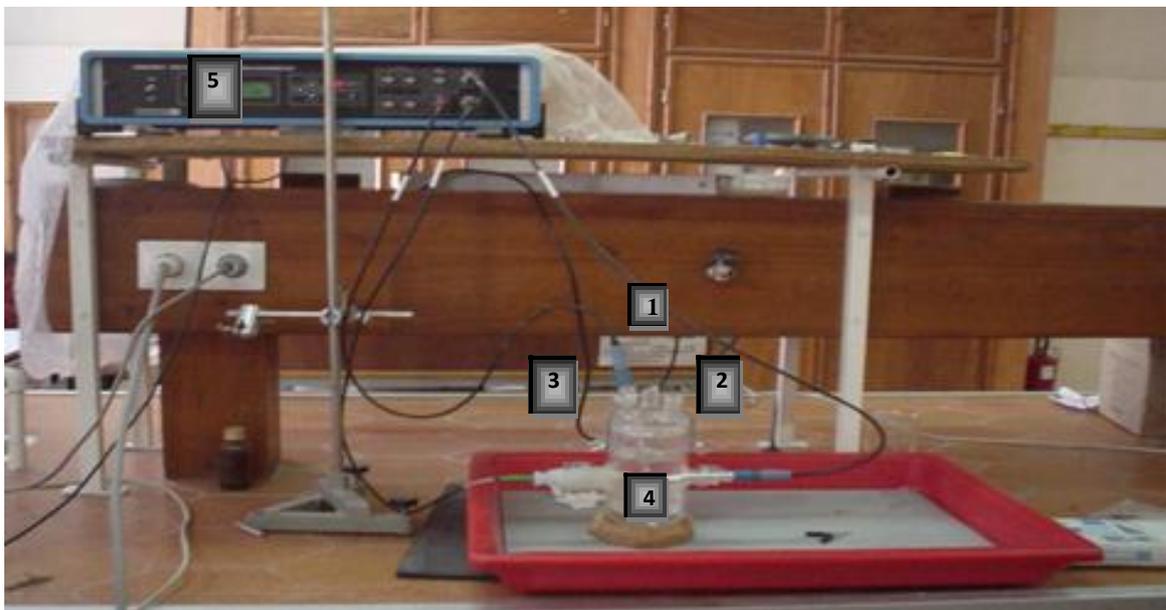


Figure III.9 : Montage de la cellule du test de polarisation

1: Electrode de référence, **2 :** Electrode inerte, **3:** Electrode de travail, **4:** Cellule électrochimique, **5 :** Potentiostat.

La mesure de I_{corr} a permis de déterminer la vitesse de corrosion de l'alliage, il est très important de signaler que cette mesure a été effectuée en utilisant la mesure de la résistance de polarisation R_p . La résistance de polarisation est définie comme étant la pente de la courbe $E = f(i)$ au potentiel de corrosion :

$$R_p = \left(\frac{dE}{di} \right)_{E_{\text{eq}}} \dots \dots \dots \text{(III.3).} \quad R_p \text{ en } \Omega \cdot \text{cm}^{-2}$$

Chapitre III : MATERIAUX ET METHODES EXPERIMENTALES

Lorsque la corrosion est uniforme et si les deux réactions anodique et cathodique sont sous le contrôle du transfert électronique ou du transfert de masse pour la réaction cathodique, R_p est convertie en courant de corrosion I_{corr} par application de la relation de Stern et Geary [33].

$$I_{\text{corr}} = \frac{B_a B_c}{2.303(B_a + B_c)} \cdot \frac{1}{R_p} = \frac{B}{R_p} \dots \dots \dots (\text{III.4})$$

Il est très important de signaler aussi que nous avons adopté trois critères pour évaluer la corrosion :

- La vitesse de corrosion I_{corr} .
- Le potentiel de corrosion E_{corr} .

Chapitre IV :

Résultats et

interprétations

Chapitre IV:

Résultats et interprétations

IV.1. Caractérisation intrinsèque des matériaux utilisés :

IV.1.1. Microstructure et détermination des phases de l'alliage :

IV.1.1. a .Analyse par microscopie optique :

L'ensemble des études microstructurales a été effectué sur le matériau Ni-Cr avant et après les traitements thermiques.

La Figure IV.1 représente respectivement la microstructure observée à faible grandissement et à grand grandissement de l'alliage étudié.

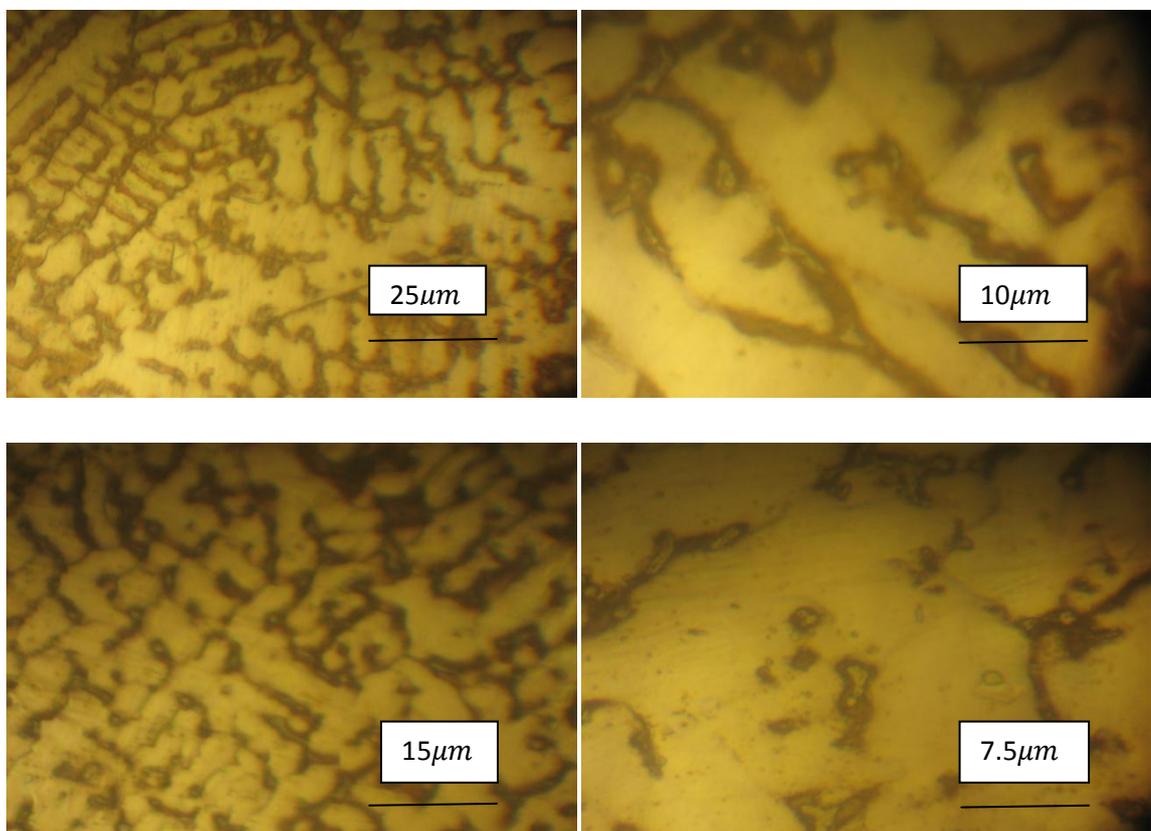


Figure IV.1 : microstructure de l'alliage Ni-Cr.

La figure montre la microstructure dendritique de l'alliage étudié après l'attaque chimique (40ml d'acide chlorhydrique (HCl) et 10ml d'acide nitrique (HNO₃) durent 20 s). L'alliage a montré une matrice de solution solide dans un arrangement dendritique typique. Il a contenu des précipités métalliques dans la structure eutectique interdendritique [16].

Les régions interdendritique étaient riches en Mo, et Cr, Les centres des dendrites ont des quantités plus bas de Cr et Mo et quantités plus élevés de Ni [16].

Le diagramme d'équilibre de Ni-Cr (figure I.3) montre que Le solidus et les limites de solubilité à l'état solide ont été récemment précisés et une phase α (Ni) de structure cubique à face centré. On a bien confirmé la présence d'une phase ordonnée CrNi_2 , au dessous de 580 °C.

La nucléation et la croissance sont deux mécanismes principaux menant à la structure finale de la solidification de métal. La structure finale de grain dépend du rapport du gradient de la température dans le liquide au taux d'avancement de l'interface de solide/liquide. Pour la plupart des alliages elle est inutilisable pour éviter le refroidissement au dessous constitutionnel, et ainsi, la solidification dendritique se produit pendant la production de presque tous les alliages [26].

IV.1.1 b. Analyse par la diffraction des rayons X :

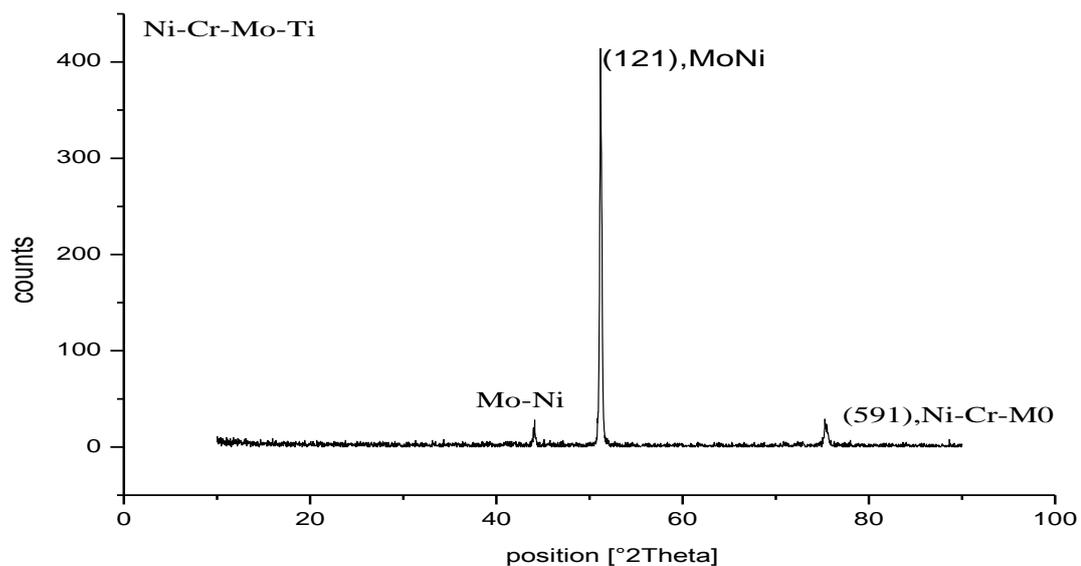


Figure IV.2 : Diffractogramme de RX de l'alliage Ni-Cr-Mo.

On déduit la nature de la structure cristalline de la répartition des raies de diffraction. Celle-ci peut se démontrer à l'aide de la condition de Bragg. Le diffractogramme réalisés sur l'échantillon d'alliage étudié montre une structure cubique à faces centrées.

Le spectre de diffraction de RX présenté dans la figure IV.2. Obtenu pour l'alliage Ni-Cr-Mo montre que cet alliage est bien cristallisé. Il est composé essentiellement de la phase Mo-Ni, les paramètres cristallin de leur maille sont $a=5.064$, $b=4.224$, $c=4.448$ Å°.

Le pourcentage de la phase Mo –Ni de plan (121) a été déterminé par diffraction de rayons X en utilisant la relation suivante : % phase Mo-Ni $\frac{I(121)}{I(121)+0.45I(591)+0.45I(\text{Mo-Ni})} \times 100 = 95.62\%$.

Le diagramme de phase binaire pour le système de Ni-Cr (**figure I .3**) montre la solubilité totale étendue du chrome en nickel. En conséquence, les alliages binaires ne sont pas à précipitation durcissable. 37% poids de Cr approximativement peuvent demeurer dissous à la température ambiante dans la matrice appelée gamma. . Le chrome fournit une certaine solution solide durcissant, alors que d'autres additifs sont employés pour fournir une solution solide plus dure ou pour la formation de précipitation. La présence des additions d'alliage est responsable des différences dans le comportement mécanique et la formation d'oxyde [22].

IV.1.2. Microdureté de l'alliage étudié :

La dureté de Vickers (HV) pour l'alliage Ni-Cr-Mo est montrée dans le tableau IV .1

Tableau IV .1 : dureté Vickers (HV) d'alliage Ni-Cr-Mo.

F max	5.44	4.26	5.76	5.51	5.15	5.49
D (mm)	0.06	0.05	0.06	0.06	0.06	0.06
HV (0.5)	293.89	293.05	267.95	272.66	300.00	286.09

L'essai a montré que l'alliage Ni-Cr-Mo a une valeur de dureté Vickers d'environ de **285.5**, qui est inférieure à ce que Bauer et autres ont trouvé pour Ni-Cr- Mo (autour de 420). En outre, l'alliage utilisé par Hsin-Yi Lin a montré que l'alliage Ni-Cr-Mo a une valeur de dureté Vickers d'environ 140 [32].

La différence dans la dureté pour l'alliage utilisé dans cette étude et ceux de Bauer et Hsin-Yi Lin peut être due en partie à la composition des alliages. L'alliage utilisé par Hsin-Yi Lin contient 15% Mo sans additions de Ti et de Nb, tandis que les alliages de Ni –Cr employés par Bauer et autres ont 5% de Mo et 4% de Ti ou de Nb. l'alliage utilisé dans cette étude contient 5% Mo et 2% Ti.

IV.2. Influence de la fluctuation des températures sur la microstructure :

La température de L'intra-oral varié largement en raison de l'ingestion de la nourriture et des boissons chaudes ou froides. En outre, les différents secteurs de la cavité buccale ont montré des différentes de températures.

IV.2 a. Analyse par les diffractions de rayons X :

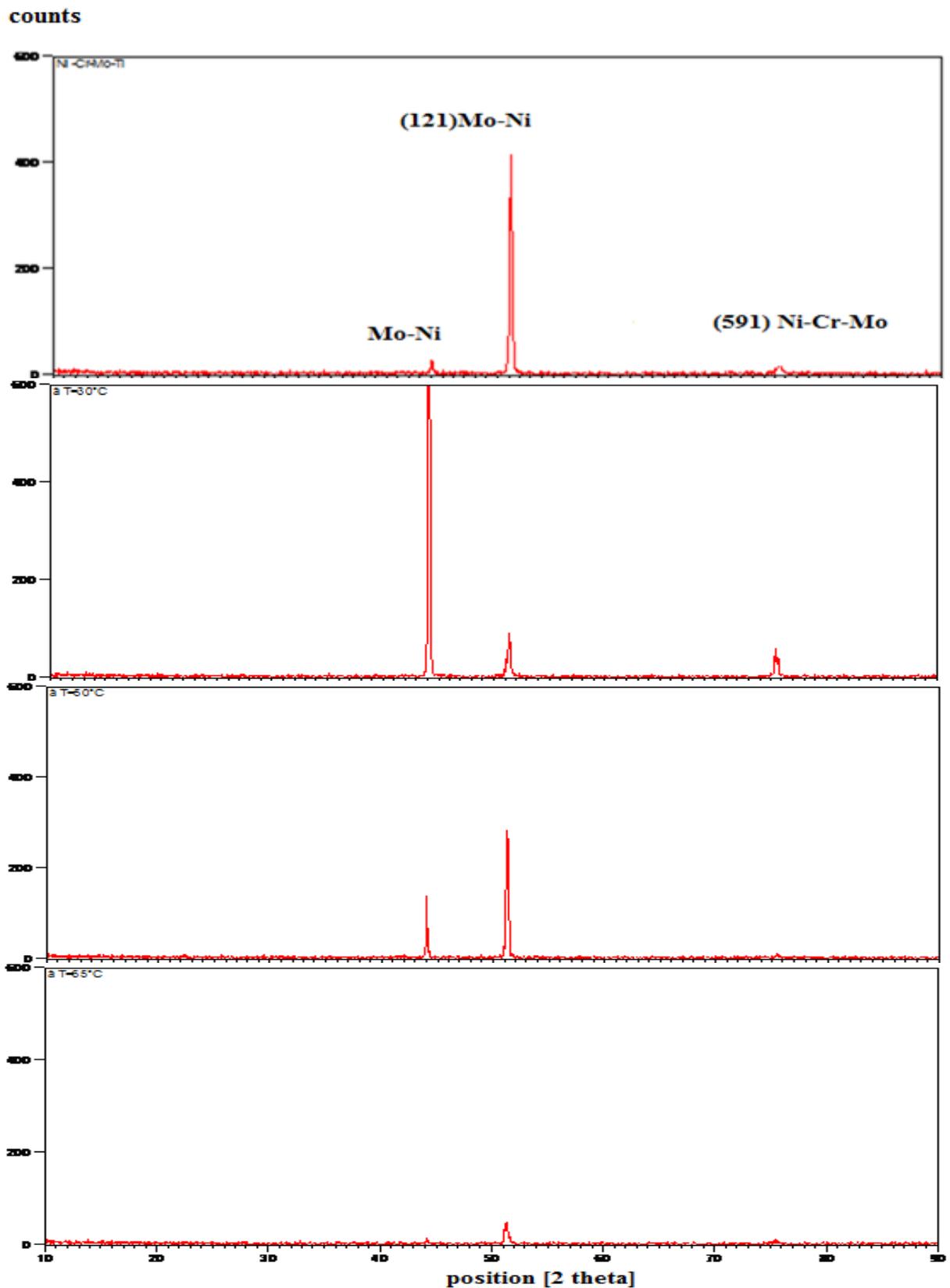


Figure IV.3 : diffractogrammes de rayons X d'alliage Ni-Cr-Mo (avant le traitement) et à (T=30 ,50 ,65 °C respectivement).

La figure IV.3 montre un petit décalage des positions (2θ) des échantillons à $T= 30,50,65^{\circ}\text{C}$. L'intensité des pics des deux échantillons à ($T= 50,65^{\circ}\text{C}$) a varié.

La taille des grains

Le tableau suivant représente les valeurs de la taille de grain à différents températures

Tableau IV.2 : valeurs de la taille de grain à différents températures.

Echantillons	$2\theta(^{\circ})$	FWHM ($^{\circ}$)	Taille de grain(nm)
Echantillon de référence	51.1680	0.1771	74.7353
Echan.traité à $T=30^{\circ}\text{C}$	51.4446	0.2460	54.128
Echan.traité à $T=50^{\circ}\text{C}$	51.2504	0.2066	64.1717
Echan .traité à $T=65^{\circ}\text{C}$	51.2482	0.3542	37.4328

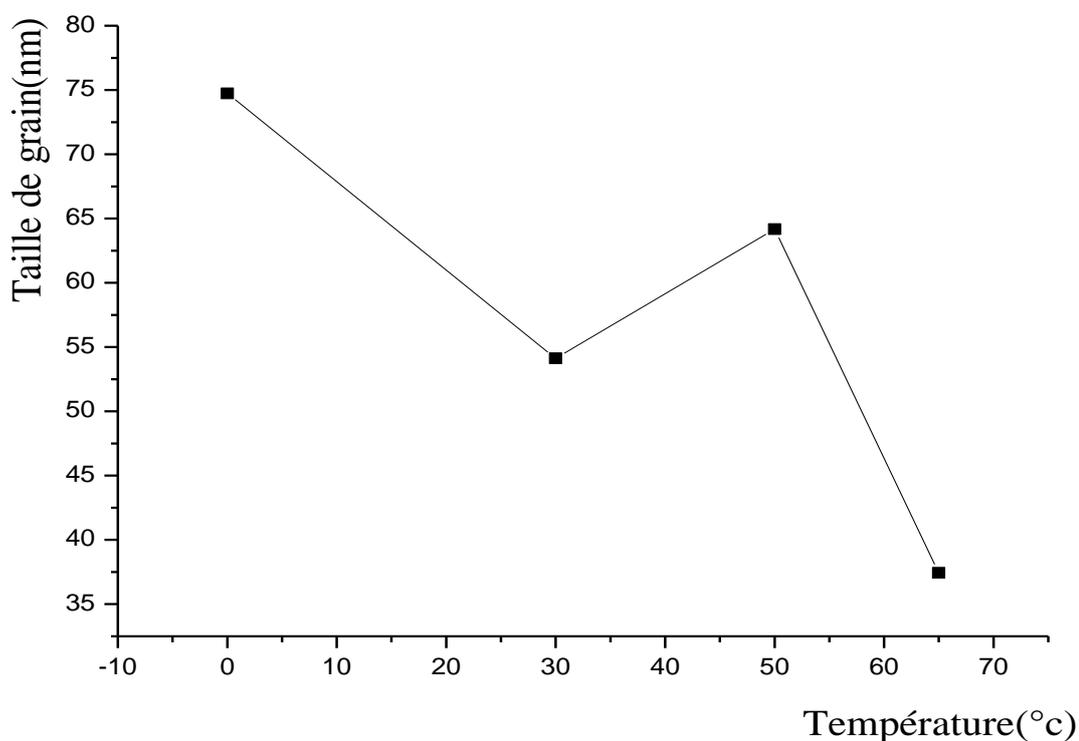


Figure IIV.4 : La variation de la taille de grain en fonction de la variation de la température

On observe que la taille de grain diminue avec l'augmentation de la température qui conduit à l'augmentation de nombre de joint de grain, donc l'augmentation de nombres des défauts.

IV.2.b. Analyse par microscopie optique :

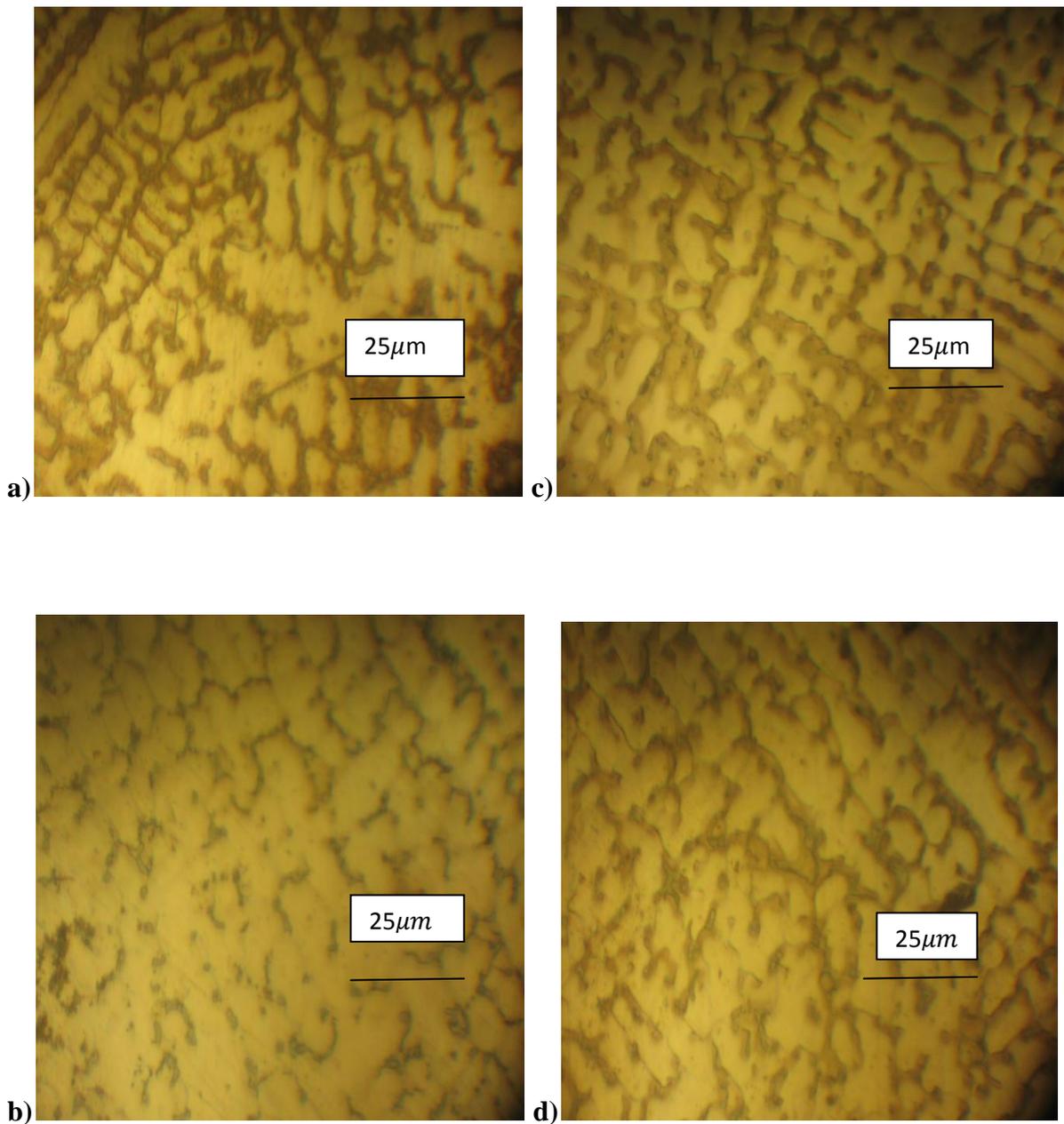


Figure IV.5 : Microstructures obtenue par microscope optique : a) échantillon de référence, b) échantillon à $T=30^{\circ}\text{C}$, c)échantillon à $T=50^{\circ}\text{C}$, d) échantillon à $T=65^{\circ}\text{C}$.

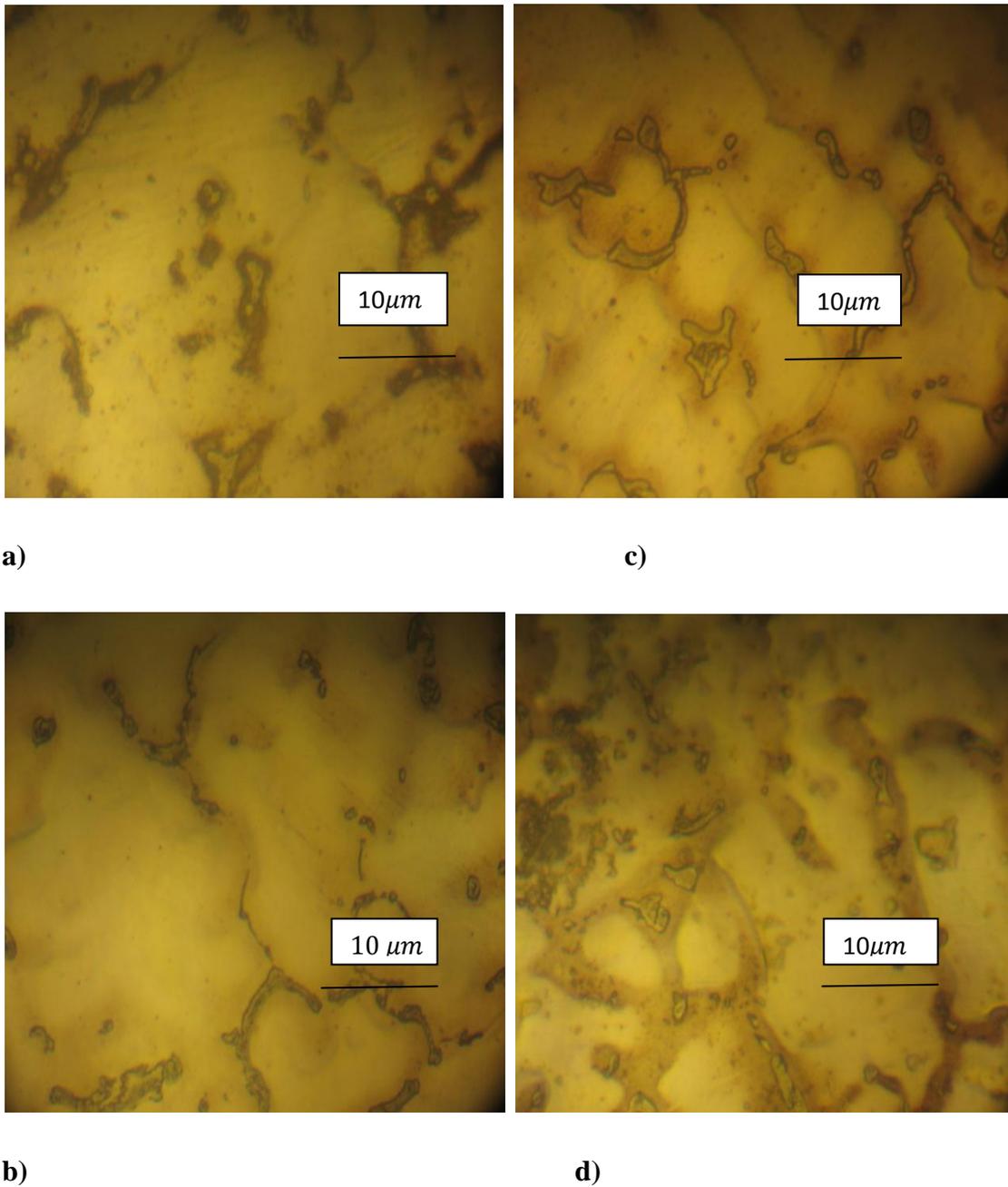


Figure IV.6: Microstructures obtenue par microscope optique : a) échantillon de référence, b) échantillon à $T=30^{\circ}$, c) échantillon à $T=50^{\circ}\text{C}$, d) échantillon à $T=65^{\circ}\text{C}$.

On n'observe aucun changement sur la microstructure dans les différentes températures

IV. 3. Influence des hautes températures sur la microstructure :

IV. 3.a. Analyse par microscopie optique :

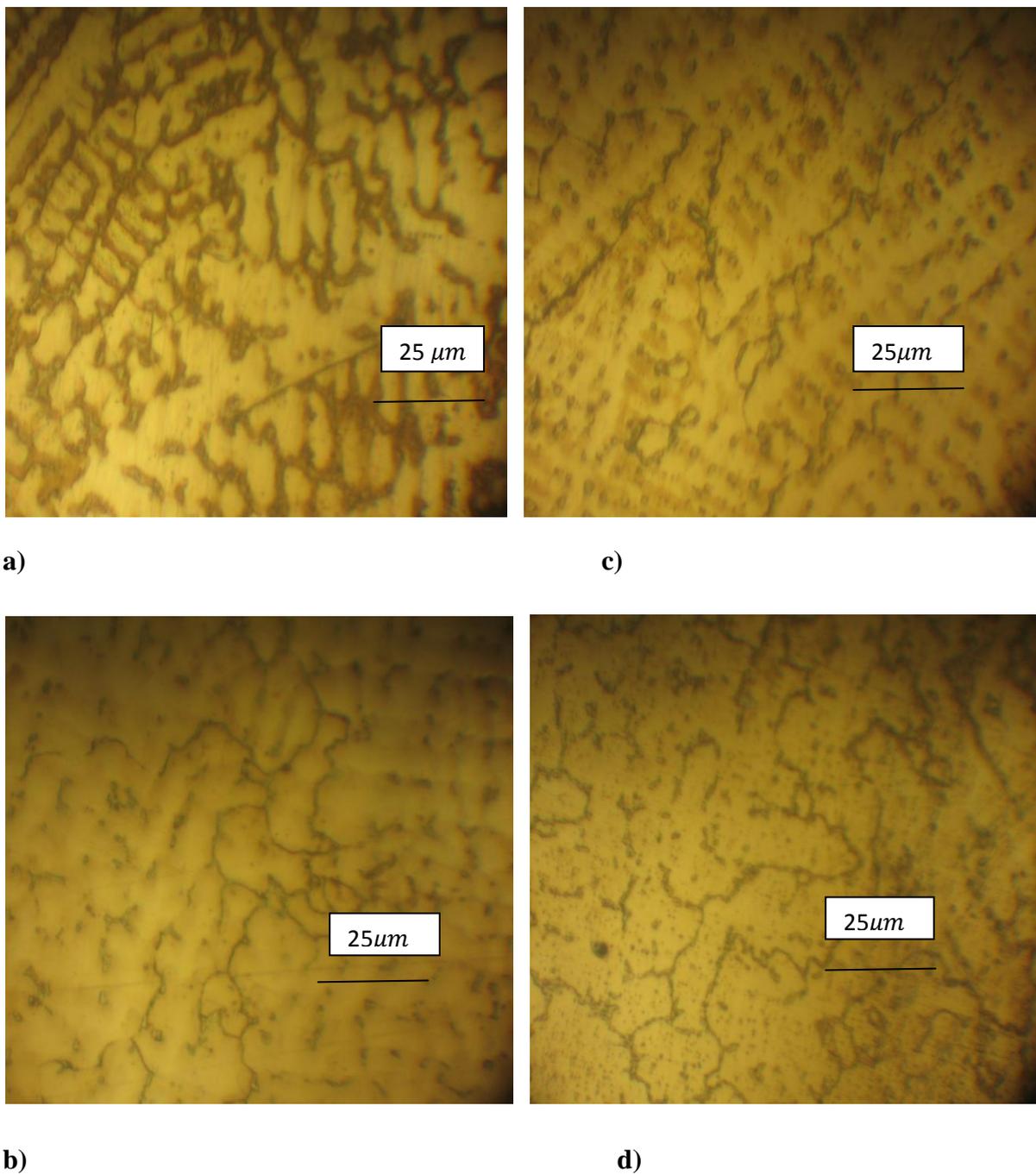


Figure IV.7: Microstructures obtenue par microscope optique : a)échantillon de référence, b) échantillon à $T=900^{\circ}\text{C}$, c)échantillon à $T=980^{\circ}\text{C}$, échantillon à $T=1065^{\circ}\text{C}$.

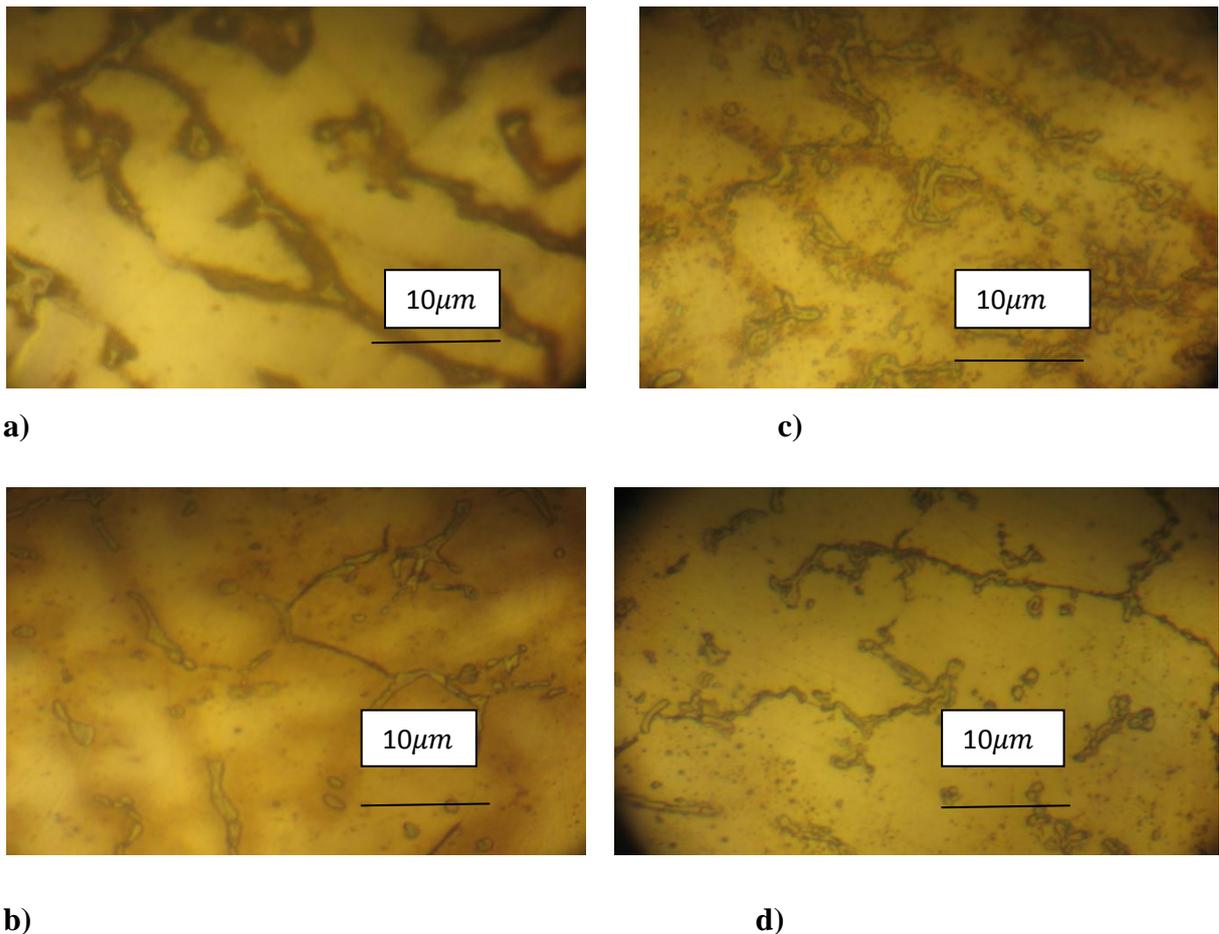


Figure IV.8. Microstructures obtenue par microscope optique : a) échantillon de référence, b) échantillon à $T=900^{\circ}\text{C}$, c) échantillon à $T=980^{\circ}\text{C}$, d) échantillon à $T=1050^{\circ}\text{C}$.

On observe que :

La microstructure des échantillons après le traitement thermique (simulé à la cuisson de la porcelaine) est variée par rapport à la microstructure d'échantillon de l'alliage avant le traitement.

La microstructure dendritique devient moins apparente lorsque la température est augmentée et on observe l'apparence de structure granulaire lorsque la température est augmentée.

Le nombre des dendrites est diminué avec l'augmentation de la température.

Les dendrites qui restent dans les microstructures des échantillons après le traitement thermique deviennent très fines par rapport à l'échantillon non traité.

Des précipités additionnels étaient évidents dans la matrice de la microstructure et leur nombre a augmenté avec l'augmentation de la température.

Hsin-Yi Lin et autres montrent que les précipités additionnels sont des précipités intermétalliques de MoNi [32].

Le processus de mise à cuisson de porcelaine exige des cycles à hautes températures, ce procédé change inévitablement la microstructure des alliages dentaires par une multitude de moyens, y compris l'homogénéisation, la transformation de phase et l'oxydation [32].

IV.3.b. Analyse par la diffraction des rayons X :

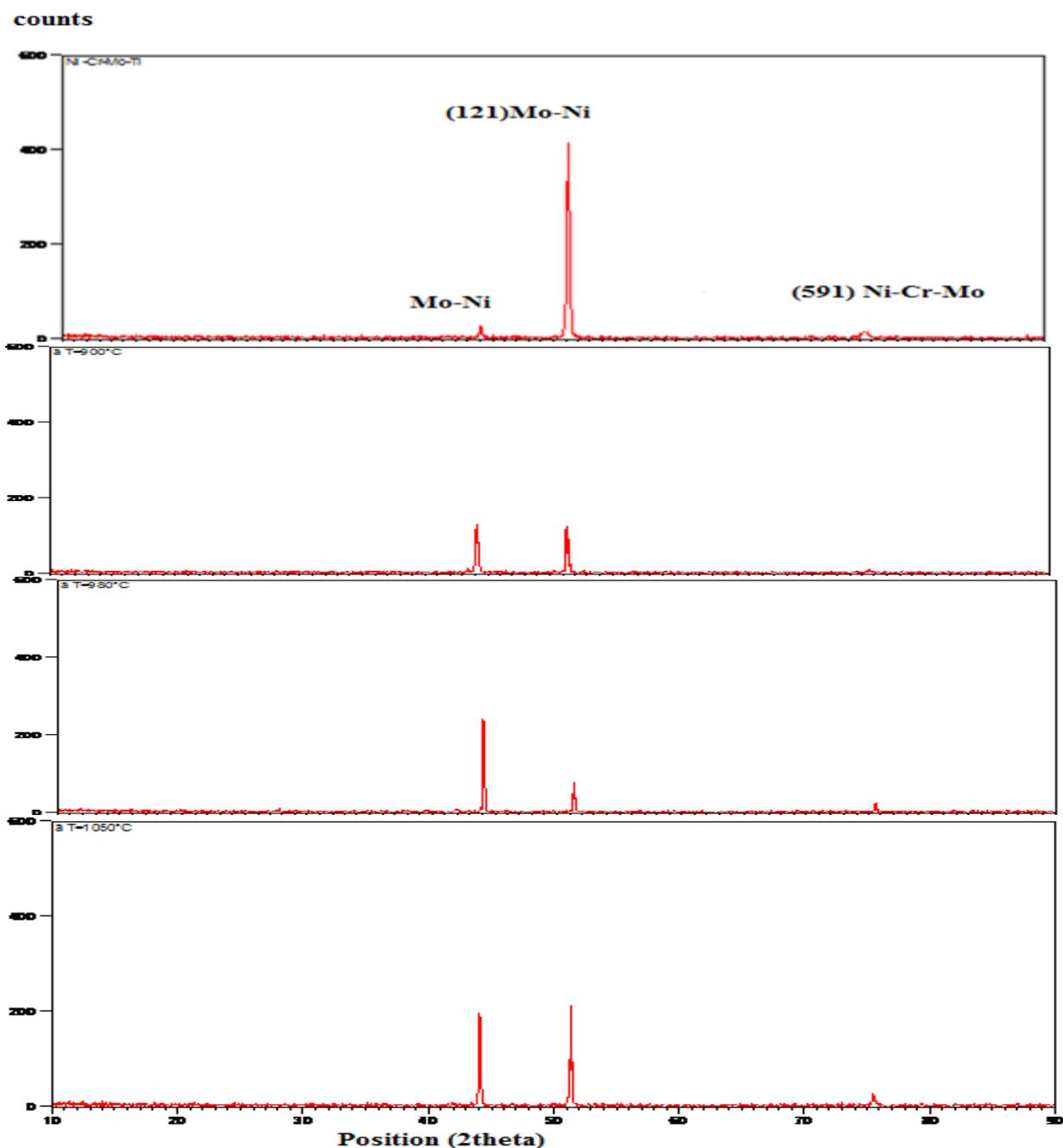


Figure IV.9. Diffractogrammes des rayons X de alliage Ni-Cr-Mo-Ti (avant traitement) et à (T=900°C, 980°C, 1050°C) respectivement.

La figure montre que :

L'intensité de pic de diffraction de la phase (121) Mo- Ni a diminué avec l'augmentation de la température.

L'intensité de pic de diffraction (591) ne change pas.

La position des pics de diffraction se décale légèrement en 2θ .

La largeur à mi-hauteur (Full Width at Half Maximum FWHM) des pics de diffraction diminue avec l'augmentation de la température.

La diminution de la largeur à mi-hauteur (FWHM) des pics de diffraction est en général liée à la diminution de la densité des défauts de structure.

La solidification du métal interdendritique peut augmenter les concentrations des espèces de bas point de fusion qui sont potentiellement affectées par la cuisson, ces espèces constituent une petite fraction.

La taille des grains :

Le tableau suivant représente la taille de grain dans différentes températures.

Tableau IV.3 : Valeurs de la taille de grain à différentes températures.

Echantillon	$2\theta(^{\circ})$	FWHM($^{\circ}$)	Taille de grain (nm)
Echantillon de référence	51.1680	0.1771	74.7353
Echan .à T=900 $^{\circ}$ C	51.2980	0.0886	149.8090
Echan .à T=980 $^{\circ}$ C	51.3524	0.1181	112.5280
Echan .à T=1050 $^{\circ}$ C	51.3650	0.0886	150.0228

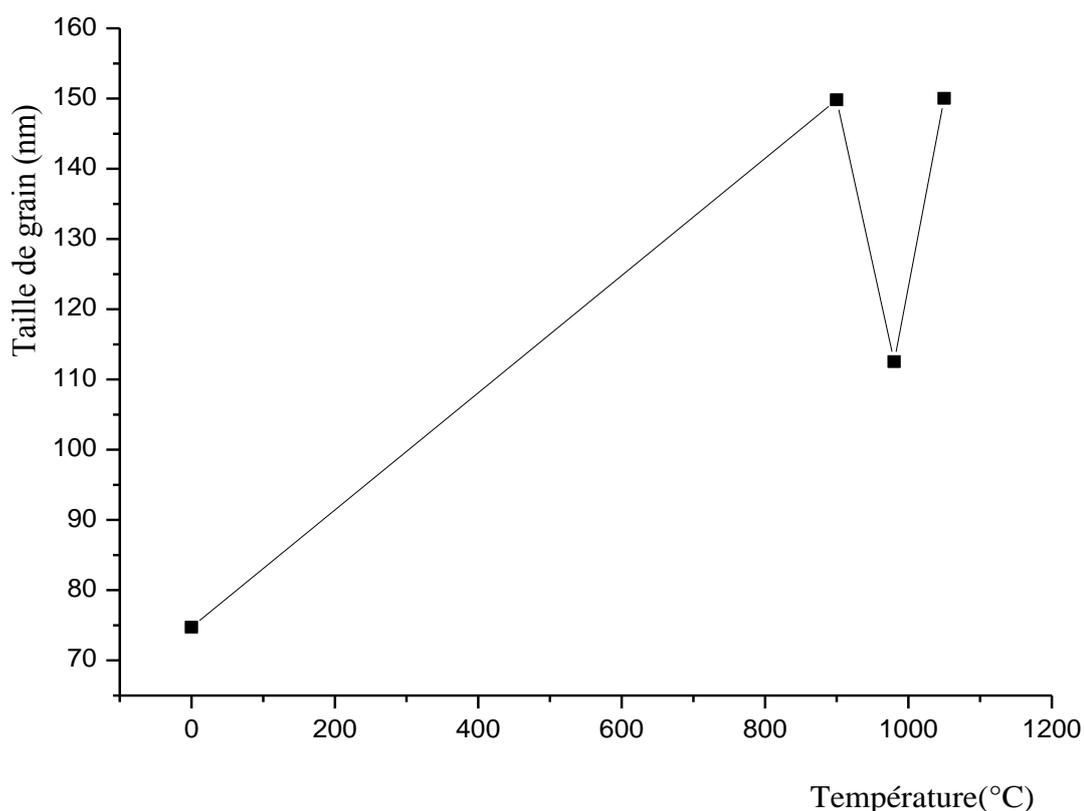


Figure IV. 10: La variation de la taille de grain en fonction de la variation de température.

On observe que la taille de grain est augmenté avec l'augmentation de la température et on observe aussi que la taille de grain à $T=980^{\circ}\text{C}$ est plus petit que la taille de grain à $T=900^{\circ}\text{C}$ et à $T=1050^{\circ}\text{C}$.

IV.4. Les mesures électrochimiques :

Le comportement électrochimique d'un alliage dentaire dans la salive artificielle permet l'évaluation du comportement du matériel dans la cavité buccale. Les modifications des propriétés des alliages dentaires ont pu être déterminées en utilisant les essais électrochimiques rapides comme critère qualitatif pour estimer la résistance à la corrosion. Les méthodes électrochimiques, (enregistrement de courbe de polarisation), sont d'intérêt particulier [22].

Nous avons tracé les courbes de polarisation dans une intervalle de $[-400,800\text{mv}]$ avec une vitesse de balayage de 5mV/s et après avoir atteint l'équilibre au bout d'une demi heure.

La température utilisée est de 25°C .

Les figures IV.7, IV.8, IV.9 ,IV.10 ,IV.11 ,IV.12 nous montrent respectivement la variation d'intensité de courant en fonction de potentiel appliqué en mode linéaire des échantillons dans les électrolytes S₁,S₂,S₃,S₄,S₅,S₆.

IV.4. 1 .Courbes de polarisation intensité-potentiel linéaires :

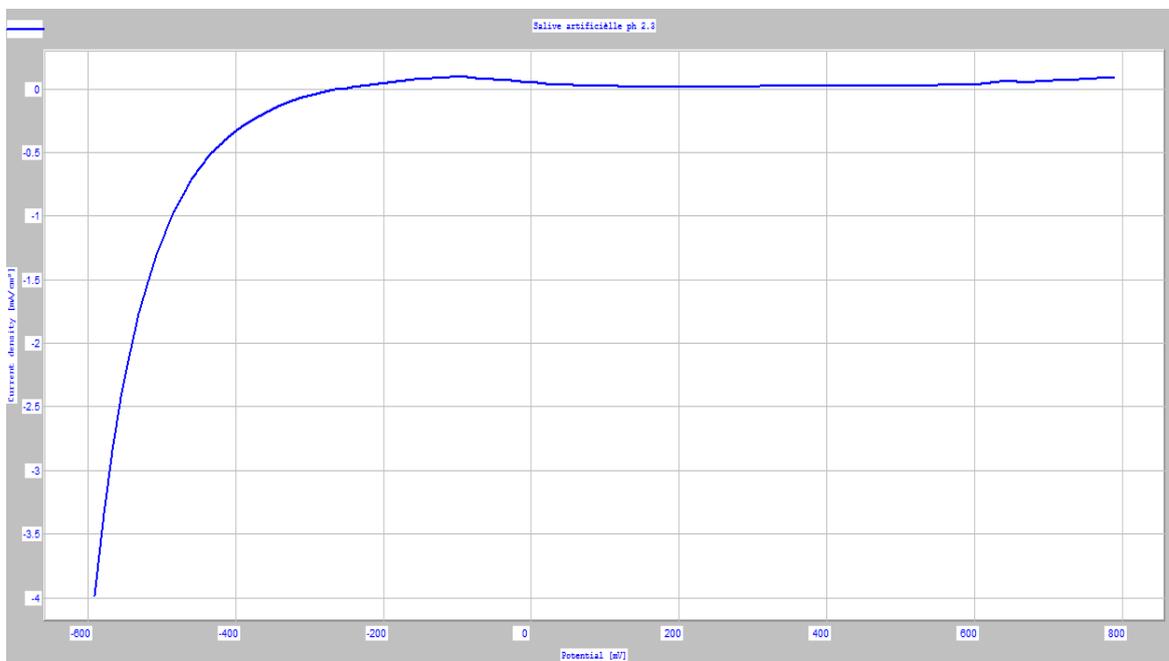


Figure IV.11: Courbe de polarisation intensité-potentiel de l'alliage étudié dans S₁ (salive artificielle ph=2.3).

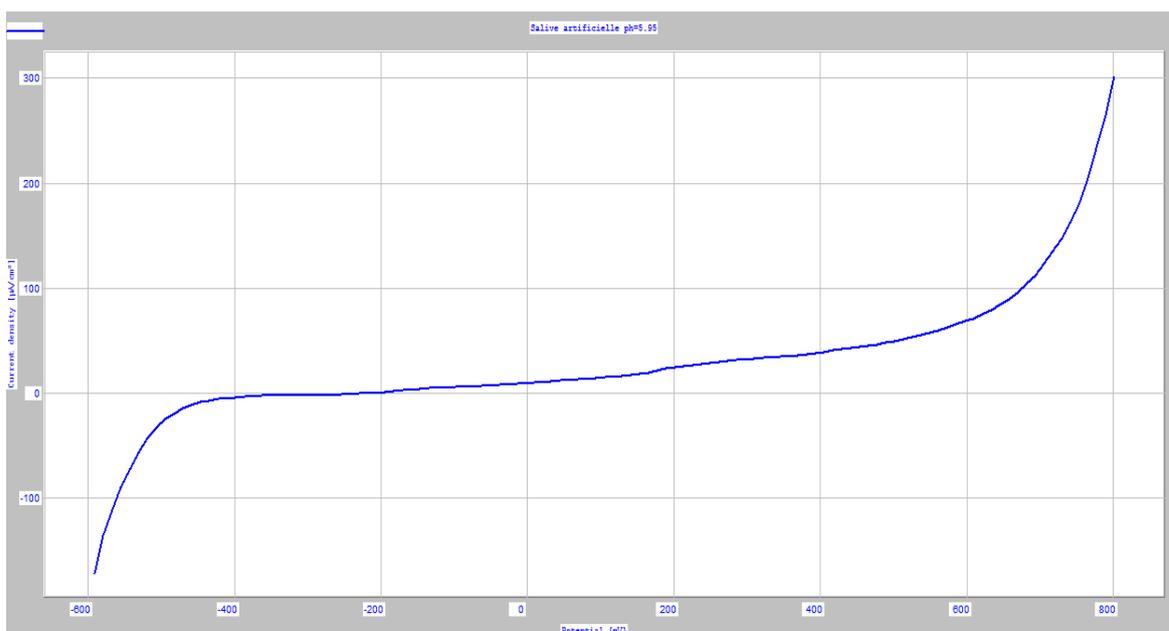


Figure IV.12 : Courbe de polarisation intensité-potentiel de l'alliage étudié dans S₂ (salive artificielle Ph 5.95).

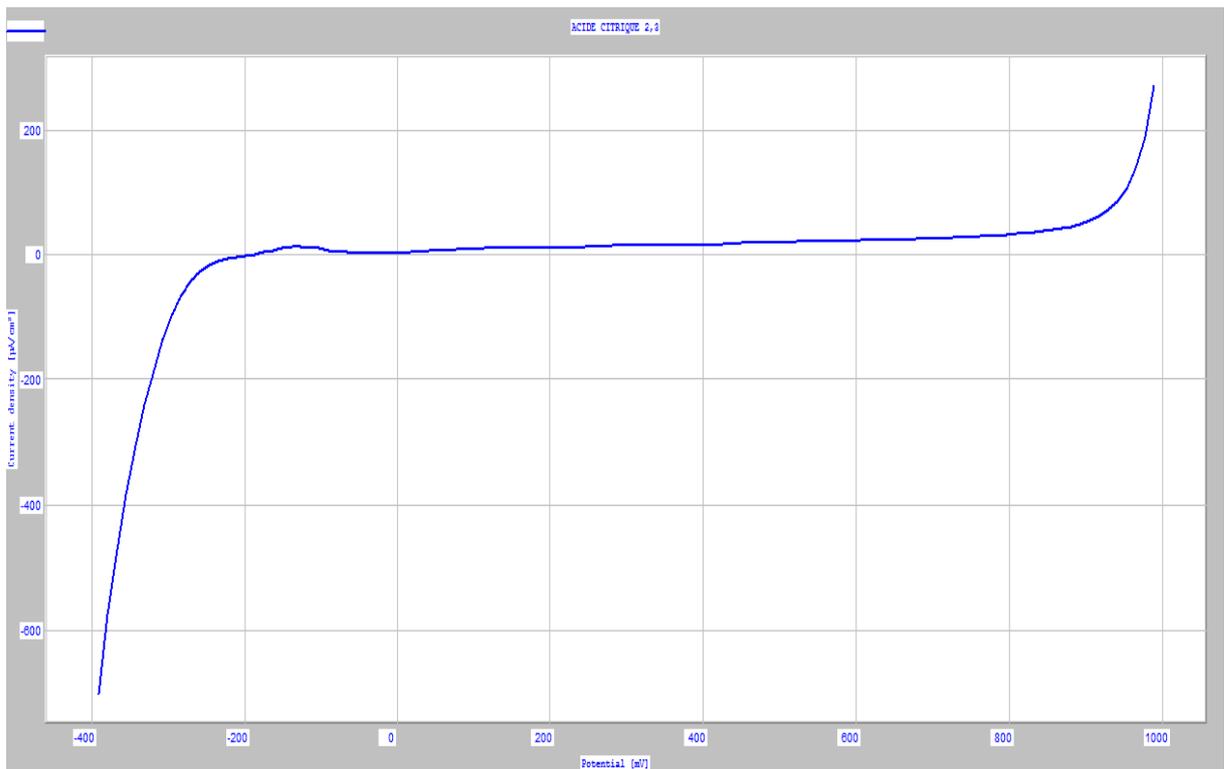


Figure IV.13: Courbe de polarisation intensité-potentiel de l'alliage étudié dans S₃ (acide citrique).

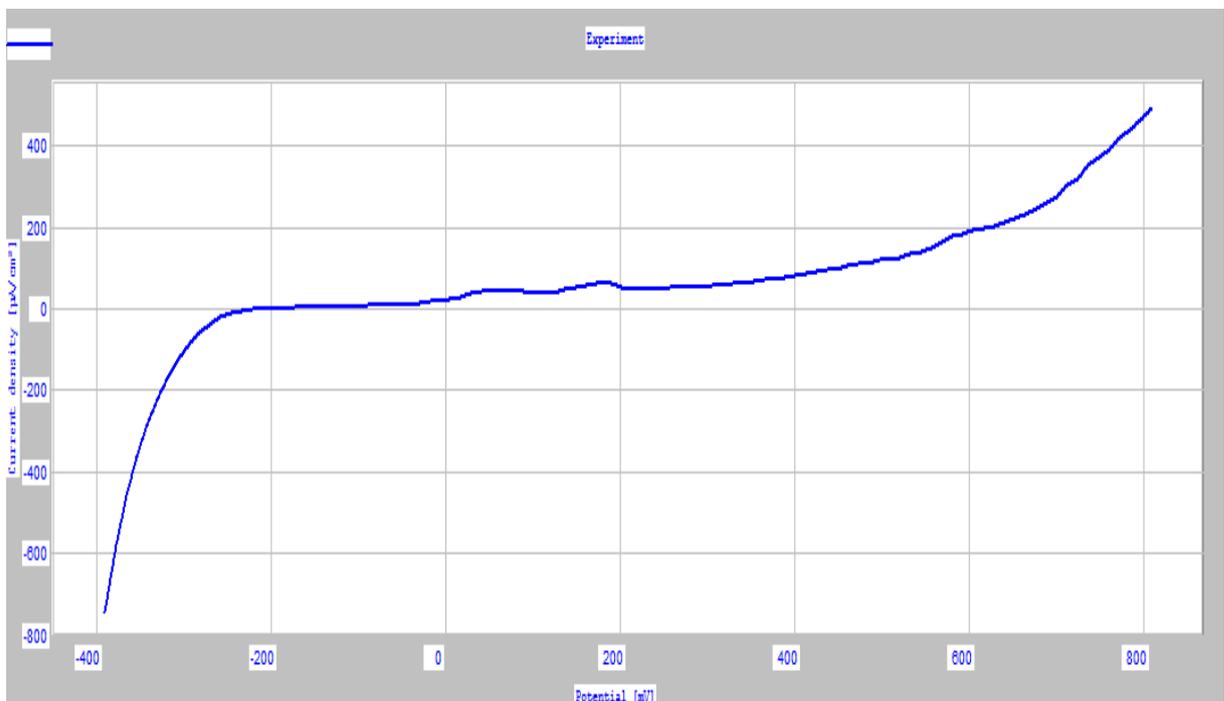


Figure IV.14: Courbe de polarisation intensité-potentiel de l'alliage étudié dans S₄ (Na Cl Ph= 2.3)

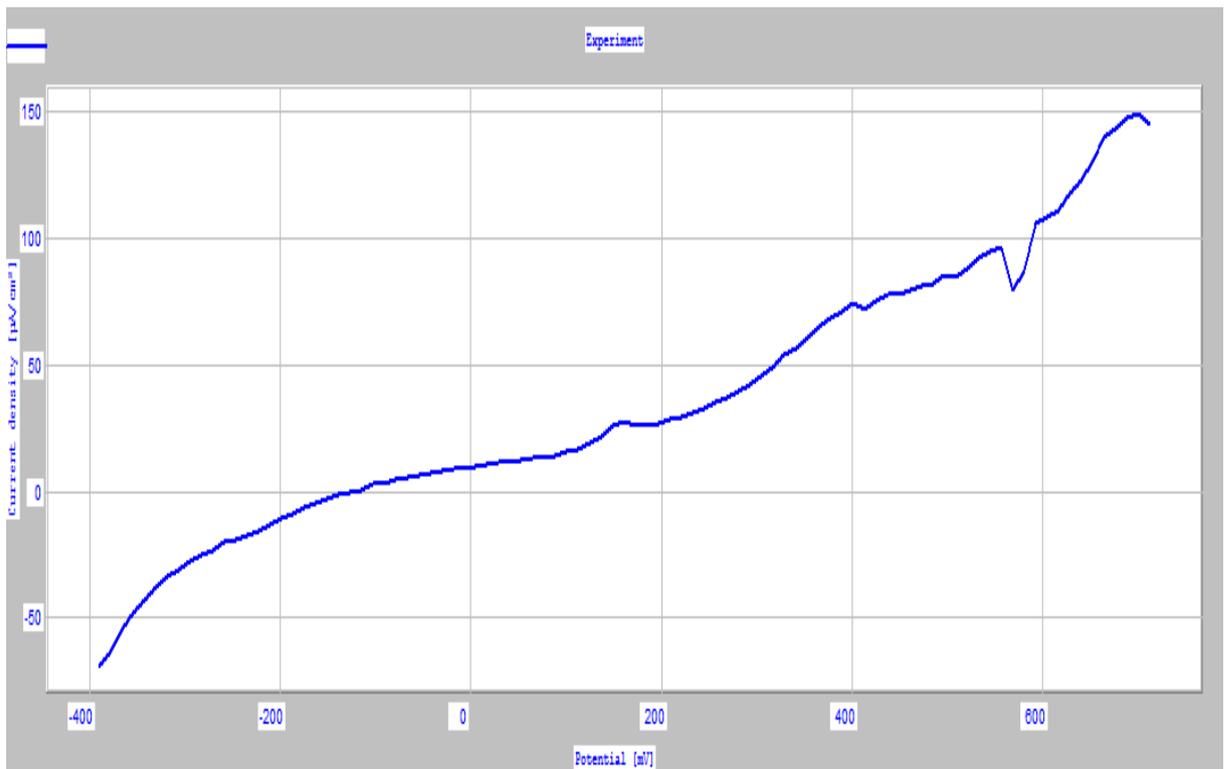


Figure IV.15: Courbe de polarisation intensité-potential de l'alliage étudié dans S₅ (Na Cl Ph= 4)

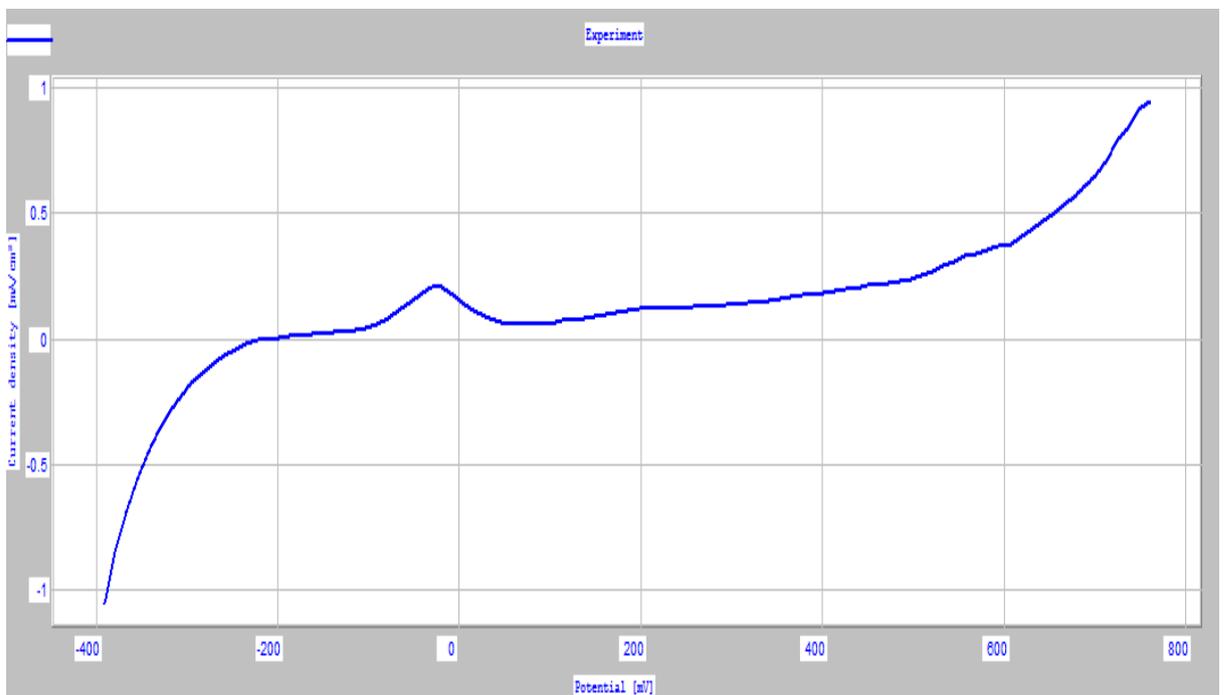


Figure IV.16: Courbe de polarisation intensité-potential de l'alliage étudié dans S₆ (Na Cl Ph= 8).

La cavité buccale est un environnement idéal pour la biodégradation des métaux, qui expose des patients aux produits de corrosion des métaux. Il est impossible de reproduire la salive humaine avec son nature et variabilité instables parmi des personnes. La stabilité d'ion de la salive pendant des études in vitro a mené au développement de la salive artificielle contrôlable et réglable. La résistance à la corrosion d'un métal ou d'un alliage est non seulement au sujet de son propre comportement; elle dépend de l'ampleur de l'interaction avec ses environnements [7].

Dans cette étude, une salive artificielle a été employée en air ouvert afin d'assurer la simulation de la salive humaine, permettant la formation d'une couche passive sur la surface des métaux et des alliages.

Les courbes montrent dans le domaine intermédiaire un palier, qui correspond à une passivation provisoire des échantillons. On a formation d'un film passif stable sur la surface des échantillons à partir d'un potentiel E_p jusqu'à un potentiel E_{rp} où l'on observe une rupture. Ce potentiel de rupture ou potentiel de piquûre est dû à la présence d'ions de chlore dans la solution assurant la destruction du film passif dès que le potentiel critique est atteint. Les intervalles de passivité des différents échantillons dans les différents électrolytes sont respectivement : [-239mv, 786.3mv], [-497.6mv, 661.5 mv], [-239.4mv, 906.7mv],

[-119 mv, 119.6 mv], [-244.4 mv, 627.3 mv], [-228.3 mv, 515.7 mv].

Le pourcentage de Cr dans l'alliage étudié est 12%.

L'alliage de Ni-Cr avec un niveau plus élevé de Cr exhibée une supérieure résistance à la corrosion (25%) due à la répartition plus uniforme du Cr dans la microstructure de l'alliage. Un contenu plus élevé du Cr_2O_3 et du MoO_3 dans le film passif a pu mener à une résistance plus élevée au transfert d'ions en métal par le film passif. La répartition homogène du Cr est critique particulièrement dans les alliages à base de nickel avec le petit contenu de Cr pour une meilleure résistance à la corrosion. Comparé au Cr_2O_3 l'oxyde du nickel est plus poreux et a moins de capacités protectrices à la corrosion. Par conséquent, les zones de film passifs riches en NiO agiront en tant que régions faibles pour la corrosion localisée, qui cause la dissolution localisée des phases riches en Ni. Il y a une tendance courante de remplacer des alliages de Ni-Cr utilisés en tant qu'en céramique dentaire, par des alliages de Co-Cr, en raison de son biocompatibilité plus prévu [26].

Peu d'études a rapporté que la corrosion des alliages de Ni-Cr s'est produite par la dissolution sélective des régions Ni-riches formées pendant la solidification.

L'augmentation du taux de corrosion avec la salive artificielle peut être due à l'effet de la diminution de passivation comme dans Na Cl ou l'acide citrique.

Le nickel est constituant principal. Le chrome fournit la résistance à la corrosion. Le molybdène est ajouté pour diminuer le coefficient de l'expansion thermique et améliore la résistance contre la corrosion par piqure et forme des oxydes sur les surfaces d'alliage.

Huang a prouvé que la résistance à la corrosion de l'alliage Ni-Cr-Mo a été reliée avec la formation de couche passive, qui contient $\text{Ni}(\text{OH})_2$, NiO , Cr_2O_3 et MoO_3 sur la surface d'alliage, aux rapports différents [7].

Les potentiels de corrosion par piqures des échantillons dans S_2 , S_3 sont respectivement : 661,5, 906,7mv permettent de conclure que l'échantillon dans S_3 a une plus grande résistance à comparé au l'échantillon dans S_2 .

Süleyman H. Tuna, a montré que le potentiel de corrosion par piqures de l'alliage Ni-Cr-Mo était plus grand que ceux du Ni, du Cr et du Mo [7].

Les échantillons de l'alliage Ni-Cr-Mo n'ont pas une structure hétérogène, mais, en fait, une structure homogène, étant donné que quelques éléments passant par l'alliage sont plus stables que d'autres. En conséquence, une augmentation ou une diminution des proportions de corrosion peut être réalisée en changeant la stabilité de l'alliage [7].

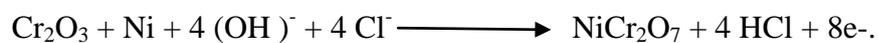
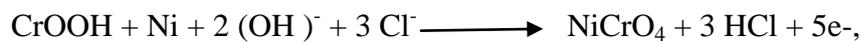
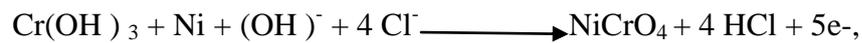
La présence de la multiple-phase augmente le risque de corrosion par piqures. Cependant, la structure dépend des éléments alliés, aussi bien que leur combinaison et concentration dans les alliages [7].

La résistance à la corrosion des alliages de Ni-Cr change avec leurs compositions chimiques et l'homogénéité du film passif formé. La différence dans la microstructure peut influencer la croissance initiale, la compacité et l'homogénéité compositionnelle d'un film passif. Aussi bien connu, le composant principal du film d'oxyde passif est le Cr (90% d'oxydes de Cr). Les constituants mineurs de la couche passive sont des oxydes de Mo et de Ni. Dans la région passive, le Cr est présent principalement en tant qu'oxyde de Cr(III) et peu en tant qu'hydroxyde de Cr(III). Le Mo est moins important que le Cr cependant, un alliage avec moins de Mo est plus susceptible à la corrosion par piqures [26].

Le bichromate NiCr_2O_7 est le composant principal du film généralisé de corrosion. Généralement, dû à sa petite épaisseur, il peut seulement être identifié en utilisant la spectroscopie de Raman augmentée par surface (SERS). Cette couche de sel résulte d'un

mécanisme de dégradation dans le Cr de la couche passive d'oxyde. Les différentes réactions peuvent surgir en fonction de la nature exacte de la couche passive (qui est considérée dans la littérature comme mélange d'oxyde et d'hydroxyde de chrome)

et du rapport au concentration de Cl^- et du pH, par exemple: [103].



La figure IV.13 représente les différentes courbes de polarisation correspondent aux échantillons S_1 à S_6

On constate que le domaine de passivité est plus étendu pour le l'alliage étudié puis respectivement pour la salive artificielle de pH 5.95, acide citrique et enfin la salive artificielle de pH 2.3.

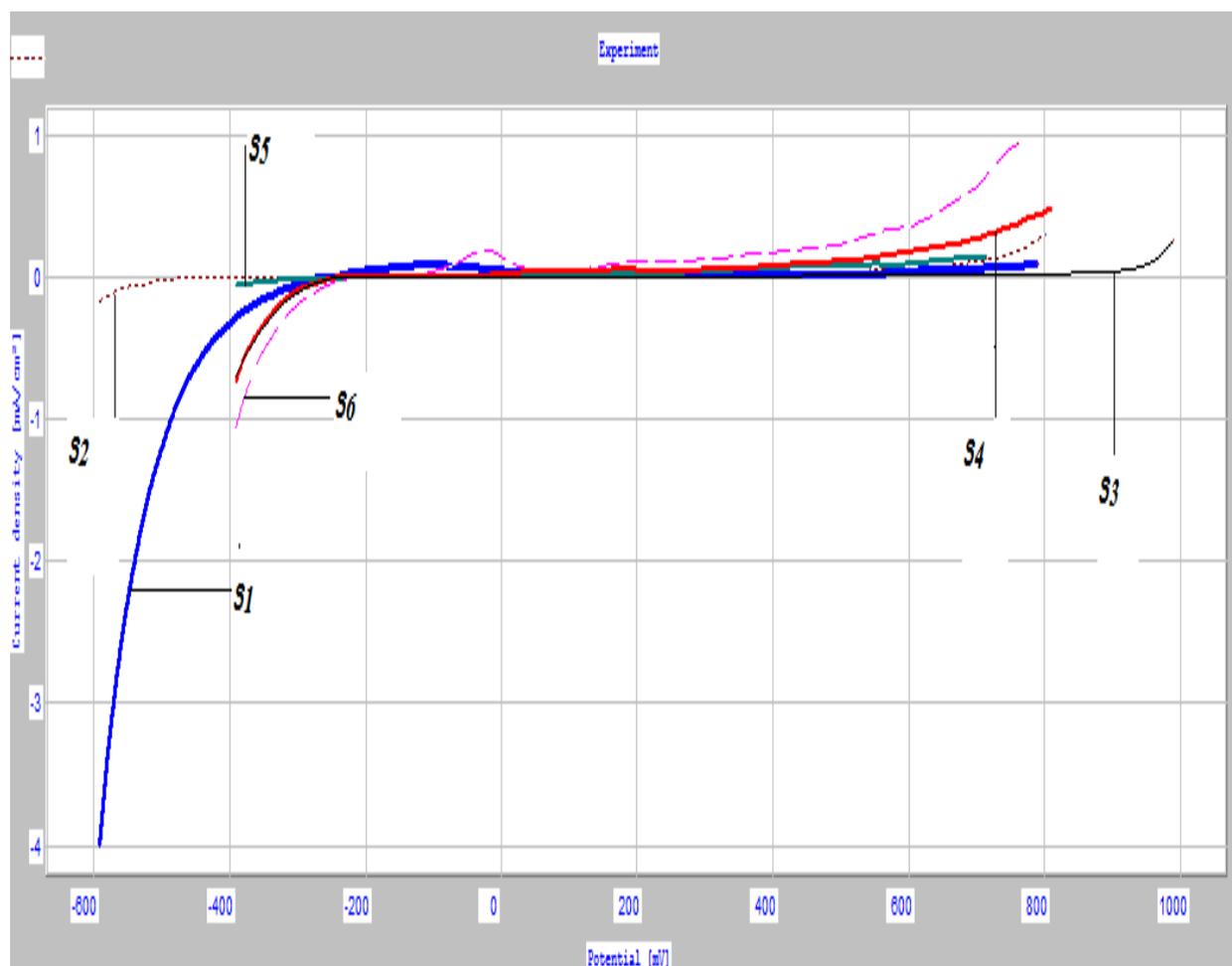


Figure IV .17: Courbes de polarisation intensité-potential de l'alliage étudié (Ni-Cr-Mo) dans différent électrolytes (S₁, S₂, S₃, S₄, S₅, S₆).

La figure IV .17 a montré un pic actif de dissolution pour l'alliage dans la solution S₆ (Na Cl Ph=8)et pour les autres solutions on n'observe aucun pic passif .

La densité de courant passive de S₆ est élevée, tandis qu'elle est sensiblement inférieure pour les autres.

Aux potentiels très élevés (> 0.5v) on a observé une augmentation de la densité de courant due à la dissolution transpassive du chrome.

On a signalé que la teneur du Cr et du Mo joue un rôle important dans la résistance à la corrosion de l'alliage dentaire à base de Ni. La présence d'un contenu plus élevé du Cr (24%) et du Mo (10%) favorise la corrosion par piqûres. Les alliages à base de Ni sans contenu de Mo sont susceptibles à la corrosion par piqûre. D' autre part, l'alliage avec le

contenu de 3% Mo était toujours susceptible à la corrosion par piqûres même avec un contenu élevé de Cr était 23%. Pour l'acier inoxydable de Fe-Ni-Cr-Mo, l'efficacité relative du contenu de Cr et de Mo sur la piqûre de corrosion ou la corrosion de crevasse habituellement peut être évaluée qualitativement en piquant l'équivalent de résistance (PRÉ), qui est représenté par l'équation empirique :

$$\text{Pré} = \% \text{ de Cr} + 3,3\% \text{ Mo [25]}.$$

A PRÉ au-dessus de 38 est censé fournir la bonne résistance à la corrosion par piqure dans un environnement contenant des ions Cl^- . L'alliage Ni-Cr-Mo est dénoyautage résistant dans la salive artificielle acide quand la valeur de PRÉ augmente jusqu'à autour de 49 [25]. Dans cette étude, selon PRÉ l'équation mentionnée ci-dessus, pour l'alliage étudié la valeur de PRÉ (résistance de la corrosion par piqûres) étaient de 28.5.

IV.4.2 : Courbes de polarisation de Ni-Cr-Mo échelle logarithmique et avec l'extrapolation des droites de Tafel

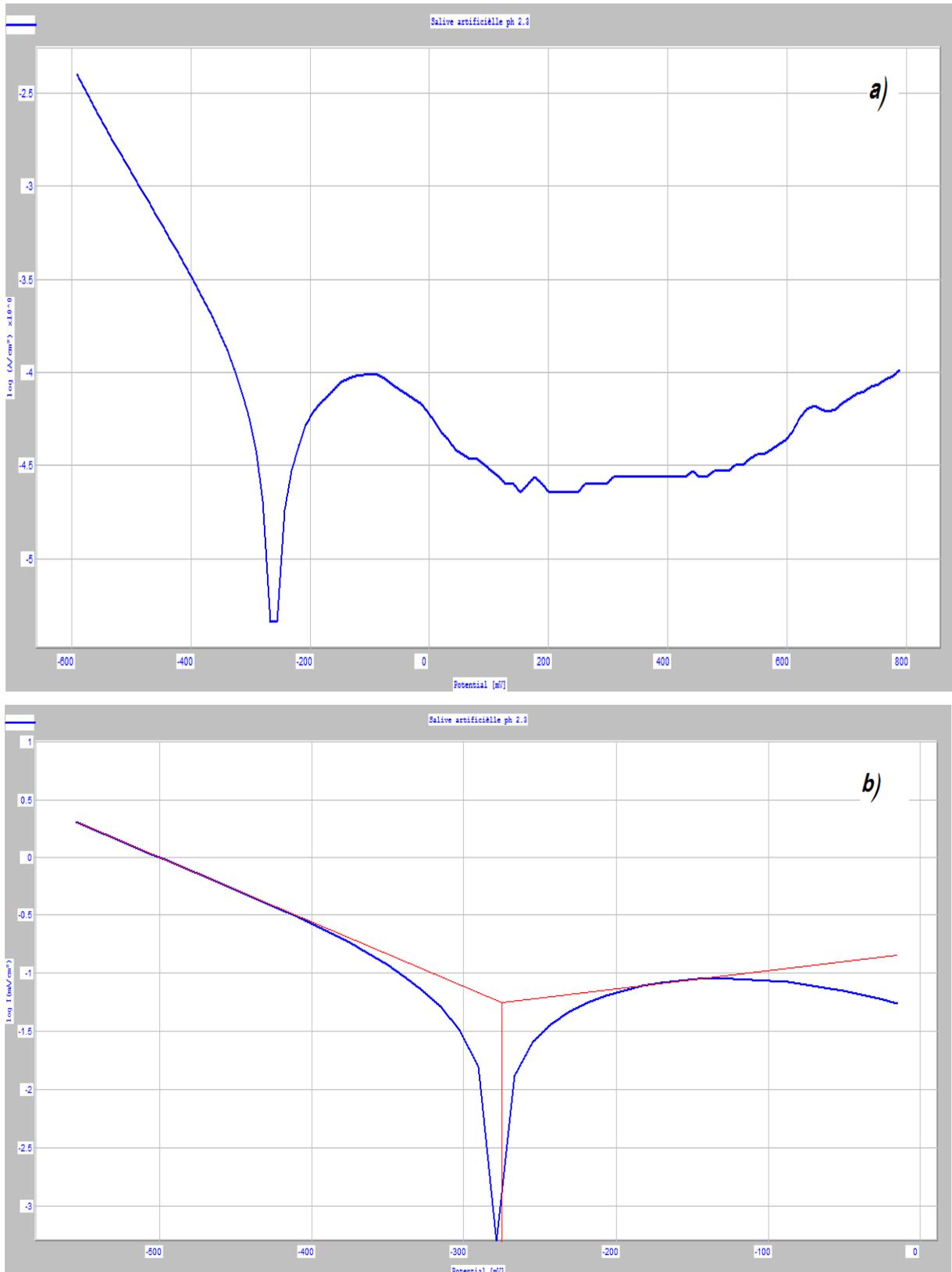


Figure IV.18 : Courbes de polarisation de Ni –Cr –Mo- dans (S₁) (échelle logarithmique) (a) et avec l’extrapolation des droites de Tafel (b).

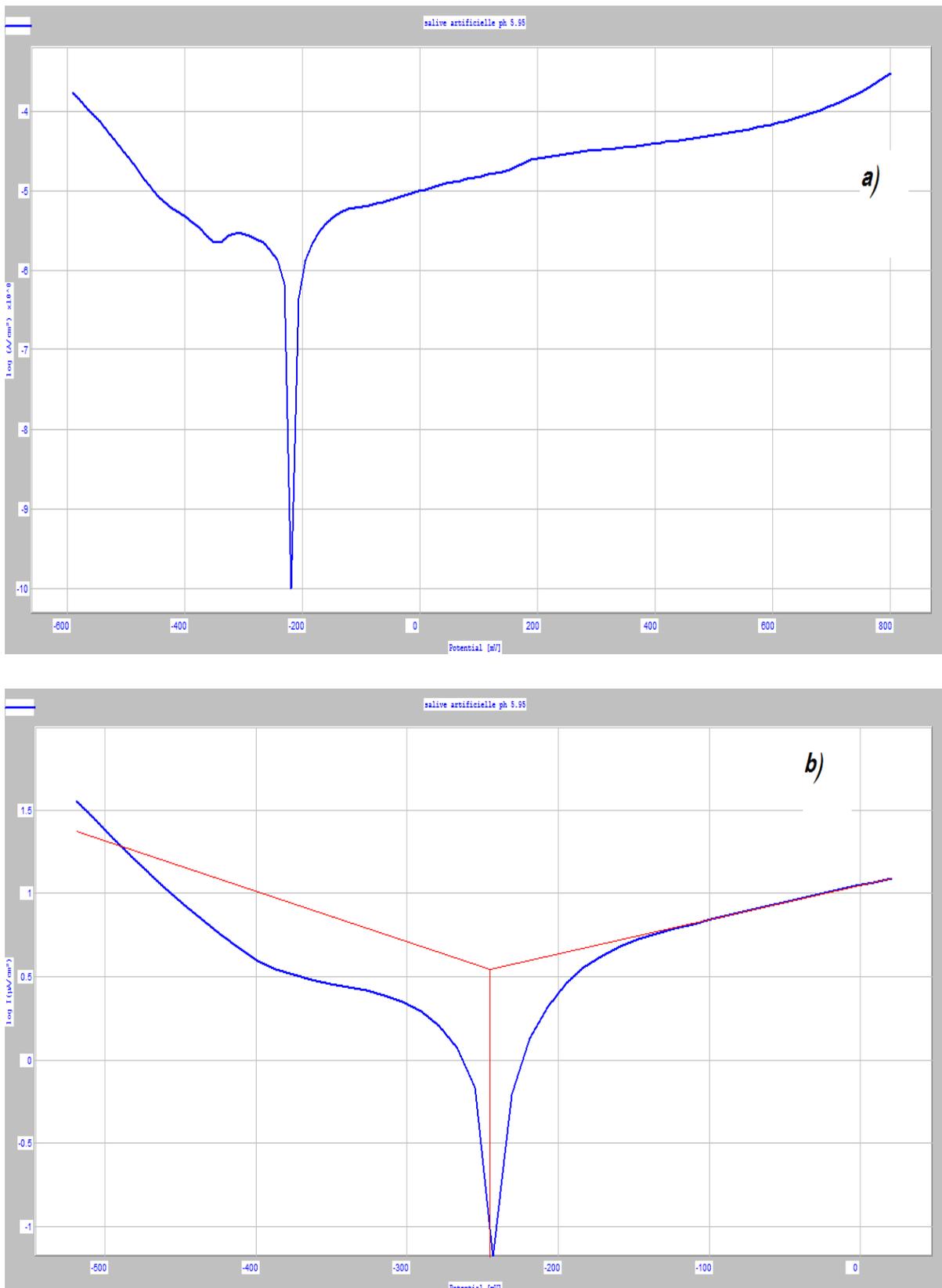


Figure IV.19 : Courbes de polarisation de Ni –Cr –Mo- dans (S_2) (échelle logarithmique) (a) et avec l'extrapolation des droites de Tafel (b).

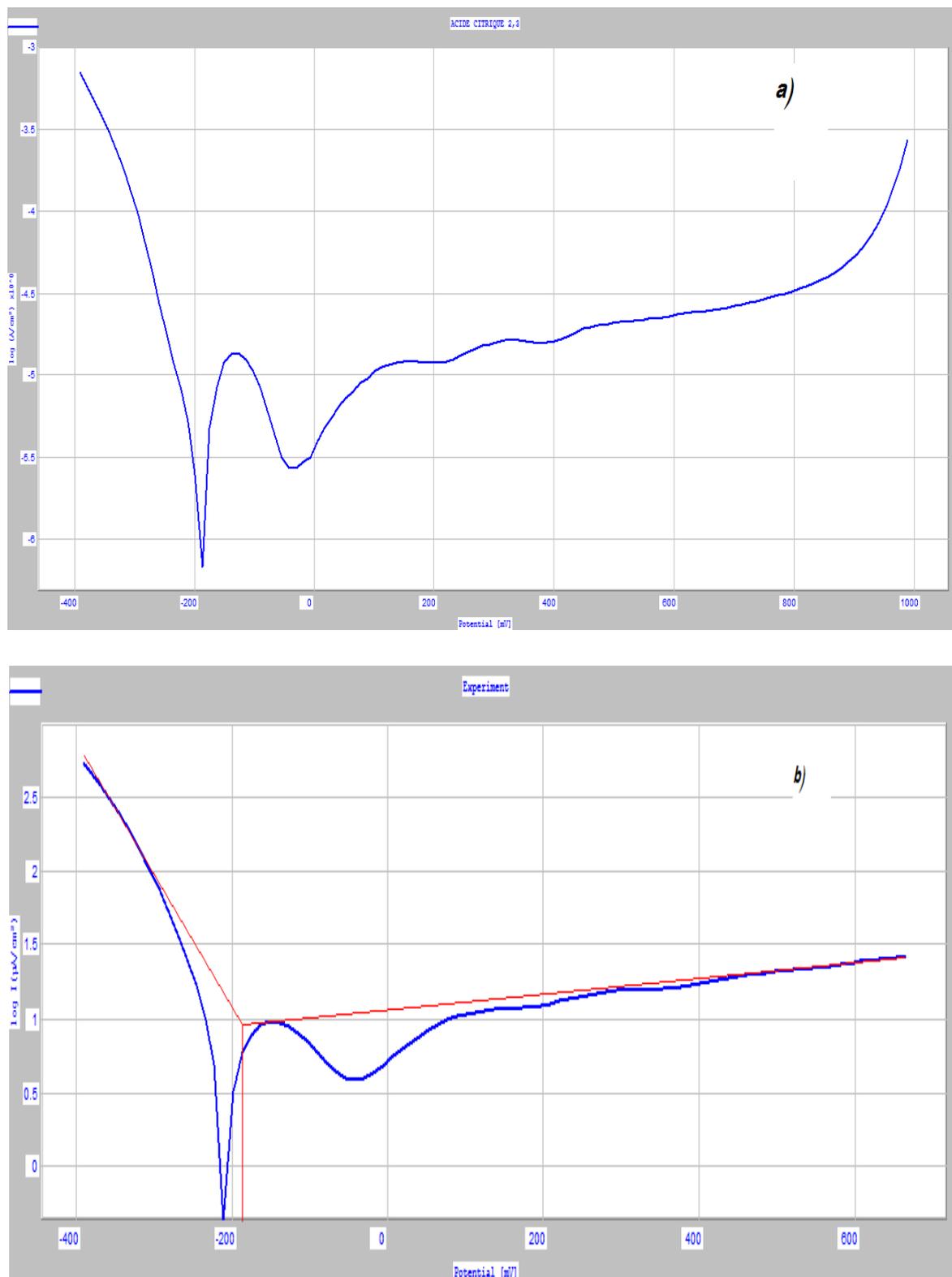


Figure IV.20 : Courbes de polarisation de Ni –Cr –Mo dans l'électrolyte S₃ ; (échelle logarithmique) (a) et avec l'extrapolation des droites de Tafel (b).

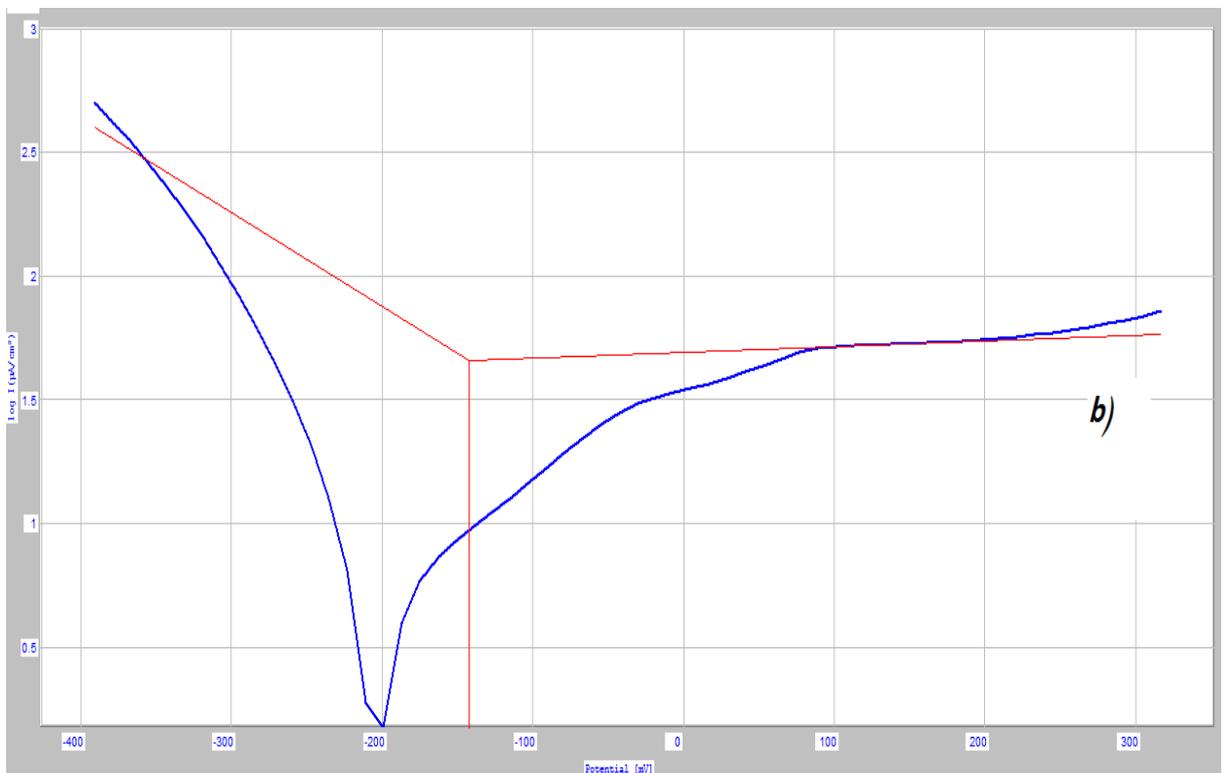
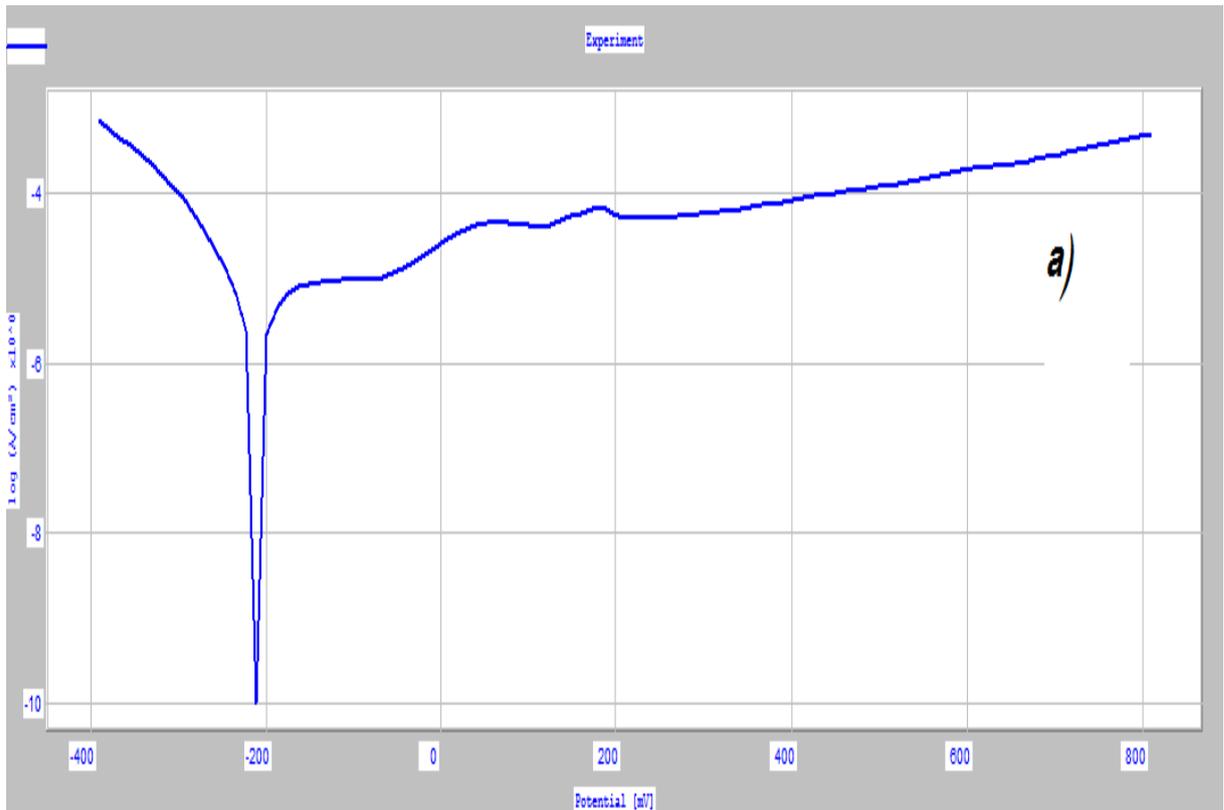


Figure IV.21: Courbes de polarisation de Ni –Cr –Mo- dans (S₄) (échelle logarithmique) (a) et avec l’extrapolation des droites de Tafel (b).

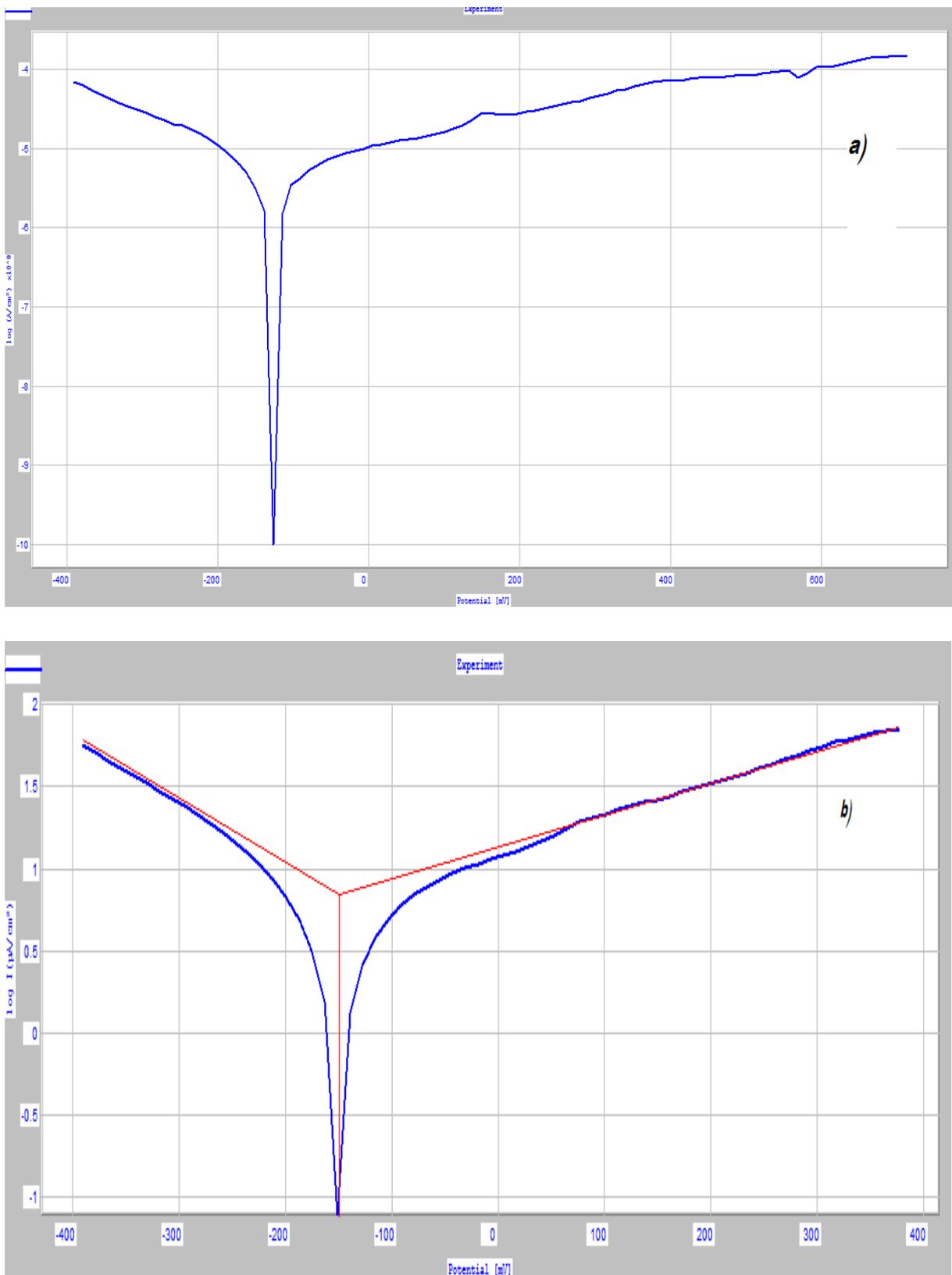


Figure IV.22 : Courbes de polarisation de Ni –Cr –Mo- dans (S_5) (échelle logarithmique) (a) et avec l'extrapolation des droites de Tafel (b).

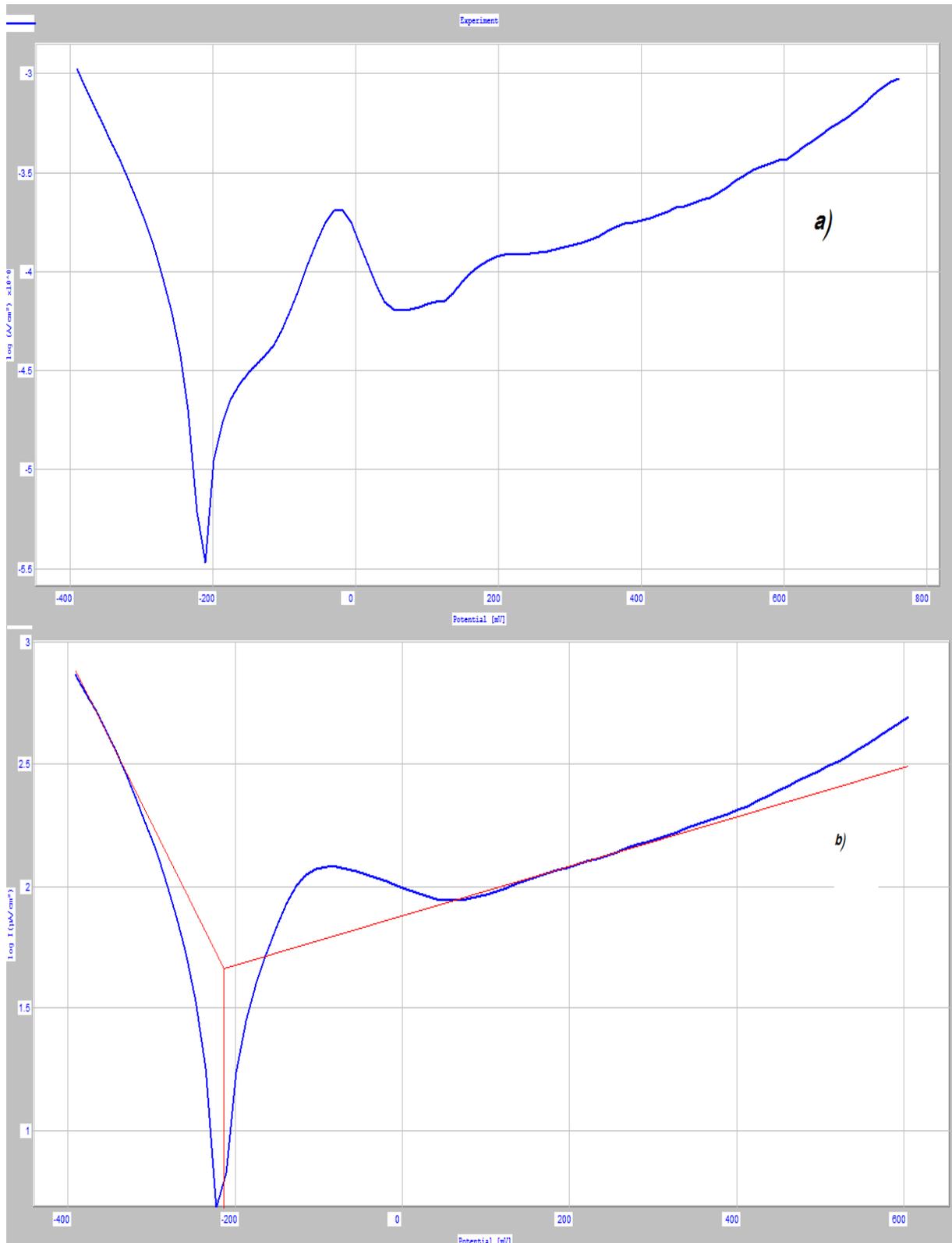


Figure IV.23 : Courbes de polarisation de Ni –Cr –Mo- dans (S_6) (échelle logarithmique) (a) et avec l’extrapolation des droites de Tafel (b).

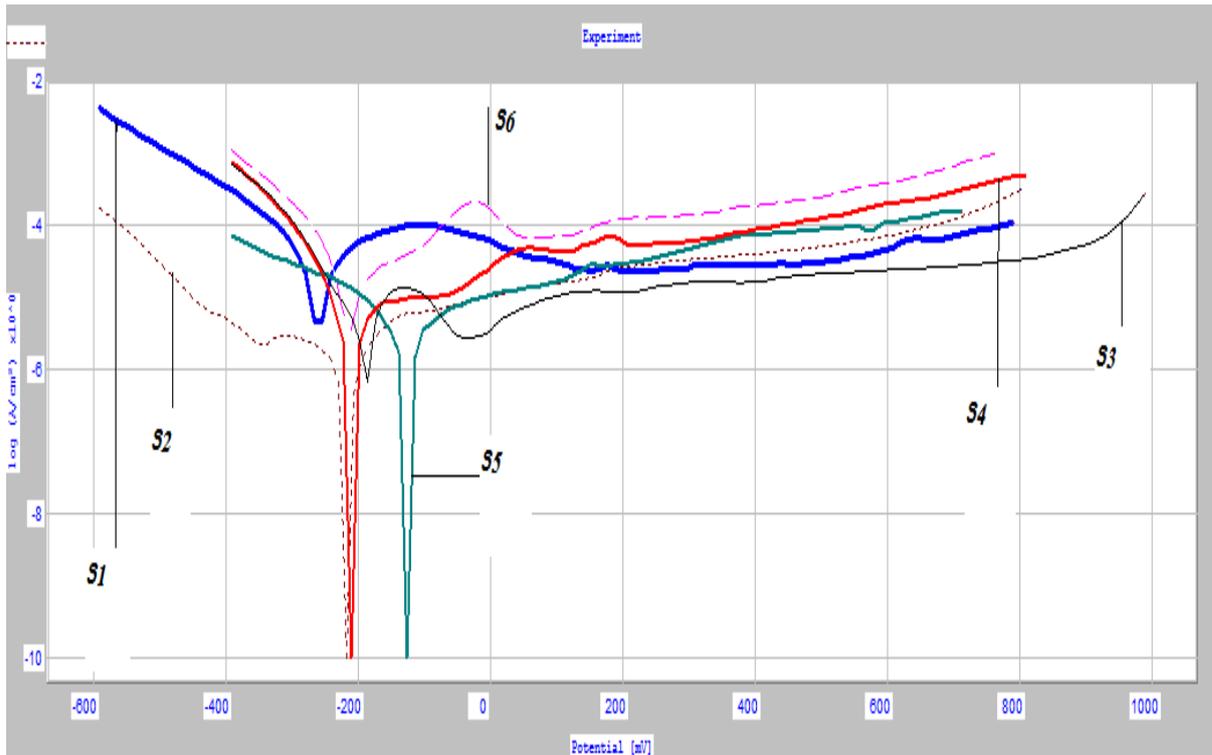


Figure IV.24: Courbes de polarisation (échelle logarithmique) de l'alliage (Ni-Cr-Mo) dans les électrolytes utilisés.

Les courbes de polarisation prouvent qu'une distinction claire existe entre le comportement électrochimique d'alliage examiné dans les différentes solutions. Ainsi les courbes de polarisation pour l'alliage dans les différentes solutions sont des courbes typiques de la corrosion par pique. On peut observer que ce matériau ne montre pas les transitions actif-passives traditionnelles, elles passent dans un état passif juste après l'immersion en solution.

On observe que la salive artificielle de pH =2.3, Na Cl pH= 8 et l'acide citrique, sont plus corrosif que la salive artificielle de pH =5.95, Na Cl pH=2.3 et Na Cl pH= 4.

IV.4.3 .Les paramètres de corrosion dans les différents électrolytes :

Les densités de courant de corrosion des différents échantillons dans les différents électrolytes sont évaluées par la méthode d'exploration des droites de *Tafel* grâce au logiciel que nous avons utilisé (**Volta Master 4**).

Sur la base de ces données, la densité de courant de corrosion (i_{corr}) qui est une mesure du taux de corrosion, a été calculée avec l'équation de Stern-Geary :

$$I_{\text{corr}} = \beta_a \beta_c / 2,3 R_p (\beta_a + \beta_c) .$$

Le tableau suivant représente les paramètres de corrosion correspondant.

Tableau IV.4 : quelques paramètres de corrosion de l'alliage des les différents électrolytes

Electrolyte	i_{corr} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)	E (i=0) (mv)	R_p Kohm.cm ²	Vitesse de corrosion $\mu\text{m}/\text{y}$
S1	53.8	-276.3	$857.85 \cdot 10^{-3}$	629.2
S2	3.4831	-241.7	19.64	40.73
S3	4.4023	-209.6	3.44	51.49
S4	9.2559	-217.0	4.07	108
S5	4.6126	-145.0	8.10	53.95
S6	16.260	-222.5	1.26	190.1

On observe que la densité de courant de corrosion pour l'échantillon dans la salive artificielle de pH =2.3 est plus élevée que la densité de courant de corrosion pour l'échantillon dans la salive artificielle de pH=5,95.

On observe aussi que la densité de courant de corrosion pour l'échantillon dans la salive artificielle de pH =2.3 est plus élevée que la densité de courant de corrosion pour l'échantillon dans l'acide citrique et dans les solutions de NaCl de différents pH.

On observe aussi que la densité de courant de corrosion pour l'échantillon dans le NaCl de pH=8 est plus élevée que la densité de courant de corrosion pour l'échantillon dans le NaCl de pH=2.3 et pH=4.

La densité de courant est corrélée avec le taux de corrosion. Une densité de courant élevée (courante sur la surface) au potentiel correspondant a indiqué un taux élevé de corrosion de l'alliage [82].

Na Cl est plus ionique (100%) donc plus de dissociation [90].

L'acide citrique est moins ionique que ceux de l'acide acétique et donc de moins de dissociation [90].

La salive artificielle est également moins ionique ainsi moins de dissociation [90].

La teneur plus élevée en chlorure de la salive artificielle en ce qui concerne le NaCl est responsable des différences dans le comportement électrochimique d'alliage dans les deux médias agressifs.

IV.4.4 . L'effet de la variation de pH sur le comportement électrochimique d'alliage Ni-Cr-Mo

Afin d'étudier s'il y a une corrélation entre les taux de corrosion et le pH des solutions, les valeurs moyennes de taux de corrosion ont été tracées en fonction du pH .

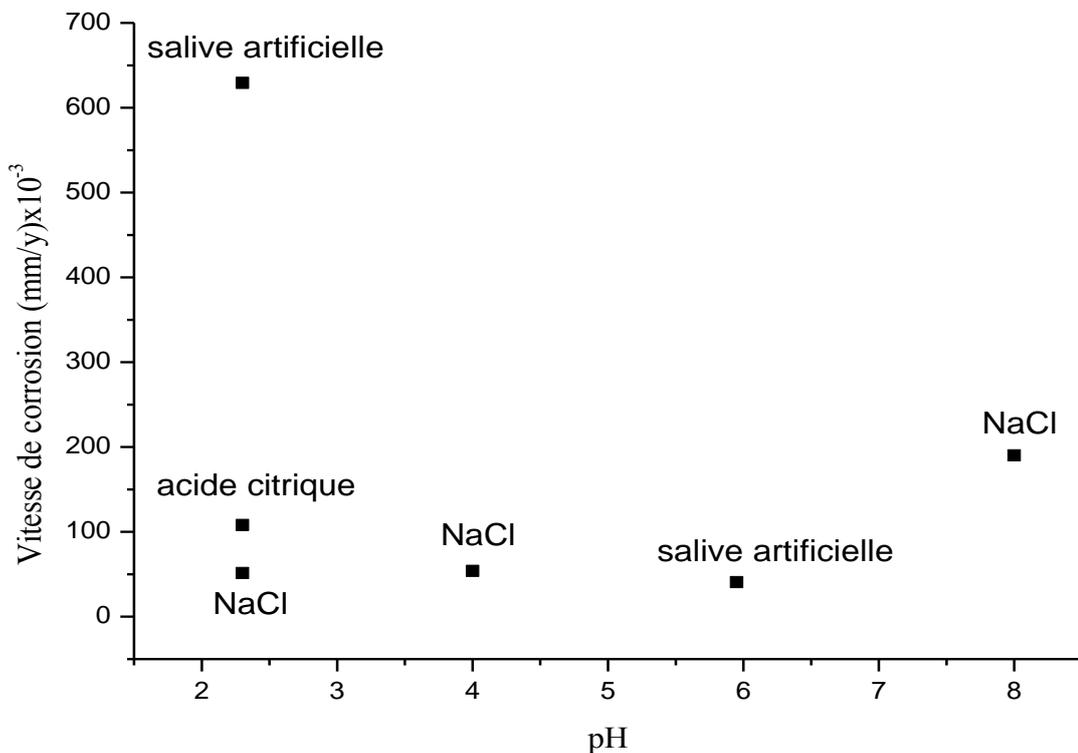


Figure IV.25 : Valeurs moyennes de la vitesse de corrosion en fonction du pH de la solution

On observe que :

Pour la salive artificielle : la grande valeur de la vitesse de corrosion correspondant à la valeur la plus petite de pH (2.3).

Pour le NaCl : la grande valeur de la vitesse de corrosion correspondant à la valeur la plus grande de pH(8).

Pour la même valeur de pH (2.3) : la grande valeur de la vitesse de corrosion correspondant à la salive artificielle puis à l'acide citrique et enfin au NaCl.

On constate que l'ordre de l'agressivité des milieux étudiés est comme suit : salive artificielle de pH=2.3(S1) > NaCl de pH=8 (S6) > NaCl de pH=2.3 (S4) > NaCl de pH=4 (S5) > l'acide citrique de pH=2.3 (S3) > salive artificielle de pH =5.95(S2).

Le pH 2,3 de la salive artificielle augmente l'agressivité de l'électrolyte.

Ce résultat est en accord avec les résultats obtenus par Qiu J et autres (pH=5 .95) et par Rdlin A et autres (pH=2.3) [104].

L'acidité de l'environnement (valeurs basses de pH) décale parfois l'équilibre électrochimique vers des conditions défavorables, augmentant le taux de corrosion [92].

La concentration élevée de Cl^- parmi de divers anions est considérée accélèrent la corrosion de alliage qui peut mener le dégagement et les perturbations des ions métallique [94].

NaCl a été employé en tant que des médias corrodants pour découvrir si la prise progressive de la nourriture peut causer n'importe quelle corrosion avec des alliages de Ni-Cr et l'acide citrique a été employé particulièrement dans les cas du pronostic vers l'hyperacidité et la salive artificielle pour découvrir si les alliages de Ni-Cr a n'importe quelle influence sur le taux de corrosion et pourrait affecter la prothèse fixe [90].

La stabilité des alliages à base de Ni a été montrée pour être sensiblement réduite une fois placée dans des environnements plus acides et le dégagement des ions métalliques est ainsi augmenté [16].

Il est important d'évaluer le comportement de corrosion des alliages dentaires dans les solutions acides dues au bas pH en plus des conditions variables de pH par habitude produits dans l'environnement oral par la variété de nourritures et de liquides ingérés .

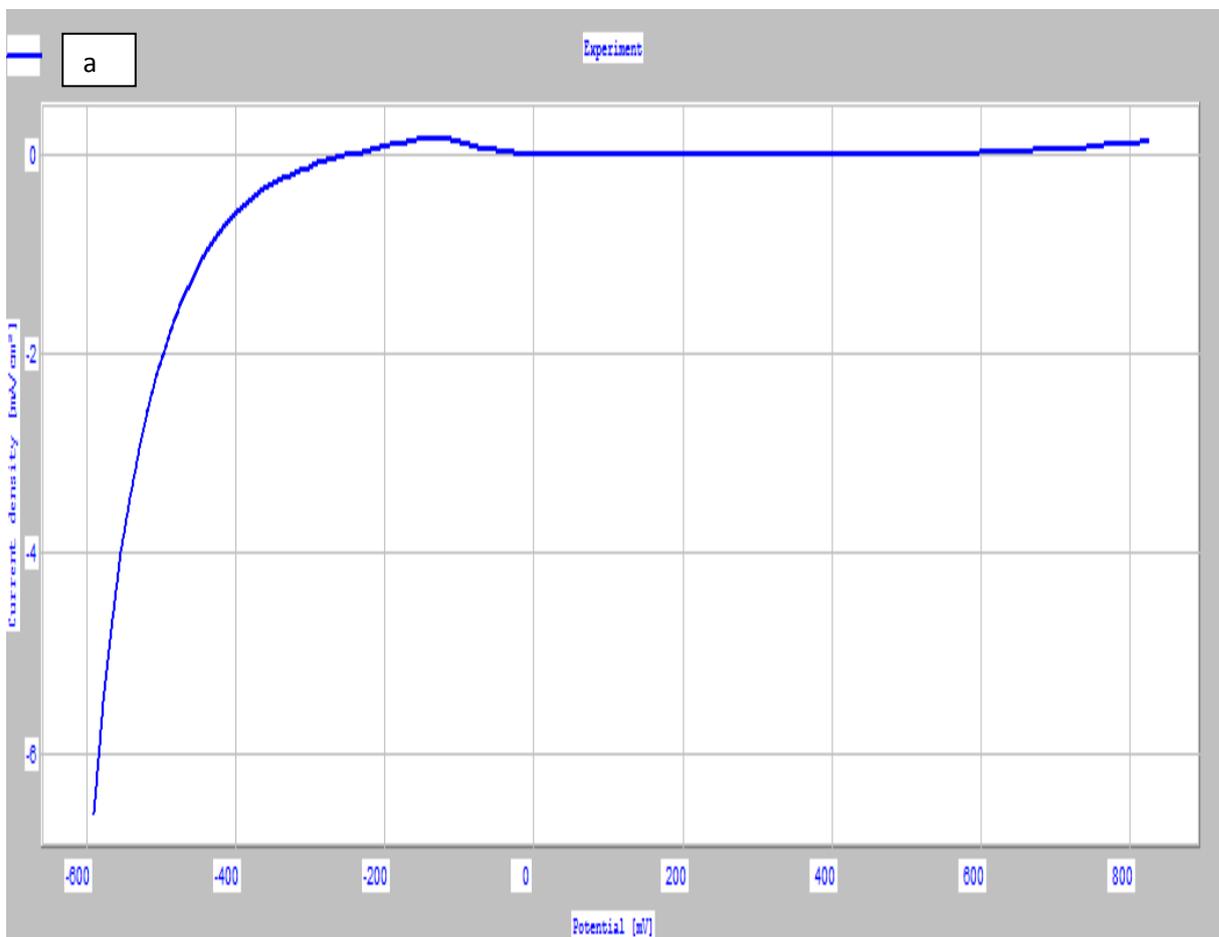
IV.4.5. L'effet de la haute température sur le comportement de corrosion d'alliage Ni-Cr-Mo :

Le but de cette partie était d'évaluer le comportement de corrosion des alliages de nickel - chrome dans différentes températures. Cette information est importante comme mise

à cuisson de porcelaine sur la sous-structure de métal d'une restauration peut produire des changements du comportement de corrosion qui pourrait influencer un comportement d'alliage pendant l'utilisation clinique à long terme. Cette étude a été également conçue pour étudier largement l'utilité clinique de ces derniers des alliages de chrome de nickel.

On a choisit la salive artificielle de ph 2.3 parce que c'est le milieu le plus agressif que les autres milieux précédents.

IV.4.5.1. Courbes de polarisation de l'alliage (Ni-Cr-Mo) après les traitements thermiques :



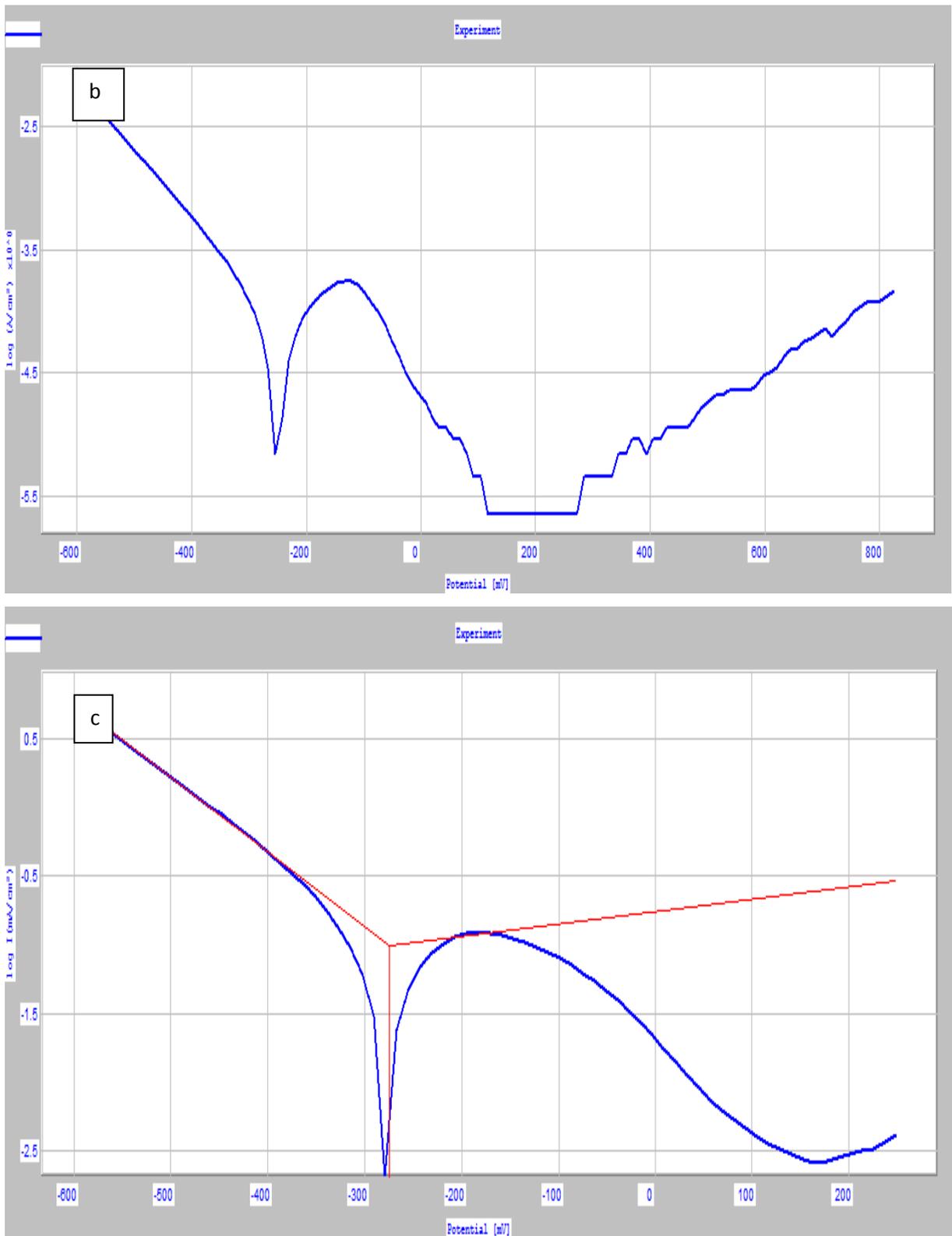


Figure IV.26: Courbes de polarisation de l'alliage (Ni-Cr-Mo) à T=900°C : a) :(échelle linéaire), b) :(échelle logarithmique), c) : avec l'extrapolation des droites de Tafel dans S1

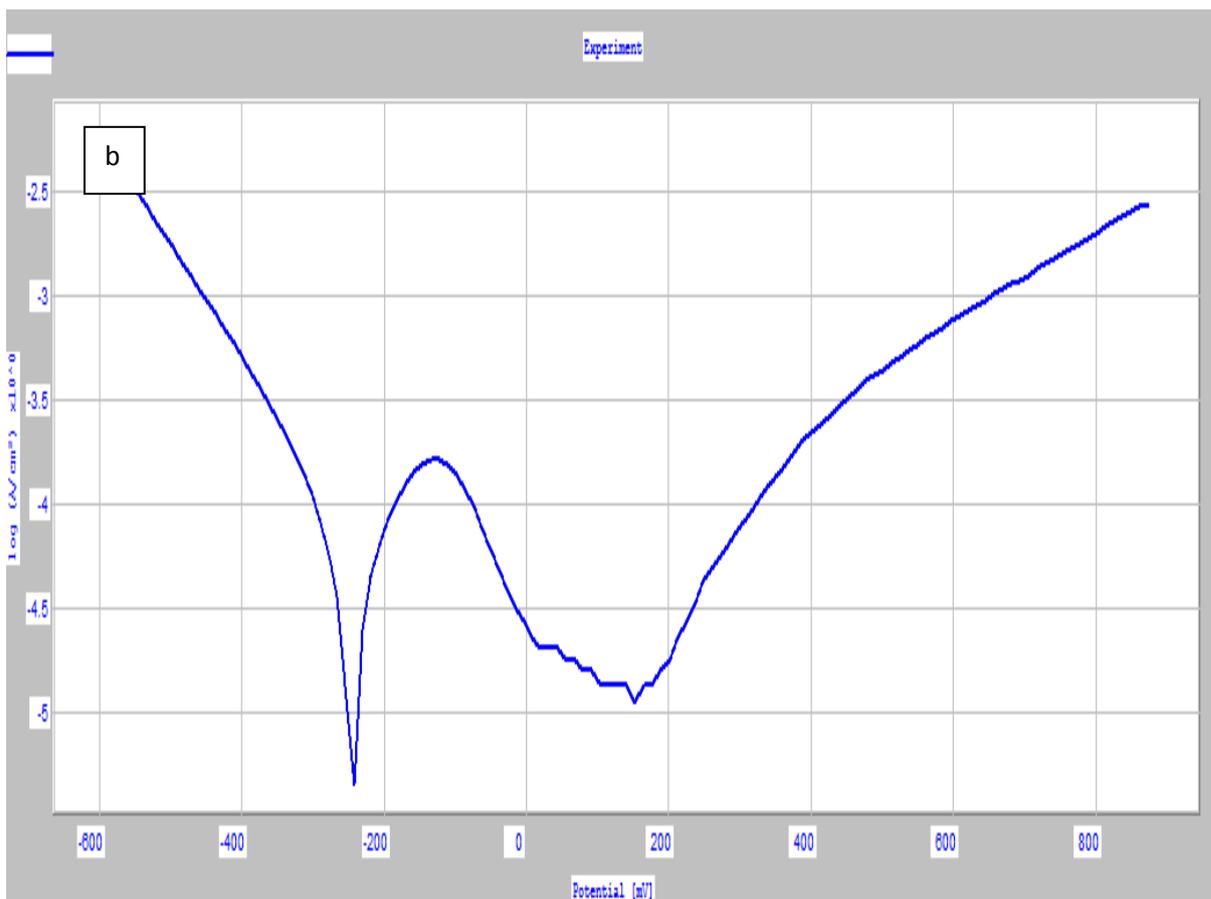
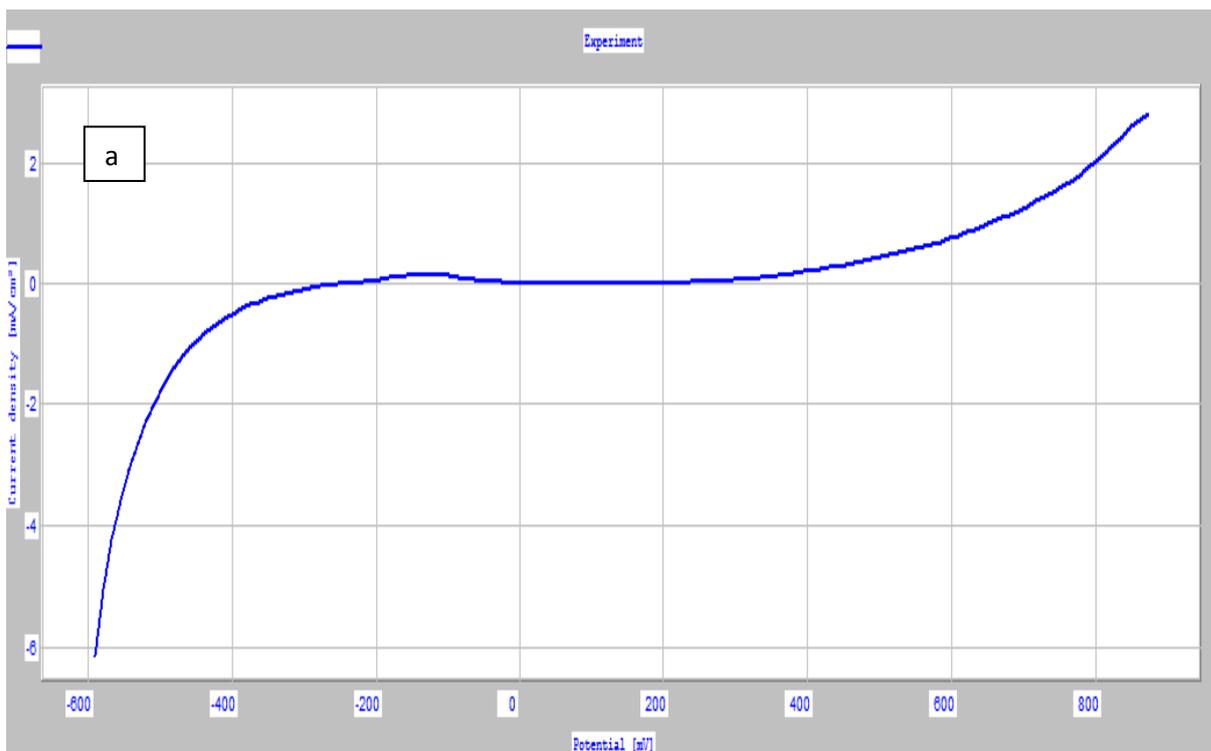
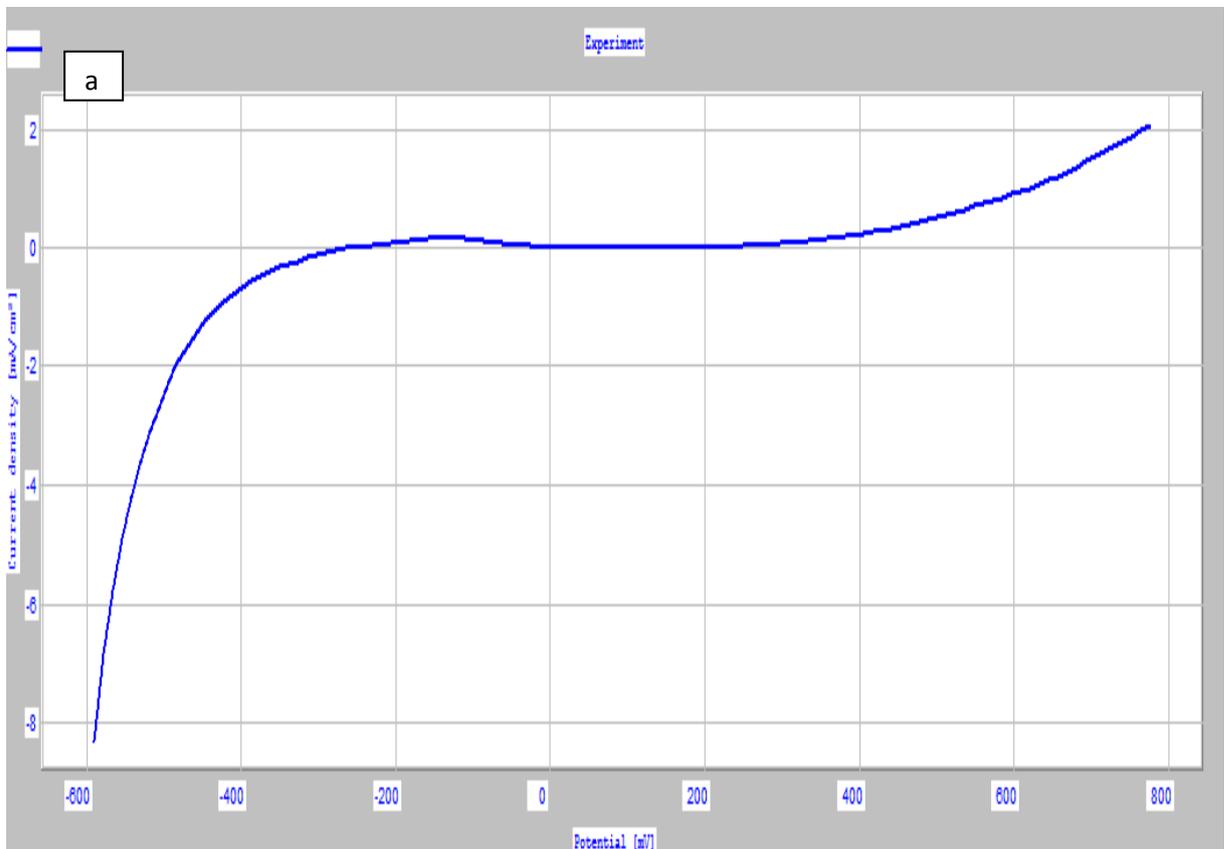




Figure IV.27: Courbes de polarisation de l'alliage (Ni-Cr-Mo) à T=980°C : a) :(échelle linéaire), b) :(échelle logarithmique), c) : avec l'extrapolation des droites de Tafel dans S1



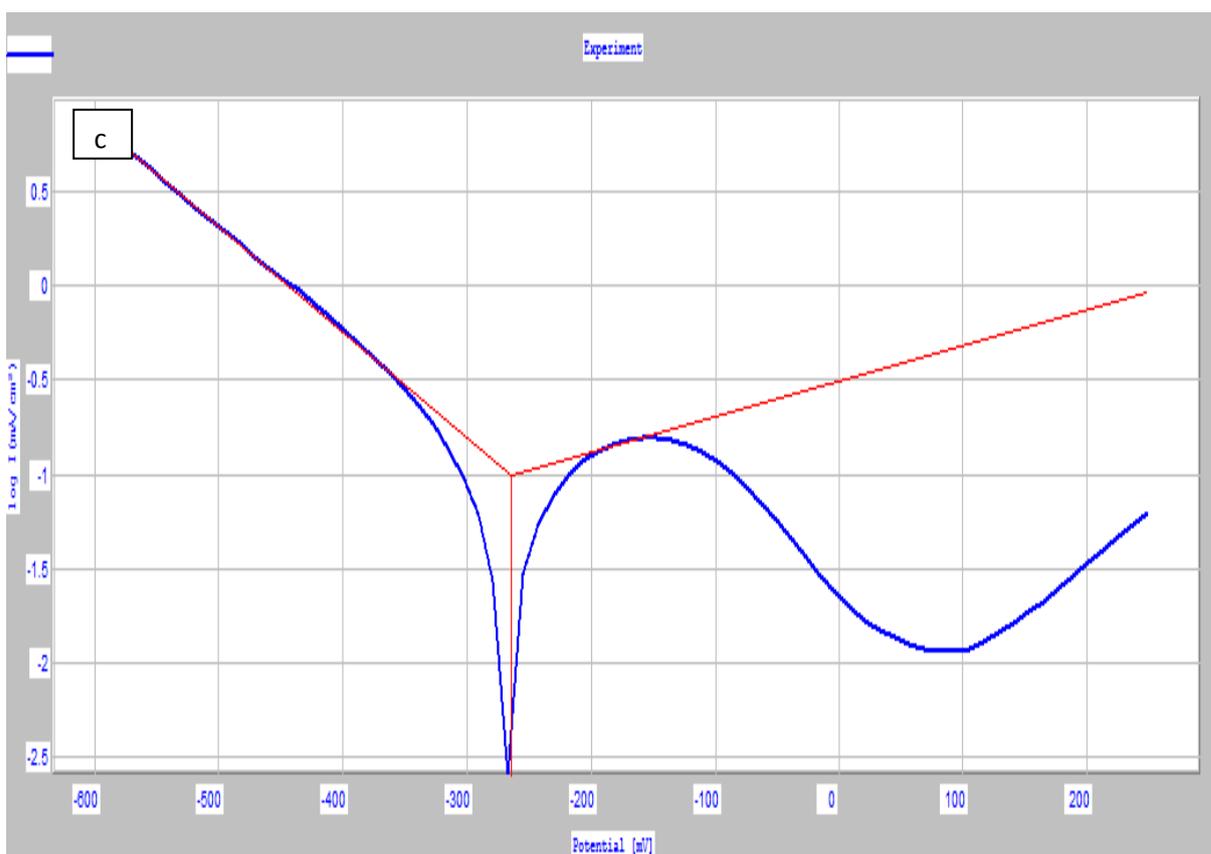
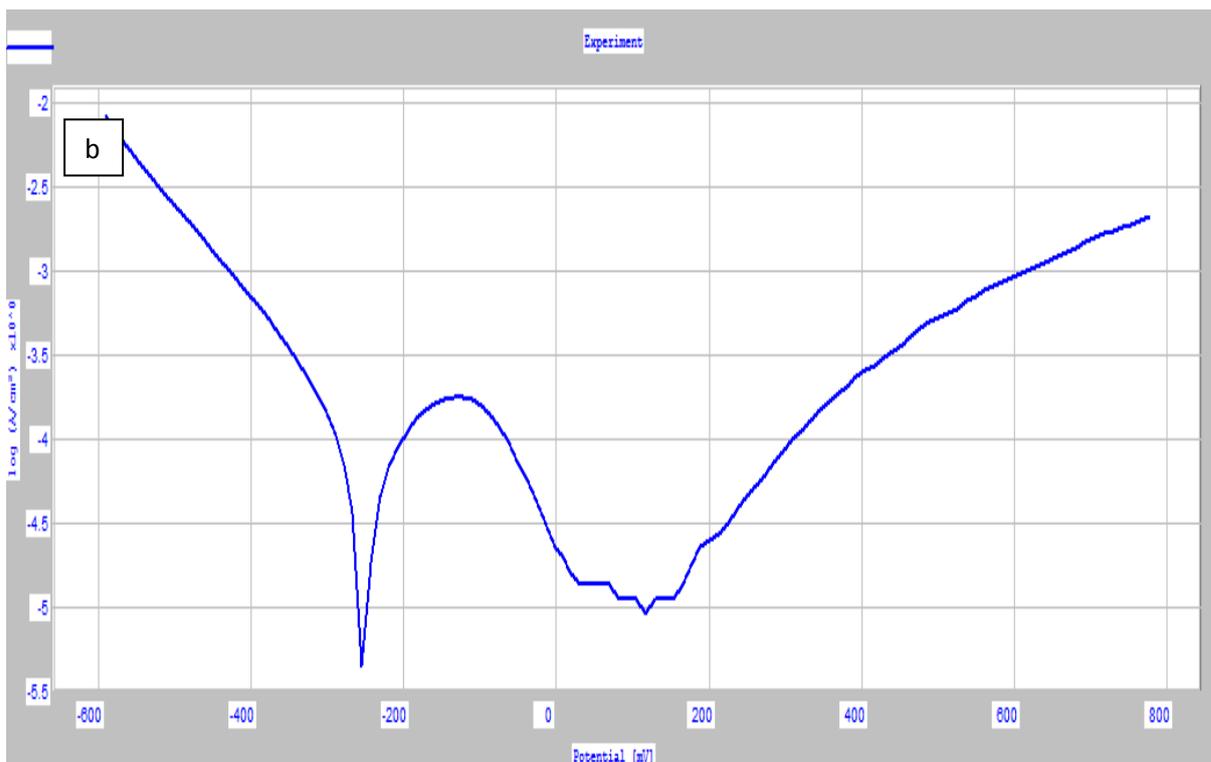


Figure IV.28: Courbes de polarisation de l'alliage (Ni-Cr-Mo) à $T=1050^\circ\text{C}$: a) :(échelle linéaire), b) :(échelle logarithmique), c) : avec l'extrapolation des droites de Tafel dans S1.

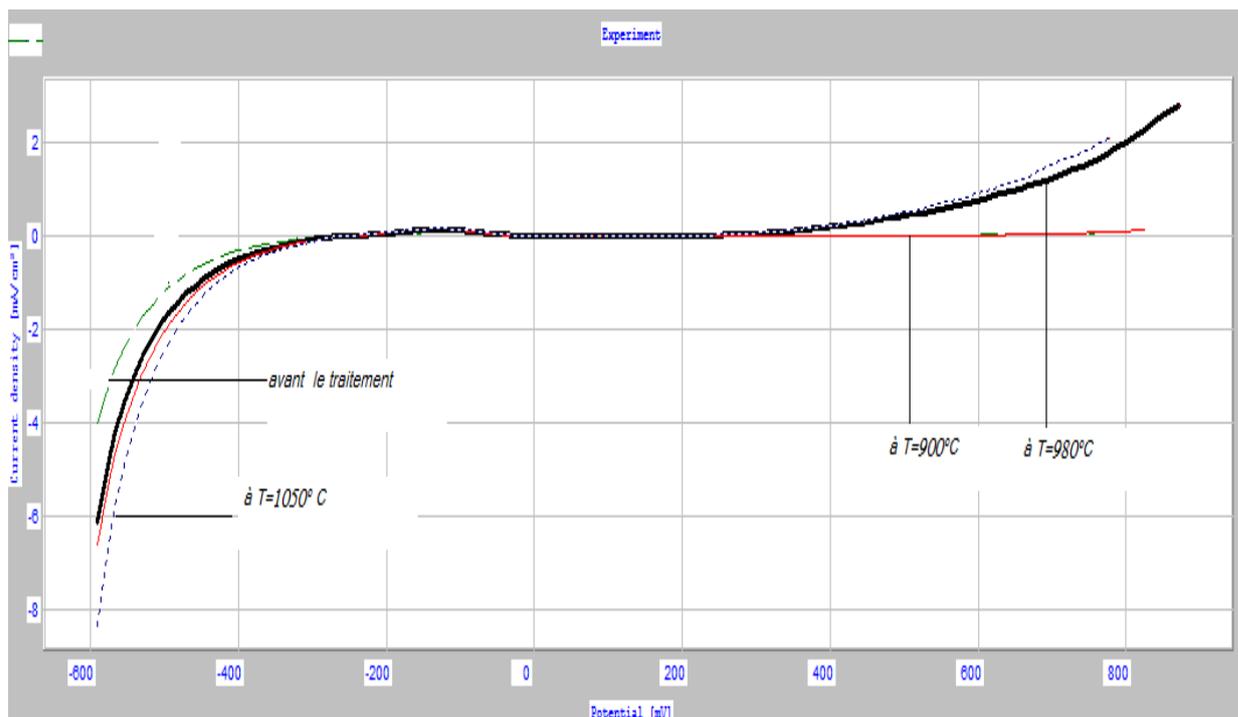


Figure IV.29 : Courbes de polarisation (échelle linéaire) de l'alliage (Ni-Cr-Mo) dans l'électrolyte S₁ (salive artificielle de pH = 2.3) de différentes températures

On observe que à $E > 370$ mv les deux courbes (à $T= 980^{\circ}\text{C}$ et à $T=1050^{\circ}\text{C}$) sont identiques et les deux autres courbes (sans traitement et à $T=900^{\circ}\text{C}$) sont identiques.

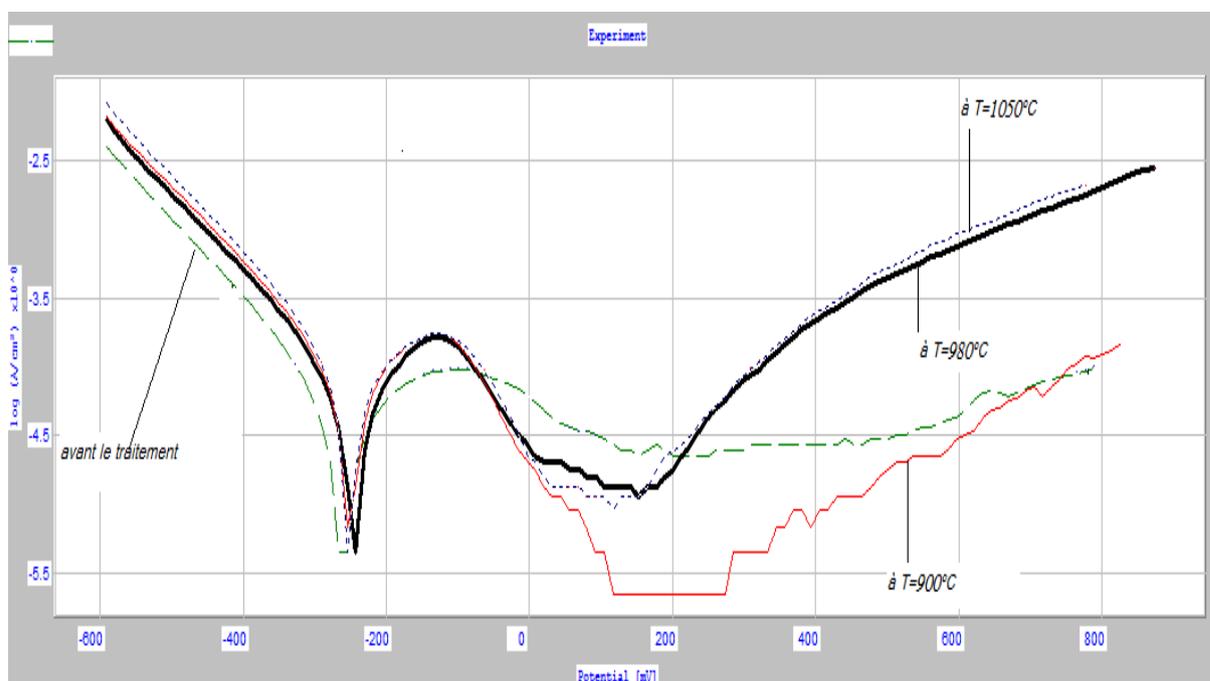


Figure IV.30: Courbes de polarisation (échelle logarithmique) de l'alliage (Ni-Cr-Mo) dans l'électrolyte S₁ (salive artificielle de pH = 2.3) de différentes températures.

IV4.5.2. Les paramètres de corrosion après les traitements thermiques :

Le tableau suivant représente les paramètres de corrosion de l'alliage étudié dans la salive artificielle de pH =2.3.

Tableau. IV.5 : quelques paramètres de corrosion après les traitements thermiques.

L'état	i_{corr} (mA /cm ²)	E (i=0) (mv)	R_p ohm.cm ²	Vitesse de corrosion $\mu\text{m/y}$
Sans traitement	0.0538	-276.3	857.85	629.2
T=900°C	0.1003	-268	454.58	1173
T=980°C	0.0733	-264.3	539.12	857.3
T=1050°C	0.0992	-267	421.03	1160

On observe que les valeurs de i_{corr} après les traitements thermiques sont plus élevées que la valeur de i_{corr} avant les traitements thermiques ,et les valeurs de R_p après les traitements thermiques sont plus petites que la valeur de R_p avant les traitements thermiques bien que le taux de corrosion augmente.

On observe que : à T=980°C, la densité de courant de corrosion est le plus petit comparativement aux autres températures (900°C, 1050°C).

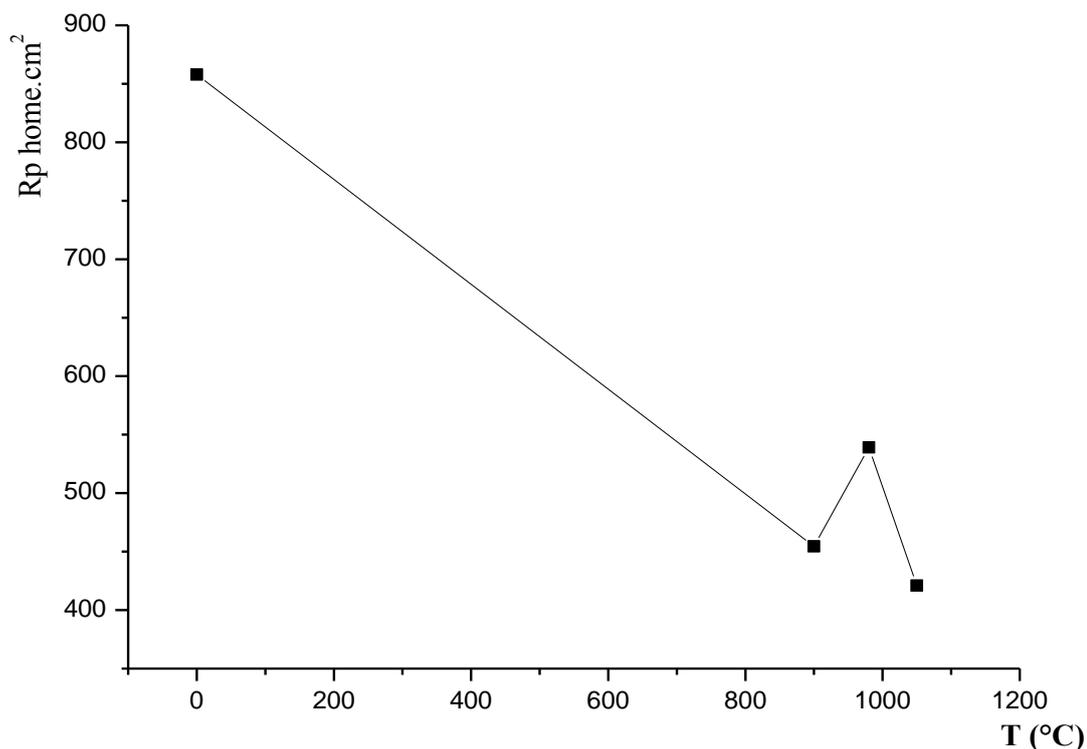


Figure IV.32 : courbe représentant la variation de la résistance de polarisation en fonction de la température.

D'après la courbe on observe une diminution rapide de la résistance de polarisation après le traitement à $T=900^{\circ}\text{C}$ ensuite par une petite augmentation de la résistance de polarisation à $T=980^{\circ}\text{C}$ puis une petite diminution à $T=1050^{\circ}\text{C}$

Peu d'études ont étudié les effets des températures élevées atteintes pendant la cuisson de porcelaine sur les propriétés de corrosion et de surface des alliages dentaires non précieux, qui se fondent sur les oxydes de surface pour la résistance à la corrosion dans l'environnement oral.

Pour les applications cliniques, le processus de mise à cuisson de porcelaine exige les cycles à hautes températures, le procédé change inévitablement la microstructure des alliages dentaires par une multitude de moyens, y compris l'homogénéisation, la transformation de phase, et l'oxydation. Ces changements de la microstructure peuvent affecter le développement des oxydes extérieurs protecteurs qui, à leur tour, ont comme conséquence les changements à la résistance à la corrosion des alliages [31].

La différence dans la microstructure peut influencer la croissance initiale, la compacité et l'homogénéité compositionnelle d'un film passif.

Roach et autres constate que, après le procédé de cuisson de céramique, les alliages avec du Cr 14–22% et 9–17% Mo et aucun Be ont une diminution de contenu de Cr et de Mo de l'oxyde de surface et ont montré une augmentation de la corrosion, bien qu'elle est non significative dans tous les cas [32].

Pour l'alliage, le résultat de XRD a montré que MoNi et NiCrMo ont existé avant le traitement. Après le traitement, l'intensité de MoNi est augmentée. Ceci pourrait expliquer pourquoi le le taux de corrosion a augmenté après les traitements parce que le dégagement d'ions de Ni et de Mo a augmenté après les traitements.

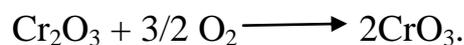
Ceci a été confirmé par XPS par Hsin-Yi Lin, qui a trouvé que les intensités maximales de Mo et de Ni ont augmenté après les traitements et une deuxième phase est apparue après le traitement et qui pourrait être CrMo. Ceci pourrait contribuer à l'augmentation significative de dégagement de d'ions Cr et de Mo de l'alliage après le traitement [32].

Les températures élevées atteint pendant la cuisson de porcelaine peuvent changer la composition des oxydes de surface, qui peut changer le comportement de corrosion de l'alliage et la réactivité suivante avec le tissu de patient [104].

Au cours de l'exposition du métal ou de l'alliage à l'atmosphère corrosive, les couches d'oxyde(s) protectrices qui se sont formées sont soumises à des agressions diverses qui sont à même d'entraîner leur destruction partielle ou totale et, bien entendu, la disparition de leur caractère protecteur. Ces agressions peuvent être de nature thermique, chimique ou mécanique (ou combiner ces trois aspects).

Le produit de corrosion peut devenir fusible ou volatil. Ainsi, Quelques oxydes ont un point de fusion à basse température : ainsi, MoO₃ à 795 °C. Toutefois, la température de fusion élevée des oxydes les plus protecteurs obtenus généralement (Cr₂O₃ Tf = 2 045 °C).

La volatilisation de l'oxyde de chrome sous forme de CrO₃ [105] :



Limite l'utilisation des alliages chromino-formeurs à des températures égales ou inférieures à 1000 °C. C'est tout l'avantage de la nuance Ni80Cr20 par rapport à la nuance Ni70Cr30 : cette dernière contient suffisamment de chrome pour ne donner qu'une couche continue de Cr₂O₃ qui se volatiliserà aux hautes températures, tandis que sur l'alliage à 20 % Cr, la teneur en chrome n'étant pas suffisante pour donner cette couche continue dès le début de l'oxydation, il se formera une multicouche de sorte que la couche de Cr₂O₃ sera recouverte par une couche de spinelle NiCr₂O₄ qui protégera l'oxyde de chrome de l'agression par l'oxygène ou par les hydroxydes [105] .

La résistance à la corrosion inférieure également menée à un plus grand dégagement des ions de nickel.

Après les traitements simulés à la cuisson de céramiques, J Qiu [104] trouve par l'examen de XPS des diminutions des quantités relatives de Cr, Mo, Ni, et O sur la surface d'alliage à base de Ni et une réduction de l'épaisseur du film d'oxyde extérieur en comparaison avec l'alliage à l'état initial. Concernant les propriétés de corrosion, l'alliage étudié dans cette étude a montré des valeurs sensiblement plus hautes de I_{corr} et des valeurs plus basses de R_p après les traitements (**tableau IV.5**). Ces résultats sont en accord avec ceux d'une étude précédente qu'il est bien connu que la couche extérieure d'oxyde d'alliages à base de Ni agisse en tant que barrière ou résistance non-conductrice à l'écoulement d'électrons entre l'alliage et l'électrolyte. Dans la couche d'oxyde, le composant principal est Cr (des oxydes du Cr 90%) et les constituants mineurs sont Mo et Ni [104].

Les changements aux niveaux relatifs de ces éléments et de l'épaisseur de la couche d'oxyde changeraient la résistance d'oxyde des alliages et par conséquent leur corrosion évaluée ainsi, les réductions en teneurs extérieurs relatifs en oxyde de Cr, Mo, et le Ni et dans l'épaisseur de la couche d'oxyde de l'alliage a eu comme conséquence une diminution de la résistance à la corrosion et une augmentation du taux de corrosion.

La diminution du taux de corrosion peut être attribuée à haute température étant donné que le traitement thermique change le taux de dissociation des éléments de l'alliage [22].

Les traitements utilisés pour les alliages ont pu avoir rendu l'alliage plus enclin pour la corrosion .ceci est dû au changement de la microstructure (des phases) qui se sont produits à température élevée pendant le traitement thermique.

Le taux de corrosion avec la salive peut être de nature variable parce que la salive est associée aux changements subtils avec la variation systémique constamment, où comme d'autres agents ont consommé une composition et une température constante relativement [22].

Conclusion générale

Conclusion générale

Le principal but de ce travail était de mettre en évidence l'influence de fluctuation de la température de milieu buccal sur l'état microstructural des alliages Ni -Cr, leur comportement électrochimique avec la variation de pH, et leur oxydation à hautes températures simulé à la cuisson de porcelaine.

Pour ce but, nous avons utilisé les techniques suivantes: la diffraction des rayons X, la microscopie optique, la microdureté, ainsi que l'étude potentiocinétique pour évaluer le comportement à la corrosion.

Au cours de cette étude, nous avons pu dégager les conclusions suivantes:

La structure de l'alliage à base de nickel est une structure dendritique formée d'une matrice dendritique avec des zones centrales et des zones interdendritiques.

L'analyse par la microscopie optique de la microstructure ne montre aucun changement sur la microstructure de l'alliage Ni -Cr lorsque on varie la température de 30 à 65°C par contre l'analyse par la diffraction des rayons X montre un petit décalage de la position 2θ .

Le processus de mise à cuisson de porcelaine exige les cycles à hautes températures, ce procédé change inévitablement la microstructure des alliages dentaires par une multitude de moyens, y compris l'homogénéisation, la transformation de phase, et l'oxydation. Ces changements de la microstructure peuvent affecter le développement des oxydes extérieurs protecteurs qui, à leur tour, ont comme conséquence les changements à la résistance à la corrosion des alliages.

L'apparition d'un palier de passivation au cours des essais électrochimiques, est due à la formation d'une couche relativement compacte et adhérente.

La résistance à la corrosion des alliages à base de Ni dépend considérablement de la formation d'un film d'oxyde mince et protecteur (film passif) sur la surface du matériau. La présence du Cr améliore la résistance à la corrosion des alliages dans un environnement corrosif dû à la formation d'un film passif d'oxyde riche en Cr qui est fortement résistant à l'acide.

Conclusion générale

Dans les alliages dentaires Ni-Cr l'addition du Cr 12% (valeur minimum) et de 2 –5% Mo au volume d'alliage est bien recommandée du point de vue de résistance à la corrosion

Après l'équation de PRÉ au-dessus de 38 est censé fournir la bonne résistance à la corrosion par piqûres dans un environnement contenant les ions de Cl⁻. Dans cette étude, selon l'équation de PRÉ, pour l'alliage étudié la valeur de PRÉ (résistance équivalente de la corrosion par piqûres) est de 28.5.

Le taux de corrosion est augmenté après le traitement thermique à haute température

On le sait également que, le processus de mise à cuisson de porcelaine rendent l'alliage moins résistant à la corrosion.

La salive artificielle de pH =2.3 est plus corrosive que l'acide citrique et la salive artificielle de pH =5.95.

Le milieu de NaCl de pH=8 est plus corrosif que le NaCl de pH=4 et le NaCl de pH=2.3.

l'ordre de l'agressivité des milieux étudiés est comme suit : la salive artificielle de pH=2.3(S1) > NaCl de pH=8 (S6) > NaCl de pH=2.3 (S4) > NaCl de pH=4 (S5) > l'acide citrique de pH=2.3 (S3) > salive artificielle de pH =5.95(S2).

En résumé, dans cette recherche, les propriétés de corrosion dépendaient non seulement de la composition de l'alliage de Ni-Cr mais aussi des caractéristiques d'oxyde de surface.

Références

- [1] C. Chollet, Thèse doctorat, Université de bordeaux 1 : Intérêt de la maîtrise de la microtopochimie superficielle pour contrôler les interactions matériaux-tissus, (2007).
- [2] A. C. Derrien, Thèse doctorat, Université de Rennes 1 : Synthèse et caractérisation physico-chimique de géopolymères. Application : cinétique de minéralisation de géopolymères et du, biomatériau CaCO₃ synthétique, (2004).
- [3] M. Helfer, Thèse doctoral, Université Henri Poincaré Nancy1: Intérêts du système procéra® dans L'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants, (2002).
- [4] N. Dumelie, Thèse doctorat, Université de Reims Champagne Ardenne: contribution à la microanalyse X des revêtements superficiels. Application aux biomatériaux, (2006).
- [5] A .Herzi, mémoire de magister, université Mentouri-Constantine : étude des propriétés physiques et mécaniques de la vitrocéramique dentaire utilisant le système IPS Empress 2, (2010).
- [6] P. Compain, Thèse doctorat, Université de Henri Poincaré - Nancy 1 : comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline - approche expérimentale, (2010).
- [7] S.H.Tuna,N.Ö.Pekmez,F.Keyf, F. Canlı . Dental materials 25, P .1096–1103, (2009).
- [8] J.C. Wataha , R. L. Messer, Dent Clin N Am 48, P.499-512(2004).
- [9] W. Geurtsen .CROBM 13(1), P.71-84 (2002).
- [10] J.C .Wataha. J Prosthet Dent 87 , P. 351-363 (2002).
- [11] D. Li. N. Baba, W. A. Brantley , S. B. Alapati. J Mater Sci: Mater Med 21, P.2723-2731,(2010).
- [12] G. Gregoire, B. Grosgeat, P. Millet et Ph. Rocher. Société Francophone des biomatériaux dentaires (SFBD) , (2009-2010).
- [13] J .Debra, L. Treacy ,M .Randall. German: GoldBuli, 17 (2), (1984).
- [14] M .R. Charnay, Thèse de doctorat, l'école centrale de Lyon : contribution a l'étude des interfaces métal-céramique pour des alliages semi-précieux type Pd-Ag, Pd-Au ,(1994).
- [15] M.A. Ameer, E. Khamis b, M. Al-Motlaq. Corrosion Science 46, P. 2825–2836,(2004).
- [16] C. M. Wylie, R.M. Sheltonb, G. J.P. Flemingc, A.J.Davenport. Dental materials 23,

Références

- p.714–723,(2007).
- [17] J. Liu, X.M. Qiu, S. Zhu, D.Q. Sun, *Materials Science and Engineering A* 497,P. 421–425,(2008).
- [18] A. Gouzy, S. Soleille, J.-M. Brignon , nickel et principaux composites ,P.3 -65 ,(2006).
- [19] Ph. Chomel, *Sélection des matériaux métalliques, techniques de l'ingénieur traité Génie mécanique* BM 5071.
- [20] I. Rezgui, *Mémoire de magister, Université Hadj Lakhdar de Batna : résistance à la corrosion des dépôts composites nickel-alumine en présence d'additifs*, (2010).
- [21] D. Bastien, *mémoire de brevet technique des métiers, Lille : alliages et supports prothétiques pour la céramique en prothèse fixée*, (2008).
- [22] D. Mareci, Gh. Nemtoi, N. Aelenei ,C. Bocanu *Aurobiene, cell and Materials* 10 ,P1-7, (2005).
- [23] J. DEJOU et J. CAMPS, *J .Biomatériaux Dentaires*14, (1999).
- [24] B. Ter-Ovanesian, *Thèse de doctorat, université de Toulouse : Etude comparative de différents superalliages base Ni pour ressorts de systèmes de maintien* , (2011).
- [25] D .Mareci, A. Cailean, G. Ciurescu , D. Sutiman, *The Open Corrosion* 3, P.45-53 (2010).
- [26] S. S .Viswanathan., H. Cheol, *Transactions of nonferrous metal Society of china*19 ,P.785 -790, (2009).
- [27] E. Tamam, A. Kevser Aydın, *Clin Oral Invest* 15, P. 375–382, (2011).
- [28] M. Sharma, A .V. Ramesh Kumar , Nirbhay Singh, *J Mater Sci: Mater Med* 19, P. 2647–2653(2008).
- [29] H.H. Huang, *Biomaterials* 24, P.1575–1582, (2003).
- [30] J.C. Setcos, A.Babaei-Mahani, Lucy Di Silvio, Ivar A. Mjor Nairn H.F. Wilson *dental materials* 22 , P. 1163–1168, (2006).
- [31] J. Qiu, Y .Wei-qiang, Z .Fu-qiang, *J Mater Sci* 46, p.1359–1368(2011).
- [32] H.-Y. Lin, B. Bowers, T. J. Wolan , Z.Cai , D .J. Bumgardner, *Dental materials* 24 , p. 378–385, (2008).
- [33] A. Marti, *J. Care Injured* 31, P.18-21, (2000).
- [34] M. B. Soegijono , *Thèse de doctorat ,Université de Lyon , Etude des interfaces métal-céramique sur des alliages Co-Cr-Mo:d'une addition de tungstène (W) et de manganèse (Mn)* ,(1992).

Références

- [35] A. Boucheham, Mémoire de Magister, Université Mentouri-Constantine : Etude de la corrosion des alliages base Co-Cr, (2010).
- [36] B .Rahal , Mémoire de Magister, Université Mentouri-Constantine Caractérisation d'une céramique dentaire nanostructurée utilisant le système IPS E-max, (2011).
- [37] T.Matkovic, P. Matkovic, J. Malina, Journal of Alloys and Compounds 366, p. 293–297, (2004).
- [38] P. Millet, P. Weiss, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, (2009-2010).
- [39] H.Wen-Fu, P.Chang-Hung, W.Shih-Ching, H .Hsueh-Chuan, Alloys and Compounds 472, P. 546–550, (2009).
- [40] F. Guillemot, Thèse de doctorat, Université de Renne : Etude métallurgiques d'alliage de titane pour application biomédicale, (2000).
- [41] G. Texier, Thèse de doctorat, Université de Renne : Elaborations et caractérisations micro et nanostructurales d'alliages à base de titane à destination biomédicale, (2005).
- [42] E.Delvat, Thèse de doctorat, Université de Renne, Contribution au développement de nouveaux alliages biocompatibles à base de titane, (2006).
- [43] X.Boidin, Thèse de doctorat, Université Paul Verlaine de METZ : Contribution à l'étude expérimentale et numérique à l'échelle de la microstructure de l'écaillage d'un alliage de titane, (2005).
- [44] M. Jamesh, S .Kumar, T.S.N. Sankara Narayanan, Materials Engineering and Performance, (2011).
- [45] A.C. Vieira, A.R. Ribeiro, L.A. Rocha, J.P. Celis, Wear 261, p. 994–1001, (2006).
- [46] C. Praud, B. Martin, F. Chomet, F. Lelievre, Synergie Prothétique 2, n° 3, (2000).
- [47] V.Comte , Memoire de l'Ecole pratique des hautes études : Etude *in vitro* de fibroblastes gingivaux sur l'alliage nickel – titane : influence des états de surfaces ,(2003).
- [48] A. L. Bertrand, Mémoire de l'Ecole pratique des hautes études : Rétention des streptocoques mutans sur des matériaux orthodontiques en fonction de différents procédés d'hygiène - étude *in vitro*, (2004).
- [49] A.Alhamany , Thèse de doctorat, Université Mohammed V-Agdal Rabat: comportement en fatigue des alliages à mémoire de forme cas du Cu Zn Al, (2005).
- [50] J. Dejou et J. Camps, Biomatériaux Dentaires 15, (2000).
- [51] L . Yuming, JADA 129, P .494-503 (1998).

Références

- [52] G.J.Mount, W .R .Hume : Préservation et restauration de la structures dentaires, livre
- [53] S .Jhanbakht , F . Livarjdani , A.Jaegaer .: le risque mercuriel dans les cabinets dentaires document pour médecin du travail N° 3, (2003).
- [54] P.Montagne, Thèse de doctorat, Université Henri Poincare Nancy 1 : Matériaux d'obturation et préparations cavitaires : Evolution à travers le temps, (2007).
- [55] A.Traoré1, Mémoire de la maîtrise des sciences biologiques et médicales, Université Bordeaux 2 : Evaluation de l'exposition au mercure et des risques dus aux amalgames dentaires, (2006).
- [56] P. Rocher, G. Grégoire, J.-J. Guyonnet , EMC-Dentisterie 1, P. 284–311, (2004).
- [57] J.-M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, EMC-Dentisterie 1, P.101–117, (2004).
- [58] J. Dejou : Les céramiques, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, (2010) .
- [59] M.A Abudalazez, Mémoire de Master: Preparation and characterization of opaque dental porcelain powder as filler in denture base poly (methyl methacrylate), (2009).
- [60] A. Morin (Assistante), I. Lopez (Assistante), J.-L. Coeuriot , P. Millet , EMC-Ondologie 1 , P .1–12, (2005) .
- [61] C.Conreaux, Thèse de doctorat, Université Henri Poincaré – Nancy 1 : la liaison céramo-céramique tiendra-t-elle ses promesses ?, (2011).
- [62] C. Pradines, Thèse de doctorat, U. Henri Poincare-Nancy 1 : Infrastructures de bridges en zircone y-TZP : de la conception aux applications, (2010).
- [63] F .James,H. Shackelford Robert. Doremus Editors, book, Library of Congress Control Number: 2007938894: Ceramic and Glass Materials Structure, Properties and Processing, (2008).
- [64] I.Denry, Robert Kelly , Dental Materials 24, P.299–307, (2008).
- [65] A .Edward. McLaren, Russell A.Giordano II , VM9, P.99- 111, (2005).
- [66] G.Dantelle, Thèse de doctorat, Université de Paris VI : Vitrocéramiques oxyfluorées transparentes dopées par des ions lanthanides Matériaux nano-composites luminescents à 1.5 μm , (2006).
- [67] C. Quemard Le Meins , Stratégie prothétique. Vol 7, n° 1 (2007).
- [68] M.El Jouad ,Thèse de doctorat, Université d'Angers, Angers, France : Modélisation et Spectroscopie des Vitrocéramiques Fluorées dopés par des Ions de Terres Rares pour Applications en Amplification dans l'Infrarouge, (2010).
- [69] E. El-Meliegy, R. V .Noort ,book: Glass and glass ceramic for medical applications,(2012).

Références

- [70] I. Denry, Julie A. Holloway , *Materials* 3, P. 351-368, (2010).
- [71] T.Vanel, Thèse de doctorat, Université Henri Poincaré Nancy 1 : Impacts des facteurs humains dans l'intégration esthétique d'un élément Céramique, (2007).
- [72] A. Karaali, Thèse de doctorat, Université Mentouri-Constantine : Etude et caractérisation de la liaison céramique-métal sur des alliages base Co-Cr (+w), (2005).
- [73] A. Carradó, Thèse de doctorat, 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).
- [74] L. Rebiai, Mémoire de Magister : Etude thermodynamique de matériaux frittés a base du kaolin Tamazert, (2006).
- [75] O. Guastalla, S. Viennot, Y. Allard, *EMC-Ondologie* 1, P .193–201(2005).
- [76] P. Rocher, *Journal de biomatériaux dentaires* 18, (2003).
- [77] S. Ghoggali, Mémoire de Magister, Université de Batna : Simulation du Comportement de la Fatigue des Matériaux Utilisés en Biomécanique .Application à un Implant Dentaire(2010).
- [78] A. Morin, I. Lopez, J.-L. Coeuriot, P. Millet, *EMC-Ondologie* 1 , P. 1–12, (2005).
- [79] J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup, , *EMC Odontologie*, 23-065-E-10, (2005).
- [80] C. Wirth, Mémoire de l'école pratique des hautes études : Influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire.
- [81] L.Bahije, W.Rerhrhaye, N.Merzouk, F.Zaoui, *Orthodontie* 5, N° : 1, (2010).
- [82] C. Manaranche, Helga Hornberger, *Dental Materials* 23, P. 1428–1437, (2007).
- [83] F. Nejatidanesh, O. Savabi, A. Yazdanparast, *Journal of Dentistry* 2, N° .4, (2005).
- [84] R .Rafah. Al-Hity, Heinrich F. Kappert, St'éphane Viennot, Francis Dalard, Brigitte Grosgeoga t, *Dental Materials* 23, P. 679–687,(2007).
- [85] N . Boudieb, Mémoire de Magister, Université de Boumerdès : Evaluation des performances des peintures par des techniques électrochimiques, (2008).
- [86] D . Upadhyay, A . P .Manoj , R.S. Dubey , V.K. Srivastava , *Materials Science and Engineering A* 432,P.1–11,(2006).
- [87] P. Bourdet, Thèse de doctorat, Université de Toulouse : Développement d'une méthode de simulation du comportement en fatigue de pièces minces en alliage

Références

- d'aluminium soumises à la corrosion par piqûres, (2007).
- [88] B.G.Bahët Stanislas, Mémoire de Fin d'Etudes d'Ingénieure, Université M'Hamed Bougara de Boumerdès : Etude du dimensionnement optimal d'un système de protection cathodique, alimenté par énergie solaire, (2010).
- [89] O.George, Thèse de doctorat, Université Henri Poincare : Etude de la corrosion et de l'usure des pinces à couper les ligatures au cours de la stérilisation, (2011).
- [90] S.N Supreetha, K. Ravindra, H. Murali, journal of dental advancements 2(1), 2010.
- [91] J. C. Wataha , G. Schmalz, Dental Alloys 8, P .221-250, (2005).
- [92] S. G. Duffó, S. B. Farina, Materials Chemistry and Physics 115, P.235–238, (2009).
- [93] J. C. Wataha, S.K. Nelson, E Petra. Lockwood, Dental Materials 17 ,P. 409-414,(2001).
- [94] R. Singh, B. N. Dahotre, J Mater Sci: Mater Med 18, P. 725–751, (2007).
- [95] G.Bayramoglu, T. Alemdaroglu, A.A. Aksut, commun. Fac .Sci.Ank.Series B. V .44.PP.43-55, (1998).
- [96] J. C. Wataha, E .P. Lockwood, Sh.S. Khajotia, R.Turner Journal of prosthetic dentistry 80, N° 6, (1998).
- [97] P. Eppe, Mémoire de l'attestation d'étude et de recherche approfondies en Implantologie orale, Université de Bordeaux II: Allergies et intolérances en implantologie,(2006).
- [98] M. Zhang, Jukka Pekka Matinlinna, Open access, (2011).
- [99] B. JACQUOT, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires (2009-2010).
- [100] A.Sourdot, Thèse de doctorat, Université Henri Poincare - Nancy 1 : la corrosion du titane en milieu buccal, (2007).
- [101] D.Mareci, R Chelariu, S Iacoban, C Munteanu, G Bolat, D Sutiman, Journal of Materials Engineering and Performance (2011).
- [102] B. Grosogeat, P. Colon , Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, (2009-2010).
- [103] A. H. Gaff, S Joiret ,D.Abourazzouk , Elecfrochimica Acto 43, p. 53-62, (1998).
- [104] J. Qiu, W-Q Yu, F-Q. Zhang, RJ .Smales, Y-L .Zhang, C-H.Lu , Eur J Oral Sci 119; P.93–101 ,(2011) .
- [105] A.M.Huntz, M.Lambertin, G . Moulin : Stabilité thermique, chimique et mécanique des couches d'oxyde, P. 197 -202

Résumé

Un intérêt élevé de l'art dentaire aujourd'hui est focalisé pour améliorer les prothèses dentaires fixes ou mobiles. À cette fin, une grande variété d'alliages métalliques est employée, rendant de ce fait difficile d'évaluer leurs propriétés techniques, biologiques et cliniques.

L'alliage Ni-Cr est largement répandu comme matériau de restauration en art dentaire mais sa biocompatibilité est concernée car il y a des rapports des patients souffrant des effets nuisibles provoqués par l'exposition aux restaurations à base de nickel. Le but de ce travail était évalué le comportement électrochimique d'un alliage commercial (Ni –Cr) avant et après des traitements thermiques simulé au processus de cuisson de porcelaine sur l'alliage et évalué l'effet de variations de pH et des milieux sur le comportement électrochimique.

Avant et après les traitements thermiques, la microstructure, la dureté, les propriétés électrochimiques de corrosion, d'alliage étaient examinés., et pour cela on a utilisé différentes méthodes de caractérisations qui sont : la diffraction des Rayons X, la Microscopie optique, la microdureté et les mesures électrochimiques.

La recherche a été effectuée en utilisant plusieurs milieux de plusieurs pH : salive artificielle acide citrique et le NaCl.

Abstract

A high interest of the dentistry today is focused to improve the fixed or mobile dental prostheses. For this purpose, a large variety of metal alloys is employed, returning of this fact difficult to evaluate their technical, biological and clinical properties.

Nickel chromium is widely used as a restorative material in dentistry but its biocompatibility is of concern as there are reports of patients suffering adverse effects caused by exposure to nickel-based restorations. The aim of this work was to evaluate the electrochemical behavior of a commercial alloy (Ni –Cr) before and after heat treatments simulated a porcelain-fused-to-metal firing process and was to evaluate the effect of variations of pH and of the mediums on the electrochemical behavior.

Before and after the heat treatments, alloy specimens were examined for their microstructure, hardness, electrochemical properties of corrosion, and for this reason one used various methods of characterizations which are: the diffraction of X-rays, optical Microscopy, microhardness and electrochemical measurements.

Research was carried out by using several mediums of several PH: citric acid, artificial saliva and NaCl.

ملخص

اهتمام كبير حاليا في صناعة الأسنان موجه لتحسين طواقم الأسنان الثابتة أو المتحركة , لهذه الغاية أنواع كثيرة من السبائك المعدنية استعملت مما أدى إلى صعوبة تقدير مميزاتها التقنية و البيولوجية .

السبيكة نكال- كروم منتشرة بكثرة كمادة ترميم في صناعة الأسنان ولكن توافقه البيولوجي معني لوجود نسبة من المرضى عانوا من تأثيرات مضره سببها التعرض لترميمات من النيكل.

الهدف من هذا العمل هو تقدير السلوك الكيمائي لسبيكة تجارية نيكال- كروم قبل و بعد معالجات حرارية مماثلة لعملية طهي السيراميك على السبيكة و تقدير تأثير اختلاف pH و الأوساط الكيميائية على السلوك الكيمائي للسبيكة المعدنية .

قبل و بعد المعالجات الحرارية , البنية المجهرية , الصلادة , الخواص الالكتروكيميائية للسبيكة فحصت , و من اجل هذا تم استعمال عدة طرق تشخيصية تتمثل في :انعراج الأشعة السينية ,المجهر الضوئي,الصلادة والقياسات الالكتروكيميائية .

البحث اجري باستعمال عدة أوساط بدرجات حموضة مختلفة : لعاب اصطناعي, حمض الخل, كلور الصوديوم.